

N° d'ordre : 13/2006-M/PH

**République Algérienne Démocratique et Populaire**  
**Ministère de l'enseignement supérieur et de la recherche scientifique**  
**Université des Sciences & de la Technologie Houari Boumediene**  
**Faculté de Physique**



**MEMOIRE**

**Présenté pour l'obtention du diplôme de MAGISTER**

**En : PHYSIQUE**

**Spécialité : Sciences Nucléaires**

**Par : AITZIANE Mounir**

**Thème :**

**Evaluation expérimentale d'un modèle dosimétrique pour les faisceaux de photon utilisés en Radiothérapie Externe**

Soutenu publiquement le 09/05/2006 devant le jury composé de

Mr Chami A. C.	Professeur, USTHB	Président
Mr Toutaoui A.E.K.	Chargé de Recherche, CRNA	Rapporteur
Mme Frahi-Amroun A.	Professeur, USTHB	Examineur
Mr Boualga K.	Professeur Radiothérapie, CAC	Examineur
Mr Arib M.	Chargé de Recherche, CRNA	Examineur

*A mes chers parents*  
*Aitziane Ahmed,*  
*Aitziane Louiza (née Lasfer)*  
*A ma femme*  
*Aitziane Sabrina (née Selkim)*



# Remerciements

C'est avec une très grande gratitude que j'adresse mes remerciements les plus sincères à Mr AEK. Toutaoui Chargé de Recherche au Centre de Recherche Nucléaire d'Alger qui m'a encadré et soutenu tout au long de mon travail.

Je suis très honoré et fière que le jury soit présidé par le Professeur A.C. Chami que je remercie vivement pour sa disponibilité.

Je remercie :

Mr M. Arib, Chargé de Recherche au CRNA, pour sa disponibilité et ses orientations judicieuses pour l'accomplissement de ce travail ainsi que tous ses assistants du laboratoire.

Mr le Professeur K. Boualga, chef du Service de Radiothérapie du Centre Anti-Cancer de Blida, d'avoir mis à ma disposition tous les moyens nécessaires pour accomplir mon travail expérimental dans le service, et d'avoir accepté de faire partie du jury malgré ses obligations.

Mme A. Frahi-Amroun, Professeur à l'USTHB, et Mr M. Arib d'avoir accepté de composer le jury.

Mr A. Yennoune physicien d'hôpital, pour ses conseils très précieux.

Mr J.Y. Giraud pour sa documentation et ses encouragements.

Je n'oublierai pas que ce travail n'aurait pas été possible sans la collaboration et l'aide de nombreuses personnes. Qu'ils comptent sur ma reconnaissance. Ces remerciements s'adressent tout spécialement au biophysicien M<sup>r</sup> I. Benghezal et au manipulateur M<sup>r</sup> A. Benkheira qui m'ont m'aidé dans la partie expérimentale et pour leur hospitalité.

Je remercie également les manipulateurs Mr AEK. Kouadit et Mr F. Moumni pour leur aide précieuse lors de la simulation et l'irradiation du fantôme anthropomorphe, ainsi que leurs conseils et leurs documentations.

J'exprime aussi ma reconnaissance à Mr K. Ibrahim pour avoir accepté de me traduire en allemand divers articles, et à B Azzaz, M. Bedri et A. Aitsaadi ainsi que tout le personnel du CAC.

Mme F. Dari, et Mr D. Imatoukène K. Adjidir et A. Trabelssi pour leurs aides précieuses.

Mr A. N. Aïchouche, pour son aide, sa disponibilité et sa gentillesse.

A tous ceux qui ont contribué de près ou de loin pour réaliser ce travail.

# Experimental evaluation of dosimetric model for dose calculation for photons used in extern radiotherapy.

AITZIANE Mounir.  
Nuclear Sciences Laboratories.  
Institute of Physics  
USTHB

## Abstract.

A whole of dosimetric data was measured in order to check the precision of a dose calculation algorithm for the photon beams. The dose distribution of a radioactive source of  $^{60}\text{Co}$  was measured by using an ionization chamber in a phantom of water and thermoluminescent dosimeters (TLD) in a heterogeneous anthropomorphic phantom.

Tests based on the protocols of AAPM TG23 and of NCS included square fields, rectangular fields, fields with variable source surface distance (SSD), wedged fields, irregular fields, oblique incidence, fields with asymmetrical collimation, missing tissue, irregular surface and fields with central block. The whole of the data is used to validate the dose calculation algorithm for the photon beam of two treatment planning systems according to the recommended acceptance criteria.

A series of six irradiations of an anthropomorphic phantom has been performed as part of a programme of treatment planning system (TPS) validation. The 'treatment' configurations used represent a realistic cross section of those carried out routinely in a radiotherapy centre. The dose distributions within the phantom were determined using 657 LiF TLD chips per irradiation and the measured dose distributions were compared with calculations performed on a TPS THERAPLAN PLUS<sup>®</sup> for three ranges of dose gradient.

The accuracy of the technique per measurement point is estimated to be 3% in dose (low dose gradient) and 3 mm in position (high dose gradient).

The absolute dose calculated by the various treatment planning systems in which the measured data of the beam were introduced, was compared for all the points of the various tests. The two treatment planning systems gave tolerable results for the majority of the tests, and the tolerances were exceeded by the systems in some complex geometry.

The measurement and data analysis techniques used permit evaluation of a TPS against recently recommended criteria of acceptability although it is noted that is not possible to isolate TPS performance from factors depending on, for example, open beam data fitting and treatment set up accuracy.

# Versuchsbewertung eines dosimetrisch model der Dosisberechnung für die Photone, die in externer Strahlentherapie benutzt wurden.

AÏTZIANE Mounir.

Laboratorium nukleare Wissenschaften.

Physikfähigkeit - USTHB .

## Zusammenfassung.

Eine Gesamtheit dosimetrisch Angaben ist gemessen worden, um die Genauigkeit eines Algorithmus der Dosisberechnung für Photonbündel zu prüfen. Die Dosisverteilungen einer Quelle von  $^{60}\text{Co}$  sind gemessen worden, indem man ein Ionisationszimmer in einem thermoluminescent Phantom von Wasser und der Dosimeter (TLD) in einem heterogenen anthropomorphen Phantom benutzt hat.

Die Tests, die auf den umfaßten Protokollen des TG23 und des NCS der viereckigen Felder basieren, rechteckige Felder, planschleifen Felder, die eine Quellen-Haut-Abstand, (PQD) veränderlich, Felder mit Filter in Ecke, unregelmäßige Felder, Felder mit schräger Auswirkung, den Feldern mit asymmetrischer Kollimation Felder, die einen zentralen Block, Gewebedefizit, eine unregelmäßige Oberfläche haben, und zwei heterogene Dichtefälle. Die Gesamtheit der Angaben wird benutzt, um den Algorithmus der Dosisberechnung für das Bündel des Photons von zwei Systemen der Behandlungsplanung nach den empfohlenen Annehmbarkeitskriterien für rechtsgültig zu erklären.

Eine Reihe von sieben Bestrahlungen eines anthropomorphen Phantoms wurden gemacht. Die benutzten Konfigurationen stellen eine realistischere Schüssel hinsichtlich jener dar, die gewöhnlich in den Strahlentherapiezentren durchgeführt wurden. Die Dosisverteilungen im Phantom, indem man 657 Tabletten von TLD LiF und die gemessenen sind Dosisverteilungen benutzt hat bestimmt worden mit den Dosisverteilungen verglichen worden, die durch die zwei Systeme der Behandlungsplanung TP11 berechnet wurden, und Theraplan Plus für drei Regionen des Dosisgradienten. Die Toleranz für das heterogene Phantom ist, auf 3% in Dosis (schwacher Dosisgradient) und 3mm in Position zu schätzen, (starker Dosisgradient).

Die absolute Dosis, die durch die verschiedenen Systeme der Behandlungsplanung berechnet wurde, in denen die gemessenen Bündelraten erfaßt worden sind, ist für alle Punkte der verschiedenen Tests verglichen worden. Die zwei Systeme der Behandlungsplanung haben erträgliche Ergebnisse für die Mehrheit der Tests gegeben, und die Toleranzkriterien sind durch die Systeme nur in bestimmten komplexen Geometrien überschritten worden.

In Schlußfolgerung hat die Anwendung der Gesamtheit der Tests keine unüberwindbare Schwierigkeit vorgestellt, und obschon meine nicht überschrittenen Ergebnisse die Toleranzen man die Leistungen eines Systems an den Faktoren nicht trennen kann, die mit der Handhabung oder mit der Maßnahme zusammenhängen.

# Evaluation expérimentale d'un model dosimétrique de calcul de dose pour les photons utilisés en radiothérapie externe.

AITZIANE Mounir.  
Laboratoire de sciences nucléaires.  
Faculté de physique  
USTHB

## Résumé.

Un ensemble de données dosimétriques a été mesuré afin de vérifier la précision d'un algorithme de calcul de dose pour les faisceaux de photons. Les distributions de doses d'une source de  $^{60}\text{Co}$  ont été mesurées en utilisant une chambre d'ionisation dans un fantôme d'eau et avec des dosimètres thermoluminescent (TLD) dans un fantôme anthropomorphique hétérogène.

Les tests basés sur les protocoles de l'AAPM TG23 et de NCS incluent des champs carrés, champs rectangulaires, champs ayant une distance source surface (DSP) variable, champs avec filtres en coins, champs irréguliers, champs avec incidence oblique, champs avec collimation asymétrique, déficit tissulaire, surface irrégulière et champs avec bloc central. L'ensemble des données est utilisé pour valider l'algorithme de calcul de dose pour le faisceau de photon de deux systèmes de planning de traitement selon les critères d'acceptance recommandés.

Une série de six irradiations d'un fantôme anthropomorphique a été faite. Pour approcher au mieux les configurations rencontrées habituellement dans les centres de radiothérapie. Les distributions de dose dans le fantôme ont été déterminées en utilisant 657 pastilles de TLD LiF et les distributions de dose mesurées ont été comparées aux distributions de dose calculées par le système de planning de traitement THERAPLAN PLUS<sup>®</sup> pour trois régions de gradient de dose.

La tolérance pour le fantôme hétérogène est estimée à 3% en dose (faible gradient de dose) et 3 mm en position (fort gradient de dose).

La dose absolue calculée par les différents systèmes de planning de traitement dans lesquels les données mesurées du faisceau ont été saisies, a été comparée pour tous les points des différents tests. Les deux systèmes de planning de traitement ont donné des résultats tolérables pour la majorité des tests, et les critères de tolérance ont été dépassés par les systèmes que dans certaines géométries complexes.

En conclusion l'application de l'ensemble des tests n'a pas présentée une difficulté insurmontable, et malgré nos résultats n'ont pas dépassé les tolérances, on ne peut pas séparer les performances d'un système aux facteurs liés à la manipulation ou à la mesure.

# SOMMAIRE

---

<b>Lexique</b> .....	<b>i</b>
<b>Liste des abréviations</b> .....	<b>iii</b>
<b>Liste des figures</b> .....	<b>iv</b>
<b>Liste des tableaux</b> .....	<b>vi</b>
<b>Introduction</b> .....	<b>1</b>
<b>Chapitre 1 : Interaction des photons avec la matière</b> .....	<b>5</b>
I. Introduction .....	5
II. Diffusion Rayleigh .....	5
III. Diffusion Thomson .....	6
IV. Effet photoélectrique .....	6
V. Effet Compton .....	7
VI. Production de paires .....	8
VII. Atténuation et absorption d'un faisceau de photons .....	9
<b>Chapitre 2 : Quantités dosimétriques en radiothérapie</b> .....	<b>11</b>
I. Introduction .....	11
II. Production et mise en forme des faisceaux de photons utilisés en radiothérapie externe .....	11
II.1 Production des faisceaux de photons .....	11
II.1.1 Unité de Kilovoltage .....	11
II.1.2 Unité du Cobalt -60 .....	12
II.1.3 Accélérateur linéaire .....	12
II.2 Mise en forme du faisceau clinique .....	13
III. Grandeurs dosimétriques .....	14
III. 1 Énergie communiquée (délivrée) .....	14
III. 2 Flux énergétique .....	15
III. 3 Fluence de particules .....	15
III. 4 Fluence énergétique .....	15
III. 5 Exposition .....	16
III. 6 Kerma .....	16
III. 7 Dose absorbée .....	17
IV. Equilibre électronique .....	18
V. Théorie de la cavité .....	19
V. 1 Théorie de <i>Bragg - Gray</i> .....	19
V. 2 Principe de <i>Spencer - Attix</i> .....	20
VI. Dosimétrie des faisceaux de photons .....	20
VI.1 Kerma de l'air dans l'air .....	20
VI. 2 La dose à une petite masse du milieu dans l'air .....	20
VI. 3 Loi de l'Inverse du Carré des Distances .....	21

VI. 4 Facteur de collimation .....	21
VI. 5 Facteur du pic de diffusion ( <i>PSF</i> ) .....	22
VI. 6 Facteur de diffusion par le fantôme .....	22
VI. 7 Facteur de dose relative .....	23
VI. 8 Rendement de Dose en profondeur .....	23
VI. 9 Fonction de diffusion ( <i>S</i> ) .....	24
VI. 10 Rapport Tissu – Air ( <i>RTA</i> ) .....	24
VI. 11 Rapport Tissu – Diffusé ( <i>SAR</i> ) .....	24
VI. 12 Rapport Tissu – Fantôme ( <i>RTF</i> ) .....	25
VI. 13 Rapport de Diffusé – Maximum .....	25
VI. 14 Facteur hors – axe ( <i>Off – Axis Ratio</i> ).....	25

### **Chapitre 3 : Calcul de dose et planning de traitement pour les faisceaux de photons utilisés en radiothérapie ..... 26**

I. Introduction .....	26
II. Dépôt d'énergie des faisceaux de photons .....	27
II. 1 Processus physique .....	27
II. 2 Les théorèmes de Fano et d'O'Connor .....	28
III. Processus de planification de traitement en radiothérapie .....	29
IV. Calculs de dose pour planification de traitement .....	30
V. Les différentes méthodes de calcul de doses pour les faisceaux de photons... 31	
V. 1 Méthodes basées sur les corrections .....	32
V. 1.1 Méthodes du parcours effectif du faisceau primaire .....	32
V. 1.2 méthode de la loi de la puissance (méthode de Batho) .....	35
V. 1.3 La méthode du <i>Rapport Tissu – Air Equivalent (ETAR)</i> .....	36
V. 1.4 La méthode de soustraction de faisceau .....	37
V. 2 Méthodes de calcul de doses basées sur les modèles .....	37
V. 2.1 Méthodes basés sur la séparation des rayonnements primaire et diffusé .....	37
V. 2.2 Méthodes basées sur l'estimation implicite du diffusé .....	43
V. 2.3 Méthodes de convolution- superposition de point–Kernel .....	44
V. 2.4 Les méthodes de Monte Carlo .....	45
V. 2.5 Les méthodes du faisceau analytique.....	45

### **Chapitre 4 : Assurance Qualité des Systèmes de Planning de Traitement ..... 47**

I. Evaluation de la qualité .....	47
II. Incertitudes, Déviations, Tolérances et erreurs .....	47
II. 1 Incertitude .....	47
II. 2 Déviation .....	48
II. 2.1 Évaluation dans des régions de faible gradient de dose .....	49
II. 2.2 Évaluation dans des régions de fort gradient de dose .....	49
II. 2.3 Évaluation combinée des déviations dosimétriques et spatiales. 50	
II. 2.4 Évaluation de la déviation pour un grand nombre de points.....	51

II. 3 Tolérance .....	51
II. 4 Erreur .....	51
III. Standards de Qualité, données de référence, tolérance et méthodes d'évaluation pour un système de planning de traitement .....	52
III. 1 Standards de qualité .....	52
III. 2 Données de référence .....	52
III. 2.1 Mesures des données test .....	53
III. 2.2 Analyse de données, traitement et stockage.....	53
III. 3 Tolérances pour le calcul de doses .....	53
III. 3.1 Les Critères d'acceptation pour l'exactitude de calcul de dose du faisceau de photon .....	53
III. 4 Intervalle de confiance .....	56
IV. Méthodes de vérification et de comparaison dosimétrique .....	57
IV. 1 Dose en profondeur .....	58
IV. 2 Facteurs d'output .....	59
IV. 3 Données des champs ouverts .....	58
IV. 4 Effets de forme du patient .....	58
IV. 5 Filtres en coin .....	58
IV. 6 Blocs (Caches) .....	58
VI. 7 Champs asymétriques .....	58
VI. 8 Corrections de densité .....	58
VI. 9 Fantômes anthropomorphiques .....	58
<b>Chapitre 5 : Matériels et Méthodes .....</b>	<b>59</b>
I. Techniques de mesure .....	59
II. Systèmes de planning de traitement .....	60
III. Les données de base du faisceau .....	60
III. 1 Données de dose en profondeur .....	61
III. 2 Les Profils de Dose .....	61
III. 3 Données de filtre en coins .....	61
III. 4 Facteurs d'Output .....	61
IV. Les données de test .....	61
V. Fantôme hétérogène .....	66
V. 1 La dosimétrie Thermoluminescente .....	66
V. 2 Simulation et irradiation .....	67
V. 3 Irradiation des cas cliniques .....	69
V. 3.1 Sinus Maxillaire (Technique de 2 Champs) .....	69
V. 3.2 Sinus Maxillaire (Technique de 3 Champs) .....	70
V. 3.3 La Prostate .....	70
V. 3.4 Le Sein .....	71
V. 3.5 Gliomes malins cérébraux .....	71
V. 3.6 Endomètre .....	72
VI. Les données CT .....	73
VII. Analyse des résultats .....	74

---

<b>Chapitre 6 : Résultats et Discussion .....</b>	<b>75</b>
I. Introduction .....	75
II. Test avec fantôme Homogène .....	75
II. 1 Test 1 : champs carrés à DSP = 80cm .....	75
II. 2 Test 2 : champs rectangulaires à DSP = 80cm .....	80
II. 3 Test 3 : incidence oblique .....	86
II. 4 Test 4 : champs ouverts à DSP variables .....	89
II. 5 Test 5 : champs avec filtres en coin .....	94
II. 6 Test 6 : champs avec bloc central .....	98
II. 7 Test 7 : champs irréguliers .....	100
II. 8 Test 8 : champ asymétrique .....	105
II. 9 Test 9 : temps de traitements .....	111
III. Test avec fantôme anthropomorphique .....	112
<b>Conclusion .....</b>	<b>117</b>
<b>Annexe .....</b>	<b>119</b>
<b>Référence .....</b>	<b>123</b>

# LEXIQUE

---

**Activité** : Nombre de désintégration par seconde, son unité est le Becquerel. ( $1 \text{ Bq} = 1 \text{ des / s}$ )

**Bolus** : Substance équivalent-tissu que l'on ajoute pour des surfaces irrégulières.

**Build up** : Région où la dose augmente en fonction de la profondeur jusqu'à une dose maximale

**Caches focalisés et personnalisés** : Ces caches tiennent compte de la divergence du faisceau et de la morphologie du patient.

**Caches non focalisés** : Ils se présentent en général sous la forme d'un parallélépipède en plomb (densité  $11,3 \text{ g/cm}^3$ ) dont l'épaisseur est fonction de l'énergie du rayonnement utilisé.

**Cerobend** : Alliage métallique de densité  $9,64 \text{ g/cm}^3$ .

**Densité électronique relative** : Nombre d'électron par unité de volume d'un milieu sur le nombre d'électron par unité de volume de l'eau.

**Effets biologiques** : Les effets biologiques d'une irradiation sur les tissus cellulaires sont l'aboutissement d'une chaîne de phénomènes déclenchés par le passage du rayonnement. Les événements initiaux sont des ionisations (éjections d'un électron) ou des excitations (passage d'un électron sur une couche d'énergie supérieure), provoquées par l'interaction des radiations incidentes avec les atomes des molécules cellulaires. Ces modifications physiques entraînent des perturbations physico-chimiques, puis chimiques pour aboutir enfin à un effet biologique.

**Electron delta** : Lorsque un électron incident a un paramètre d'impact  $b$  de même ordre de grandeur que le rayon de l'atome  $a$  ceci qui provoque une forte collision et un électron orbital sera éjecté de cet atome.

**Énergie radiante** : C'est l'énergie totale créée par les charges en ionisant les molécules du milieu (l'air)  
 $R = N_{\text{pair}} \cdot W_{\text{Air}}$ , elle s'exprime en  $J$  ou en  $MeV$

**Excitation** : L'absorption d'une énergie  $E$  insuffisante pour rompre la liaison d'un électron peut entraîner une modification de la structure électronique, l'électron passe d'une couche à une autre. On dit alors que l'atome est excité.

**Fading** : Evacuation des électrons de leurs sites dans les TLD avant la lecture à la température ambiante (fading thermique), par effet de la lumière (fading optique) ou par un moyen quelconque (fading anormal).

**Filtre en coin** : Les filtres en coins sont utilisés pour compenser le « manque de tissus » lorsque l'entrée du faisceau est oblique. Il existe des coins de  $30^\circ$ ,  $35^\circ$  ou de  $45^\circ$  et  $60^\circ$ . Ces valeurs indiquent l'angle de redressement des isodoses de base par rapport à l'axe du faisceau. Les filtres en coins sont aussi parfois utilisés pour déformer les isodoses en leur donnant une direction oblique. Ils sont placés dans le faisceau de rayonnement près du collimateur.

**Fluorescence** : Un atome ayant subi une ionisation ou une excitation se trouve dans un état instable qui correspond à un excès d'énergie par rapport à l'état fondamental. Il tend à retourner à l'état fondamental en restituant l'énergie absorbée. Dans la fluorescence, cette restitution s'effectue par l'émission immédiate ( $10^{-10}$  à  $10^{-8}$  s) d'un ou plusieurs photons.

**Ionisation** : Lorsqu'une structure électronique absorbe une quantité d'énergie  $E$  suffisante pour rompre la liaison d'un de ses électrons, celui-ci se trouve libéré. On dit qu'il y a ionisation.

**Ionisation spécifique** : Est le nombre d'ions créés par unité de longueur

**Indice de qualité** d'un faisceau de photon est le rapport des doses absorbées aux profondeurs de 20 cm et 10 cm dans l'eau avec une distance source peau (distance source axe) constante et un champ de dimension 10 cm × 10 cm à la surface du fantôme (au niveau du plan du détecteur).

**Luminescence** : Est l'émission de lumière par un corps non chauffé et soumis à une excitation.

**Non stochastique** : Peut être défini par une fonction continue et différentielle dans l'espace et dans le temps.

**Parcours**: Représente la profondeur de pénétration du rayonnement dans la matière. Il diffère de la longueur de la trajectoire.

**Pénombre** : C'est une zone à fort gradient de dose, elle est définie comme la distance entre les isodoses 20 et 80%

**Quanta d'annihilation** : Résulte de l'annihilation d'un électron et un positron. Quand le positon incident est au repos, c'est-à-dire quand il a perdu la totalité de son énergie initiale, il s'associe à un négaton et ces 2 particules se dématérialisent. C'est ce qu'on appelle **annihilation** Cependant, les lois de la conservation de l'énergie montrent qu'il résulte de ce phénomène d'annihilation 2 rayonnements  $\gamma$  émis dans des directions opposées et chacun d'une énergie de 511 keV.

**Radiothérapie de contact** : Les tubes de radiothérapie de contact (30 à 60 kV) sont construits pour permettre des applications avec une courte distance source-peau (de quelques mm à quelques cm).

**Rayonnement de freinage** : Un électron rapide passant à proximité d'un noyau de la cible subit une attraction coulombienne, sa trajectoire est incurvée, l'électron est freiné par perte d'énergie émise sous forme de rayonnement X de freinage. Ce phénomène ne concerne que les électrons de très fortes énergies (plusieurs MeV) et qui de plus traversent un milieu constitué d'atomes lourds, c'est-à-dire un milieu dense.

**Technique dite en « DSP »** : La technique consiste à positionner le point d'entrée du faisceau sur la peau du patient, à une distance de la source (Distance Source Peau, DSP).

**Technique dite en « DST »** : La technique consiste à placer le point « T », point du volume cible à l'isocentre de l'appareil de traitement ; tous les faisceaux concourent alors au point « T ». La Distance de la Source au point « T » (DST) est ainsi égale à la DSA.

**Thermoluminescence** : Les radiations ionisantes peuvent créer dans les minéraux des électrons libres qui sont piégés dans les défauts de leur structure cristalline. Ces électrons piégés s'échappent par thermoluminescence lorsqu'ils sont chauffés à une température inférieure à celle de l'incandescence.

**CPE** : Est une région idéale où les photons ne sont ni atténués ni diffusés dans le milieu pour des profondeurs supérieures à la profondeur maximale (la région de l'équilibre électronique), il en résulte que le Kerma de collision est égale à la dose absorbée.

**TCPE** : Est une situation réelle où les photons sont atténués et diffusés dans le milieu pour des profondeurs supérieures à la profondeur maximale, mais le rapport Kerma sur la dose absorbée est constant. (La région de l'équilibre électronique transitoire)

**Stochastique** : Définit dans un domaine fini uniquement, ses valeurs varie de manier discontinue dans l'espace et dans le temps, sa valeur ne peut être prédite ; cependant, la probabilité d'avoir une valeur particulière est déterminée par une distribution.

**Unité Hounsfield** : Une unité d'atténuation de rayon X utilisée pour les coupes CT, chaque pixel lui est assigné une valeur sur une échelle dans laquelle l'air a une valeur égale à -1000, l'eau à 0 et l'os compact une valeur égale à +1000.

# Symboles et abréviations

---

$A$	:	Nombre de Masse
AAPM:		American Association for Physicists in Medicine
$c$	:	célérité de la lumière
CDM	:	Centre de Masse
cm	:	Centimètre
CPE	:	Charged Particle Equilibrium; Equilibre électronique
CT	:	Computed tomography
$DSP$	:	Distance Source Peau
$E_0$	:	Energie de la particule incidente
$E_{tr}$	:	Energie transférée au milieu
$E_{abs}$	:	Energie absorbée dans le milieu
ESTRO		European Society of Therapeutic Radiology and Oncology
$I$	:	Energie moyenne d'excitation
ICRU	:	International Commission on Radiation Units and Measurements
$M$	:	Masse d'électron.
$mc^2$	:	Masse de l'électron au repos
mm	:	Millimètre
$N_A$	:	Nombre d'Avogadro
NCS	:	Netherlands Commission on Radiation Dosimetry
OCR	:	Off Center Ratio; Rapport Hors – Axe
PSF	:	Peak Scatter factor; Facteur du Pic de Diffusion
PDD	:	Percent Depth Dose; Rendement de Dose en Profondeur
PMMA:		Poly Méthyle Méthacrylate
$Q$	:	Charge collectée de même signe
$q$	:	Charge élémentaire.
$r_e$	:	Rayon classique de l'électron
Rad	:	Radiation absorbed dose.
RED	:	Relative Electron Density; Densité Electronique Relative
Rem	:	Radiation equivalent men
SAR	:	Scatter – Air Ratio; Rapport Diffusé – Air
SMR	:	Scatter – Maximum Ratio; Rapport Diffusé – Maximum
SSD	:	Surface Source Distance; Distance Source Surface
SAD	:	Source Axe Distance; Distance Source Axe
TAR	:	Tissue – Air Ratio; Rapport Tissu – Air
TCPE	:	Transient Charged Particle Equilibrium ; Equilibre électronique transitoire
TG23	:	Task Group 23
TLD	:	Thermo Luminescent Dosimetry; Dosimétrie Thermoluminescence
TMR	:	Tissue – Maximum Ratio; Rapport Tissu – Maximum
TPR	:	Tissue – Phantom Ratio; Rapport Tissu – Fantôme
TPS	:	Treatment Planning System; Système de Planning de Traitement
$W_{Air}$	:	Energie pour crée une paire d'ion dans l'air
$Z$	:	Numéro Atomique
$\beta$	:	vitesse de la particule incidente divisée par la célérité de la lumière
$\mu_i$	:	Coefficient d'atténuation (linéaire, <b>A</b> atomique, <b>e</b> électronique)
$\mu_i/\rho$	:	Coefficient massique (linéaire, <b>ab</b> d'absorption, <b>tr</b> transfert d'énergie)
$\rho$	:	Masse volumique

# LISTE DES FIGURES

---

Figure 1-1 : Lors d'une diffusion Rayleigh, un photon est absorbé par les électrons d'un atome (a) qui se mettent à osciller (b), puis émettent un photon de même énergie que le photon incident (c).....	5
Figure 1-2 : Lors d'une diffusion <i>Thomson</i> , un photon incident est absorbé par un électron (a), qui se met à osciller (b), puis émet un photon de même énergie que le photon incident (c). .....	6
Figure 1-3 : Effet photoélectrique. Un photon est absorbé par un électron (a), puis est éjecté hors de l'atome (b). ....	7
Figure 1-4 : Effet <i>Compton</i> , ou diffusion incohérente. Un photon est diffusé par un électron qui est éjecté hors de l'atome. ....	8
Figure 1-5a : Création d'une paire électron–positron à proximité d'un noyau par un photon incident. ....	9
Figure 1-5b : Après un temps très court à l'état de positronium (a), la paire électron–positron s'annihile en une paire de photons ayant chacun une énergie de 511 keV (b). ....	9
Figure 1-6 : Prédominance des interactions photon – matière en fonction de l'énergie du photon incident $h\nu$ et du numéro atomique $Z$ . ....	10
Figure 2-1 : Bombe de cobalt-60 (Eldorado <sup>®</sup> ) .....	11
Figure 2-2 : Accélérateur linéaire (Vrian <sup>®</sup> Clinac 1800) .....	12
Figure 2-3 : Schéma détaillé des différents composants présents dans une tête d'irradiation. .....	13
Figure 2-4 : définition de la fluence des particules.....	15
Figure 2-5 : Définition de l'exposition .....	16
Figure 2-6 : Définition du kerma.....	16
Figure 2-7 : Définition de la dose absorbée.....	18
Figure 2-8 : Equilibre électronique .....	18
Figure 2-9 : Principe de la théorie de la cavité .....	19
Figure 2-10 : Principe de la loi de l'inverse des carrés des distances .....	21
Figure 2-11 : Géométrie de mesure du facteur CF au point P.....	22
Figure 2-12 : Géométrie de mesure du facteur PSF au point P.....	22
Figure 2-13 : Géométrie de mesure des facteurs de dose relative.....	23
Figure 2-14 : Principe de la mesure du rendement de dose en profondeur.....	23
Figure 2-15 : Principe de la mesure du rapport tissu–air.....	24
Figure 2-16 : principe de la mesure du rapport tissu–fantôme.....	25
Figure 3-1 Schéma de l'interaction des photons du faisceau depuis leur création jusqu'à leur absorption dans le patient .....	27
Figure 3-2 : Principe du théorème d'O'Connor. ....	29
Figure 3-3 : Principe du processus de planification de traitement en radiothérapie.....	30
Figure 3-4 : Différentes approches suivies dans le calcul de dose en radiothérapie .....	32
Figure 3-5 : schéma représentatif de la méthode du coefficient d'atténuation effectif ...	33
Figure 3-6 : schéma représentatif de la méthode du Rapport Tissu–Air .....	34
Figure 3-7 : schéma représentatif de la méthode de Batho .....	35
Figure 3-8 : Schéma simplifié de l'interaction des photons dans le patient. ....	38
Figure 3-9 : Schéma simplifié de la séparation de la contribution l'interaction des photons dans le patient.....	41

Figure 3-10 : Schéma simplifié de la décomposition du champ d'irradiation par la méthode de Clarkson .....	42
Figure 2.11 : Contribution a la dose en r d'une interaction en r' .....	44
Figure 4-1 : distribution des incertitudes pour une mesure donnée. ....	48
Figure 4-2 : Principe du l'indice $\gamma$ . ....	50
Figure 4-3 : Différentes régions d'analyse.....	54
Figure 4-4 : Différentes régions de distribution de dose avec différentes tolérance pour l'évaluation. ....	55
Figure 5-1 : Dispositif de mesure dans l'eau. ....	59
Figure 5-2 : Dosimètre à semi-conducteur utilisé pour les mesures de doses relatives. ....	60
Figure 5-3 : schémas représentatif de la géométrie des tests 1,2 et 4 .....	62
Figure 5-4 : schéma représentatif de la géométrie des tests 3 et 5 .....	62
Figure 5-5 : schéma représentatif de la géométrie des tests 6 et 7 .....	63
Figure 5-6 : schéma représentatif de la géométrie du test 8 .....	63
Figure 5-7 : Formes et dimensions des différents champs irréguliers utilisés.....	65
Figure 5-8 : Fantôme anthropomorphique .....	66
Figure 5-9 : Dosimètre TL utilisés pour la détermination des doses dans le fantôme anthropomorphique.....	67
Figure 5-10 : Simulation du traitement.....	68
Figure 5-11 : Position d'irradiation du fantôme Rando <sup>®</sup> -Alderson. ....	69
Figure 5-12 : aperçu de la geometrie d'irradiation du sinus maxillaire (2B) sur l'interface du systeme de planning de traitement (TPP) .....	69
Figure 5-13 : Aperçu de la geometrie d'irradiation du sinus maxillaire (3B) sur l'interface du systeme de planning de traitement (TPP) .....	70
Figure 5-14 : Aperçu de la geometrie d'irradiation de la prostate sur l'interface du systeme de planning de traitement (TPP) .....	70
Figure 5-15 : Aperçu de la geometrie d'irradiation du sein sur l'interface du systeme de planning de traitement (TPP). ....	71
Figure 5-16 : Aperçu de la geometrie d'irradiation de l'encéphale sur l'interface du systeme de planning de traitement (TPP) .....	72
Figure 5-17 : Aperçu de la geometrie d'irradiation du l'endomètre sur l'interface du systeme de planning de traitement (TPP) .....	72

# LISTE DES TABLEAUX

Tableau 4-1 : Types des données de référence .....	52
Tableau 4-2 : Critères de Tolérance pour le calcul de dose externe selon l'ESTRO .....	56
Tableau 4-3 : Critères de Tolérance pour le calcul de dose externe selon (AAPM 1998) .....	56
Tableau 4-4 : Valeurs des critères pour l'intervalle de confiance pour les différents types de test .....	57
Tableau 5-1 : les conditions de référence pour la mesure de dose dans la machine.....	60
Tableau 5-2 : L'ensemble des tests effectués et ceux recommandés par NCS et le TG 23 d'AAPM .....	64
Tableau 5-3 : la géométrie des tests effectués pour la vérification du temps de traitement .....	64
Tableau 5-4 : Champs cliniques utilisés .....	68
Tableau 5-5 : Différents courants et hauteurs de la table H pour le scanner Somatom <sup>®</sup> Spirit .....	73
Tableau 5-6 : Comparaison entre les valeurs théoriques des nombres CT avec les valeurs mesurées dans l'AXsim 2 <sup>®</sup> et celles données par le constructeur, et dans Somatom <sup>®</sup> Spirit pour chaque test donné dans le tableau 5-5 .....	74
Tableau 6-1 : déviation de dose (moyenne, maximum et la déviation standard) mesurée de toutes les géométries, les valeurs qui dépassent les tolérances sont notées en gras .....	107
Tableau 6-2 : déviation de dose (moyenne, maximum et la déviation standard) mesurée de toutes les géométries proposées par TG23/NCS, les valeurs qui dépassent les tolérances sont en gras .....	108
Tableau 6-3 : Les valeurs de l'intervalle de confiance (IC) calculés par les deux systèmes de planning de traitement de tous les tests effectués .....	109
Tableau 6-4 : Les valeurs de l'intervalle de confiance (IC) calculés par les deux systèmes de planning de traitement des tests proposés par TG23/NCS .....	110
Tableau 6-5 : Les valeurs de l'indice $\gamma$ calculés par les deux systèmes de planning de traitement de tous les tests effectués.....	110
Tableau 6-6 : Les valeurs de indice $\gamma$ calculés par les deux systèmes de planning de traitement pour les tests proposés par le TG23/NCS .....	111
Tableau 6-7 : Les valeurs de $RW_{50}$ et de $\delta_{90-50}$ calculés par les deux systèmes de planning de traitement pour quelques tests .....	111
Tableau 6-8 : les valeurs de la dose mesurée et la dose calculée par le système THERAPLAN PLUS et l'écart relatif en % .....	112
Tableau 6-9 : la déviation entre les doses calculées et mesurées par localisation .....	113
Tableau A-1 : Les caractéristiques physiques des matériaux constituant le fantôme densité D770U129 .....	119
Tableau A-2 : Les coefficients d'atténuation des matériaux constituant le fantôme et leurs nombres CT théoriques correspondants.....	119
Tableau A-3 : la déviation moyenne de dose de toutes les géométries selon les différents protocoles internationaux pour la région de l'axe central .....	120
Tableau A-4 : la déviation moyenne de dose de toutes les géométries selon le protocole de l'ESTRO pour la région de la pénombre .....	120
Tableau A-5 : la déviation moyenne de dose de toutes les géométries selon les différents protocoles internationaux pour la région loin de l'axe central .....	121
Tableau A-6 : la déviation moyenne de dose de toutes les géométries selon les différents protocoles internationaux pour la région hors champ .....	121
Tableau A-7 : la déviation moyenne de dose de toutes les géométries selon les différents protocoles internationaux pour la dose absolue (Temps de traitement).....	122

# INTRODUCTION

La radiothérapie est, avec la chirurgie et la chimiothérapie, l'une des modalités de traitement du cancer. Environ un patient sur trois subit une radiothérapie au cours de son traitement. Elle est née juste après la découverte des rayons X et de la radioactivité. Il a néanmoins fallu expérimenter l'effet des rayonnements sur les tissus (rayonnements émis par les tubes ou 'curiethérapie' par radium, par exemple) pour que la radiothérapie prenne son essor, par une association entre médecins et physiciens. La radiothérapie représente (sauf quelques rares exceptions comme l'irradiation corporelle totale) un traitement local, à visée curative (stérilisation d'un tissu tumoral) ou palliative (décompression d'organes, antalgie, ...).

La première propriété d'un rayonnement, tout particulièrement en radiothérapie externe où les rayons sont projetés sur le patient à distance, est sa balistique à trois dimensions : le long de sa trajectoire vers la zone visée et transversalement à son parcours. Ces propriétés balistiques découlent directement de la variation de la perte d'énergie des particules dans la matière ainsi que des phénomènes de diffusion.

L'essor de la radiothérapie est lié à une double évolution dans les domaines médical et physique :

- dans le domaine médical, la compréhension approfondie de l'effet des rayonnements sur les tissus, le fractionnement, l'étalement ainsi qu'à sur l'accumulation d'expériences cliniques dans les traitements (doses curatives pour certaines tumeurs, doses limites pour les organes critiques).
- dans le domaine physique et technologique, l'évolution des machines produisant des rayonnements : l'apparition du source de Cobalt, les premiers accélérateurs de particules (électrons et photons de haute énergie), le développement des bras isocentriques (rotation du faisceau autour du patient) ainsi que les progrès considérables de la dosimétrie prévisionnelle (simulation du traitement) et expérimentale (mesure de la dose et contrôle du traitement).

La radiothérapie permet aujourd'hui de traiter annuellement plusieurs millions de personnes dans le monde et reste une modalité majeure dans le traitement du cancer.

Elle est actuellement en expansion, grâce aux progrès importants dans l'imagerie et les techniques de délivrance de la dose.

Pour pouvoir utiliser avec succès les rayonnements ionisants dans le traitement des tumeurs cancéreuses en épargnant les tissus sains, différents paramètres doivent être considérés, tel que la détermination du type de rayonnement, le dosage correct, la taille, la forme et le nombre de champs de radiation et leurs emplacements géométriques.

La planification du traitement se réfère au processus par lequel tous ces paramètres sont représentés et le système de planning de traitement aide dans l'accomplissement de cette tâche.

Le processus de planification de traitement en radiothérapie est une tâche complexe et implique des étapes multiples et divers moyens technologiques. La première étape du processus inclut la détermination des informations anatomiques du patient. Cette information est alors employée pour déterminer l'emplacement de la tumeur et des tissus sains importants qui pourraient être affectés par la radiothérapie.

Le système de planning de traitement (TPS) est employé pour déterminer la distribution de dose dans le patient qui résultera de la configuration d'irradiation choisie. L'arrangement optimal sera choisi de telle sorte que les faisceaux d'irradiation qui fourniront la couverture adéquate des tissus cancéreux réduisent au minimum la dose critique aux tissus sains. Pour ce faire, l'information est requise soit dans la forme de contours simples externes soit sous forme d'images plus détaillées qui peuvent être obtenues par la tomographie numérisée (TDM) ou par d'autres modalités d'imagerie comme l'imagerie par résonance magnétique (IRM). Une fois que la balistique d'irradiation est choisie, la dose absorbée est calculée partout dans le volume d'intérêt par le système de planning de traitement. En ayant la distribution de dose, le physicien ou le médecin peut choisir finalement la distribution de dose adéquate et déterminer si on a besoin d'un nouveau complément de faisceaux ou la modification de direction, la pondération ou la modification des formes des champs d'irradiation pour améliorer le plan de traitement. En utilisant un processus itératif, un plan de traitement optimisé est développé. Le TPS est aussi employé pour déterminer le temps de traitement requis pour chaque faisceau incident.

Comme partie intégrante de la mise en oeuvre de technologie sophistiquée de traitement par radiothérapie dans la pratique clinique, il faut garder à l'esprit qu'une telle technologie a des risques inhérents si elle n'est pas appliquée correctement. Les examens récents d'expositions accidentelles en radiothérapie (Brahme *et al.* 1988) fournissent quelques enseignements clairs qui doivent être pris en considération par les professionnels impliqués dans la prescription, le calcul et l'exécution des traitements par les rayonnements ionisants. Un rapport récent de l'AIEA (AIEA 2004) décrit 92 expositions accidentelles en radiothérapie. Certains cas de ces accidents sont liés au processus de planification du traitement. Ces accidents sont décrits avec certains détails pour mettre l'accent sur les types d'erreurs qui peuvent se produire et souligner l'importance des procédures d'assurance qualité pour la mise en oeuvre et l'utilisation des systèmes de planning de traitement.

Pour les accidents associés aux systèmes de planning de traitement, il a été conclu que les facteurs principaux contribuant incluent :

- (a) Un manque de compréhension du système de planning de traitement
- (b) Une incorrecte mise en marche ;
- (c) Un manque de contrôle par calcul indépendant.

L'assurance qualité systématique de systèmes de planification de traitement reçoit un intérêt croissant ces dernières années. Plusieurs groupes de travail sont entrain de concevoir ou ont récemment achevé des protocoles et des outils pour évaluer les systèmes de planning de

traitement (AAPM 1995, Brahme *et al.* 1988, Fraass *et al.* 1998, ICRU 1987, IPEMB 1996, NCS 1997, Rosenwald 1995, SSRPM 1997).

La réduction des erreurs et des incertitudes dans le calcul de dose joue un rôle important dans le succès d'un traitement (Cygler et Rosse 1988, IPEM 1999, Jacky et White 1990, Van Dyk *et al.* 1993). En analysant les courbes d'effet de dose cliniques, Mijnheer (Mijnheer *et al.* 1987) a conclu qu'une exactitude globale de 3.5 % (une Déviation Standard) en valeur de dose fournie au point de spécification ICRU est requise.

Si les incertitudes des autres parties de la chaîne de dosimétrie telles que l'étalonnage du faisceau dans les conditions cliniques et l'exécution du traitement sont considérées, une marge relativement petite demeure pour l'exactitude du calcul de dose.

De nombreuses études ont été réalisées dans lesquelles des problèmes spécifiques de planning de traitement ont été analysés et les procédures de calcul de dose ont été évaluées. Ces études ont porté, par exemple, sur l'utilisation des informations CT dans le processus de planification de traitement (Coffey *et al.* 1985, Dahlin *et al.* 1983, Geise et McCullough 1977, Kappas et Rosenwald 1995, Mustafa et Jackson 1983, Parker *et al.* 1979) et l'influence de la taille du réseau de calcul sur la précision de dose (Niemierko et Goitein 1989, Rosen et Ane 1990). Certaines études ont portées sur l'évaluation des performances globales d'un système de planning de traitement spécifique (Dale 1978, Dunscombe *et al.* 1996, Prasad *et al.* 1979, Sauer *et al.* 1987), tandis que d'autres ont rapporté les résultats des intercomparaisons de différents systèmes de planning de traitement (McCullough et Krueger 1980, Panitsa *et al.* 1997, Rosenwald 1995, Rosenow *et al.* 1987, SFPM 1992, Venselaar et Welleweerd 2001, Westermann *et al.* 1984, Wittkamper *et al.* 1987). Ces types de tests resteront importants en raison du développement en cours de techniques de traitement et l'accroissement de la complexité des équipements et des algorithmes.

Dans un système de planning de traitement, des distributions de dose sont calculées pour des techniques d'irradiation compliquées appliquant des algorithmes qui peuvent parfois être sophistiqués, ou d'autre part, délibérer approximativement pour avoir des temps de calcul acceptables. Il est important que l'utilisateur s'assure que les calculs de dose sont précis pour des situations simples telles que :

- Champs carrés et rectangulaires.
- Différentes valeurs de Distance Source Peau.
- Modificateurs de faisceau : Filtres en coins, blocs et port-caches.
- Collimateurs asymétriques.

Par conséquent une série de mesures devrait être effectuée pour les différentes situations rencontrées en clinique. C'est particulièrement important pour les modificateurs de faisceau pour lesquels des résultats précis seront obtenus seulement si les paramètres appropriés ont été définis dans la bibliothèque du TPS. Pour les champs rectangulaires ou pour les différentes DSP, il pourrait être acceptable de calculer manuellement à partir de l'approximation du carré équivalent ou à partir de la loi de l'Inverse Carré, les valeurs prévues des doses calculées.

Les tests décrits dans ce travail sont définis pour examiner les limites des algorithmes de calcul de dose en combinaison avec des tests des ajustements de faisceau dans le système de planning de traitement. Il n'est pas nécessaire de réaliser tous les tests pour toutes les énergies et tous les appareils existants dans un service de radiothérapie. Les tests décrits ce travail concernent la dose en profondeur (PDD), les profils des faisceaux et les calculs des facteurs d'output (temps de

traitement). Et devraient d'être exécuté au moins à la profondeur du maximum de dose et à la profondeur de 5, de 10 et de 20 cm. La profondeur de 5cm est considérée comme profondeur de référence.

L'objectif de ce travail est double ; d'un côté élaborer un ensemble de données dosimétriques pour les faisceaux de  $^{60}\text{Co}$  en vue de constituer un ensemble self-consistent de données tests destinées à l'évaluation des performances des systèmes de planning de traitement utilisés en radiothérapie externe et d'un autre côté vérifier expérimentalement les calculs des distributions de dose pour deux systèmes de planning de traitement utilisés en routine clinique. De plus nous allons entreprendre une étude comparative des différents critères d'acceptabilité énoncés par différents groupes de travail.

Nous avons entamé notre travail par une étude des aspects physique et dosimétriques relatifs aux faisceaux de photons utilisés en radiothérapie externe dans le chapitre 1 et 2. Par la suite nous avons examiné dans le chapitre 3 les différents modèles dosimétriques utilisés en clinique et nous avons abordé les aspects d'assurance qualité des systèmes de planning de traitement dans le chapitre 4 et qui définissent le cadre de l'évaluation des performances de modèles dosimétriques. En passant à l'évaluation expérimentale dans le chapitre 5, nous avons défini un ensemble de tests constitué des mesures de dose en profondeur et de profils dans un milieu homogène pour différentes configurations d'irradiation les plus fréquentes en routine clinique. Nous avons aussi testé la précision des modèles dosimétriques considérés dans ce travail pour des cas cliniques en utilisant un fantôme anthropomorphique. Enfin, nous avons comparé les différentes méthodes d'évaluation des déviations entre les doses calculées et mesurées.

# CHAPITRE 1

## Interactions des photons avec la matière

### I. Introduction

Un rayonnement ionisant est un rayonnement dont l'énergie est suffisante pour ioniser les atomes ou les molécules c'est-à-dire pour leur arracher un ou plusieurs électrons. Il existe deux types de rayonnements ionisants : les rayonnements directement ionisants (les particules chargées) et les rayonnements indirectement ionisants (photons et neutrons). Les rayonnements directement ionisants délivrent directement à la matière leur énergie via les forces coulombiennes s'exerçant entre elles et les atomes du milieu. Le transfert d'énergie dépend des masses des particules en mouvement. Les rayonnements indirectement ionisants sont électriquement neutres et sont susceptibles de transférer une importante fraction ou la totalité de leur énergie en une seule interaction à des particules chargées. Ce sont ces particules secondaires qui ionisent le milieu.

Lorsque les photons pénètrent dans un milieu, ils ont une certaine probabilité d'interagir avec les électrons atomiques, les nucléons, les champs électriques entourant les particules chargées et le champ mésonique entourant les nucléons. Les différentes interactions qui peuvent avoir lieu sont l'effet photoélectrique, la diffusion élastique (cohérente), la diffusion inélastique (incohérente) et la production de paires. La probabilité de ces événements dépend uniquement de l'énergie du photon et non de sa provenance. Dans les gammes d'énergie des faisceaux de photons utilisés en radiothérapie, certaines diffusions seront négligées et l'atténuation du faisceau sera essentiellement régie par l'effet photoélectrique, l'effet *Compton* et la création de paires.

### II. Diffusion Rayleigh

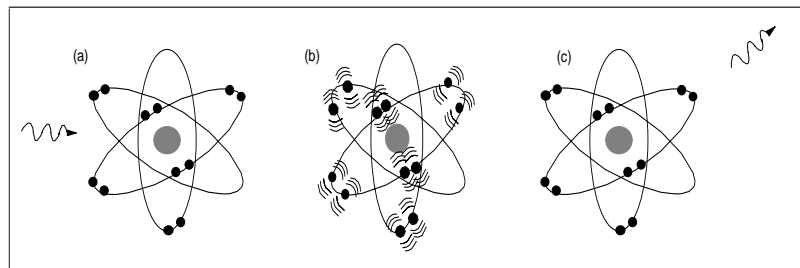


Figure 1-1 : Lors d'une diffusion Rayleigh, un photon est absorbé par les électrons d'un atome (a) qui se mettent à osciller (b), puis émettent un photon de même énergie que le photon incident (c).

La diffusion *Rayleigh* est une diffusion élastique de photons sur des électrons atomiques des molécules ou des atomes neutres. Cette diffusion se produit essentiellement aux petits angles car l'énergie de recul de l'atome est trop faible pour produire une ionisation ou une excitation.

Ce phénomène est surtout très important pour les photons de faible énergie ( $< 100 \text{ keV}$ ) pour les éléments de  $Z$  élevé. Puisqu'aucun transfert d'énergie ne se produit entre le photon et la particule chargée, la diffusion *Rayleigh* ne joue aucun rôle dans le coefficient de transfert d'énergie; cependant, elle contribue au coefficient d'atténuation. (Evans 1955).

La section efficace atomique de diffusion Rayleigh  $\sigma_R$  est proportionnel à  $r_0^2 (Z/h\nu)^2$  (Segré 1977, Greening. 1985, Evans. 1955),  $r_0$  est le rayon atomique de Thomson qui est égale à  $e^2/(4\pi\epsilon_0 m_0 c^2)$ . Le coefficient d'atténuation massique est proportionnelle à  $\sigma_R/\rho$ .

### III. Diffusion Thomson

La diffusion *Thomson* ne se manifeste que pour des valeurs d'énergie faibles : un photon subissant l'effet *Thomson* va diffuser sur un électron libre sans échanger d'énergie, le photon est simplement dévié par rapport à sa direction d'incidence. Pour les milieux qui nous intéressent en pratique (eau, tissus biologiques ou dosimètres solides en matériaux équivalents tissus), la participation de cet effet au coefficient d'absorption massique total est négligeable.

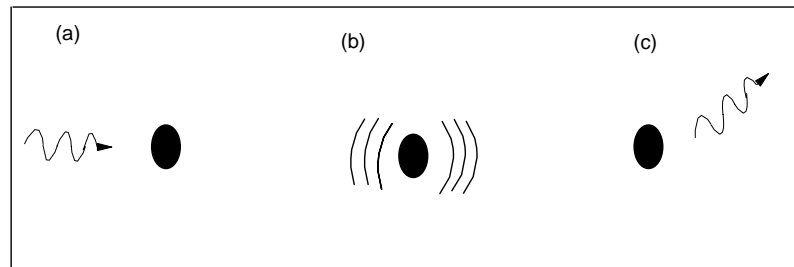


Figure 1-2 : Lors d'une diffusion *Thomson*, un photon incident est absorbé par un électron (a), qui se met à osciller (b), puis émet un photon de même énergie que le photon incident (c).

La diffusion *Thomson* a lieu pour  $h\nu \ll m_0 c^2$  et  $h\nu > E_{ionisation}$ , la section efficace différentielle d'interaction est donnée par :

$$d\sigma/d\Omega)_{Th} = r_0^2/2 * (1 + (\cos \theta)^2) \tag{1.1a}$$

Où  $d\Omega = \sin \theta \cdot d\theta \cdot d\varphi$  est l'angle solide,  $\theta$  est l'angle du photon diffusé, quant à la section efficace de diffusion Thomson elle est donnée par :

$$\sigma_{Th} = 2/3 \pi r_0^2 = 6.652 \cdot 10^{-29} \text{ m}^2. \tag{1.1b}$$

Cet effet est comparable a celui de *Rayleigh*.

### IV. Effet photoélectrique

Il s'agit de l'absorption totale de l'énergie du photon incident  $h\nu$  par l'ensemble de l'atome lorsque le photon rencontre un électron fortement lié. Cet effet ne peut se produire que si l'énergie du photon est supérieure à l'énergie de liaison  $W_{ex}$  de l'électron qui se trouve alors éjecté avec une énergie cinétique :

$$E_r^{photo} = h\nu - P_K \omega_K E_l^K \tag{1.2a}$$

où  $\omega_K \propto Z^4 / (a_K + Z^4)$  est le rendement de fluorescence,  $P_K$  la fraction des photons qui interagissent avec la couche  $K$ , et  $E_i^K$  l'énergie de liaison de la couche  $K$ . On notera que l'absorption photoélectrique conduit souvent à une configuration qui correspond à un état fortement excité de l'atome, puis une émission des rayons X caractéristiques (ou de fluorescence) ou encore un autre mode compétitif qui est l'effet Auger.

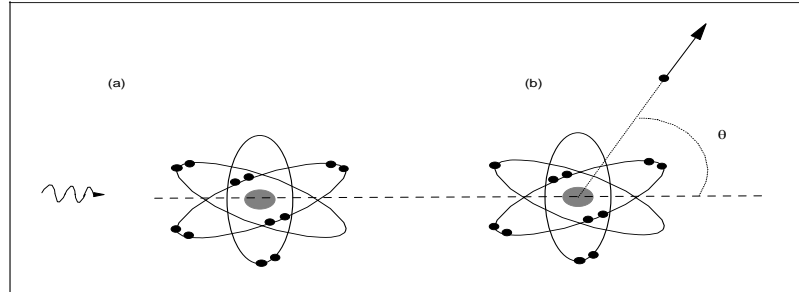


Figure 1-3 : Effet photoélectrique. Un photon est absorbé par un électron (a), puis est éjecté hors de l'atome (b).

La section efficace globale par atome, dans un milieu composé d'atomes de nombre atomique  $Z$  est :

$$\sigma_{photo} = C \cdot Z^{m+1} / E^n \quad (1.2b)$$

où  $C = 2C_K + 8C_L + 8C_M + \dots$ , et  $m = 3.8$  pour les éléments de faible  $Z$  (Johns 1994),  $m = 3.05$  (Lea 1946),  $m = 2.94$  (Spiers 1949), et  $n = 3$  pour les basses énergies ( $< 0.5 \text{ MeV}$ ) et diminuant jusqu'à  $n = 1$  pour des énergies supérieures à  $10 \text{ MeV}$ . (Johns 1994, Turner 2004, Paic 1988, Segré 1977). Le coefficient linéaire d'atténuation est donné par :

$$\tau = \sigma_{photo} N \quad (1.2c)$$

$N$  est le nombre d'électron par unité de volume.

## V. Effet Compton

C'est une diffusion incohérente entre un photon et un électron orbital peu lié. L'effet *Compton* s'explique simplement en appliquant les lois de la conservation de l'énergie et du moment cinétique au choc du photon avec un électron libre. Le photon est dévié, l'électron acquiert une énergie cinétique qui dépend de l'angle de diffusion. On définit une longueur d'onde *Compton* qui est :

$$\lambda_c = \lambda - \lambda_0 = h/m_0c \cdot (1 - \cos \theta) \quad (1.3a)$$

L'énergie du photon diffusée sera :

$$h\nu' = m_0c^2 / (1 - \cos \theta + m_0c^2/h\nu) \quad (1.3b)$$

La section efficace totale de l'effet *Compton* est obtenue à partir de l'équation établie par *Klein et Nishina* (Evans 1955) :

$$e\sigma_{Tot} = 2\pi \cdot r_0^2 \left\{ \frac{1+\alpha}{\alpha^2} \left[ \frac{2(1+\alpha)}{1+2\alpha} - \ln \frac{(1+2\alpha)}{\alpha} \right] + \frac{\ln(1+\alpha)}{2\alpha} - \frac{1+3\alpha}{(1+2\alpha)^2} \right\} \quad (cm^2/e^-) \quad (1.3c)$$

et  $\alpha = \frac{h\nu}{m_0c^2}$ , pour les faibles valeurs de  $\alpha$ , la section efficace totale de l'effet Compton est donnée par :

$$e\sigma_{Tot} = \frac{8\pi}{3} r_0^2 [1 - 2\alpha + 5.2\alpha^2 - 13.3\alpha^3 + ..] \quad (cm^2/e^-) \quad (1.3d)$$

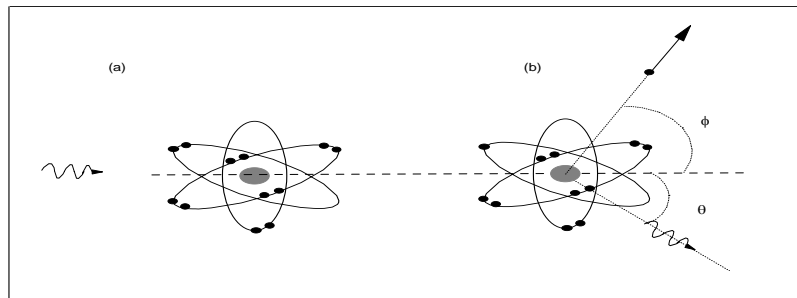


Figure 1-4 : Effet Compton, ou diffusion incohérente. Un photon est diffusé par un électron qui est éjecté hors de l'atome.

Le coefficient linéaire d'atténuation est égale à :

$$\zeta_{tot} = NZ_e \sigma_{comp} \quad (1.3e)$$

La diffusion Compton est presque indépendante du nombre atomique du milieu en interaction, et elle est dominante pour les photons de moyenne énergie (0.2 MeV à 10 MeV).

## VI. Production de paires

Si un photon énergétique passe au voisinage du noyau, il peut interagir avec le champ électromagnétique très intense de celui-ci et créer deux particules de charges opposées (un électron et un positron), qui vont emporter sous forme d'énergie cinétique une énergie donnée par le bilan énergétique suivant :

$$E_\gamma = E_c^+ + E_c^- + 2 \cdot m_0c^2 \quad (1.4a)$$

$E_e^-$  et  $E_e^+$  sont les énergies cinétiques des particules chargées.

Cet effet n'est possible que pour un photon possédant une énergie supérieure à 1.022 MeV à proximité d'un noyau.

L'électron et le positron perdent leurs énergies cinétiques dans le milieu traversé en provoquant des ionisations et des excitations. En fin de trajectoires, le positron va se lier avec un électron pour former un pseudo atome (positronium : période  $10^{-10}$  s) et se transforme en deux photons par annihilation qui seront émis à 180° l'un de l'autre.

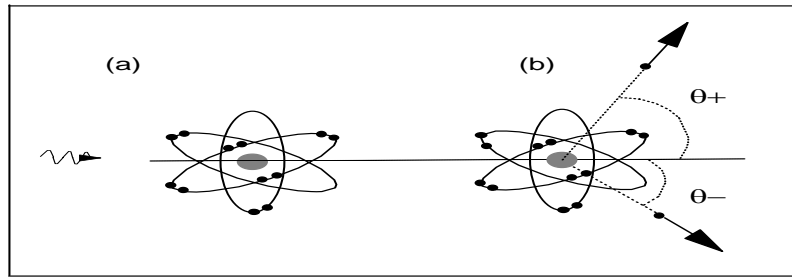


Figure 1-5a : Création d'une paire électron-positron à proximité d'un noyau par un photon incident.

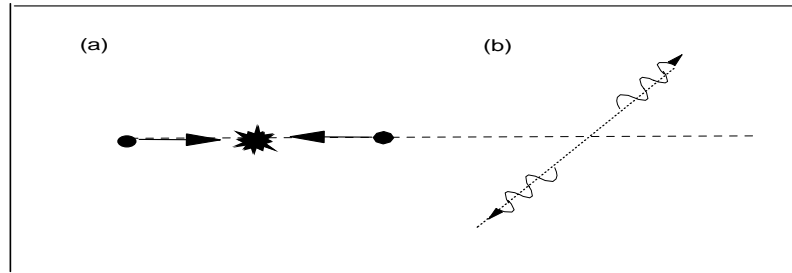


Figure 1-5b : Après un temps très court à l'état de positronium (a), la paire électron-positron s'annihile en une paire de photons ayant chacun une énergie de 511 keV (b).

La section efficace d'interaction est donnée par :

$$\sigma_{e^-e^+} = \frac{1}{137} \left( \frac{e^2}{m_0 c^2} \right)^2 Z^2 \left( \frac{28}{9} \ln \frac{2h\nu}{m_0 c^2} - \frac{218}{27} \right) \text{ si } h\nu \ll 137 m_0 c^2 Z^{-1/3} \quad (1.4b)$$

$$\sigma_{e^-e^+} = \frac{1}{137} \left( \frac{e^2}{m_0 c^2} \right)^2 \left( \frac{28}{9} \ln \left( 183 Z^{-1/3} \right) - \frac{2}{27} \right) \text{ si } h\nu \gg 137 m_0 c^2 Z^{-1/3} \quad (1.4c)$$

Le coefficient d'atténuation massique de l'effet de création de la paire est proportionnel au nombre atomique  $Z$  et croît d'une façon logarithmique avec l'énergie des photons  $\kappa/\rho \approx Z \ln(h\nu)$  (Evans 1955).

## VII. Atténuation et absorption d'un faisceau de photons

L'intensité  $I(x)$  pour un faisceau de photon mono énergétique est atténuée par un matériau d'épaisseur  $x$  est donnée par :

$$I(x) = I_0 e^{-\mu(h\nu, Z)x} \quad (1.5a)$$

Ou  $I_0$  est l'intensité initiale du faisceau et  $\mu(h\nu, Z)$  le coefficient linéaire d'atténuation qui dépend de l'énergie du photon  $h\nu$  et du nombre atomique  $Z$  du milieu.

Le coefficient linéaire d'atténuation total est la somme de tous les coefficients linéaires d'atténuation pour les différentes interactions :

$$\mu = \tau_{ph} + \zeta + \kappa + \dots \quad (1.5b)$$

L'importance relative des différents types d'interaction se détermine par la valeur des différentes composantes de la section efficace. En fonction de l'énergie de la radiation et du numéro atomique du milieu, on peut reporter dans le plan  $(h\nu, Z)$  les lieux d'isoprobabilité des effets (voir figure 1-6) (Turner 2004). Ceci permet de définir trois zones :

- pour des faibles énergies des photons et un milieu de  $Z$  élevé : prédominance de l'effet photoélectrique
- pour des énergies moyennes : prédominance de l'effet Compton.
- pour des énergies élevées et un milieu de  $Z$  élevé : prédominance de la production de paires.

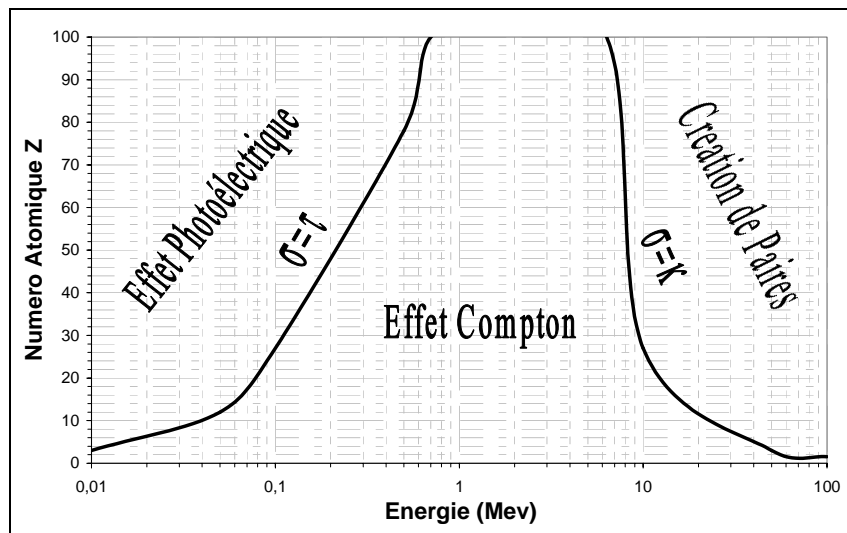


Figure 1-6 : Prédominance des interactions photon – matière en fonction de l'énergie du photon incident  $h\nu$  et du numéro atomique  $Z$ .

## CHAPITRE 2

# Principes et grandeurs dosimétriques utilisés en radiothérapie

### I. Introduction

La dosimétrie des rayonnements traite des méthodes utilisées pour la détermination quantitative de l'énergie déposée dans un milieu donné par les rayonnements ionisants. Un certain nombre de quantités et d'unités sont définies pour décrire le faisceau de rayonnement et les grandeurs dosimétriques les plus utilisées et leurs unités sont également définies. Une discussion simplifiée de la théorie de la cavité, la théorie qui traite du calcul de la réponse d'un dosimètre dans un milieu, est également donnée. En radiothérapie, l'établissement d'un planning de traitement pour le traitement d'une tumeur nécessite la connaissance des valeurs de certaines grandeurs dosimétriques, qui sont définies et explicitées dans ce chapitre.

### II. Production et mise en forme des faisceaux de photons utilisés en radiothérapie externe

#### II.1 Production des faisceaux de photons

Plusieurs systèmes sont disponibles pour la production des faisceaux de photons de différentes gammes d'énergie.

##### II.1.1 Unité de Kilovoltage

Jusqu'aux années 50, la radiothérapie externe a été effectuée avec des rayons  $X$  produits par des tensions atteignant les 300  $kVp$ . Les rayons  $X$  de basse énergie sont produits par rayonnement de freinage sur une cible par des électrons émis depuis un tube (l'énergie des  $X$ , de l'ordre de quelques centaines de  $keV$ , dépend de la tension électrique entre l'anode et la cathode).

Le développement des machines de haute énergie et l'utilisation croissante des unités de  $^{60}Co$  dans les années 50 et 60 a eu comme conséquence une diminution progressive de l'utilisation du kilovoltage conventionnel. Cependant, ces machines n'ont pas complètement disparu.

Même à l'ère actuelle du mégavoltage, les faisceaux de basse énergie sont encore utilisés, particulièrement dans le traitement des lésions superficielles de la peau.



Figure 2-1 : Bombe de cobalt-60 (Eldorado<sup>®</sup>)

### II.1.2 Unité du Cobalt-60

Le système le plus simple et le plus robuste est la bombe à cobalt (figure 2-1).

La source de  $^{60}\text{Co}$  est produite dans un réacteur nucléaire où le noyau de  $^{59}\text{Co}$  est bombardé de neutrons selon la réaction  $^{59}\text{Co} (n, \gamma) ^{60}\text{Co}$ . La source est constituée par un empilement de grains de  $^{60}\text{Co}$  le cylindre ainsi constitué à une base dont le diamètre mesure 2 cm et dont la hauteur est également voisine de 2cm. Le noyau de  $^{60}\text{Co}$  a une demie vie de 5.3 ans et se désintègre en émettant en cascade deux photons dont l'énergie est de 1.17 et 1.33  $\text{MeV}$ , et un rayonnement  $\beta$  ( $E_{\text{Max}} = 0.32 \text{ MeV}$ ). Ce dernier est arrêté par la capsule qui contient le  $^{60}\text{Co}$ .

Les sources de  $^{60}\text{Co}$  ont une activité maximale de 10000 Ci lorsqu'elles sont neuves et installées à l'intérieur de la tête de l'appareil. La tête d'un appareil de  $^{60}\text{Co}$  est une enceinte dans laquelle se trouve la source radioactive. Elle est constituée d'un métal lourd, et son épaisseur doit être calculée pour arrêter le rayonnement qui est émis dans toutes les directions, un orifice permet le passage du faisceau utile. La source est montée dans un cylindre de plomb. A l'autre extrémité de ce cylindre est placée une lampe projetant un faisceau lumineux simulant le faisceau d'irradiation. La translation de ce cylindre permet d'amener en face de l'orifice soit la source de cobalt, soit la source lumineuse.



Figure 2-2 : Accélérateur linéaire (Varian® Clinac 1800)

### II.1.3 Accélérateur linéaire

L'accélérateur linéaire (linac) est une machine qui utilise des ondes électromagnétiques de hautes fréquences pour accélérer les particules chargées comme les électrons à des énergies élevées à travers un tube linéaire. Le faisceau d'électrons de haute énergie peut être utilisé directement, ou envoyé sur une cible pour produire des rayons X.

Il existe plusieurs types d'accélérateurs linéaires (figure 2-2), mais celui utilisé en radiothérapie accélère directement les électrons par des ondes électromagnétiques progressives ou stationnaires dont la fréquence est dans la région des micro-ondes ( $\sim 3000 \text{ MHz}$ ). Un générateur fournit une alimentation continue au modulateur qui inclut le réseau de générateur de pulsation et un commutateur connu sous le nom de *thyatron*. Les pulsations de haute tension de la section du modulateur sont des pulsations de quelques microsecondes.

Ces pulsations sont fournies au *magnétron* ou au *klystron* et simultanément au canon à électron.

Les micro-ondes pulsées produites dans le magnétron ou dans le klystron sont injectées dans le *tube accélérateur* (la section rectiligne accélératrice) par l'intermédiaire du système de guide d'ondes. A des instants appropriés, les électrons produits par un canon d'électrons sont également injectés dans la section rectiligne.

La section (ou le guide d'ondes de l'accélérateur) est un tube en cuivre très pur, constitué d'une suite de disques en cuivre ou des diaphragmes circulaires, la présence de ces diaphragmes de dimensions bien définies permet d'assurer entre chaque cavité un degré de couplage permettant d'obtenir la valeur désirée de la vitesse de phase. Cette section est sous un vide élevé. Les électrons sont injectés dans la section avec une énergie d'environ  $50\text{ keV}$ , et interagissent avec le champ électromagnétique des micro-ondes.

Pendant que les électrons d'énergie élevée émergent de la fenêtre de sortie de la section, ils sont sous forme de faisceau filiforme (*pencil beam*) d'environ  $3\text{ mm}$  de diamètre.

Pour les linacs de basse énergie ( $6\text{ MV}$ ) avec un tube relativement court, les électrons arrivent verticalement et frappent une cible pour la production des rayons X. Dans les linacs de haute énergie, la section est plus longue et, par conséquent, est placée horizontalement. Les électrons sont alors déviés avec un angle convenable entre la section et la cible (habituellement environ  $90^\circ$  ou  $270^\circ$ ). La déviation précise du faisceau d'électrons est effectuée par le système de transport de faisceau qui se compose d'aimants, de bobines focalisantes et d'autres composants (figure 2-3).

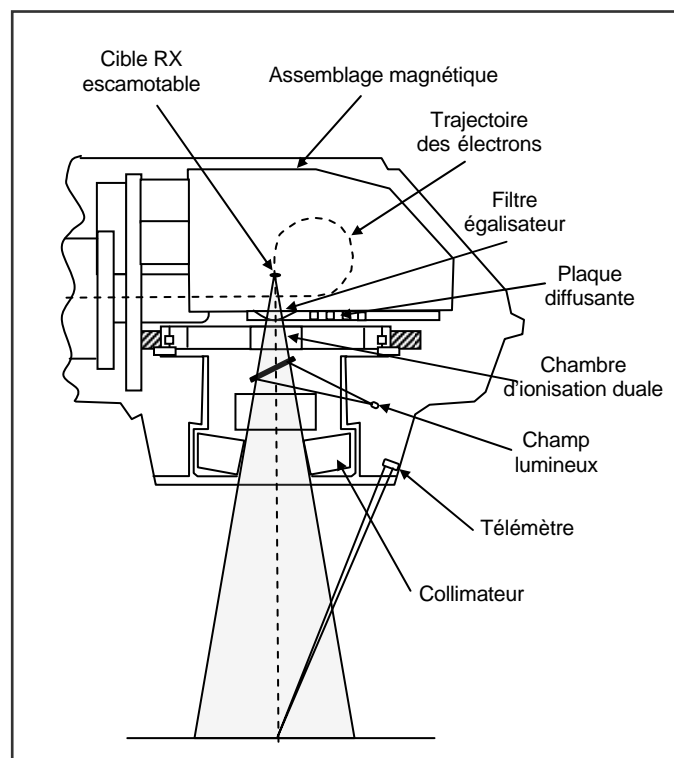


Figure 2-3 : Schéma détaillé des différents composants présents dans une tête d'irradiation pour un accélérateur.

## II.2 Mise en forme du faisceau clinique

La stratégie de la radiothérapie externe consiste à multiplier les portes d'entrée des faisceaux délivrés au malade, ce qui revient à avoir des incidences dans toutes les directions de l'espace convergeant vers le patient. Toutefois, pour des raisons de confort du patient ainsi que pour garder le corps dans la position de l'imagerie ayant servi à préparer le traitement, il est important de traiter le patient en position couchée. Pour pouvoir réaliser toutes les incidences,

le faisceau est dirigé sur le patient depuis un bras mécanique qui tourne autour d'un axe horizontal et qui vise en permanence un point fixe dans la salle appelé l'isocentre. De cette manière, quand la table a été positionnée de manière à amener le centre de la tumeur à l'isocentre, tous les faisceaux convergent vers la cible quelque soit l'angle du bras et de la table (qui elle aussi tourne autour de l'isocentre).

Le faisceau initial produit par la machine doit être traité pour pouvoir être utilisé cliniquement. Il doit notamment :

- i) être homogène (en énergie et en fluence) sur une surface importante au niveau du patient (typiquement 40 x 40 cm<sup>2</sup>);
- ii) avoir une pénombre optimisée par rapport au type de rayonnement;
- iii) être collimaté au niveau du patient de façon à se conformer à la forme du volume à irradier et protéger ainsi les tissus sains.
- iv) D'autre part, pour pouvoir s'adapter à des configurations particulières du traitement (ex : forme de la surface d'entrée) et pour optimiser la forme des isodoses en profondeur, on doit également pouvoir disposer d'accessoires interposés dans le faisceau qui optimiseront la fluence ou le dépôt d'énergie des particules.

La première conformation possible consiste à collimater le faisceau incident de telle manière qu'il ne vise que la zone traitée. Cela se fait en interposant des blindages métalliques (assez épais pour absorber le faisceau incident) disposés de manière à laisser un trou (dans lequel le faisceau va passer) dont la forme est la plus proche possible de la forme de la cible vue par le faisceau pour une incidence de faisceau donnée.

En pratique, on utilise plusieurs niveaux de collimation répartis le long du trajet depuis la source jusqu'au patient. Cela permet d'arrêter le maximum de faisceau en amont (et donc de se prémunir tôt contre des rayonnements diffusés qui pourraient irradier le patient), de diminuer l'activation ou la production de neutrons par des pièces situées près du patient et enfin, cela permet dans certains cas (photons) de filtrer complètement le rayonnement incident. Dans le cas le plus classique d'un accélérateur électrons-photons, le blindage des rayons X de haute énergie se fait par deux séries de collimateurs (figure 2-3) :

- i) des mâchoires parallèles mobiles (mâchoires XY) qui précollimatent le faisceau très en amont (on les règle de manière à ce que le rectangle formé soit celui dans lequel s'inscrit le volume traité plus la marge de la pénombre),
- ii) un collimateur personnalisé dont la forme reproduit fidèlement le contour de la zone traitée avec une marge pour prendre en compte la pénombre du faisceau.

### III. Grandeurs dosimétriques

Les quantités suivantes sont utilisées pour décrire un faisceau de rayonnement ionisant : La fluence de particules, la fluence énergétique et le débit de fluence de particules. Ces quantités sont habituellement employées pour décrire les faisceaux de photon et peuvent également être employés pour décrire les faisceaux de particules chargées (Johns et Cunningham 1983).

#### III.1 Énergie communiquée (délivrée)

C'est la somme de toutes les énergies déposées dans un volume au cours des interactions entre les particules incidentes et les particules du milieu irradié, à l'exclusion de toute augmentation de la masse au repos.

$$\varepsilon = \sum R_{in} - \sum R_{out} + \sum Q \quad (2.1)$$

$\Sigma R_{in}$  : la somme des énergies de toutes les particules qui pénètrent dans le volume irradié (sans l'énergie massique) ;  
 $\Sigma R_{out}$  : la somme des énergies de toutes les particules qui quittent le volume irradié  
 $\Sigma Q$  : la somme de toutes les énergies imparties dans les réactions nucléaires qui ont été initiées dans le volume irradié.

### III.2 Flux énergétique

Le flux énergétique est l'énergie radiante par unité de temps. L'unité s'exprime en *Watt* ou *MeV. s<sup>-1</sup>*

$$\dot{R} = dR/dt = dN/dt \cdot W_{Air} = \dot{N} \cdot W_{Air} \quad (2.2)$$

### III.3 Fluence de particules

La fluence particulaire  $\Phi$  est le rapport du nombre de particules  $dN$  incidentes sur une sphère de section  $da$ , elle s'exprime en *particules. m<sup>-2</sup>* (figure 2-4).

$$\Phi = dN/da \quad (2.3a)$$

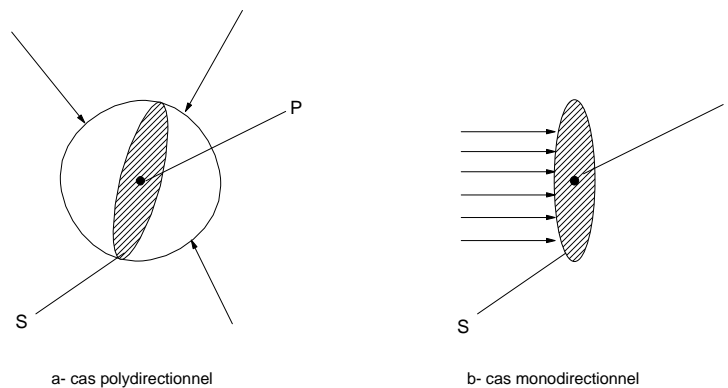


Figure 2-4 : définition de la fluence des particules

L'utilisation d'une sphère de section  $da$  exprime de la façon la plus simple le fait qu'on considère un secteur  $da$  perpendiculaire à la direction de chaque particule et par conséquent cette fluence de particules est indépendante de l'angle du rayonnement incident.

Le débit de fluence particulaire  $\phi$  est le quotient de  $d\Phi$  par  $dt$  où  $d\Phi$  est l'incrément de fluence dans l'intervalle de temps  $dt$ , il s'exprime en *particules. m<sup>-2</sup>.s<sup>-1</sup>*

$$\phi = d\Phi/dt \quad (2.3b)$$

### III.4 Fluence énergétique

La fluence énergétique  $\Psi$  est le quotient de  $dR$  par  $da$ , où  $dR$  est l'énergie radiante incidente sur une sphère de section  $da$ , elle s'exprime en *J. m<sup>-2</sup>*.

$$\Psi = dR/da \quad (2.4a)$$

La fluence énergétique peut être calculée à partir de la fluence particulaire par la formule suivante :

$$\Psi = (dN/da) \cdot hv = \Phi \cdot hv \tag{2.4b}$$

Où  $hv$  est l'énergie de la particule et  $dN$  représente le nombre de particules d'énergie  $hv$ .

### III.5 Exposition

L'exposition est la mesure des ionisations produites uniquement dans l'air par les photons. L'ICRU définit l'exposition par :

$$X = dQ/dm \tag{2.5}$$

$dQ$  est la valeur absolue de la charge totale d'ions de même signe produits dans l'air quand tous les électrons (et positons) libérés par des photons dans une masse d'air  $dm$  sont complètement arrêtés dans l'air (Khan 1984), elle s'exprime en *Roentgen* (figure 2-5).

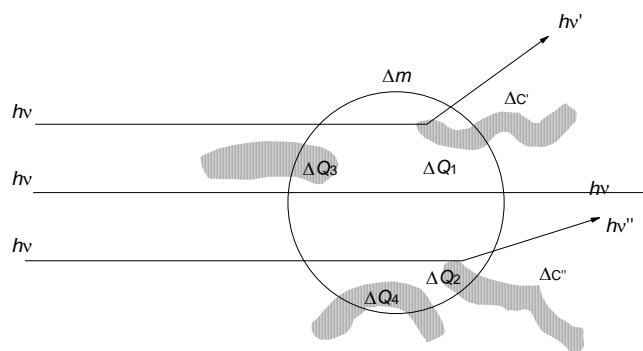


Figure 2-5 : Définition de l'exposition

### III.6 Kerma

Le kerma ( *Kinetic Energy Released per unit Mass* ) est une quantité non stochastique qui mesure la quantité d'énergie cinétique de toutes les particules chargées directement ionisantes (électrons et positons) libérées par des radiations indirectement ionisantes, dans un milieu de masse  $dm$  sans s'intéresser à ce qui se produit après ce transfert (figure 2-6).

L'unité du kerma est :  $J.kg^{-1}$  ou Gray (Gy).

$$K = d\bar{E}_{tr}/dm \tag{2.6a}$$

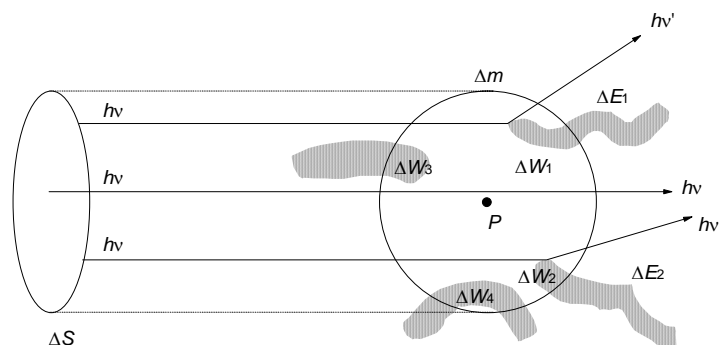


Figure 2-6 : Définition du kerma

Où  $dE_{tr}$  est la somme des énergies cinétiques initiales des particules chargées transférées par des photons dans un volume élémentaire, et  $dm$  est la masse de la matière centrée sur le point P.

L'énergie des photons est communiquée à la matière par un processus en deux étapes :

- i) Dans la première étape, le photon transfère son énergie aux particules chargées secondaires (électrons) par de diverses interactions (effet photoélectrique, diffusion Compton, production de paire, etc...).
- ii) Dans la deuxième étape, la particule chargée transfère son énergie au milieu par des excitations et des ionisations atomiques.

L'énergie cinétique initiale des particules chargées libérées par des photons est donnée en fonction de l'énergie des photons incidents par  $E_{tr} = E_0 \cdot \mu_{tr} \cdot dx$

$\mu_{tr}$  est le coefficient massique total de transfert, il est donné par :

$$\mu_{tr} / \rho = \tau_{ph} / \rho \cdot (1 - \delta / h\nu) + \zeta_{abs}^{com} / \rho + \kappa / \rho \cdot (1 - (2m_0c^2 / h\nu)) \quad (2.6b)$$

$\delta$  est l'énergie moyenne émise comme radiation fluorescente par le photon absorbé, elle est donnée par :

$$\delta / h\nu = (\tau_K / \tau \cdot E_K / h\nu \cdot \omega_K) + (\tau_L / \tau \cdot E_L / h\nu \cdot \omega_L) \quad (2.6c)$$

L'énergie transférée aux électrons par des photons peut être déposée dans le milieu de deux manières différentes :

- i) par des collisions qui donnent le *kerma* de collision  $K_{col}$  qui conduit à la production des électrons qui cèdent leurs énergies par ionisation dans le milieu.
- ii) par des interactions radiatives (rayonnement de freinage, annihilation de la paire électron - positron), qui donnent le *kerma* radiatif  $K_{rad}$  qui conduit à la production des rayonnements de bremsstrahlung lorsque les particules chargées secondaires sont ralenties dans le milieu.

Par conséquent, le *kerma* total est constitué de deux composantes : le *kerma* de collision  $K_{col}$  et le *kerma* radiatif  $K_{rad}$ .  $K = K_{col} + K_{rad}$

La fraction moyenne de l'énergie transférée aux électrons qui est perdue à travers des processus radiatifs est représentée par un facteur désigné sous le nom de "fraction de freinage"  $g$ . La fraction perdue par des collisions est  $(1-g)$ .

Une relation fréquemment utilisée entre le *kerma* de collision  $K_{col}$  et le *kerma* total  $K$  peut être écrite comme suit :

$$K_{col} = K \cdot (1-g) \quad (2.6d)$$

### III.7 Dose absorbée

La dose absorbée est une quantité non stochastique applicable aux rayonnements ionisants dans tous les matériaux et pour n'importe quelle énergie.

La dose absorbée est définie comme l'énergie moyenne  $d\varepsilon$  délivrée par le rayonnement ionisant à l'élément de masse  $dm$  dans un volume fini  $V$  par :

$$D = d\bar{\varepsilon} / dm \quad (2.7)$$

Et comme les électrons traversent le milieu en déposant leurs énergies le long de leurs trajectoires, cette absorption d'énergie ne pourra pas avoir lieu au même endroit que le transfert d'énergie décrit par le *kerma* (figure 2-7). L'unité de la dose absorbée est *Joule par kilogramme*  $J.kg^{-1}$  ou *Gray (Gy)*.

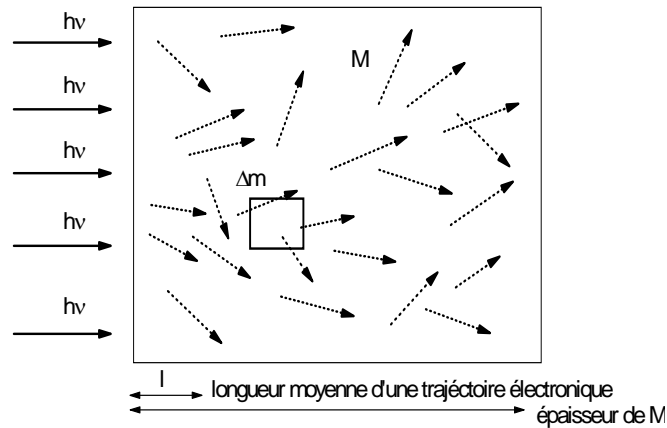


Figure 2-7 : Définition de la dose absorbée

### IV. Equilibre électronique

Un photon interagit avec la matière et donne des électrons secondaires qui cèdent leur énergie à la matière selon différents processus. Il est donc nécessaire de connaître le flux d'électrons secondaires dont la mesure permettra de connaître l'énergie déposée dans la matière. Considerons un faisceau de photons pénétrant dans un milieu matériel, les électrons mis en mouvement ont un certain parcours en fonction de leur énergie. Le flux d'électrons secondaires augmente et ceci jusqu'à une profondeur égale au parcours des électrons d'énergies maximale mis en mouvement dans le milieu : c'est la profondeur de l'équilibre électronique.

Le kerma radiatif ne contribue pas au dépôt d'énergie dans le volume d'intérêt, la relation entre la dose absorbée  $D$  et le kerma de collision  $K_{col}$  est donnée par :

$$D/K_{col} = \beta \tag{2.8a}$$

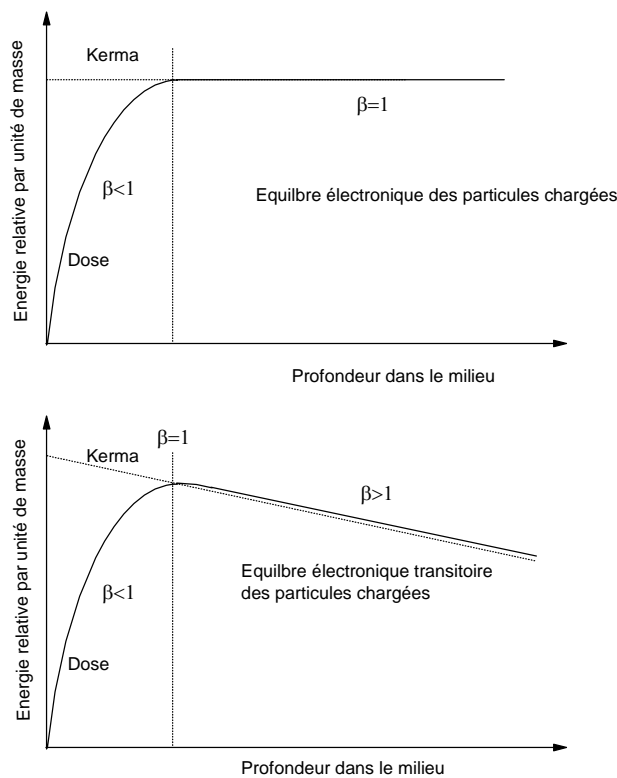


Figure 2-8 : Equilibre électronique

où  $\beta$  est égale à 1 si on est dans la région de l'équilibre électronique des particules chargées, inférieur à 1 si on est dans la région de Build-up, et supérieur à 1 dans la région de l'équilibre électronique transitoire (figure 2-8).

Lorsque on est à l'équilibre électronique, le flux d'électrons secondaires est proportionnel au flux de photons, il reste donc constant tant que ce flux de photons est constant. Mais ce dernier étant atténué, le flux d'électrons secondaires diminue parallèlement tout en restant proportionnel au flux de photons, d'où l'égalité entre le kerma et la dose i.e.  $\beta$  égale à 1 (Attix et Roesch 1968).

$$D = K_{col} = K \cdot (1 - \bar{g}) \quad (2.8b)$$

## V. Théorie de la cavité

Pour mesurer la dose absorbée dans un milieu il est nécessaire d'introduire un dispositif sensible aux rayonnements qui est le dosimètre. Généralement, le milieu sensible du dosimètre ne sera pas du même matériau que celui dans lequel il est mis. La théorie de la cavité relie la dose absorbée dans le milieu sensible du dosimètre (la cavité) à la dose absorbée dans le milieu en absence de la cavité. Les dimensions de la cavité sont mentionnées comme petites, intermédiaires ou grandes en comparaison aux parcours des particules chargées secondaires produites par les photons dans le milieu de la cavité (figure 2-9).

Diverses théories de cavité pour les faisceaux de photons ont été développées selon la taille de la cavité, telle que les théories de *Bragg - Gray* et de *Spencer - Attix* pour de petites cavités et la théorie de *Burlin* pour des cavités de tailles intermédiaires.

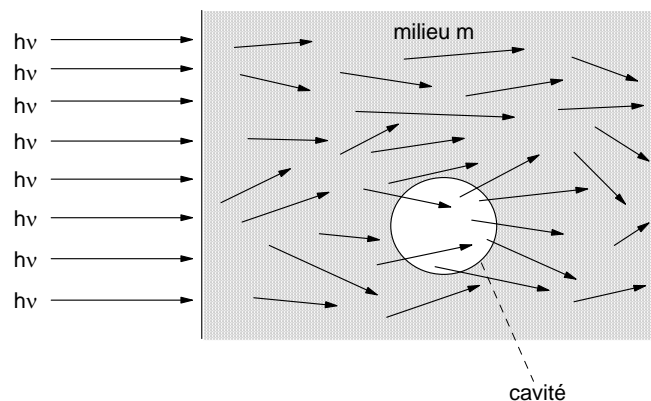


Figure 2-9 : Principe de la théorie de la cavité

### V.1 Théorie de *Bragg - Gray*

La théorie de *Bragg - Gray* était la première théorie de la cavité développée pour fournir un rapport entre la dose absorbée dans un dosimètre et la dose absorbée dans le milieu en absence du dosimètre, elle s'applique bien pour les petites cavités et pour les hautes énergies.

Les conditions d'application de cette théorie sont :

- i) Les dimensions de la cavité doivent être petites comparée au parcours des particules chargées, de telle sorte que sa présence ne perturbe pas la fluence des particules chargées dans le milieu.
- ii) La dose absorbée dans la cavité est déposée seulement par le passage des particules chargées, c.-à-d., les interactions de photon dans la cavité sont supposées être négligeables et ainsi ignorés (pas de rayonnement delta dans la cavité).

D'après ces deux conditions la théorie de *Bragg-Gray* relie la dose dans le milieu à la dose dans la cavité comme suit :

$$D_{milieu} = \left(\bar{S}/\rho\right)_{milieu} / \left(\bar{S}/\rho\right)_{cav} \cdot (\mu_{abs}/\rho)_{milieu} / (\mu_{abs}/\rho)_{paroi} \cdot D_{cav} \quad (2.9)$$

$\left(\bar{S}/\rho\right)_{med,cav}$  : rapport des pouvoirs d'arrêt massiques moyens de collision moyen Milieu – cavité (paroi) ;

$(\mu_{abs}/\rho)_{milieu,cav}$  : rapport des coefficients d'absorptions massiques du milieu et de la paroi.

La dose absorbée dans la cavité est donnée par  $D_{cav} = Q/m_{air} \cdot w_{air}$  .

L'utilisation des pouvoirs d'arrêt moyens élimine la production des particules chargées secondaires (rayonnement delta) dans le milieu et dans la cavité.

Bien que la taille de la cavité ne soit pas explicitement prise en considération dans la théorie de la cavité de *Bragg-Gray*, la réalisation des deux conditions de *Bragg-Gray* dépendra de la taille de la cavité qui est basée sur le parcours des électrons dans le milieu de la cavité, la nature du milieu de cette cavité, et enfin l'énergie de l'électron.

## V.2 Théorie de *Spencer – Attix*

La théorie de la cavité de *Bragg - Gray* ne tient pas compte de la création des électrons secondaires ( $\delta$ ) produits en raison du ralentissement des électrons primaires dans le volume sensible du dosimètre. La théorie de *Spencer-Attix* est une formulation plus générale qui explique la création de ces électrons qui ont des énergies suffisantes pour produire des ionisations. Certains de ces électrons libérés dans la cavité auraient une énergie suffisante pour s'échapper de la cavité emportant une partie de leur énergie avec eux. Ceci réduit l'énergie absorbée dans la cavité et requiert la modification du pouvoir d'arrêt du gaz (Spencer et Attix 1955, Burch 1955). La théorie de la cavité de *Spencer-Attix* fonctionne sous les mêmes conditions de *Bragg-Gray*. Cependant, ces conditions s'appliquent maintenant même à la fluence de particules secondaires en plus de la fluence de particules chargées primaires.

Les calculs par la méthode de *Monte Carlo* ont prouvé que la différence entre les théories de *Spencer-Attix* et de *Bragg-Gray* est non négligeable mais généralement cette différence n'est pas très significative. Puisque le pouvoir d'arrêt de collision pour différents milieux montre des tendances semblables en fonction de l'énergie des particules, leur rapport est une fonction qui varie très lentement avec l'énergie.

## VI. Dosimétrie des faisceaux de photons

### VI.1 Kerma de l'air dans l'air

Pour un faisceau de photons monoénergétique dans l'air, le kerma de l'air dans l'air  $(K_{air})_{air}$  pour un point distant de la source est proportionnel à la fluence énergétique  $\psi$  ou à la fluence de photon  $\Phi$  :

$$(K_{air})_{air} = \psi \cdot (\mu_{tr}/\rho)_{air} = \phi \cdot h\nu \cdot (\mu_{tr}/\rho)_{air} \quad (2.10)$$

### VI.2 Dose à une petite masse du milieu dans l'air

Elle est connue aussi sous le nom "dose dans un espace libre", introduit par Johns et Cunningham (Johns et Cunningham 1983). Elle caractérise uniquement les facteurs output de l'unité de traitement (les facteurs qui représentent la contamination du faisceau primaire due

uniquement aux accessoires de l'unité de traitement). Elle est basée sur la mesure du kerma de l'air dans l'air.

$$D'_{med} = \beta \cdot (K_{med})_{Air} = \beta \cdot 0.876(cGy/R) \cdot (\mu_{abs}/\rho)_{Air}^{med} \cdot X_p \cdot k(r_{med}) \quad (2.11)$$

$\beta$  est une constante de proportionnalité,

$X_p$  est l'exposition au point d'intérêt :  $X_p = M_p \cdot N_X$ ,

$M_p$  est le signal mesuré corrigé avec une chambre d'ionisation au point d'intérêt,

$N_X$  est le facteur de calibration de l'exposition dans l'air,

$k(r_{med}) \approx e^{-\left(\frac{\mu_{abs}}{\rho}\right)_{med} \cdot \rho \cdot r_{med}}$  est un facteur de correction qui prend en considération l'atténuation du faisceau de photons dans un milieu de masse sphérique,  $r_{med}$  est le rayon du milieu pour juste assuré l'équilibre électronique.

### VI.3 Loi de l'Inverse Carré des Distances

En radiothérapie externe, les sources de photons sont considérées ponctuelles alors que les faisceaux sont des faisceaux divergents comme le montre la figure 2-10.

La source S produit une fluence de photon  $\Phi_A$  à une distance  $f_a$  et une fluence de photon  $\Phi_B$  à une distance  $f_b$ .

Le nombre total de photons traversant l'aire  $A$  de côté  $a$  est égal au nombre de photons qui traversent l'aire  $B$  de côté  $b$  (on suppose que le faisceau de photon n'est pas atténué par le volume d'air qui sépare les surfaces  $A$  et  $B$ ). On peut écrire  $N_{tot} = \Phi_A \cdot A = \Phi_B \cdot B$

d'où

$$\Phi_A / \Phi_B = B / A = b^2 / a^2 = (f_b / f_a)^2 \quad (2.12)$$

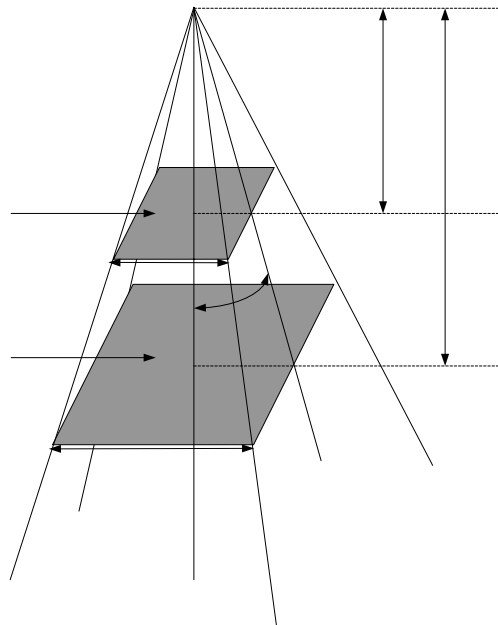


Figure 2-10 : Principe de la loi de l'inverse des carrés des distances

### VI.4 Facteur de collimation

Le kerma de l'air dans l'air  $(K_{air})_{air}$ , la dose à la petite masse du milieu dans l'air  $D'_{med}$ , et l'exposition  $X$  dans l'air dépendent de la taille du champ. Lorsque la taille du champ augmente, leurs valeurs augmentent car le nombre de photons diffusés par la tête d'irradiation augmente.

Cette augmentation est caractérisée par le facteur de collimation ( $CF$ ), qui est le rapport de dose à la petite masse du milieu dans l'air pour une taille de champ  $A$  sur la dose à la petite masse du milieu dans l'air pour une taille de champ de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  (figure 2-11).

$$CF(A, h\nu) = \frac{X(A, h\nu)}{X(10, h\nu)} = \frac{D'(A, h\nu)}{D'(10, h\nu)} \quad (2.13)$$

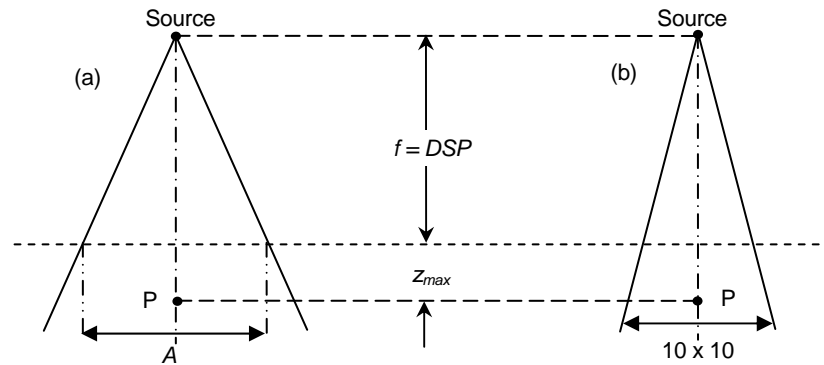


Figure 2-11 : Géométrie de mesure du facteur CF au point P.

### VI.5 Facteur du pic de diffusion

La dose absorbée dans une petite masse du milieu dans l'air  $D'_p$  est reliée à la dose à la profondeur  $z_{max}$  dans le fantôme au point P, par le facteur de diffusion du pic (PSF) comme suit (figure 2-12) :

$$PSF(A, h\nu) = \frac{D_p(z_{max}, A, f, h\nu)}{D'_p(A, h\nu)} \quad (2.14)$$

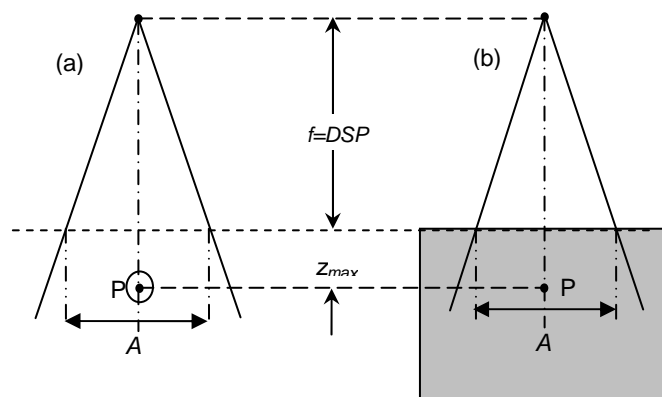


Figure 2-12 : Géométrie de mesure du facteur PSF au point P.

### VI.6 Facteur de diffusion par le fantôme

C'est un facteur de correction dû à la diffusion dans le fantôme à la profondeur de référence, il est défini comme la normalisation à 1 du facteur  $PSF$  pour un champ  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ .

$$SF(A, h\nu) = \frac{PSF(A, h\nu)}{PSF(10, h\nu)} \quad (2.15)$$

### VI.7 Facteur de dose relative

Il est défini comme le rapport de la dose en un point à la profondeur de l'équilibre électronique pour une taille de champ  $A$  sur la dose au même point pour une taille de champ de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  (figure 2-13)

$$RDF(A, h\nu) = \frac{D(z_{\max}, A, f, h\nu)}{D(z_{\max}, 10, f, h\nu)} \quad (2.16)$$

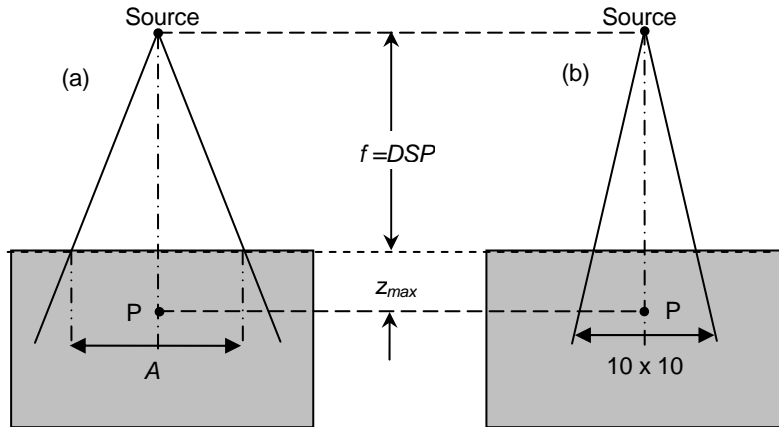


Figure 2-13 : Géométrie de mesure des facteurs de dose relative.

### VI.8 Rendement de Dose en profondeur

Cette quantité est définie comme le rapport de la dose en un point à la profondeur  $d$  à la dose mesurée à la profondeur de l'équilibre électronique qui est prise comme profondeur de référence (figure 2-14).

$$PDD(d, A, f, h\nu) = 100 \cdot D_Q / D_P \quad (2.17)$$

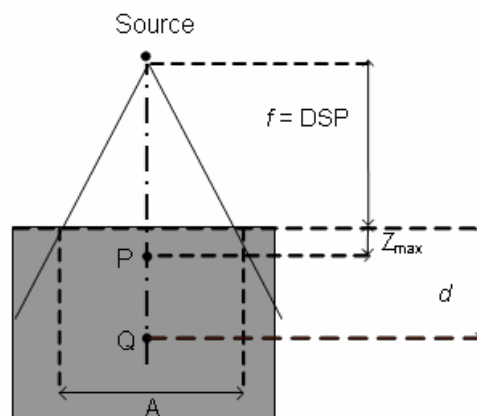


Figure 2-14 : Principe de la mesure du rendement de dose en profondeur

$D_P$  et  $D_Q$  sont les doses au point  $P$  à la profondeur  $z_{\max}$  dans l'axe central du fantôme, et au point  $Q$  à la profondeur  $z$  dans l'axe central du fantôme respectivement.

La dose au point  $Q$  est la somme de la composante primaire qui est issue directement de la source, et d'une composante diffusée. La composante primaire est représentée par :

$$PDD^{prim} = \left( \frac{f + z_{\max}}{f + z} \right)^2 e^{-\mu(z - z_{\max})}$$

### VI.9 Fonction de diffusion (S)

C'est le rapport de la composante diffusée de la dose sur la dose dans un petit volume d'un milieu dans l'air. Elle est donnée par :

$$S(z, A, f, h\nu) = PSF(A, h\nu)PDD(z, A, f, h\nu) - PSF(0, h\nu)PDD(z, 0, f, h\nu) \quad (2.18)$$

### VI.10 Rapport Tissu – Air (RTA)

En radiothérapie la source de rayonnement tourne autour de l'axe de rotation qui est généralement placé à la tumeur. Bien que la DSP varie en fonction du contour du patient, la DSA reste constante. Puisque le rendement en profondeur dépend de la DSP, des corrections de DSP sont appliquées pour les rendements en profondeur pour tenir compte du contour du patient, ces corrections sont lourdes en routine clinique. Une grandeur simple appelée Rapport Tissu – Air (RTA) qui ne dépend pas de la DSP a été introduite par Johns en 1953. Le concept du RTA, est développé pour faciliter les calculs pour des techniques isocentriques et pour des champs irréguliers. Le RTA peut être défini comme le rapport de la dose  $D_Q$  à une profondeur  $z$  dans un fantôme sur la dose dans l'air  $D'_Q$  au même point (figure 2-15).

$$RTA(z, A_Q, h\nu) = \frac{D_Q}{D'_Q} \quad (2.19)$$

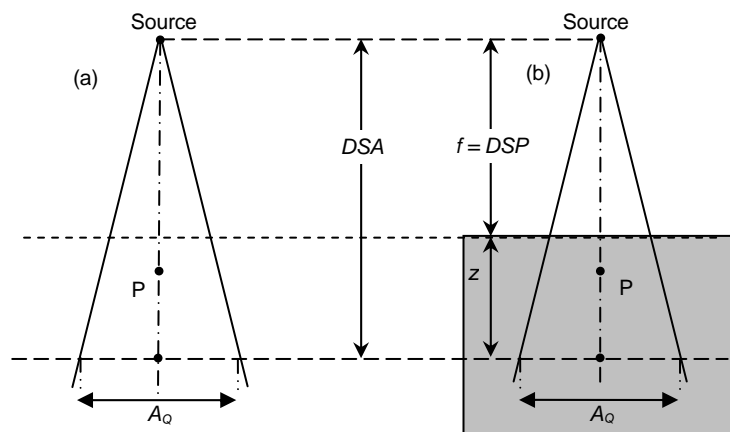


Figure 2-15 : Principe de la mesure du Rapport Tissu – Air

Le facteur RTA pour une taille de champ  $0 \times 0$ , i.e.,  $RTA(z, 0, h\nu)$ , peut être calculé à partir de  $RTA(z, 0, h\nu) = e^{-\mu_{eff}(z-z_{max})}$  où  $\mu_{eff}$  est le coefficient d'atténuation effectif pour le faisceau de photon. Le champ  $0 \times 0$  est un champ hypothétique pour le quel la dose en profondeur dans le fantôme est due aux photons primaires.

### VI.11 Rapport Tissu – Diffusé (SAR)

Le rapport tissu – diffusé est utilisé dans le but de calculer la dose due au diffusé dans le milieu. La séparation de la contribution primaire et diffusée de la dose est utile dans la dosimétrie des champs irréguliers. On peut le représenter comme la différence entre la dose totale dans le fantôme et la dose due au primaire au même point.

$$SAR(z, A, h\nu) = RTA(z, A, h\nu) - RTA(z, 0, h\nu) \quad (2.20)$$

### VI.12 Rapport Tissu – Fantôme (RTF)

Ce concept (Khan 1984) est utilisé pour les faisceaux de hautes énergies car la mesure de la dose dans l'air est difficile (pour des raisons d'équilibre électronique des particules chargées). Cette grandeur conserve les propriétés du RTA mais limite les mesures au fantôme. Le RTF est défini comme le rapport de la dose en un point de profondeur  $z$  dans le fantôme à celle prise à la profondeur de référence, généralement prise égale à 10 cm (figure 2-16).

$$RTF(z, A_Q, h\nu) = \frac{D_Q}{D_{Q_{ref}}} \quad (2.21)$$

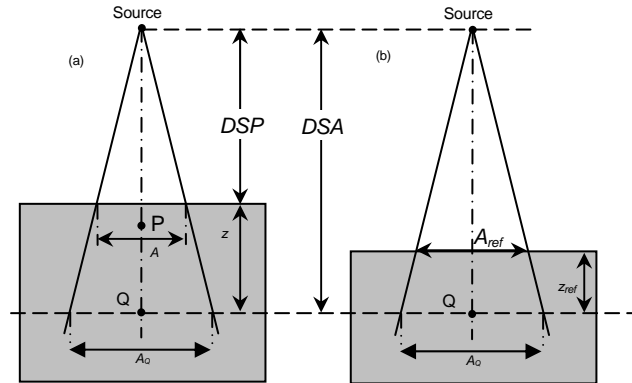


Figure 2-16 : principe de la mesure du Rapport Tissu – Fantôme

Lorsque la profondeur de référence est égale à la profondeur du maximum de dose, on obtient le facteur Rapport Tissu – Maximum (RTM). Le facteur RTM peut être calculé à partir de RTA.

$$RTM(z, A) = \frac{RTA(z, A)}{PSF(z_{Max}, A)} \quad (2.22)$$

### VI.13 Rapport de Diffusé – Maximum

C'est une quantité utilisée pour calculer la dose due au diffusé dans le milieu, elle est définie par :

$$SMR(z, A_Q, h\nu) = RTM(z, A_Q, h\nu) \cdot \left( \frac{SF(A_Q, h\nu)}{SF(0, h\nu)} \right) - RTM(z, 0, h\nu) \quad (2.23)$$

### VI.14 Facteur hors – axe (Off – Axis Ratio)

Ce facteur qui caractérise le profil de dose est le rapport de la dose en un point à une profondeur  $z$  distante de  $x$  de l'axe centrale du faisceau sur celle prise sur l'axe centrale à la même profondeur (Khan et al 1985).

$$OAR(z, x) = \frac{D(z, x, A, f)}{D(z, x = 0, A, f)} \quad (2.24)$$

## CHAPITRE 3

# Calcul de dose et planning de traitement pour les faisceaux de photons utilisés en radiothérapie

### I. Introduction

Au début de l'utilisation des rayonnements ionisants en radiothérapie, 'la dose' a été employée dans un sens pharmacologique caractérisant la quantité de rayonnement donnée plutôt que son impact physique sur l'objet irradié. Aujourd'hui, la dose absorbée est strictement définie comme l'énergie moyenne déposée (par le rayonnement ionisant) par unité de masse (ICRU 1998), c'est-à-dire la dose est découplée du rayonnement utilisé pour la délivrer. Donc, la dose absorbée est la grandeur physique fondamentale d'intérêt pour la radiothérapie.

Quand les faisceaux de photons de hautes énergies ont été introduits cliniquement dans les années 1950, le seul choix disponible pour les physiciens médicaux était de développer des méthodes empiriques. Ces méthodes limitaient souvent les traitements aux géométries d'irradiation qui pouvaient être calculées avec une certaine précision. Avant l'accès aux images tomographie informatisée (CT Scanner), la représentation de l'anatomie du patient était basée sur des contours simples, c'est-à-dire la précision du calcul de dose a été limitée en grande partie par le manque d'information appropriée sur le patient. Pendant le début des années 1970 les mini-ordinateurs ont fourni assez de puissance de calcul pour permettre le développement de scanners CT et des systèmes de planification de traitement informatisés à des prix accessibles aux fournisseurs de soins. Cette disponibilité a augmenté le raffinement des méthodes de calcul de doses empiriques afin d'incorporer la prise en considération des tissus hétérogènes (Purdy et *al.* 1983, Cunningham 1983). Récemment, les nouvelles modalités d'imagerie médicale comme l'imagerie par résonance magnétique (IRM) et l'imagerie isotopique (tomographie par émission de photons simple et tomographie par émission de positrons) ont augmenté de façon importante la possibilité de localisation et de délimitation des tumeurs et des organes sains voisins (Austin-Seymour et *al.* 1995, Schad et *al.* 1992). La précision de plus en plus grande, ainsi obtenue, dans la définition du volume cible, nécessitait la disponibilité de modèles de calcul de doses performants (Bortfeld et *al.* 1997, Brahme 1987, 1995, Chin et *al.* 1983, Webb 1997). Les méthodes empiriques de calcul de dose sont limitées en précision et souvent ne permettent pas le calcul de dose dans des situations d'irradiations complexes.

Bien que l'équation de transport et les sections efficaces d'interaction soient bien connues, aucun algorithme de calcul de dose analytique pour les faisceaux de photons capable de prendre en charge les situations cliniques d'irradiation avec une précision acceptable n'a été développé. Des méthodes analytiques pourraient fonctionner si une chaîne très courte d'événements précède l'absorption complète de l'énergie de la particule (ou quand les photons s'échappent du système considéré). Les méthodes Monte-Carlo, mises en oeuvre pour imiter les processus de base d'une façon directe, ont servi beaucoup à atteindre d'objectifs en physique médicale (Andreo 1991, Rogers et Bielajew 1990, Mackie 1990). Cependant, elles ne sont pas encore disponibles pour la planification de traitement ordinaire des faisceaux de photons en raison de l'importance du temps de calcul requis. Par conséquent, différents algorithmes semi-analytiques ont été développés pour le calcul de dose.

## II. Dépôt d'énergie des faisceaux de photons

### II.1 Processus physique

Les photons issus d'un appareil de traitement produisent une cascade d'interactions, non seulement dans le patient, mais aussi dans l'appareil de traitement lui-même avant que l'énergie ne soit absorbée au point d'intérêt (figure 3-1).

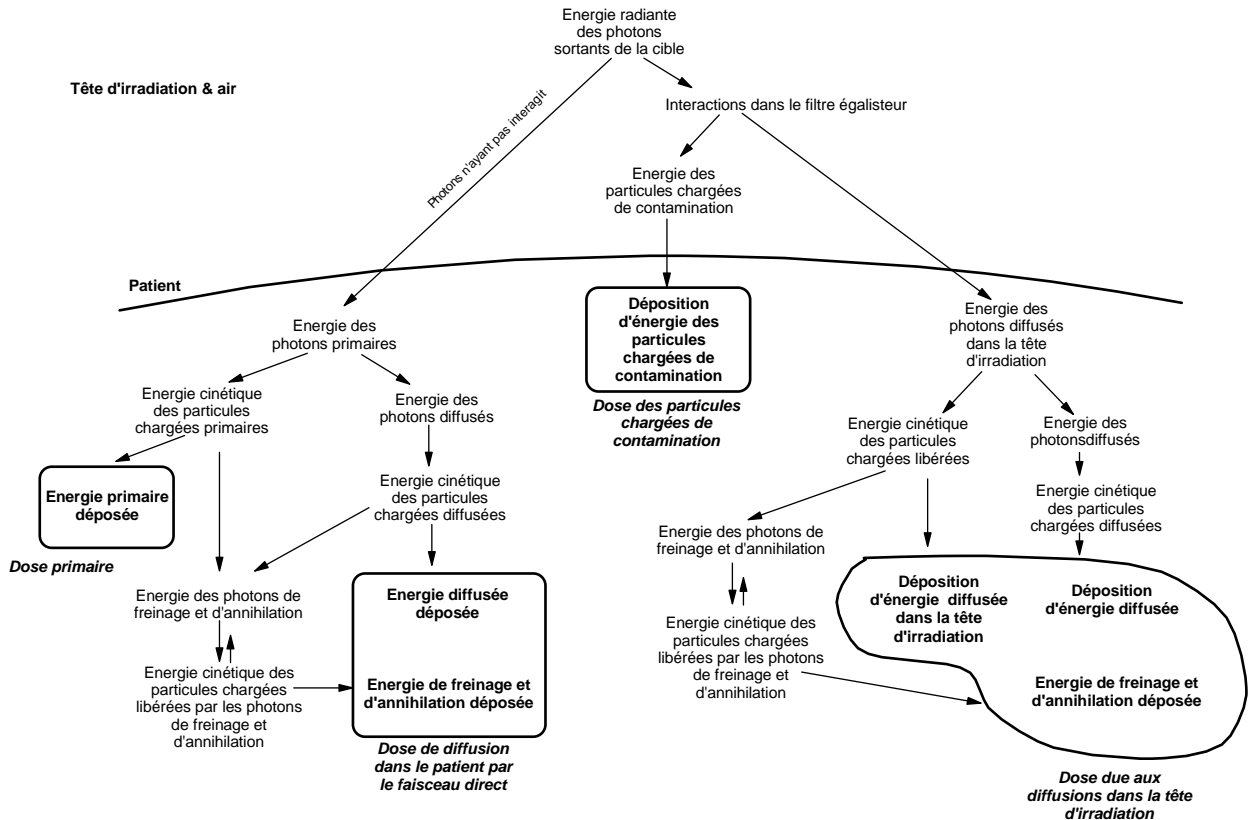


Figure 3-1 Schéma de l'interaction des photons du faisceau depuis leur création jusqu'à leur absorption dans le patient

Lorsqu'ils traversent les différents éléments de la tête d'irradiation, les photons du faisceau sont diffusés ce qui rajoute une composante de photons secondaires au faisceau primaire. De plus, les particules chargées produites dans la tête d'irradiation et dans l'air contaminent le faisceau et contribuent à la dose dans la région du build-up. La proportion de contamination par les particules chargées est très sensible à la présence de diffuseurs sur la trajectoire du faisceau.

Les photons sont des rayonnements indirectement ionisants et ne déposent pas leur énergie dans le milieu de façon significative. Par des interactions avec des atomes du milieu constituant le patient, les photons incidents transfèrent leur énergie aux électrons et positrons qui ionisent et excitent les atomes le long de leurs trajectoires jusqu'à ce qu'ils perdent toute leur énergie. En utilisant l'histoire d'interaction on définit clairement les différentes catégories de dose relatives à la caractérisation du faisceau et la modélisation de la dose, comme décrit dans la figure 3-1. Partant de la source, la plupart des photons entrant dans le patient n'ont été soumis à aucune

interaction avant l'entrée dans celui-ci et serviront comme les créateurs des distributions de dose du faisceau primaire et du diffusé dans le patient. Les particules interagissant dans la tête d'irradiation donnent deux catégories de dose : la contamination par particules chargées et la diffusion dans la tête d'irradiation. Cette dernière contribue à la dose totale dans le patient, selon l'énergie du faisceau, pour approximativement 5-15 % (Ahnesjö 1994).

Depuis le début d'utilisation des unités de  $^{60}\text{Co}$  l'importance du transport de particules chargées a souvent été négligée dans le calcul de dose pour la planification de traitement. Il était suffisant de considérer que l'énergie des photons transférée à de telles particules était déposée 'sur place' (l'approximation du kerma de collision). Cela a causé la confusion, quand 'la dose primaire' a été déterminée expérimentalement comme ' le Rapport tissu-fantôme de surface zéro ' (Mohan et Chui 1985). Cependant, il est commode de maintenir le concept de dose primaire puisque sa dépendance en fonction de la fluence primaire de photons est beaucoup plus locale que la dose obtenue par des photons diffusés (Björngård et Cunningham 1986, Nizín 1993, Woo et 1990). Dans le rapport de l'ICRU (1987), le rayonnement primaire est pris comme étant le rayonnement incident sur la surface du fantôme et inclut des photons venant directement de la cible aussi bien que le rayonnement diffusé par le système de collimation.

## II.2 Les théorèmes de Fano et d'O'Connor

Les données dosimétriques utilisées dans la planification de traitement sont principalement mesurées dans l'eau. L'existence de deux théorèmes importants de Fano et d'O'Connor permet d'utiliser ces données pour des milieux équivalents eau de différentes densités.

Le théorème de Fano stipule que quand un objet de densité variable mais de composition atomique constante est présent dans un champ de rayonnements avec une fluence des particules primaires constante (photons), alors la fluence de particules secondaires (électrons) est aussi constante et indépendante des variations de densité (Fano 1954). Cette fluence constante des électrons secondaires est égale à la fluence de l'équilibre de particule chargée (CPE) pour une fluence de photons donnée. Par conséquent la dose absorbée à travers n'importe quel secteur de densité variable serait constante. La supposition principale dans le théorème de Fano est que les sections efficaces d'interaction par unité de masse sont indépendantes de la densité d'un milieu de composition atomique identique. Strictement, pour appliquer le théorème de Fano aux faisceaux de photons utilisés en radiothérapie externe, il faut supposer que l'atténuation des photons primaires, l'effet de densité intervenant dans le calcul du pouvoir d'arrêt et la production de photons secondaires peuvent être négligés. La non considération de l'atténuation des photons signifie essentiellement que le libre parcours moyen des photons primaires doit être beaucoup plus grand que le parcours maximal des électrons secondaires produits. Cette condition peut être satisfaite par les faisceaux cliniques, avec des énergies de photon de 1 – 3 MeV et s'applique aux points d'un milieu irradié qui sont suffisamment loin des limites (Harder 1974). Les effets de densité (dans la gamme de densité de tissus humains) sont généralement négligeables pour des faisceaux cliniques et la production de photons secondaires n'est pas problématique tant que leurs libres parcours moyens sont plus grands que les parcours des électrons secondaires.

Tandis que le théorème de Fano s'applique aux situations d'équilibre de particule chargée, le théorème d'O'Connor (*density scaling theorem*) relie la dose dans deux milieux de densités différentes, mais de compositions atomiques égales, tous les deux irradiés par le même faisceau externe. Selon ce théorème, le rapport de la fluence des photons secondaires diffusés à celle des photons primaires est constant dans les deux milieux pourvu que toutes les distances géométriques, y compris les tailles de champs, sont mesurées en fonction de la densité

(O'Connor 1957). Cela signifie que la dose aux points correspondants dans les deux milieux est la même si toutes les dimensions dans la géométrie d'irradiation sont exprimées en fonction de la densité (figure 3-2). Les théorèmes de Fano et d'O'Connor reposent sur une hypothèse commune que la probabilité d'interaction (par électron) est indépendante des variations de densité entre les milieux. Les bases communes et les relations entre ces deux théorèmes ont été analysées par Bjärngard (1987).

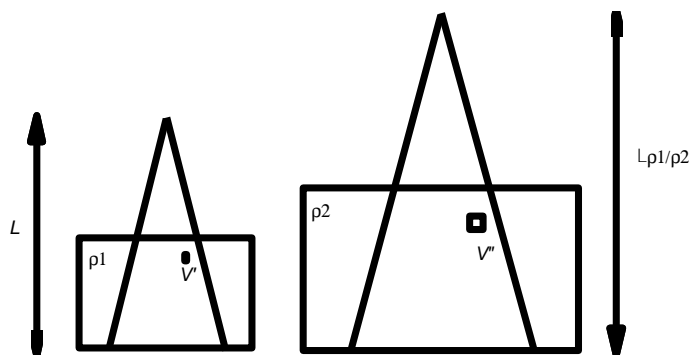


Figure 3-2 : Principe du théorème d'O'Connor.

### III. Processus de planification de traitement en radiothérapie

Le processus clinique de radiothérapie est complexe et implique des étapes multiples, comme indiqué dans la figure 3-3. Le processus commence par le diagnostic, suivi par la décision du traitement. Ce qui conduit au choix de la technique et du protocole de traitement qui est alors suivi par le positionnement spécifique du patient. Cette étape est très importante, puisque toutes les informations nécessaires à la planification du traitement doivent être obtenues avec le patient dans la position de traitement appropriée, de telle façon que la balistique puisse être facilement reproduite pendant toutes les séances de traitement. Durant cette étape, des erreurs ou de grandes incertitudes affecteront le processus de traitement entier. La région hachurée de la figure 3-3 montre les étapes du processus de radiothérapie qui touchent spécifiquement à la planification du traitement. Cela inclut l'obtention de l'information anatomique, qui dans sa forme la plus simple peut être un contour externe obtenu par des moyens mécaniques simples, ou dans une forme plus sophistiquée des données produites par des procédures d'imagerie médicale.

Une fois que le contour externe approprié ou des données d'image ont été obtenues, le radiothérapeute déterminera les volumes cibles et les organes à risque. Lorsque il n'y a aucune inhomogénéité de tissu, les données de contours obtenues avec n'importe quelle procédure d'imagerie peuvent être utilisées directement pour le calcul de dose, à condition que les contours obtenus ne contiennent aucune altération et que la densité du tissu est égale à celle de l'eau. Dans certains cas dans lesquels seulement des contours externes ont été déterminés, des contours internes peuvent être tirés de films radiologiques ou d'autres sources d'image et la densité spécifique peut être attribuée en se basant sur des données publiées. Avec cette information, la meilleure configuration du faisceau sera déterminée pour couvrir le volume cible en juste proportion en réduisant au minimum la dose aux tissus critiques normaux. Cela inclura un choix

de directions du faisceau et un choix de collimation (blocs divergents, collimateurs asymétriques et collimateurs multi lames).

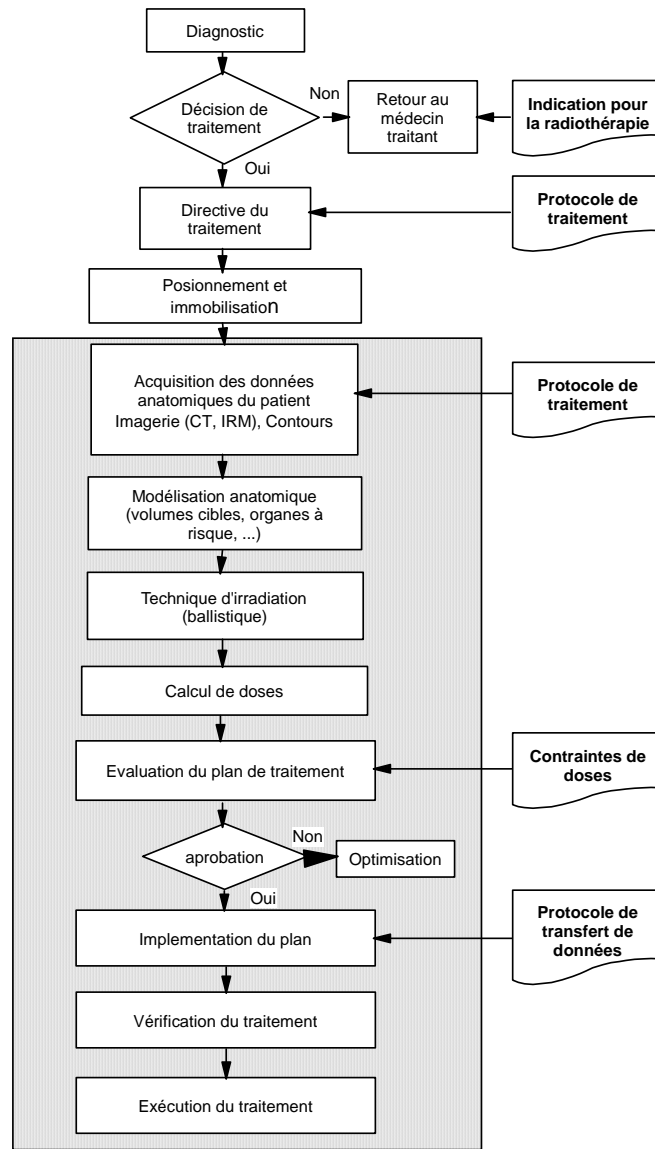


Figure 3-3 : Principe du processus de planification de traitement en radiothérapie

#### IV. Calculs de dose pour la planification de traitement

Les modèles de calcul de dose doivent servir, dans l'environnement d'un système de planification de traitement, à fournir des résultats rapides et précis pour tous les types de traitement. Les demandes en calculs de dose sont donc largement dépendantes du contexte. Les aspects importants dans la conception de systèmes de planification de traitement ne sont pas seulement la précision des résultats, mais aussi la logistique des données objets, des dispositions d'interface utilisateur, etc.

La plupart des systèmes de planification de traitement sont très semblables dans les modules de

logiciel qui permettent aux images digitales, aux contours, aux faisceaux et aux sources de traitement et aux distributions de dose d'être visualisés. Les différences de logiciel sont dues principalement à la mise en oeuvre, l'ergonomie et à la simplification du processus de planification de traitement.

L'algorithme de dose, d'autre part, est la partie centrale la plus critique et la plus complexe dans un système de planification de traitement informatisé.

L'algorithme de dose est déterminant pour les décisions cliniques prises sur la base des distributions de dose et des histogrammes dose-volume.

L'objectif d'un algorithme de calcul de dose est de prévoir, avec autant de précision que possible, la dose délivrée à n'importe quel point dans le patient. En raison de la complexité d'interactions des rayonnements avec les tissus humains et en raison du besoin pratique du calcul rapide, de tels algorithmes ont des limitations inhérentes en raison des approximations employées dans les modèles physiques. Le résultat est que ces algorithmes fournissent des calculs raisonnablement précis sur une gamme limitée de conditions généralement employées, mais peuvent avoir des incertitudes substantielles dans d'autres conditions. D'habitude les algorithmes plus complexes ont des incertitudes moindres comparées aux algorithmes plus simples bien que cela se traduit en des temps de calcul plus long.

La radiothérapie est basée sur le fait que les cellules cancéreuses sont plus sensibles aux rayonnements ionisants que les cellules normales. Les paramètres importants pour décrire la réponse sont la réponse de dose à 50 % ( $D_{50}$ ), et le gradient de dose normalisé  $\gamma$  (Brahme 1984). Pour le contrôle de la tumeur les valeurs de  $D_{50}$  augmentent avec la taille tumorale et pour les altérations des tissus sains  $D_{50}$  diminue avec l'augmentation des volumes irradiés (Källman et al. 1992), c'est-à-dire la fenêtre thérapeutique se contracte avec l'augmentation de la taille de la tumeur. Les valeurs de  $\gamma$  varient de 1.5 à 7, c'est-à-dire l'incertitude sur la valeur de la dose délivrée est amplifiée de 1.5 à 7 fois quand elle est vue comme une partie reliée à la dose dans l'incertitude sur la réponse biologique. Afin d'évaluer quantitativement la précision réelle nécessaire, Boyer et Schultheiss ont étudié l'influence de l'incertitude de la dose sur certains paramètres de contrôle tumoral et conclu qu'un gain de 1 % en précision aboutit à une augmentation de 2 % de guérison (Boyer et Schultheiss 1988). Plusieurs recommandations générales sur la précision de la dose délivrée ont été publiées : 5 % (ICRU 1976), 3.5 % (Mijnheer et al. 1987), 3 % (Brahme 1988). L'incertitude sur la mesure de la dose absolue a été déterminée par Andreo (1990). Elle est de 2.0 % pour les faisceaux de photon délivrés par l'accélérateur linéaire et de 1.6 % pour le  $^{60}\text{Co}$ . Vu la complexité du processus de la livraison de dose, il est naturellement difficile de réaliser une précision de 3% en pratique et il est commun de se référer à la valeur de 5 % (ICRU 1976) comme le niveau pour l'action corrective. Une approche classique pour définir les limites pour des erreurs de calcul de dose intrinsèque est d'identifier les autres erreurs affectant la dose sur toute la chaîne de traitement et de varier l'erreur sur le calcul de dose pour identifier la limite où la valeur globale de l'erreur est sérieusement affectée par l'erreur sur le calcul de dose (Ahnesjö 1991).

## **V. Les différentes méthodes de calcul de doses pour les faisceaux de photons.**

Historiquement, deux approches ont été suivies pour l'élaboration des modèles de calcul de dose (Cunningham 1982, Nahum 1985, Wong et Purdy 1990). On distinguera les méthodes basées sur les modèles qui regroupent les méthodes basées sur la physique des interactions des

rayonnements, les méthodes stochastiques (Monte Carlo), les méthodes analytiques, et les méthodes empiriques basées sur les corrections d'hétérogénéité et de contours (figure 3-4). Dans les méthodes basées sur les corrections, le point de départ est toujours la distribution de dose pour un milieu équivalent eau, avec des corrections secondaires introduites pour prendre en considération la densité des tissus. Dans les méthodes basées sur les modèles, il y a une dépendance beaucoup plus grande de la physique fondamentale de diffusion et la distribution de dose dans l'eau n'est plus une condition préalable.

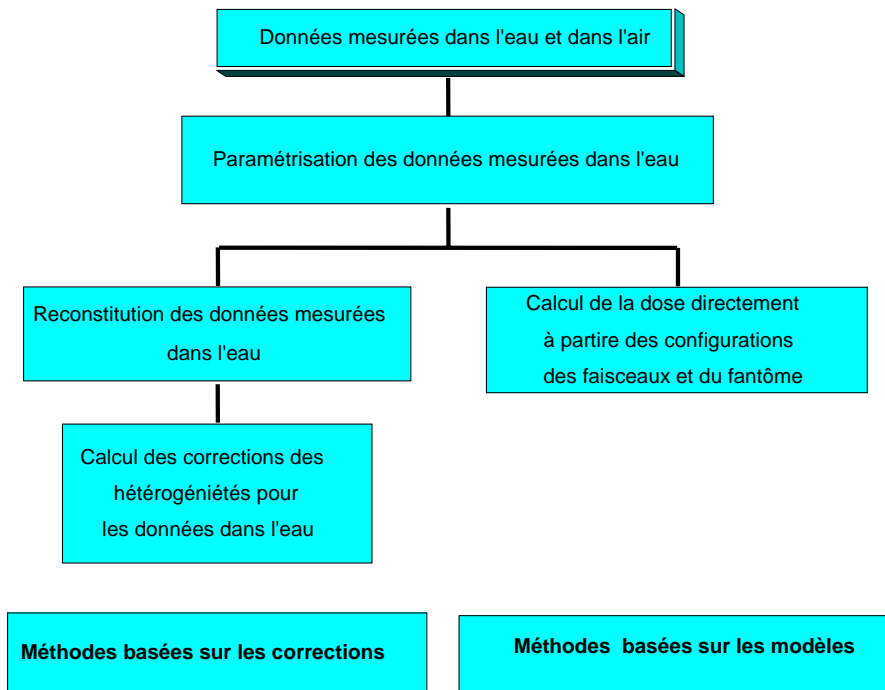


Figure 3-4 : Différentes approches suivies dans le calcul de dose en radiothérapie

### V.1 Méthodes basées sur les corrections

La distribution de dose, corrigée pour l'inhomogénéité du tissu est donnée par :

$$D_{in\ hom} = CF(x, y, z) \cdot D_{eau}(x, y, z) \quad (3.1)$$

Où  $D_{in\ hom}$  est la distribution de dose dans le tissu inhomogène,  $CF$  est le facteur de correction d'inhomogénéité; et  $D_{eau}$  est la distribution de dose de référence dans un milieu homogène d'eau.

L'avantage de cette approche consiste en ce que la distribution de dose peut être calculée via deux algorithmes indépendants employés en tandem. Une méthode rapide peut être employée pour prévoir la distribution de dose dans l'eau (la solution approximative de premier ordre du problème de calcul). Une méthode de perturbation est alors employée pour corriger la distribution d'eau employant les facteurs locaux  $CF$ .

La plupart des méthodes d'estimation du facteur de correction d'hétérogénéité sont basées sur le tracé direct du parcours du rayonnement de la source primaire au point d'intérêt. Des méthodes plus complexes comme la méthode *ETAR* existent aussi.

**V.1.1 Méthodes du parcours effectif du faisceau primaire**

Ces techniques sont basées principalement sur un parcours effectif dans un milieu équivalent eau. Le parcours effectif dans un milieu équivalent eau est calculé par la formule suivante :

$$z' = \frac{1}{\rho_{eau}} \int_0^z \rho(z'') \cdot dz'' \tag{3.2}$$

où  $\rho_{eau}$  est la densité de l'eau et  $\rho(z'')$  est la densité locale.

L'utilisation des parcours effectifs ajuste correctement la fluence primaire de rayonnements atteignant un point de dose. Cependant, cette approche ajuste indirectement la composante diffusée et c'est une limitation fondamentale de ces premières méthodes.

**V.1.1.1 Méthode du coefficient d'atténuation effectif**

Dans cette méthode le nouveau facteur de correction  $CF'$  est obtenu à partir de la formule suivante :

$$CF = e^{-(d'-d) \cdot \bar{\mu}} \tag{3.3}$$

Où  $d$  est l'épaisseur effective du matériau,  $d'$  l'épaisseur équivalent eau (figure 3-5) et  $\bar{\mu}$  le coefficient linéaire d'atténuation effectif déterminé empiriquement.

Le coefficient d'atténuation effectif peut être pris égale à  $0.050 \text{ cm}^{-1}$  (5% par cm), ou être obtenu à partir du taux de variation du  $RTA$  pour un faisceau de dimension  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  (ICRU 1976). Pour accroître la précision un facteur de correction de position  $CP$ , peut être introduit :

$$CF' = CP \times CF \tag{3.4}$$

$CP$  est une fonction de la distance  $d''$ , à partir du point de calcul à l'inhomogénéité. Cette correction a été déterminée expérimentalement par de nombreux auteurs Dutreix en 1960, et Massey en 1962 (Meghzifene 1993) pour les rayonnements  $\gamma$  du  $^{60}\text{Co}$  et pour les rayons  $X$  de 4 MV dans le cas des poumons, ainsi que par O'Connor (1957) pour des rayons  $X$  de 200 kV. Pour les rayons X de haute énergie, le facteur de correction devient indépendant de la distance  $d''$ .

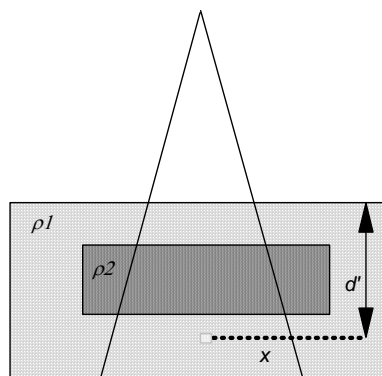


Figure 3-5 : schéma représentatif de la méthode du coefficient d'atténuation effectif

**V.1.1.2 Méthode du Rapport Tissu–Air**

Cette méthode développée par Sontag et Cunningham (1977) est basée sur les *Rapports Tissu–Air*, le facteur de correction CF est donné par :

$$CF = \frac{TAR(z', r_d)}{TAR(z, r_d)} \tag{3.5}$$

$z'$  et  $z$  sont respectivement la profondeur effective et la profondeur réelle du point d'intérêt dans le patient.  $r_d$  est la taille du champ au point d'intérêt (figure 3-6).

Cette méthode tient compte de la dimension du champ ainsi que de la profondeur du point d'intérêt, mais ne prend pas en considération la position relative de l'hétérogénéité (la distance du point (P) par rapport à l'hétérogénéité). Elle suppose que l'hétérogénéité est infinie latéralement.

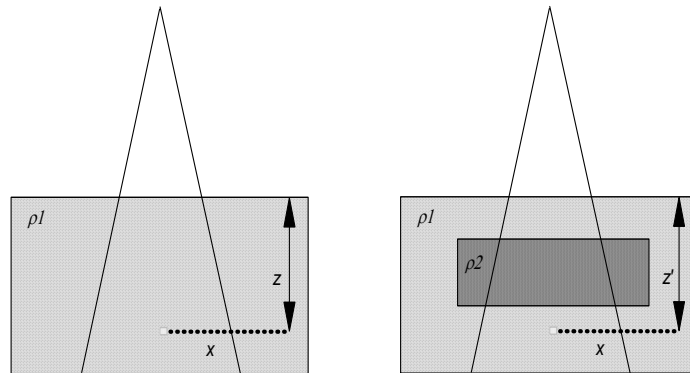


Figure 3-6 : schéma représentatif de la méthode du Rapport Tissu – Air

**V. 1.1.3 Méthode de la DSP effective**

La dose relative au point d'intérêt est calculée par rapport au même point dans un milieu équivalent eau multipliée par un facteur correctif CF donné par :

$$CF = \frac{PDD(z', A_0, f)}{PDD(z, A_0, f)} \cdot \left( \frac{f + z'}{f + z} \right)^2 \tag{3.6}$$

où  $f$  est la distance source peau (DSP) et  $A_0$  est la taille du champ à la surface.

**V.1.1.4 Méthode de glissement d'isodoses (isodose shift method)**

Cette méthode qui est une simplification de la méthode de la DSP effective fut proposée par Green et Stewart (1965) et Sundblom (1965).

Ces auteurs préconisent de déplacer les lignes isodoses d'une distance égale à  $n$  fois l'épaisseur de l'inhomogénéité mesurée le long de l'axe, parallèlement à l'axe central, et passant par le point d'intérêt. La dose corrigée doit être lue directement.

Les lignes d'isodoses doivent être rapprochées ou éloignées de la peau selon que la densité de l'hétérogénéité est supérieure (os) ou inférieure (cavité d'air, poumons) à celle de l'eau. Le facteur de correction est déterminé par :

$$CF = \frac{PDD(z - n(z - z'), A_0, f)}{PDD(z, A_0, f)} \quad (3.7)$$

Les valeurs de  $n$  ont été déterminées expérimentalement et sont indépendantes de la taille du champ (Meghzifene 1993), ces valeurs s'appliquent au rayonnement gamma du  $^{60}\text{Co}$  et rayonnement  $X$  de  $4\text{MV}$ , et doivent être plus faibles pour des énergies plus élevées.

### V.1.2 Méthode de la loi de la puissance (méthode de Batho)

Cette méthode a été initialement suggérée par Batho (1964) pour des points au dessous de l'hétérogénéité. Il a démontré, qu'au moins dans le cas des rayons gamma du  $^{60}\text{Co}$ , les  $RTA$  peuvent également être employés pour calculer le facteur de correction ce qui explique non seulement l'importance et la nature de l'hétérogénéité mais également sa position, en élevant un rapport des  $RTA$  à une puissance.

$$CF = \frac{TAR(z_3, r_d)^{\rho_3 - \rho_2}}{TAR(z, r_d)^{1 - \rho_2}} \quad (3.8a)$$

$\rho_3$  est la densité électronique du matériau où se trouve le point d'intérêt d'une épaisseur  $z_3$ , quant à  $\rho_2$  c'est la densité électronique de l'hétérogénéité d'épaisseur  $z_2$ . Cette méthode suppose aussi que l'hétérogénéité est infinie latéralement.

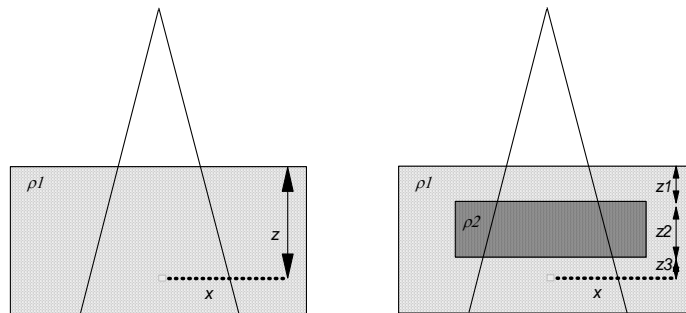


Figure 3-7 : schéma représentatif de la méthode de Batho

Sontag et Cunningham (1977) ont généralisé la méthode pour manipuler des densités arbitraires et des matériaux non équivalent eau.

Plus tard, Webb et Fox (1980) et Cassell et al (1981) ont amélioré la méthode pour les cas des hétérogénéités en couches multiples. Finalement, El-Khatib et Battista (1984) et Thomas (1991) ont montré que le facteur de correction doit être basé sur les *Rapports Tissu – Maximum (TMR)* au lieu des *Rapports Tissu – Air (RTA)* comme il a été proposé auparavant, le facteur de correction qu'ils ont proposé est :

$$CF = \frac{(\mu_{en}/\rho)_N}{(\mu_{en}/\rho)_w} \prod_{m=1}^N (TMR(z - z_m + z_{bu}))^{(\mu_m - \mu_{m-1})/\mu_w} \quad (3.8b)$$

Où le  $\mu_m$  et  $\mu_w$  sont les coefficients linéaire d'atténuation du matériau dans la couche  $m$  et l'eau respectivement,  $(\mu_{en}/\rho)_N$  est le coefficient d'absorption massique du matériau dans la couche  $N$ ,  $z_{bu}$  est la profondeur d'équilibre électronique et  $z_m$  est la distance le long du faisceau de la surface

à la couche  $m$  dans le fantôme.

Wong et Henkelman (1982) ont démontré les limitations fondamentales de la méthode de Batho originale et généralisée par une analyse théorique effectuée sur le calcul de la dose primaire et la dose du premier diffusé et confirmé par des mesures expérimentales. Ils ont proposé un facteur de correction donné par la formule suivante :

$$CF = \frac{(\mu_{abs}/\rho)_N}{(\mu_{abs}/\rho)_{eau}} \cdot \frac{TAR(z',0)}{TAR(z_1,r)} \cdot \left( 1 + \sum_{i=1}^N \left[ \frac{SAR(z_i,r)}{TAR(z_i,0)} - \frac{SAR(z_{i+1},r)}{TAR(z_{i+1},r)} \right] \right) \quad (3.8c)$$

Où  $z' = \sum_{i=1}^N \rho_i (z_i - z_{i+1})$  et  $(\mu_{abs}/\rho)_M / (\mu_{abs}/\rho)_{eau}$  est le rapport des coefficients d'absorption massiques.

Cette méthode peut être utilisée lorsque les images CT ne sont pas disponibles, et les contours des structures peuvent être acquise manuellement. Le résultat est excellent pour les petits champs, moins bon pour les grands champs et pour les points à l'intérieur de l'hétérogénéité. Cette méthode surestime aussi légèrement la correction pour des inhomogénéités de faible densité et la sous-estime pour les grandes densités.

### V.1.3 Méthode du Rapport Tissu – Air Equivalent (ETAR)

Cette méthode a été développée par Sontag et Cunningham (1977) qui ont suggéré d'autres corrections pour la taille du champ, à partir d'une idée proposée par O'Connor (1957). Elle est similaire à la méthode du Rapport Tissu–Air à l'exception que la taille du champ est modifiée cette fois ci comme une fonction de la densité pour corriger la position géométrique de l'inhomogénéité. Le facteur de correction  $CF$  est donné par

$$CF = \frac{TAR(z',r')}{TAR(z,r)} \quad (3.9)$$

Où  $r'$  est un rayon équivalent du champ d'irradiation qui est fonction de la densité et de la position de l'hétérogénéité. Il est donné par  $r' = \rho \cdot r$ , où  $r$  est lui même donné en fonction du carré équivalent  $W_{eq}$  par  $r = \sqrt{W_{eq}/\pi}$  et  $W_{eq} = 2X \cdot Y / (X + Y)$ , avec  $X, Y$  sont les dimensions de la taille du champ, et  $\rho$  la densité électronique relative effective.

$$\rho = \frac{\sum_{k=1}^K \sum_{j=1}^J \sum_{i=1}^I \rho_{ijk} w_{ijk}}{\sum_{k=1}^K \sum_{j=1}^J \sum_{i=1}^I w_{ijk}}$$

$\rho_{ijk}$  est la densité électronique relative du pixel  $ij$  de la  $k^{ieme}$  image CT

$w_{ijk}$  est le facteur poids correspondant au voxel  $(i,j,k)$ .

Cette méthode tient compte de la forme, de la structure et de la position de toutes les hétérogénéités dans le patient, elle représente la méthode de correction la plus sophistiquée

implémentée dans les systèmes de calcul de dose. Bien qu'elle ne tienne pas compte du déséquilibre électronique, et peut induire des erreurs pour de petits faisceaux de rayonnement et pour des énergies élevées de photon, la précision est de 3%.

Cette méthode est recommandée pour tous les systèmes de calculs de dose dans la région du thorax, et de la région de la tête et le cou. Les images CT sont nécessaires pour cette méthode.

#### V. 1.4 Méthode de soustraction de faisceau

Développée par Kappas et Rosenwald (1985), cette méthode consiste à diviser le faisceau réel en deux parties, un faisceau théorique couvrant juste l'hétérogénéité et le reste qui consiste en la différence entre le faisceau réel et le faisceau théorique. Dans cette méthode, le facteur de correction est donné par :

$$CF = 1 + \frac{PDD^{theorique}(z', A_0, f)}{PDD^{reel}(z', A_0, f)} (C_t - 1) \quad (3.10)$$

Le terme  $C_t$  est un facteur multiplicatif déterminé pour des dimensions de champ égales aux dimensions latérales de l'hétérogénéité.

$$C_t = \frac{PDD^{theorique}(z, A_0, f)}{PDD^{theorique}(z', A_0, f)}$$

Cette méthode est applicable pour les petites hétérogénéités et elle réduit l'erreur de 10% avec la méthode conventionnelle à 2%. (Kappas et Rosenwald 1985).

### V. 2 Méthodes de calcul de doses basées sur les modèles

Les méthodes basées sur les modèles permettent de calculer la dose,  $D(x, y, z)$ , directement des premiers principes de la physique sans avoir recours au préalable à la distribution de dose dans l'eau. En supposant que les caractéristiques du rayonnement primaire incident sont connues, le transport des radiations dans le tissu est plus explicitement considéré.

#### V. 2.1 Méthodes basés sur la séparation des rayonnements primaire et diffusé

Dans ces méthodes les composantes primaire et diffusée du rayonnement sont suivies indépendamment partout dans le volume du tissu irradié. Le rayonnement primaire provient de la source de rayonnements et atteint la proximité d'un point d'intérêt sans qu'il n'ait subi aucune interaction antérieure dans le patient. La composante diffusée atteint le point de destination par des itinéraires indirects le long des parcours multiples dans le patient. Figure 3-8 montre un cas simplifié où seulement les événements de diffusions simples sont considérés.

En réalité, la situation est beaucoup plus complexe parce que la source primaire est généralement composée d'un spectre de particules différentes qui ne proviennent pas toutes du même point (Rogers *et al* 1995, Sharpe *et al* 1995). Dans le patient, la diffusion multiple de la cascade de photons diffusés et des électrons est également complexe. Ainsi la charge informatique d'un calcul 3-D est grande et quelques compromis entre l'exactitude de dose et la vitesse de calcul sont inévitables dans les algorithmes de dose utilisés en routine clinique. Leur implémentation est aujourd'hui bien éprouvée et leurs performances bien connues. Ces méthodes ne prennent pas en considération les phénomènes de transport des électrons et la précision obtenue en situations

réelles dépend des corrections apportées (Build-up, hétérogénéités, interfaces).

La séparation primaire-diffusé, a été introduite initialement par Clarkson puis par Cunningham (Cunningham *et al* 1972). Elle est bien adaptée aux faisceaux de photons présentant des champs de forme irrégulière.

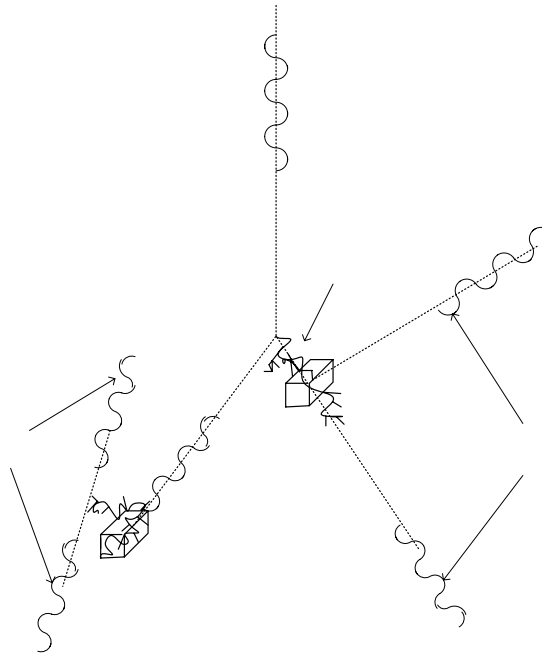


Figure 3-8 : Schéma simplifié de l'interaction des photons dans le patient.

Le calcul de la dose diffusée en fonction de la taille et de la forme des champs a été utilisé dès les premiers moments dans le calcul des doses dans les faisceaux de photons utilisés en radiothérapie externe. Deux approches ont été suivies, l'une utilise des intégrations explicites basées sur des données mesurées pour des champs simples carrés ou circulaires de tailles équivalentes et l'autre emploie des représentations paramétrées de la dose diffusée pour faciliter les intégrations sur la forme des champs.

**V. 2.1.1 Méthodes basées sur les tailles de champs équivalente.**

La façon la plus simple d'estimer la dose totale à un point dans un fantôme irradié de façon homogène par un faisceau avec une forme non standard (rectangulaire ou irrégulier) est d'utiliser des données mesurées pour 'un champ équivalent', c'est-à-dire un champ carré ou circulaire dont la taille donne la même dose diffusée que le champ considéré (Johns *et al.* 1949, Day 1950, Day 1978). En se basant sur la linéarisation de la contribution du diffusé, Bjärngard et Siddon (1982) ont montré que le rayon d'un champ circulaire équivalent pour un champ carré de côté *s* est donné par :

$$r = 2s \cdot \ln(1 + \sqrt{2}) / \pi = 0.5611 \cdot s \tag{3.11}$$

Photons  
d'annihilation

e<sup>+</sup>

Photons  
diffusés

e<sup>-</sup>

Mont  
(E  
Photon primaire

Qui a confirmé le travail précédent de Day (1972, 1978) qui a utilisé cette relation de façon semi-empirique et déterminé les tables des champs équivalents (indépendant de l'énergie et de la profondeur) qui sont toujours utilisées avec succès (BJR 1996). Des mesures expérimentales employant des données mesurées (Tatcher et Bjärngard 1993) et les faisceaux élémentaires calculés par la méthode Monte-Carlo (Ahnesjö *et al* 1992) ont confirmé le travail de Bjärngard et Siddon et renforcé l'utilisation de la méthode comme moyen convenable pour l'estimation des distributions de doses en profondeur dans les géométries simples. D'une façon analogue, le champ carré équivalent  $s$  d'un champ rectangulaire de dimensions  $L \times W$  est donné par :

$$s = \frac{2LW}{L+W} Y(L/W) \quad (3.12)$$

Où  $Y$  est défini comme le facteur d'élongation. Les valeurs de  $Y$  sont tabulées par Bjärngard et Siddon (1982). L'équation (3.12) sans le facteur de correction d'élongation conduit à la méthode connue du rapport surface-périmètre ( $4A/P$ ) et qui a été utilisée empiriquement par Sterling (1964) et plus tard examinée par d'autres (Patomaki 1968, Worthley 1966, Wrede 1972). Essentiellement, la méthode du rapport surface-périmètre égalise la dose à l'axe central de n'importe quel champ avec la dose à l'axe central d'un champ circulaire de même surface ce qui peut mener à des erreurs importantes (10%) (Day et Aird 1996).

### V. 2.1.2 Méthodes basées sur la représentation du diffusé

La représentation de la dose diffusée et les techniques d'intégration liées ont été discutées par plusieurs auteurs. De telle fonctions de diffusion peuvent être déterminées à partir de données mesurées, des calculs analytiques ou des simulations Monte Carlo. La représentation du diffusé la plus connue est le Rapport Diffusé-Air ( $SAR$ ) et le Rapport différentiel Diffusé-Air ( $dSAR$ ) comme défini par Cunningham (1972). Un travail entrepris par Sontag et Ray (1995) présente le calcul du  $dSAR$  (à partir de données mesurées et analytiquement) qui correspond aux différents ordres de diffusion des photons.

Une autre alternative pour la représentation de la dose diffusée est donnée par l'utilisation du Rapport Fantôme-Diffusé et du Rapport Diffusé-Primaire ( $SPR$ ). Bjärngard et Petti (1988) et plus tard Bjärngard et Vadash (1995) ont montré de façon semi-empirique que le  $SPR$  à la profondeur  $z$  sur l'axe central (excluant la région de build-up) de champs carrés homogènes de côté  $s$  pourrait être approximé par :

$$SPR = a \cdot s \cdot z / (ws + z) \quad (3.13)$$

où  $a$  et  $w$  sont calculé à partir d'un ensemble réduit de mesures. En outre, Bjärngard (Bjärngard et Vadash 1995) a montré que  $a$  est relié à la probabilité de production du diffusé et  $w$  à sa distribution directionnelle. Storchi et van Gasteren (1996) et Säterberg (Säterberg *et al* 1996) ont aussi développé une paramétrisation des rapports de dose diffusée sur la dose primaire à 10 cm de profondeur dans un fantôme d'eau en fonction de l'indice de qualité du faisceau. Les représentations paramétriques des données du diffusé, combinées aux approches de taille des champs équivalents se sont avérées très appropriées pour le contrôle de qualité de données calculées et mesurées et des calculs d'unités moniteur (temps de traitement) des systèmes de planning de traitement (Bjärngard *et al.* 1997).

Le modèle de calcul basé sur les Rapports Diffusé-Air ( $SAR$ ) est le modèle qui a connu le plus de succès dans l'utilisation en routine clinique.

La figure 3-9 montre le principe de fonctionnement du modèle de calcul basé sur les rapports diffusé-air. Soit (P) le point d'intérêt où l'on veut calculer la dose. La dose dans l'axe du faisceau est donnée par :

$$D(d) = D_{Air}(d) \times TAR(d, r) = D_{Air}(d) \times [TAR(d, 0) + SAR(d, r)] \quad (3.14)$$

$D_{Air}(d)$  est la dose dans l'air dans l'axe à une profondeur  $d$ .

$TAR(d, 0)$  est le Rapport Tissu – Air pour un champ  $0 \times 0$ , et décrit l'atténuation du faisceau le long d'une épaisseur  $d$ .

$SAR(d, r)$  est le Rapport Air – Diffusé à la profondeur  $d$ , il représente la valeur de la dose due à tous les faisceaux de photons diffusés de rayon  $r$  au point d'intérêt (Cunningham 1986a).

Le comportement de la composante primaire est décrit par la fonction  $TAR(d, 0)$  qui est déterminée à partir de l'extrapolation de l'équation (2.20).

Le rapport Air – diffusé est donné par la relation :

$$SAR(d, r) \approx \int_V \int_{h\nu} \Phi(h\nu) \cdot e^{-\mu a} \cdot \frac{d\sigma(h\nu, \theta)}{d\Omega} \cdot N_e \cdot \frac{e^{-\mu' \cdot b}}{b^2} \cdot \left(\frac{\mu'}{\rho}\right) \cdot \bar{E}'_{ab} \cdot d(h\nu) \cdot dV \quad (3.15a)$$

L'équation (3.15a) peut être écrite en coordonnées polaires sous la forme suivante :

$$SAR(d, r) = 2\pi \int_0^{d_0-z'} p(0, z') \cdot \left( \int_0^r q(r, \theta, z') dr \right) \cdot dz' \quad (3.15b)$$

Ces deux quantités  $TAR(d, 0)$  et  $SAR(d, r)$  font partie des données exigées par le modèle utilisé par le système. On peut écrire cette valeur de dose sous la forme suivante

$$D_p = \Phi \cdot \left( e^{-\mu \cdot d} \cdot \left(\frac{\mu}{\rho}\right) \cdot \bar{E}_{ab} + \iiint_V N_e \cdot e^{-\mu \cdot a} \cdot \frac{d\sigma(\theta)}{d\Omega} \cdot \frac{e^{-\mu' \cdot b}}{b^2} \cdot \left(\frac{\mu'}{\rho}\right) \cdot \bar{E}'_{ab} \cdot dV \right) \quad (3.16)$$

$\Phi$  est la fluence de photon d'énergie  $h\nu$ , les exponentielles décrivent l'atténuation le long du parcours des photons ( $a$ ,  $b$  et  $c$ ),  $(\mu/\rho)$  est le coefficient d'atténuation massique et représente la fraction de la fluence de photon  $\Phi$  qui interagit par unité de masse au point (P) (probabilité d'interaction du photon), et  $\bar{E}_{ab}$  est l'énergie moyenne absorbée par interaction. Le faisceau primaire dépend du trajet entre la source et le point (P). Le second terme est plus compliqué. Il décrit la dose au point (P) due aux photons diffusés de tout le volume irradié  $dV$ . Le terme  $d\sigma(\theta)/d\Omega$  représente la section efficace de diffusion des photons d'énergie  $h\nu$  dans un angle  $\theta$  (Klein – Nishina) et les termes  $h\nu$ ,  $\mu'$ ,  $(\mu'/\rho)$  et  $\bar{E}'_{ab}$  sont l'énergie, le coefficient d'atténuation linéaire, le coefficient d'atténuation massique et l'énergie moyenne absorbée par interaction de ces photons diffusés. L'intégration est effectuée sur tout le volume irradié. Cette équation est valable pour des photons mono énergétiques. Dans le cas d'un accélérateur linéaire l'intégrale portera en plus sur le spectre d'énergie.  $N_e$  est la densité électronique locale.

Pour que l'on se ramène à la forme de l'équation (3.14)

$$D_p = \Phi \cdot e^{-\mu \cdot z_{max}} \cdot \left( \frac{\mu}{\rho} \right) \cdot \bar{E}_{ab} \cdot \left( e^{-\mu \cdot (d-z_{max})} + \iiint_V N_e \cdot e^{-\mu \cdot (a-z_{max})} \cdot \frac{d\sigma(\theta)}{d\Omega} \cdot \frac{e^{-\mu' b}}{b^2} \cdot \left( \frac{\mu'}{\mu} \right) \cdot \frac{\bar{E}'_{ab}}{\bar{E}_{ab}} \cdot dV \right) \quad (3.17)$$

Le premier terme représente la dose dans l'air, le premier terme à l'intérieur de la parenthèse est le  $TAR(d,0)$ ,  $z_{max}$  est la profondeur pour que l'équilibre électronique soit atteint.

Si on se réfère à la figure 3-9, la dose au point (P) est donnée par :

$$D(d, x, y) = D_{air}(d) \cdot [f(d, x, y) \times TAR(d',0) + SAR(d', r)] \quad (3.18)$$

$f(d, x, y)$  est un facteur qui décrit l'intensité relative du faisceau dans l'air au point (P), elle est utilisée pour homogénéiser le profil.

$d'$  est la distance perpendiculaire du point (P) à l'axe du faisceau. On voit bien que la contribution du faisceau primaire est séparée de celle du faisceau diffusé.

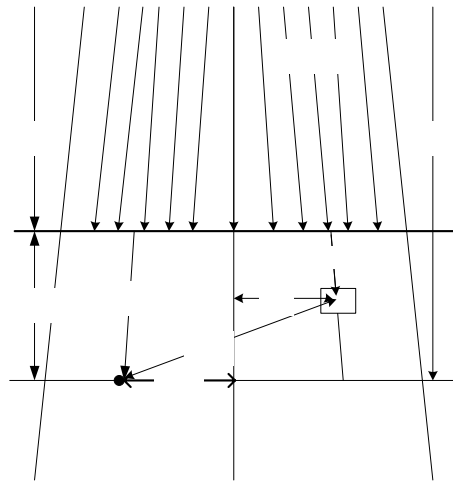


Figure 3-9 : Schéma simplifié de la séparation de la contribution à l'interaction des photons dans le patient

L'intégration sur la surface du champ d'irradiation est réalisée selon la méthode proposée par Clarkson (1941). Les hypothèses de base sont :

- Le faisceau incident est uniforme en tout point du champ (même à la limite du champ), et nul par ailleurs.
- La surface est plate et le fantôme est homogène et équivalent eau.

Pour une taille de champ  $(2x, 2y)$  et à une profondeur  $d$ , le rapport tissu air est donné par

$$D_p = \frac{1}{TAR(d_{ref}, X_{ref})} \left( \frac{F_{ref}}{F_{P_0}} \right)^2 \left[ \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N TAR(d, r_i) \cdot \Delta\theta_i \right] \quad (3.19)$$

où  $TAR(d, r_i)$  est le Rapport Tissu – Air à une profondeur  $d$  pour un champ de rayon  $r_i$ .

On divise la surface délimitant le champ en secteurs circulaires. Ces secteurs sont centrés au point de calcul, avec un incrément angulaire de  $10^\circ$ , le rayon de chaque secteur est pris sur la bissectrice de l'angle au centre et délimité par la limite du champ.

On aura :

$$r_i = \frac{Y}{\cos \theta_i} \quad \text{pour } \theta \leq \tan^{-1}\left(\frac{X}{Y}\right)$$

$$r_i = \frac{X}{\sin \theta_i} \quad \text{pour } \theta > \tan^{-1}\left(\frac{X}{Y}\right)$$

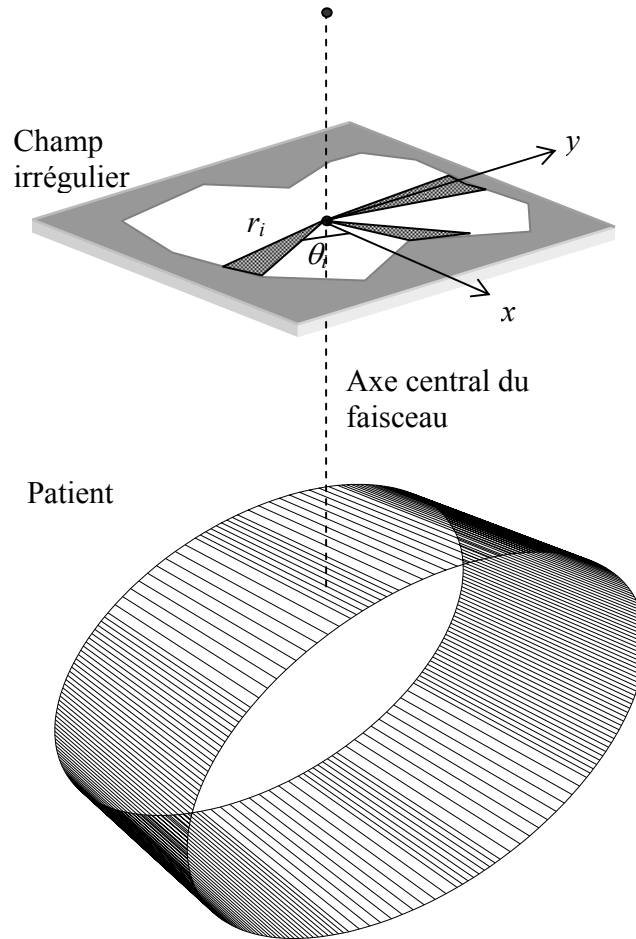


Figure 3-10 : Schéma simplifié de la décomposition du champ d'irradiation par la méthode de Clarkson

La dose à une profondeur  $d$  pour une taille du champ de  $2x$  par  $2y$  à une distance  $f$  de la source est donnée par l'équation (3.20)

$$PDD(d, 2x, 2y, d_n, f) = \frac{100}{TAR(d_n, 2x, 2y)} \cdot \left(\frac{f + d_n}{f + d}\right)^2 \cdot \left(TAR(d, 0) + \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N SAR(d, r(\theta_i, d, f))\right) \quad (3.20)$$

où  $d_n$  est la profondeur de maximum de dose.

Les limites de la méthode originale peuvent être repoussées en introduisant un certain nombre d'amélioration :

- la prise en compte des hétérogénéités, par découpage 3D et ‘mise à l’échelle’ du diffusé de chaque élément, ou bien par correction plus globale (Kappas et Rosenwald 1986) ;
- la prise en compte du manque d’équilibre électronique par modification des tables de diffusé (Rosenwald et al 1987) ou en introduisant explicitement à partir de calculs par méthode de Monté Carlo (Woo et Cunningham 1990)
- la généralisation aux faisceaux d’électrons (Dutreix et Briot 1985).

## V. 2.2 Méthodes basées sur l’estimation implicite du diffusé

La modélisation implicite du transport de particule par des opérations d’échelonnement est moins intense du point de vue quantitatif qu’une modélisation explicite des interactions et du transport de particules. De là, des méthodes de modélisation implicite ont été largement développées avec trois approches différentes, à savoir le rapport différentiel diffusé – Air, la méthode du volume delta et les méthodes basées sur les kernels. Les deux premières approches n’ont jamais été largement appliquées, mais méritent l’attention puisqu’ils mettent en évidence quelques aspects communs aux modèles modernes basés sur les kernels.

### V. 2.2.1 Méthode du rapport différentiel diffusé-air (dSAR)

La première méthode à s’intéresser au problème de calcul de dose à 3D dans des fantômes hétérogènes en utilisant le premier diffusé et les diffusés d’ordre multiple est la méthode du rapport différentiel diffusé–air telle que proposé par Beaudoin (1968). Cunningham (1972) plus tard a montré comment les rapports diffusé–air (*SAR*) peuvent être calculés à partir des rapports tissu–air (*TAR*) et comment ils peuvent être différenciés pour donner les rapports différentiels diffusé–air (*dSAR*). Ceux-ci décrivent des contributions à la dose à un point dans l’eau de photons diffusés dans l’élément de volume environnant comme une fonction de la distance à ce point. Les contributions de dose diffusée ( $dSAR/dV$ )<sub>medium</sub> d’un élément de volume à  $r_0$  au point  $r$  dans un milieu inhomogène sont exprimées dans la méthode *dSAR* comme

$$\left(\frac{dSAR}{dV}\right)_{medium} = \left(\frac{dSAR}{dV}\right)_{water} \rho_e(r') f_1(r') f_2(r, r') \quad (3.21)$$

Où  $\rho_e(r')$  est la densité électronique relative à l’eau au site de diffusion,  $f_1$  est un facteur décrivant l’atténuation du faisceau dans l’eau entre la source et l’élément de volume  $\Delta V$  et  $f_2$  est un facteur décrivant l’atténuation de la fluence des photons secondaires dans l’eau le long du parcours entre  $\Delta V$  et le point de calcul de dose. Les facteurs  $f_1$  et  $f_2$  peuvent être tirés des sections efficaces de Klein-Nishina et de la densité électronique relative dans le point de calcul de dose et le long du parcours de diffusion supposé rectiligne respectivement. L’approche est assez différenciée pour pouvoir modéliser les modificateurs de faisceau et les champs irréguliers et une précision de  $\pm 2\%$  dans les géométries hétérogènes simples a été rapportée (Cunningham et Beaudoin 1973, Larson et Prasad 1978).

Bien que la méthode *DSAR* emploie des procédures de tracés de parcours du diffusé à 3D et des *SAR* mesurés pour représenter la magnitude de diffusion totale d’un voxel, elle s’est avérée imprécise pour modélisation de l’irradiation d’un fantôme hétérogène avec de grandes tailles de champs et aux faibles énergies (Sontag 1979). Cela a été interprété comme une incompatibilité entre le modèle du tracé du diffusé du premier ordre et l’utilisation des données SAR qui contiennent implicitement les contributions des diffusions multiples (Cunningham 1972). Le modèle *dSAR* original a été examiné seulement pour les faisceaux du  $^{60}\text{Co}$ .

### V. 2.2.2 Méthode du volume Delta

La méthode du Volume Delta (Wong et Henkelman 1983) est dérivée de la méthode *DSAR*, bien qu'elle ait été développée beaucoup plus tard. Dans cette technique, l'influence d'un voxel individuel rempli d'air a été précisément mesurée dans l'eau en utilisant un équipement de dosimétrie spécialisé.

La dose en un point dans un milieu hétérogène est calculée comme une somme de la dose primaire, d'un accroissement de la dose due au premier diffusé et d'un résiduel approximatif de dose due aux diffusions multiples. La dose relative primaire est obtenue de la même façon que dans la méthode *dSAR*. La composante du premier diffusé inclut la partie du deuxième diffusé effectivement transporté comme diffusé du premier ordre (angles de diffusion < 45°). Les deux composantes sont pré calculées en utilisant les données des sections efficaces et ramenées à la géométrie réelle par le tracé explicite du parcours. La composante résiduelle de diffusions multiples est modélisée par une approche qui ressemble à la détermination des *SAR* par la méthode *ETAR*.

À cause de la charge importante de calcul nécessaire pour le tracé des parcours entre les paires de voxels et le besoin d'une base de données de radiation qui ne pouvait pas facilement être mesurée, cette méthode n'a pas été intégrée dans les systèmes du planning de traitement.

### V. 2.3 Méthodes de convolution- superposition de point-Kernel

La méthode des kernels (noyaux) est relativement récente puisqu'elle fut introduite notamment par Boyer (Boyer et Mok 1984), Mackie (Mackie et al. 1985) et Ahnesjö (1987). Cette méthode est basée sur le fait que : l'interaction d'un photon en un point ne donne pas lieu à un dépôt local de l'énergie, mais à une répartition de cette énergie autour du point d'interaction. Dans le cas d'un milieu homogène, on définit ainsi la fonction kernel de dose  $h(r-r')$  comme étant la fraction d'énergie apportée en  $r$  de coordonnée  $(x_p, y_p, z_p)$  par les électrons et photons interagissant en  $r'$  de coordonnée  $(x'_B, y'_B, z'_B)$  (Figure 3-11).  $h$  est généralement supposé invariant dans l'espace. La dose en  $r$  est calculée par :

$$D(x_p, y_p, z_p) = D_0(x, y, z) + \int \int \int_{x_B y_B z_B} I(x'_B, y'_B, z'_B) \cdot h(x'_B - x_B, y'_B - y_B, z'_B - z_B) \cdot dx'_B dy'_B dz'_B \quad (3.22)$$

$I$  est l'intensité du faisceau de photon au point  $(x'_B, y'_B, z'_B)$  dans le volume diffuseur.

L'application de cette méthode de calcul de dose nécessite donc d'une part la connaissance de la fonction kernel  $h$ , d'autre part le calcul en tout point de la fluence en photons primaires. Le kernel de dose est généralement pré calculé grâce aux méthodes de Monte Carlo (Ahnesjö et al. 1987), et stocké sous forme de matrices.

Bien que la formulation de la méthode dans sa forme de base soit simple, les besoins en temps de calcul sur ordinateur combinés au besoin de modélisation des effets des diverses caractéristiques du faisceau retardent sa mise en oeuvre clinique jusqu'à présent. Les modèles des kernel peuvent explicitement prendre en charge les degrés de liberté posés par les appareils de traitement modernes sans n'importe quelles approximations principales et il est donc généralement prévu qu'ils seront les maillons principaux pour les applications de la radiothérapie de conformation (Webb 1993).

L'avantage essentiel de cette méthode est la prise en compte directe des phénomènes de manque d'équilibre électronique. En revanche pour l'appliquer il est indispensable de connaître ou de calculer le spectre du faisceau incident. Il y a de plus des problèmes de temps de calcul :

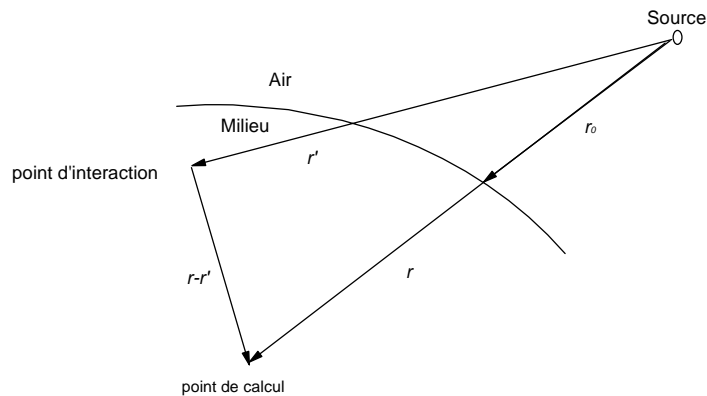


Figure 2.11 : Contribution a la dose en r d'une interaction en r'

Lorsqu'on suppose le kernel invariant dans le milieu on peut, par passage dans l'espace de Fourier, remplacer la convolution par une simple multiplication et gagner un peu de temps. La méthode présente de nombreuses variantes dont la pré-intégration des kernels dans certaines directions. Une pré-intégration dans le sens de la profondeur permet de se ramener au cas des faisceaux élémentaires « pencil beam » couramment utilisés pour les faisceaux d'électrons. Les méthodes de convolution-superposition sont prometteuses et constituent un bon intermédiaire entre les méthodes de Monte Carlo et les autres méthodes décrites précédemment. Elles sont toutefois de mise en œuvre délicate, notamment pour pouvoir s'adapter aux données réelles des appareils utilisés (spectres, collimation, modificateurs de faisceaux).

#### V.2.4 Les méthodes de Monte Carlo

Elles sont basées sur la simulation sur ordinateur du transport des particules depuis leur production jusqu'au dépôt d'énergie dans le patient. Leur implémentation dans des systèmes commerciaux est à ce jour encore attendu et la méthode de réception de tels systèmes apparaît délicate sur les sites hospitaliers. Ceci est dûe au très grand nombre de photons simulés pour avoir une bonne précision : l'ordre de 2% (Rosenwald 1998), ce qui nécessite plusieurs heures de calcul. Les méthodes de Monte Carlo sont donc réservées aux études théoriques, notamment pour tester la validité des autres modèles dans des situations difficiles à réaliser sur le plan expérimental.

Néanmoins, un projet de système de planning de traitement basé sur l'utilisation directe de la méthode Monte Carlo très ambitieux a été lancé au Lawrence Laboratory de Livermore visant à modéliser toutes les modalités de faisceaux, incluant des photons, au moyen de calculateurs autonomes connectés en réseau à l'ordinateur du système de planning de traitement (Hartmann Siantar *et al.* 1997).

En utilisant le code d'EGS4, Wang *et al.* (1998) ont proposé d'améliorer l'efficacité à l'aide des techniques de réduction de variance.

L'utilisation étendue des applications de la méthode Monte Carlo en physique médicale a été passée en revue par Mackie (1990) et Andreo (1991). Les photons ont un nombre limité d'interactions avant qu'ils ne soient absorbés, ce qui facilite la simulation de toutes les interactions directement.

La méthode Monte Carlo est considérée comme la méthode de choix pour l'évaluation de performance des approches de calcul de dose les plus rapides.

### V.2.5 Les méthodes du faisceau analytique

La présentation analytique de la dose sous forme mathématique est une autre possibilité qui a donné lieu à de nombreuses variantes (ICRU 1987). La plus ancienne est dûe à Sterling et la nouvelle développée à Van de Geijn. La dose en un point est donnée par le produit de deux fonctions :

$$D(x_p, y_p, z_p) = P(z_B, z_{ref}) \cdot g_{Z_B}(x_B, y_B) \quad (3.23)$$

Où  $(x_p, y_p, z_p)$  sont les coordonnées du point dans le patient ;

$P(z_B, z_{ref})$  est la dose à une profondeur  $z_B$  le long de l'axe du faisceau relative à une dose en profondeur  $z_{ref}$  ;

$g_{Z_B}(x_B, y_B)$  est le OAR à  $x_B, y_B$  relativement à l'axe du faisceau. Elle décrit la distribution de la dose le long d'une ligne perpendiculaire à l'axe du faisceau. Van de Geijn (ICRU 1987) a pris cette fonction comme un produit de deux fonctions :

$$g_{Z_B}(x_B, y_B) = g_{1,Z_B}(x_B) \cdot g_{2,Z_B}(y_B) \quad (3.24)$$

Chaque fonction  $P$ ,  $g_1$  et  $g_2$  peut être déterminées par le choix des fonctions analytiques et des constantes ajustées par rapport aux données mesurées (PDD et profils de dose), ces données sont enregistrées puis manipulées par des tables et des procédures d'interpolation.

Cette méthode ne calcule pas la distribution de dose en 3-D pour les radiations diffusées.

## CHAPITRE 4

# Assurance qualité des systèmes de planning de traitement

### I. Evaluation de la qualité

L'assurance qualité comprend toutes les actions projetées et systématiques nécessaires afin de garantir qu'un produit satisfait aux exigences définies de qualité. Le contrôle de qualité inclut le processus de comparaison des mesures aux standards existants. Ainsi il y a plusieurs étapes dans ce processus de contrôle de qualité : (a) la définition d'une spécification; (b) la mesure des performances associées à cette spécification; (c) la comparaison de la mesure avec la spécification; (d) les actions possibles requises si la mesure se trouve à l'extérieur de la spécification. A partir de l'étape (d), se dégage le besoin de définir ce qui est une déviation acceptable (une tolérance) de la norme établie. La section suivante discute des questions associées aux mesures et à l'évaluation de qualité, incluant les incertitudes, les tolérances et les erreurs.

Historiquement, la plupart des programmes d'assurance qualité des systèmes de planning de traitement ont été principalement focalisés sur les données dosimétriques, en particulier la vérification du calcul de dose. La plupart des utilisateurs de systèmes de planning de traitement, réalisant l'importance du calcul de dose, ont effectué quelques tests de leurs systèmes pour vérifier l'accord entre des doses calculées et mesurées.

Au cours des dernières années une attention particulière a été accordée à l'assurance qualité des systèmes de planning de traitement par des organisations diverses nationales et internationales (Van Dyk et *al* 1993, Shaw 1996, SSRPM 1997, Fraass et *al.* 1998, Mayles et *al.* 1999, AIEA 2004 et NCS 2004). Ces rapports fournissent des recommandations pour les aspects spécifiques d'assurance qualité des systèmes de planning de traitement, comme la description anatomique, la description du faisceau et le calcul de dose. Cependant, contrairement à la situation pour les appareils de traitement, peu de recommandations pratiques existent pour la mise en marche et l'assurance qualité d'un système de planning de traitement. Bien que beaucoup d'informations être fournies dans ces rapports, il est difficile pour un utilisateur de TPS de décider quels tests sont absolument nécessaires afin d'évaluer les performances du modèle de calcul de dose pour un système spécifique. Aussi le nombre de tests proposés selon certains de ces rapports est si contraignant qu'il exigerait un investissement énorme en personnel de physique médicale pour exécuter les recommandations données dans ces rapports.

### II. Incertitudes, déviations, tolérances et erreurs

#### II.1 Incertitudes

Les exigences pour la précision d'un système de planning de traitement doivent être considérées dans le contexte global de l'incertitude dans la délivrance de dose à 3D pour un patient. A cet effet, toutes les étapes dans le processus de planning et de délivrance devraient être considérées.

Puisque aucune mesure ou procédure en radiothérapie, y compris le calcul de doses, ne peut être exécutée parfaitement, chacune à une incertitude correspondante. Cette incertitude est un paramètre qui caractérise la dispersion des valeurs qui peuvent être obtenues pour une mesure particulière quand elle est exécutée à plusieurs reprises (ISO 1995). Pour des mesures répétées, les résultats peuvent être représentés par une distribution statistique (figure 4-1) qui peut être représentée par des quantités statistiques spécifiques comme la moyenne, le mode, l'écart type et la variance. L'incertitude est l'écart type (ou son multiple). L'identification et la compréhension des incertitudes associées aux diverses étapes du processus de planification de traitement sont nécessaires pour déterminer l'incertitude résultante de la distribution de dose calculée.

L'incertitude du résultat d'une mesure particulière consiste généralement en plusieurs composantes que le Comité International des Poids et Mesures (CIPM) groupe dans deux catégories selon la méthode utilisée pour estimer leurs valeurs numériques : les incertitudes de type A sont celles qui sont évaluées par des méthodes statistiques et les incertitudes de type B sont celles qui sont évaluées par un jugement scientifique basé sur l'ensemble des informations disponibles concernant la variation des paramètres de la mesure (AIEA 2000, SFPM 2003). Tandis que dans le passé les incertitudes de type A et de type B ont été classées comme aléatoires ou systématiques, il est maintenant reconnu qu'il n'y a pas toujours de correspondance simple entre ces classifications. La littérature en physique emploie fréquemment les termes d'incertitude 'aléatoire' et 'systématique'. En effet, cette dernière qui est reliée à la géométrie d'irradiation du patient, peut être déterminée par des moyens statistiques et peut être corrigée. La figure 4-1(b) montre un exemple de deux distributions d'incertitudes, dont une à une erreur systématique.

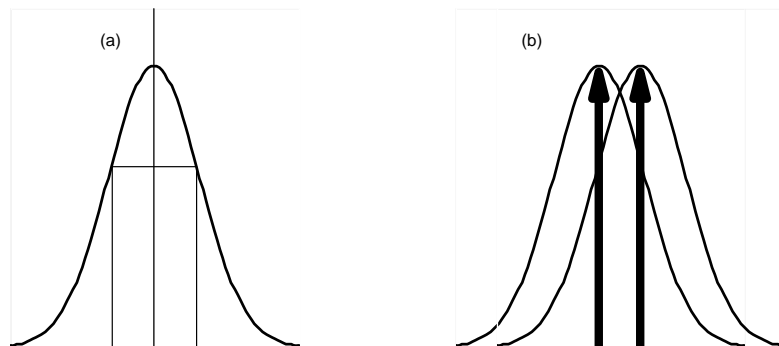


Figure 4-1 : distribution des incertitudes pour une mesure donnée.

## II.2 Déviation

La déviation d'un résultat mesuré ou calculé est la différence entre sa valeur obtenue et la valeur attendue obtenue par une autre méthode et qui est considérée comme une référence. Comme discuté ci-dessous, dans le cas de calculs de dose les données de référence sont souvent obtenues à partir de mesures ou de calculs par la méthode Monte-Carlo.

Contrairement aux mesures, qui sont soumises aux incertitudes de types A et B, les calculs sont, dans la plupart des cas sujets seulement aux incertitudes de type B; par exemple, si on évalue la dose calculée en un point alors on constatera que le calcul sera complètement reproductible, tant que les paramètres de calcul sont identiques (c'est-à-dire le même espacement de réseau, la même géométrie, le point de calcul identique, l'algorithme de calcul identique, etc.).

Cependant, quand on exécute une mesure au même emplacement dans un fantôme à des instants différents, on trouvera une distribution de résultats. Ainsi la comparaison est faite entre un calcul ayant une incertitude aléatoire nulle et une mesure qui aura une distribution statistique notable.

Si le calcul dévie significativement de la moyenne des données mesurées, il est considéré comme entaché d'une erreur systématique (cf. ci-dessous). Dans quelques cas, les calculs peuvent aussi être sujets aux incertitudes de type A s'ils sont basés sur une méthode statistique (c'est-à-dire des calculs par la méthode Monte Carlo). De plus, on peut aussi comparer quelques points de calcul (par exemple la dose en profondeur sur l'axe central) avec quelques mesures différentes aux mêmes emplacements spatiaux. Il est alors nécessaire de combiner statistiquement les déviations individuelles pour faire une évaluation complète de la qualité du calcul.

La vérification et le processus d'assurance qualité des systèmes de planning de traitement sont souvent confrontés au problème de la façon d'exprimer les déviations entre les mesures et les calculs et de la façon de définir les critères qui doivent être satisfaits pour utiliser le système en clinique. Différentes méthodes doivent être employées selon la quantité physique à examiner, ainsi que la région du champ d'irradiation à étudier.

Les tests de géométrie impliquent des unités spatiales, alors que les tests dosimétriques comportent des points, des lignes, ou des comparaisons de matrices 2D/3D. En principe, tous les tests dosimétriques sont basés sur des points de dose (d'un seul point à une grande quantité de données). Cette approche convient dans les régions de faible gradient de dose. Dans les régions de fort gradient de dose, par exemple, la pénombre, la déviation spatiale doit également être considérée, comme il en sera discuté plus tard. Un moyen qui prend en charge cette situation est l'accord du rapport dose/distance (Harms *et al* 1998), qui a été par la suite développé à ce qui est appelé indice  $\gamma$  (Low *et al.* 1998, Depuydt *et al.* 2002, Low et Dempsey 2003, Bakai *et al.* 2003). De cette façon, des critères d'acceptabilité peuvent être indiqués comme une combinaison de la déviation de dose et de distance admises.

Les résultats des comparaisons entre les distributions de dose calculées et mesurées peuvent être normalisés à la dose en un point spécifique à l'intérieur du faisceau, ou à la dose dans un champ de référence. La normalisation locale dans les régions de faibles doses peut donner des déviations de plusieurs dizaines pour cent, bien qu'elles puissent parfois être insignifiantes. Dans le cas de la normalisation par rapport à un point spécifique, le point choisi peut être la profondeur du maximum de dose ou la profondeur de référence (la profondeur utilisée pour l'étalonnage du faisceau).

### II.2.1 Évaluation dans des régions de faible gradient de dose

Dans les régions de faible gradient de dose il est suffisant d'évaluer la déviation de dose indépendamment des considérations spatiales. La dose absorbée,  $D_m(i)$ , pour un certain nombre d'unités moniteur ou un certain temps d'exposition est mesurée en utilisant un dosimètre approprié. Pour la même configuration géométrie/champ identique la dose en différents points est calculée avec le système de planning de traitement (TPS). D'une manière semblable comme celle appliquée pour la situation de mesure, la géométrie d'intérêt et la géométrie de référence doivent être définies.

### II.2.2 Évaluation dans des régions de fort gradient de dose

L'évaluation des déviations entre les mesures et les calculs dans les régions de fort gradient de dose basés sur des différences de dose peuvent avoir comme conséquence des écarts très grands, qui sont très sensibles aux incertitudes géométriques. Ainsi une meilleure approche est de mesurer ces différences de dose comme accord distance (*Distance agreement*). Cette distance

(déviations spatiales) est égale à la plus petite distance  $r(i)$  entre un point de mesure  $r_m(i)$  et un point  $r_c$  dans le volume de calcul avec la même dose absorbée  $D$ . L'interpolation dans la matrice de dose calculée ou mesurée peut faciliter cette évaluation. En principe ceci devrait être fait en 3D, (où  $r$ ,  $r_m$  et  $r_c$  sont des vecteurs tridimensionnels), mais un tel procédé peut également être appliqué à des distributions de dose à 1D où à 2D *c.-à-d.*, pour des doses en profondeur, des profils, et des lignes isodoses.

**II.2.3 Évaluation combinée des déviations dosimétriques et spatiales**

Une méthode simple pour combiner les déviations dosimétriques et spatiales est de les calculer toutes les deux et de choisir la plus petite valeur relativement à la valeur de tolérance recommandée. Un concept plus complexe mais très élégant, qui combine les déviations dosimétriques et spatiales dans un schéma simple, est la méthode d'évaluation  $\gamma$ , qui a été présentée la première fois par Low (Low *et al* 1998), et plus tard affinée par plusieurs autres groupes (Depuydt *et al* 2002, Low et Dempsey 2003, et Bakai *et al* 2003). La méthode peut être considérée comme une comparaison de points dans l'espace quadridimensionnel de vecteurs de dose-position. Les deux points à comparer sont les points  $(r_c, D_c)$  et  $(r_m, D_m)$ , où  $r$  est la coordonnée de l'espace tridimensionnel et  $D$  la dose absorbée. Si les vecteurs de base du système de coordonnées sont égaux aux critères de dose et de distance,  $\Delta d$  et  $\Delta r$ , respectivement, alors si la longueur du vecteur normal entre ces points est inférieure ou égale à l'unité, le critère est satisfait (figure 4-2).

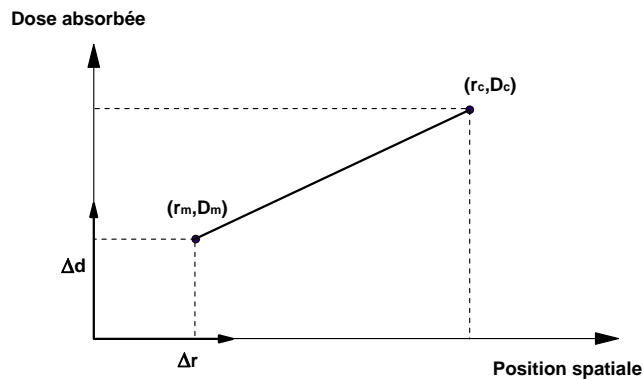


Figure 4-2 : Principe de l'indice  $\gamma$ .

Pour tous les points  $(r_c, D_c)$  la différence  $d(i) = D_m(i) - D_c$  entre la dose mesurée et calculée doit être déterminé, aussi bien que la distance entre les points  $r(i) = r_m(i) - r_c$ .

La valeur  $\gamma$ , est alors trouvée avec les vecteurs de base selon :

$$\gamma(i) = \min \sqrt{\left(\frac{d(i)}{\Delta d}\right)^2 + \left(\frac{r(i)}{\Delta r}\right)^2} \tag{4.1}$$

Pour  $\gamma < 1$  la dose mesurée au point  $(r_c, D_c)$  satisfait aux critères d'acceptation. Il est préférable que l'évaluation soit exécutée en 3D où  $r = (r_x, r_y, r_z)$ . La méthode peut également être appliquée aux valeurs de dose suivant une ligne (*par exemple*, une courbe de dose en profondeur ou un profil de dose), et en 2D.  $D_m$  et  $D_c$  doivent avoir la même unité, *c.-à-d.* de préférence en Gy par UM (Gy/min) normalisé aux conditions de référence. Afin d'être en accord avec les valeurs de

tolérance données plus loin dans le tableau 4-1, la différence de dose  $d(i)$  et  $\Delta d$  devrait être normalisés à une certaine valeur de dose. La dose de normalisation devrait être la dose locale  $D_m$  dans la plupart des circonstances à moins que cette dose soit trop faible pour avoir une signification clinique. Dans un tel cas, la dose de normalisation devrait de préférence être définie à l'intérieur du champ mesuré. Dans tous les cas, il devrait être clairement précisé quelle valeur de dose a été utilisée pour la normalisation. Puisque différentes valeurs de tolérance sont fournies pour différentes régions dans le champ de rayonnements, la méthode  $\gamma$  devrait en principe pouvoir prendre en charge ces différents critères. Ces méthodes plus sophistiquées d'évaluation sont particulièrement utiles pour des distributions de dose à 3D où des hétérogénéités dans les organes à risque sont analysées.

#### II.2.4 Évaluation de la déviation pour un grand nombre de points

Quand le nombre de points de comparaison est grand, les méthodes décrites ci-dessus deviennent très délicates à appliquer et une méthode qui combine les déviations en un nombre simple est requise. Les tests statistiques standard peuvent être utilisés pour réaliser ces évaluations. D'autres méthodes ont été proposées, tel que le concept d'intervalle de confiance introduit par Venselaar (Venselaar et Welleweerd 2001, Venselaar *et al.* 2001).

L'intervalle de confiance est basé sur la déviation (systématique) moyenne entre la mesure et le calcul pour un certain nombre de points de donnée dans une situation comparable, et l'écart type (SD) à cette moyenne. L'intervalle de confiance est alors défini comme la somme de la déviation moyenne plus 1,5 fois l'écart type. Le facteur 1,5 a été déterminé de façon empirique (Venselaar et Welleweerd 2001). Ce concept a été appliqué à la déviation de dose, mais peut facilement être étendu à la déviation spatiale et au concept gamma.

### II.3 Tolérance

La tolérance est strictement définie comme l'intervalle d'acceptabilité au-delà duquel une action corrective (rectificative) est requise. Cependant, en considérant les TPS, la définition n'est pas directement appliquée et une définition plus souple est souvent utilisée.

Le choix d'une valeur de tolérance peut dépendre de l'incertitude attribuée aux données de référence. Cela doit être plus grand pour de plus grandes incertitudes et peut aussi dépendre de l'application spécifique ou du protocole considéré. Il doit être noté qu'un niveau de tolérance défini dans le contexte de la radiothérapie pourrait dépendre de la situation clinique. Ainsi les niveaux de tolérance associés aux traitements avec de petits champs comme ceux utilisés pour la radiochirurgie stéréotaxique seront considérablement plus sévères que ceux utilisés pour des traitements conventionnels ou avec de grands champs.

### II.4 Erreur

Dans le contexte présent, une erreur est définie comme étant la déviation d'une quantité donnée après une procédure incorrecte. Des erreurs peuvent être commises même si le résultat est dans la tolérance. Cependant, l'importance de l'erreur dépendra de la proximité du résultat de la tolérance, les erreurs près de la tolérance ont une importance relativement faible et les erreurs à l'extérieur de l'intervalle de tolérance ont des importances plus élevées et effectivement inacceptables. Les incertitudes de nature aléatoire provenant de sources différentes sont ajoutées généralement en quadrature. Cependant, s'il y a une erreur systématique, il faut en premier lieu l'éliminer. Toutefois, dans certaines situations l'utilisateur sait qu'une erreur systématique existe, mais ne peut pas avoir la possibilité de l'éliminer.

C'est typique pour un TPS pour lequel l'algorithme de calcul de dose peut avoir une déviation reproductible de la valeur mesurée à certains points dans le faisceau (par exemple aux points dans ou près de la région de la pénombre). Ainsi, tandis qu'il est reconnu qu'il y a une différence reproductible, l'utilisateur ne peut pas être capable d'adapter cette différence sans causer de plus grands écarts ailleurs.

### III. Standards de Qualité, données de référence, tolérance et méthodes d'évaluation pour un système de planning de traitement

#### III.1 Standards de qualité

Comme énoncé précédemment, pour élaborer un programme d'assurance qualité des systèmes de planning de traitement il est nécessaire de mettre en oeuvre les actions de contrôle de qualité qui exigent la définition de standards. Les standards de qualité sont les critères par rapport auxquels n'importe quelle forme d'activité peut être évaluée. Les standards peuvent être définis dans des formes diverses, incluant ceux qui ont des résultats binaires.

En général, l'évaluation de qualité d'un TPS implique un passage en revue détaillé de toutes les particularités, qui impliquent, les analyses qualitatives et quantitatives.

#### III.2 Données de référence

Les données de référence pour l'évaluation de la qualité de calculs de dose doivent être compatibles avec les faisceaux utilisés pour les traitements. Donc, en principe, ils consistent en des mesures réalisées par l'utilisateur dans certains points et situations.

Ces mesures sont alors employées pour évaluer les déviations de calculs de dose pour des conditions semblables et sont considérées comme des données de référence du faisceau.

Cependant, au-delà de la comparaison de base et particulièrement pour des cas complexes, il est possible d'inventer d'autres méthodes qui nécessiteront l'utilisation de données d'évaluation de performance, obtenues avec des faisceaux génériques, publiés dans la littérature.

Une dernière catégorie de données de référence est constituée des données requises pour le paramétrage des faisceaux dans le système de planning de traitement et est appelée données d'entrée de l'algorithme. Le tableau 4-1 récapitule ces divers types de données de référence.

Tableau 4-1 : Types des données de référence

Types des données de référence	Description
Données d'entrée de l'algorithme	Les données d'entrée de l'algorithme exigées pour le paramétrage des faisceaux
Données de référence du faisceau	Données mesurées pour évaluer la qualité du calcul de dose
Données benchmark	Données d'évaluation de performance publiées, tel qu'un ensemble de données de références pour le calcul de dose en présence d'inhomogénéité
Données de référence d'assurance qualité	Les résultats de calcul qui deviennent les données de référence, et qui sont employées pour les futurs tests d'assurance qualité

### III.2.1 Mesures des données test

La mesure d'un ensemble cohérent de données est une partie fondamentale de l'Assurance Qualité d'un système de planning de traitement. Un ensemble de données mesurées est utilisé au début comme donnée d'entrée du système pour la modélisation des faisceaux de traitement et par la suite dans des tests de vérification du calcul. Pour les algorithmes de calcul de dose à 3D, les données de base doivent être mesurées d'une façon qui décrit de manière adéquate toutes les caractéristiques dosimétriques des faisceaux ou des sources.

Les données mesurées requises pour le paramétrage dépendront principalement des besoins du système de planning de traitement pour la modélisation des faisceaux et le système d'Assurance Qualité. Au minimum, la plus part des systèmes exigent la dose en profondeur et les profils de doses à une ou plusieurs profondeurs dans un ou plusieurs plans passant par l'axe central du faisceau pour différentes tailles de champs ouverts, aussi bien que des données pour des champs modifiés avec des filtres en coin ou autres dispositifs. En plus des données nécessaires pour la modélisation des faisceaux de traitement, des données doivent aussi être mesurées pour des tests de vérification de calcul. Il est primordial de produire un ensemble de données cohérent. Ce qui signifie, par exemple, que toutes les courbes de dose en profondeur, des profils des plans axiaux et sagittaux, des profils des plans coronaux et—ou des distributions de dose à 2D et autres données, pour une expérience particulière, soient tous cohérents les uns avec les autres et peuvent être combinés dans une distribution de dose cohérente pour cette expérience. Cela peut typiquement être réalisé en acquérant un ensemble de mesures relatives qui sont alors en corrélation avec un petit sous-ensemble de mesures relatives ou absolues. La démarche à suivre pour avoir un ensemble cohérent de données mesurées est représentée dans le tableau 5-2 (cf. chapitre 5).

### III.2.2 Analyse de données, traitement et stockage.

Afin de les rendre utilisable pour les tests d'évaluation dosimétriques, les données mesurées (courbes de dose en profondeur, profils, distributions 2D, etc.) doivent :

- être réunis dans un ensemble de données simple et cohérent (self-consistant). Cela implique un traitement de données prudent (analyse et rénormalisation)
- être converties en dose, relative ou absolue.
- être lissées pour enlever les artefacts de la technique de mesure. un grand soin doit être pris pour assurer que le lissage n'est pas fait trop agressivement, aplanissant des variations de dose réelles.

## III.3 Tolérances pour le calcul de doses

### III.3.1 Les Critères d'acceptation pour l'exactitude de calcul de dose du faisceau de photon

Le niveau d'acceptation pour la précision des calculs de dose d'un TPS devrait être autour de 2%. Cette valeur peut être employée pour des régions où la dose absorbée est plutôt homogène, *par exemple* à l'intérieur de la partie centrale d'un faisceau. Différents critères d'acceptation peuvent, cependant, être formulés selon la position dans le faisceau. La figure 4-3 montre les diverses régions qui peuvent être définies dans un faisceau de photon incident sur un fantôme homogène. Il y a deux secteurs avec une dose homogène, à l'intérieur et en dehors du faisceau. Les régions de la pénombre et de build-up avec un fort gradient de dose.

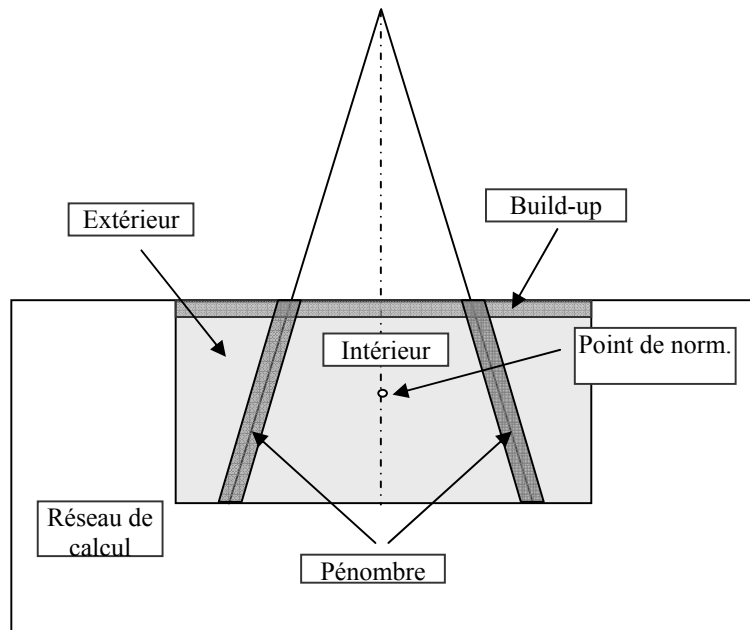


Figure 4-3 : Différentes régions d'analyse

Nous pouvons diviser la distribution de dose en quatre régions (figure 4-4) :

- Les points se situant le long de l'axe central du faisceau au delà de la profondeur du maximum de dose : région de faible gradient de dose.
- Les points se situant loin de l'axe central dans les régions de build-up et de la pénombre. Cette région inclue également des points dans la proximité des interfaces : région de fort gradient de dose.
- Les points se situant à l'intérieur du faisceau (*par exemple*, 80% intérieur du faisceau géométrique) mais loin de l'axe central : région de faible gradient de dose.
- Les points se situant en dehors du faisceau géométrique ou au-dessous des blocs, où la dose est inférieure à 7% de la dose sur l'axe centrale, et cela à la même profondeur : région de faible gradient de dose.

Pour la définition des tolérances, il y a lieu de prendre en considération les points suivants :

- Des différences entre les mesures et les calculs ces différences dépendent de l'emplacement dans le faisceau et dans la géométrie irradiée.
- La précision du calcul de doses dépend de l'algorithme de calcul, de la position du point dans le faisceau et de l'emplacement la région du patient à traiter.

Une façon utile de comparer des calculs et des mesures est d'analyser les déviations statistiquement. Bien qu'une tolérance donnée puisse être attribuée aux comparaisons de valeur de point individuels, la décision d'acceptabilité globale n'est pas basée sur la satisfaction stricte de la tolérance à chaque point, mais plutôt sur des intervalles de confiance ou d'autres critères semblables.

Des utilisateurs différents peuvent considérer les mêmes types d'informations et choisir finalement des valeurs différentes pour les tolérances. Deux exemples différents de méthodes pour la définition des critères d'acceptabilité sont illustrés dans les tableaux 4-2 et 4-3.

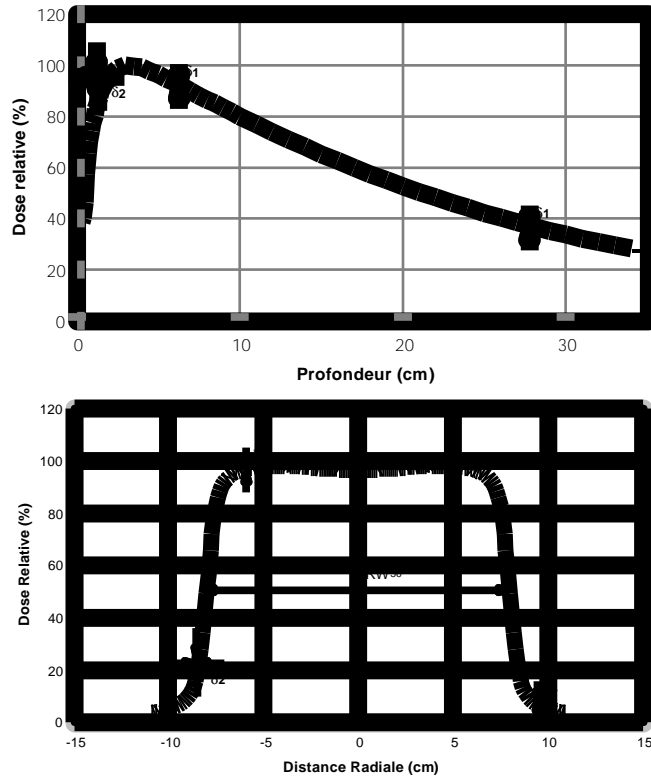


Figure 4-4 : Différentes régions de distribution de dose avec différentes tolérances pour l'évaluation.

Les déviations entre les résultats de calculs et des mesures (c'est-à-dire des données de référence du faisceau) peuvent être exprimées comme un pourcentage de la dose mesurée localement :

$$\delta = 100 \cdot \frac{D_{calc} - D_{mes}}{D_{mes}} \quad (4.2)$$

Dans ce cas, des évaluations statistiques peuvent être effectuées sur les points de calcul et les points de mesure. Venselaar et ses collaborateurs (Venselaar *et al.* 2001) ont défini un ensemble de critères d'acceptabilité basés sur différentes tolérances  $\delta$  basé sur le fait que les algorithmes de calcul de dose fournissent une meilleure précision dans certaines régions du faisceau que dans d'autres. Dans de telles régions des critères d'acceptabilité différents ont été définis précédemment. La figure 4-3 donne une représentation schématique de ces différentes régions, et la figure 4-4 montre la comparaison des doses dans ces régions. Les différentes valeurs de tolérance  $\delta_i$ , pour les différentes régions, proposées par l'ESTRO (Venselaar *et al.* 2001) sont données dans le tableau 4-2.

Tableau 4-2 : Critères de Tolérance pour le calcul de dose externe selon l’ESTRO

	Région	Géométrie Simple (Homogène)	Géométrie complexe (inhomogénéité Filtre en coin, asymétrie, blocs)	Géométrie plus complexe
$\delta_1$	dose élevée, faible gradient de dose (axe central)	2%	3%	4%
$\delta_2$	dose élevée, fort gradient de dose (Build-up, pénombre)	2mm ou 10%	3mm ou 15%	3mm ou 15%
$\delta_3$	dose élevée, faible gradient de dose (loin de l’axe central)	3%	3%	4%
$\delta_4$	faible dose, faible gradient de dose (hors champ)	30% (3%)	40% (4%)	50% (5%)
RW <sub>50</sub>	Largeur radiologique	2mm ou 1%	2mm ou 1%	2mm ou 1%
$\delta_{50-90}$	Frange du faisceau	2mm	3mm	3mm

Tableau 4-3 : Critères de Tolérance pour le calcul de dose externe selon (AAPM 1998)

La géométrie du champ	Dose au point de Norm. (%)	axe central (%)	à l'intérieur du champ (%)	la pénombre (mm)	hors champ (%)	région de Build-up (%)
<b>Fantôme Homogène</b>						
carré	0,5	1	1,5	2	2	20
rectangulaire	0,5	1,5	2	2	2	20
Asymétrique	1	2	3	2	3	50
Bloqué	1	2	3	2	5	50
avec filtre	2	2	5	3	5	50
surface irrégulière	0,5	1	3	2	5	20
DSP Variable	1	1	1,5	2	2	40
<b>Fantôme Hétérogène</b>						
Plaques hétérogènes	3	3	5	5	5	-
Hétérogènes 3D	5	5	7	7	7	-

Une autre approche consiste à exprimer les déviations entre les doses mesurées et celles calculées en termes de pourcentage de la dose à un point de référence sur l'axe central (le point de maximum de dose ou la profondeur de référence du faisceau).

$$\delta' = 100 \cdot (D_{calc} - D_{mes}) / D_{ref} \tag{4.3}$$

Dans cette approche l'ensemble de données dosimétriques mesurées et calculées sont normalisées par rapport au même point de référence. Dans ce cas les points sont comparés individuellement et la décision d'acceptabilité globale est basée sur le pourcentage de points qui satisfont aux critères de tolérance. Les différents critères de tolérance sont donnés dans le tableau 4-3

### III.4 Intervalle de confiance

Les déviations  $\delta$ , décrites ci-dessus sont relatives aux comparaisons d’un certain nombre réduit de points calculés et mesurés. Si une évaluation concerne un nombre important de points, certains

de ces points peuvent excéder la tolérance, mais le résultat global peut être satisfaisant. Cela arrive, par exemple, lorsque les points de données de doses en profondeur ou de profils de doses sont évalués. Pour ces cas, Venselaar et ses collaborateurs (Venselaar *et al.* 2001) ont introduit le concept de l'intervalle de confiance qui est défini comme suit :

$$\Delta = \text{déviat}ion \text{ moyenne} + 1.5SD \quad (4.4)$$

Où  $SD$  est l'écart-type. Ainsi les tolérances comme définies dans le tableau 4-3 peuvent être appliquées à l'intervalle de confiance plutôt qu'aux points individuels. Un système peut ne pas satisfaire aux tolérances, soit : (a) quand la déviation moyenne de tous les points est trop grande; ou (b) quand quelques points montrent de grandes déviations et la déviation standard est trop grande. Les valeurs de tolérance pour l'intervalle de confiance sont données dans le tableau 4-4 pour les différents type de tests

Tableau 4-4 : Valeurs des critères pour l'intervalle de confiance pour les différents types de test

Description	Tolérance (%)
1/ Homogène, géométrie simple	
Facteur d'output	1
PDD des champs carrés	2
Profil	3
au-delà de la taille du champ	3
2/ Géométries complexes (Filtre en coin, champ irrégulier, Hétérogénéité)	
PDD et Profil	3
au-delà de la taille du champ	4
3/ Géométries plus complexes (combinaison de 2/)	
PDD et Profil	4
au-delà de la taille du champ	5

#### IV. Méthodes de vérification et de comparaison dosimétrique

Les tests de vérification de calcul de dose comparent des distributions de dose calculées et mesurées. La méthode standard de comparaison pour des distributions 2D de dose consiste à comparer des doses mesurées et calculées dans la forme de profils, des doses en profondeur, ou des distributions isodoses. Pour les comparaisons quantitatives de distributions de dose entières à 3D, des techniques plus sophistiquées, sont aussi nécessaires pour exécuter l'analyse.

Il y a différentes approches dans la conception et l'organisation des expériences et des contrôles de vérification de calcul pour le processus d'évaluation d'un algorithme de calcul de dose donné ou le paramétrage d'un faisceau de rayonnement. Nous allons décrire l'approche recommandée par l'AAPM et l'ESTRO (Fraass *et al.* 1998, Venselaar *et al.* 2001)

Chaque type de test de calcul doit être clairement identifiée comme étant un contrôle des données d'entrée, une vérification de l'algorithme, ou un contrôle de vérification de calcul de doses. Dans certaines situations, un ou plusieurs tests peuvent être employés pour satisfaire des besoins multiples ( bon fonctionnement de l'algorithme et résultat est cliniquement acceptable).

Pour chaque test le physicien doit savoir comment le processus de calcul de dose fonctionne. Ceci est important pour savoir si l'accord entre les données mesurées et calculées (1) est le meilleur auquel on peut s'attendre; (2) peut être amélioré; ou (3) le désaccord indique l'existence d'un problème. Cette détermination dépend de la connaissance de la physique de l'algorithme et

de sa mise en oeuvre, la connaissance du paramétrage et du modèle utilisé, et de la connaissance de la précision des données par rapport auxquelles les calculs sont comparés.

#### **IV.1 Dose en profondeur**

Un des tests de base les plus critiques de n'importe quel algorithme de calcul de dose est la capacité de prévoir avec la plus grande précision possible les doses en profondeur pour les champs ouverts standard.

#### **IV.2 Facteurs d'output**

L'utilisation correcte de facteurs d'output est essentielle pour le calcul des unités moniteur (ou du temps de traitement) du système de planning de traitement. Certains tests avec des champs rectangulaire et irréguliers doivent être effectués pour déterminer la précision avec laquelle le système de planning de traitement détermine ces facteurs d'output.

#### **IV .3 Données des champs ouverts**

La condition de base pour n'importe quel modélisation de calcul de dose et/ou vérification sont les champs ouverts. Les tests des champs ouverts peuvent être faits avec des rendements en profondeurs, des profils et des courbes d'isodose (2D).

#### **IV .4 Effets de forme du patient**

L'effet de la forme du patient est étudié avec des fantômes simples dans lesquelles les effets spécifiques causés par les différences de forme sont faciles à étudier.

#### **IV .5 Filtres en coin**

Vérification des calculs de dose en utilisant des mesures pour chaque filtre physique (ou dynamique) et chaque faisceau de photons.

#### **IV .6 Blocs (Caches)**

Les calculs de dose des champs bloqués sont souvent employés de deux façons dans un système de planning de traitement : (1) pour prévoir la distribution de dose relative (courbes isodoses) et (2) pour calculer la variation de la dose au point de normalisation.

#### **VI.7 Champs asymétriques**

Ces tests vérifient l'utilisation asymétrique des collimateurs multi-lames et/ou des mâchoires, y compris l'utilisation des blocks.

#### **VI. 8 Corrections de densité**

Le but de ces tests est de valider l'algorithme pour des corrections de densité, donc les tests doivent donc porter sur la nature de la méthode de correction employée.

#### **VI. 9 Fantômes anthropomorphiques**

Plusieurs tests avec un fantôme anthropomorphiques peuvent être utilisés pour un test global de l'algorithme de calcul entier. Ces tests doivent être semblables aux techniques de traitement employées en routine clinique.

## CHAPITRE 5

# Matériels et méthodes

### I. Techniques de mesure

Afin de tester les performances d'un algorithme de calcul de dose, les données dosimétriques des faisceaux ont été mesurées pour un appareil de cobalt  $^{60}\text{Co}$  de type phoenix<sup>®</sup> (MDS NORDION<sup>®</sup>, Canada). Ce type d'appareil est la machine de traitement la plus répandue en Algérie à l'heure actuelle.

Nous avons mesuré les rendements de dose en profondeur et les profils latéraux de dose à différentes profondeurs dans l'eau dans un fantôme automatique de type RFA-200 (SCANDITRONIX<sup>®</sup>, Uppsala, Sweden), le dosimètre associé est une diode de type p en silicium de haute pureté utilisée en mode photovoltaïque. Le volume sensible de mesure est de l'ordre de 1mm ce qui nous garantit une bonne résolution spatiale. Le déplacement à 2D du dosimètre dans l'eau et l'acquisition des données sont commandés par un logiciel d'acquisition de données OmniPro-Accept<sup>®</sup>, Version 6.0A (Wellhöfer – Scanditronix, Uppsala, Sweden). Les mesures ont été effectuées avec une résolution spatiale de 1mm. La précision du déplacement du dosimètre est de l'ordre de 0.1 mm. Certaines distributions de dose ont été obtenues avec des films (Kodak<sup>®</sup> Ready Pack XV-2. Eastman Kodak & Co, Rochester, NY. USA) placés dans un fantôme solide de type PMMA (PTW<sup>®</sup>. Freiburg. Germany). Pour ces tests, il n'était pas possible d'utiliser le fantôme automatique à cause de la géométrie d'irradiation. Les données ont été obtenues en différentes sessions de mesures.

Les facteurs d'output (*CF*, *RDF*) et les facteurs coin ainsi que les doses absolues ont été mesurés avec une chambre d'ionisation cylindrique de type FARMER<sup>®</sup> 2571/SN 2399 de volume sensible 0,6 cm<sup>3</sup> (NE Technology<sup>®</sup>.UK), placée à une profondeur de 5 g/cm<sup>2</sup> dans un fantôme solide de type PMMA, associé à un électromètre de type 2570/1 /SN1168 (NE Technology.UK).



Figure 5-1 : Dispositif de mesure dans l'eau.

Au début de chaque nouvelle série de mesure, le fantôme automatique est placé dans la salle de traitement en respectant les mêmes orientations 2 heures avant l'irradiation afin d'atteindre une stabilité thermique.



Figure 5-2 : Dosimètre à semi-conducteur utilisé pour les mesures de doses relatives.

## II. Systèmes de planning de traitement

Les données de base des faisceaux de photon du  $^{60}\text{Co}$  ont été introduites dans les systèmes de planning de traitement TP11<sup>®</sup> et THERAPLAN PLUS<sup>®</sup>. Les algorithmes de calcul de dose dans ces systèmes sont basés sur le principe de la séparation primaire–diffusé (cf. Chapitre 4). La correction des hétérogénéités est basée sur la méthode des rapports tissu–air équivalents (ETAR). La comparaison des valeurs calculées avec les valeurs mesurées est faite sur la base des résultats du système de planning de traitement.

D'une façon générale l'algorithme de calcul de dose de ces systèmes est basé sur une détermination préalable de l'atténuation et de la diffusion du faisceau considéré.

La méthodologie générale du calcul de dose est constituée des étapes suivantes :

- Mesure de la variation de dose en profondeur dans l'eau sur l'axe de champs circulaires de diamètres croissants.
- Extrapolation au diamètre zéro pour obtenir l'atténuation du primaire.
- Calcul des différences de dose pour différents diamètres, pour en extraire les coefficients de diffusion à toutes les profondeurs et pour tous les rayons utiles.

A partir de ces tables, la dose primaire en un point est déduite de la dose 'dans l'air' en effectuant une correction de distance (inverse carré des distances) et d'atténuation par le milieu, supposé équivalent eau. Une fonction empirique complémentaire permet de prendre en compte la variation de la dose en bordure de champ. La dose totale est alors obtenue en intégrant le diffusé sur l'ensemble du volume irradié.

## III. Les données de base du faisceau

Les données de base; sont les données dosimétriques du faisceau de  $^{60}\text{Co}$  nécessaire pour la paramétrisation du model de calcul de dose du TPS en vue de son utilisation dans la planification des traitement.

Le débit de dose de référence de la machine à été déterminé à une profondeur de 5 cm équivalent–eau pour une taille de champ de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  à DSP de 80 cm.

Tableau 5-1 : les conditions de référence pour la mesure de dose dans la machine

Profondeur (g/cm <sup>2</sup> )	Taille du champ (cm <sup>2</sup> )	DSP (cm)
5	10×10	80

**III.1 Données de dose en profondeur**

Les rendements de dose en profondeur sur l'axe central du faisceau ont été mesurés pour une série de champs carrés de dimensions : 5, 6, 7, 8, 9, 10, 12, 15, 20, 25, 30 et 35 (cm × cm), pour des profondeurs allant de 0.5 à 30 cm.

**III.2 Les Profils de Dose**

Cinq profils de dose à des profondeurs égales à 0.5, 5, 10, 15 et 20 cm pour sept champs ouverts de taille 5, 10, 15, 20, 25, 30 et 35 (cm × cm). La distance de mesure des profils dépend de la taille du champ et de la profondeur de mesure.

**III.3 Données de filtre en coins**

Les profils de dose en présence des différents filtres en coin (30°, 45° et 60°) ont été mesurés pour trois champs carrés 5, 8 et 10 (cm × cm) pour cinq profondeurs 0.5, 5, 10, 15 et 20 cm.

**III.4 Facteurs d'Output**

La mesure de la variation des facteur d'output ainsi que des facteurs de transmission des différents filtres en coins en fonction de la taille des champs carrés a été effectuée pour des champs de 5 × 5 à 25 × 25 cm × cm. Ces facteurs ont été mesurés avec une chambre d'ionisation cylindrique placée dans le fantôme solide (PMMA) sur l'axe central du faisceau à DSP de 80cm. Des mesures de dose dans l'air sont aussi effectuées pour les mêmes tailles de champs pour la détermination du facteur *CF*.

Les facteurs de transmission des porte-caches ont été mesurés pour les conditions de référence dans un fantôme solide.

**VI. Les données de test**

Afin d'évaluer les performances des algorithmes de calcul de dose, nous avons entrepris la mesure des rendements en profondeurs et des profils à cinq profondeurs (0.5, 5, 10, 15 et 20 cm) pour une série de tests. Ces tests sont inspirés de ceux recommandés par le ESTRO et le NCS (Mijnheer *et al.* 2004, Vensellar et Welleweerd 2001) et l'AAPM (AAPM 1995, 1998, Alam *et al.* 1997).

Pour la numérotation des tests, la nomenclature originale du groupe TG23 d'AAPM a été utilisée. D'autres tests ont été rajoutés par rapport à ceux recommandés dans les précédents rapports.

Dans le tableau 5-2, une vue d'ensemble des tests proposés et les testes recommandés par le groupe ESTRO.

Les données de l'ensemble des tests, ont été exprimées en terme de pourcentage de dose en profondeur, normalisées par rapport à la valeur de la dose sur l'axe central du faisceau, sauf pour les champs irréguliers (figure 5-7), comportant un cache central, où le point de normalisation est décalé par rapport à l'axe central.

**IV.1 Test 1 : Champs ouverts carrés, DSP standard (80cm)**

a- taille de champ 5 cm × 5 cm jusqu'à 20 cm × 20 cm avec un incrément de 1 cm

b- taille de champ 25 cm × 25 cm jusqu'à 35 cm × 35 cm avec un incrément de 5 cm

Les mesures sont faites dans le plan transversal de l'axe central du faisceau (figure 5-3) : PDD et profils.

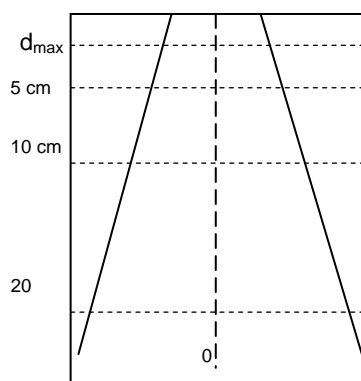


Figure 5-3 : schémas représentatif de la géométrie des tests 1, 2 et 4

**IV.2 Test 2 : Champs ouverts rectangulaires, DSP standard**

Taille de champ en cm<sup>2</sup> : 6×10, 10×6, 5×15, 15×5, 5×30, 30×5, 8×16, 16×8, 20×30, 30×20, 12×21, 21×12, 30×10, 10×30, 20×10, 10×20, 25×5, 5×25, 5×20 et 20×5

La mesure est effectuée dans le plan transversal de l'axe central du faisceau (figure 5-3): PDD et profils.

**IV.3 Test 3 : Champs carrés avec filtre en coin, DSP standard**

Taille de champ 5 cm × 5 cm, filtre en coin 30°, 45° et 60°

Taille de champ 8 cm × 8 cm, filtre en coin 30°, 45° et 60°

Taille de champ 10 cm × 10 cm, filtre en coin 30°, 45° et 60°

La mesure est faite dans le plan transversal de l'axe central du faisceau (figure 5-4) : PDD et profils.

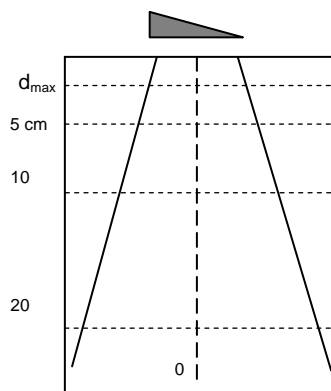


Figure 5-4 : schéma représentatif de la géométrie des tests 3 et 5

**IV.4 Test 4 : Variation en DSP**

Taille de champs 5, 10,15 et 20×20, DSP=85 cm

Taille de champs 5, 10,15 et 20×20, DSP=75 cm

La mesure est faite dans le plan transversal de l'axe central du faisceau (figure 5-3) : PDD et profils.

**IV.5 Test 5 : Champs rectangulaires avec filtre en coin, DSP standard**

a. taille de champ 5 cm × 10 cm, filtre en coin 30°, 45° et 60°

b. taille de champ 10 cm × 5 cm, filtre en coin 30°, 45° et 60°

La mesure est dans le plan transversal de l'axe central du faisceau (figure 5-4): PDD et profils.

**IV.6 Test 6 : Champ avec un bloc (cache standard) central, DSP standard**

Taille de champ 15 cm × 15 cm, 3 blocs centraux avec des dimensions 12.5 × 3.2 × 4.8 cm<sup>3</sup>, 12.8 × 1.5 × 4.8 cm<sup>3</sup> et 7.3 × 1.5 × 4.9 cm<sup>3</sup> respectivement.

La mesure est faite dans le plan transversal de l'axe central du faisceau (figure 5-5): PDD et profils.

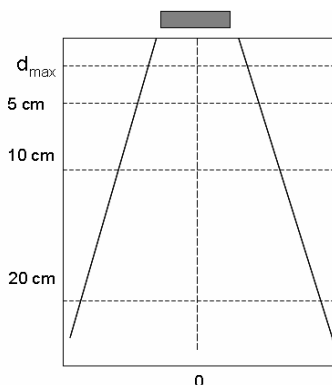


Figure 5-5 : schéma représentatif de la géométrie des tests 6 et 7.

**IV.7 Test 7 : Champs bloqués (cache personnalisé), DSP standard**

Taille de champ 15 cm × 15 cm, la taille du bloc et 10 cm × 10 cm à 80 cm

La mesure est faite dans le plan transversal de l'axe central du faisceau (figure 5-5): PDD et profils.

**IV.8 Test 8 : Incidences obliques, DSP standard**

Taille de champ 5×5, 10×10, 20×20, 5×20, 20×5, 10×30 et 30 cm × 10 cm, une rotation du bras de 30° et 45°.

La mesures est faite dans le plan transversal de l'axe central du faisceau (figure 5-6): PDD et profils.

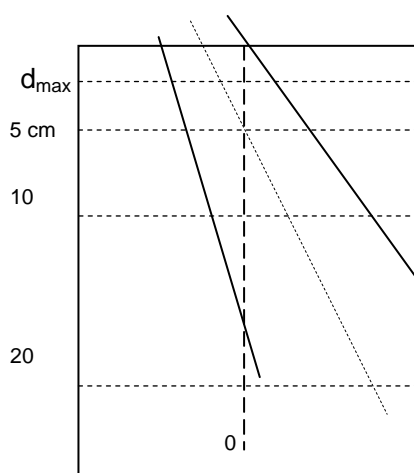


Figure 5-6 : schéma représentatif de la géométrie du test 8.

**IV.9 Test 9 : Champs irréguliers, DSP standard**

Taille de champ 15 cm × 15 cm, les formes des caches sont présentées dans la figure 5-7

La mesure est faite dans le plan transversal de l'axe central du faisceau : PDD et profils.

Tableau 5-2 : L'ensemble des tests effectués et ceux recommandés par NCS et le TG 23 d'AAPM

NCS/AAPM TG23		Notre travail	
N°	Description du Test	N°	Description du Test
1a 1b 1c	Champ carré 5×5 Champ carré 10×10 Champ carré 25×25	1	Champ carré 5,6,7,8,9,10,11,12,13,14,15,16,17, 18, 19, 20, 25,30 et 35×35
2a 2b	Champ rectangulaire 5×25 Champ rectangulaire 25×5	2	Champ rectangulaire 6×10,10×6,5×15,15×5,5×30,30×5,8×16,16×8,20×3 0,30×20,12×21,21×12,30×10,10×30,20×10,10×20, 25×5,5×25,5×20 et 20×5
3	Champ carré 10×10 DSP=85	4	Champ carré 5, 10,15 et 20×20 DSP=85 Champ carré 5, 10,15 et 20×20 DSP=75
4	Champ carré 10×10 Filtre en coin 45°	5	Champ carré 5, 8, 10,5×10 et 10×5 Filtre en coin 30,45 et 60°
5-6	Champ carré 15×15 Bloc central	6	Champ carré 15×15 2 Blocs centraux
7	Champ carré 15×15 Bloc sous forme de L	7	Champ carré 15×15 Blocs sous forme de L, X, Y, H, +....
9	Champ carré 10×10 incidence oblique 45°	3	Champ 5, 10, 20, 5×20, 20×5, 10×30 et 30×10 incidence oblique 30° et 45°
11	Champ carré asymétrique	8	Champ carré asymétrique

Tableau 5-3 : la géométrie des tests effectués pour la vérification du temps de traitement

Test	Description	Taille du champ (cm×cm)	DSP (cm)	Angle d'incidence	Filtre en coin
1	carré	10×10	80	0°	-
2	rectangulaire	5×25	80	0°	-
		25×5	80	0°	-
3	incidence oblique	10×10	80	30°	-
		10×10	80	45°	-
4	DSP variable	10×10	75	0°	-
		10×10	70	0°	-
5	champ avec filtre en coin	10×10	80	0°	30°
		10×10	80	0°	45°
6	Bloc central	15×15	80	0°	-
7- champ irrégulier	Cache 1	15×15	80	0°	-
	Cache 2	15×15	80	0°	-
	Cache L	15×15	80	0°	-
	Cache 4	15×15	80	0°	-
	Cache Y	15×15	80	0°	-
	Cache +	15×15	80	0°	-
8	Champ asymétrique	15×15	80	0°	-
		15×15	80	0°	-
9-surface irrégulière	10 cm	10×10	80	0°	-
	5 cm	10×10	80	0°	-
10	géométrie complexe	10×10	80	30°	30°

### IV. 10 Temps de traitements

Le calcul du temps de traitement pour les champs d'irradiation est une fonction disponible dans la plupart des systèmes de planning de traitement modernes. Il est essentiel pour l'utilisateur du système de planning de traitement de comprendre les principes du calcul des temps de traitement par le système. Pour vérifier le calcul du temps de traitement nous avons comparé la dose absolue calculée par le système, et la dose mesurée pour 12 champs d'irradiation réguliers et irréguliers, en utilisant le fantôme solide (PMMA), avec la chambre d'ionisation placée à une profondeur de 5g/cm<sup>2</sup>. Les formes et les dimensions des champs irréguliers sont données dans la figure 5-7. Les conditions d'irradiations des 12 champs sont données dans le tableau 5-3. Le test 9 représente la géométrie d'une surface irrégulière.

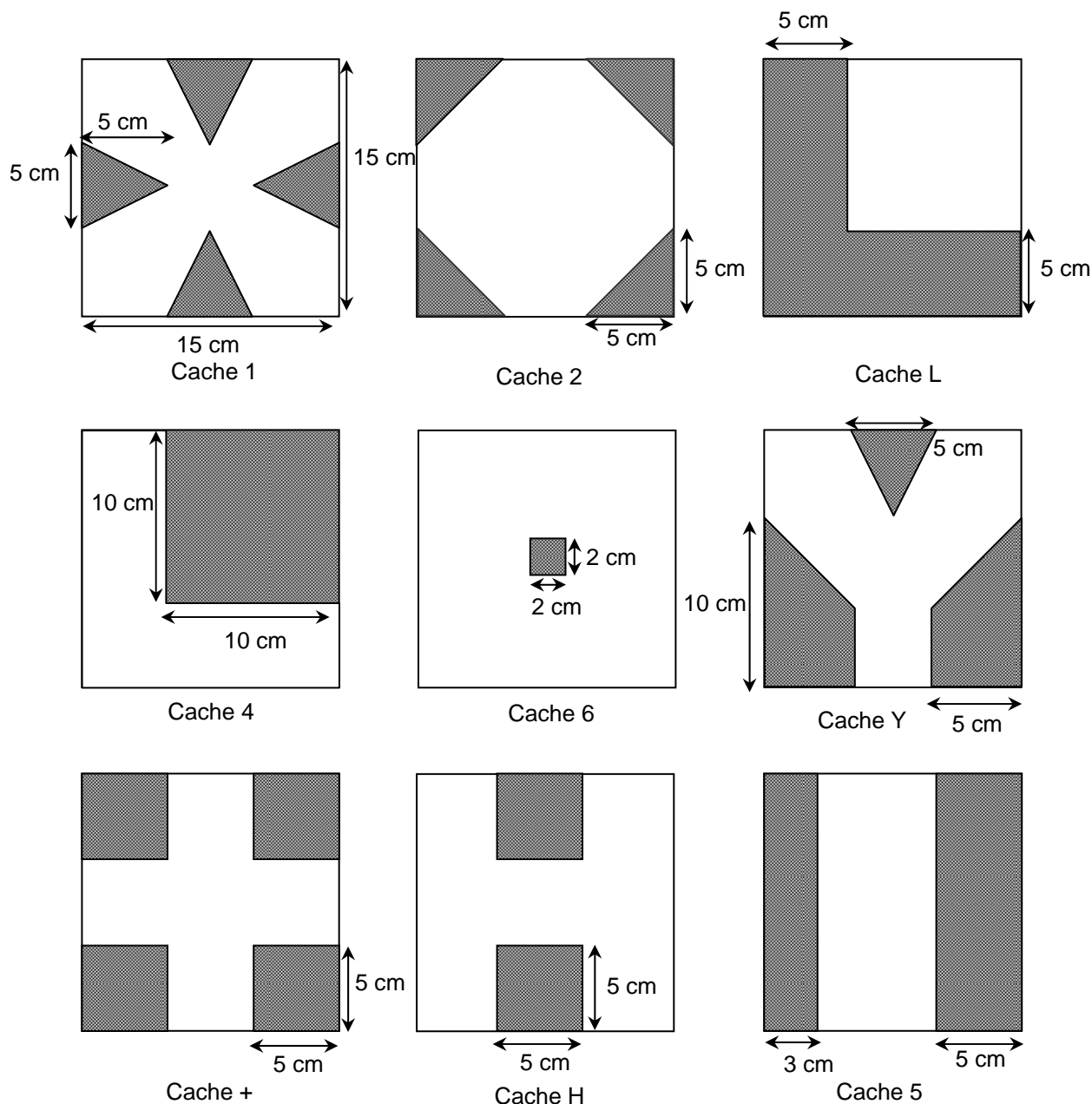


Figure 5-7 : Formes et dimensions des différents champs irréguliers utilisés

## V. Fantôme hétérogène

Pour évaluer les performances globales de l'algorithme de calcul de dose et du système de planning de traitement, nous avons entrepris la comparaison des doses mesurées et calculées pour des cas cliniques en utilisant un fantôme anthropomorphique.

Cette étude a été effectuée pour six cas cliniques pour différentes parties du corps : tête et cou, thorax et abdomen.

Le fantôme anthropomorphique est de type RANDO<sup>®</sup> (figure 5-8) fabriqué initialement par les laboratoires Alderson (RANDO, Alderson Research Laboratories, Stamford, CT) à partir de coupes scannographiques réelles. Les matériaux constituant ce fantôme sont équivalents à ceux des tissus humains et leurs densités électroniques sont égales à celles des différents tissus humains qu'ils simulent (os, poumon, muscle, etc.). Le fantôme est constitué de coupes comportant des trous à l'intérieur desquelles des dosimètres thermoluminescents (sous forme de pastilles ou en poudre) peuvent être placés. Les six configurations de traitement qui ont été étudiées sont.



Figure 5-8 : Fantôme anthropomorphique

Le cancer du sein, le cancer de la prostate, la sphère ORL et le cancer du col utérin, des caches et des filtres en coin ont été utilisés. Les différentes configurations de traitement sont représentées dans le tableau 5-4.

### V. 1 La dosimétrie Thermoluminescente

Des dosimètres thermoluminescents en fluorure de lithium (LiF) TLD 100 (Harschaw<sup>®</sup>, chemical Co, Bicon. OH, USA), de dimension  $3,5 \times 3,5 \times 0,9 \text{ mm}^3$  ont été utilisés pour la détermination des doses dans le fantôme RANDO (figure 5-9). Les TLD 100 sont connus pour leur bonne reproductibilité  $\pm 2\%$  ( $1\sigma$ ) (Marinello et al. 1992, Kirby et al. 1992, Feist 1988) et leurs réponses linéaires en dose pour la gamme de dose utilisée en radiothérapie. Chaque pastille est identifiée par un nombre en utilisant un crayon dur de graphite (Wood et Mayles 1995). La lecture des dosimètres a été faite avec un lecteur TLD de type Harshaw 4000 (Harshaw chemical Co. USA), le cycle de lecture est de  $140^\circ$  avec un débit de  $6^\circ\text{C/s}$ , puis à  $280^\circ\text{C}$  pour une durée de 30 seconde. Après chaque utilisation, les pastilles sont

placées dans un four chaud pour la régénération, elle se fait par un préchauffage à 400°C pour une durée d'une heure puis à 200°C pour une durée de deux heures. Les pastilles TLD ont été étalonnées individuellement dans un faisceau de  $^{60}\text{Co}$  à une dose de 1 Gy. Les pastilles étaient placées à 0.5g/cm<sup>2</sup> de profondeur dans un fantôme solide de PMMA à une DSP de 80 cm pour une taille de champ de 10 × 10 cm<sup>2</sup> (Mayles et *al.* 2004). Pour éviter les erreurs dues aux fluctuations aléatoires dans la sensibilité apparente des pastilles, causée par exemple par la légère différence thermique des pastilles avec la plaque de PMMA lors du contact, les facteurs sont déterminées à partir des cinq irradiations moyennées. Pendant la calibration des pastilles TLD, le débit de référence est mesuré à 5 g/cm<sup>2</sup> de profondeur, une correction de dose en profondeur a été effectuée pour ramener la dose à 0,5 cm de profondeur



Figure 5-9 : Dosimètre TL utilisés pour la détermination des doses dans le fantôme anthropomorphique

## V. 2 Simulation et irradiation

Les coordonnées du système pour cette étude ont été définies comme suit : l'origine est située à l'intersection de l'axe central du faisceau avec la surface du fantôme. Pour l'ensemble des tests, l'origine coïncide avec l'isocentre de la machine et fait face à la tête d'irradiation, l'axe des x est dirigé vers la droite de l'observateur, l'axe des z dirigé vers le haut, et l'axe des y a été choisi de sorte que le système forme un trièdre direct. Ces coordonnées sont choisies selon les caractéristiques de l'IEC (commission international de l'électrotechnique 61217).

Les lasers et le système d'alignement optique du simulateur ont été vérifiés pour assurer la reproductibilité du positionnement, la taille du champ indiqué et la coïncidence du champ de rayonnement avec le champ lumineux a été vérifiée à l'aide de films radiologiques. Le fantôme est placé en décubitus dorsal sur la table d'un simulateur de radiothérapie (AXsim 2<sup>®</sup>, Mecaserto<sup>®</sup>, France) en utilisant le laser sagittal et la ligne de référence qui coupe le fantôme en deux.

La table est alors déplacée de sorte que l'origine du système de coordonnées défini coïncide avec l'isocentre de l'appareil. Cette origine est située à l'intersection de la ligne sagittale médiane avec le point le plus élevé de la surface antérieure du fantôme qui est sur la coupe numéro 17. Le fantôme ainsi placé, les positions de la table verticale, transversale et longitudinale ont été enregistrées. La table est alors déplacée jusqu'à ce que le fantôme soit dans la position de traitement et les paramètres de la table seront donc à nouveau enregistrés. Avec ces deux procédures nous sommes certain que l'isocentre se trouve dans le fantôme.

Les champs d'irradiations du traitement ont été simulés de la même façon que dans un patient réel, les films de simulation étant utilisés pour reproduire fidèlement chaque champ.

En utilisant des fils de plomb fixés sur le fantôme pour marquer les points d'entrés des faisceaux. Des cales ont été utilisées pour mieux positionner le fantôme, elles ont été aussi utilisées pendant l'irradiation (figure 5-10). Après avoir simulé les champs à traiter, en général trois coupes du fantômes ont été choisies comme plan de mesure : une coupe centrale qui se situe dans le champ d'irradiation et deux coupes à  $\pm 2,5$  cm de la coupe centrale, Les trois coupes choisies ont été photocopiées.

Tableau 5-4 : Champs cliniques utilisés

Configuration	Nombre de Champ	Site	Direction du Faisceau	Taille du Champ (cm × cm)
1	4	Prostate	A/P	14 × 20
		Prostate	LD/LG	9 × 20
2	4	Endomètre	A/P	14 × 22.4
		Endomètre	LD/LG	10 × 24.5
3	2	Sein	TI/TE	5 × 15.7
4	3	Sinus Maxillaire	A	9 × 9
		Sinus Maxillaire	LD/LG	7.7 × 9
5	2	Sinus Maxillaire	A	9 × 9
		Sinus Maxillaire	LD	7.7 × 9
6	2	Tumeur Cérébral	LD/LG	8.6 × 6.6

Dans cette partie nous avons utilisé 657 pastilles de TLD 100. Dans chaque cas nous avons rempli les trois coupes du fantôme pour l'irradiation, le numéro de la pastille de TLD qui sera placé à un endroit donné sera marqué sur la photocopie de la coupe du fantôme. Le fantôme a été alors chargé avec les TLD et transporté vers la salle de traitement. Juste après l'irradiation du fantôme neuf pastilles ont été irradiées dans un fantôme de PMMA à 1Gy. Elles seront utilisées pour vérifier les variations de la sensibilité du lecteur de TLD et pour corriger éventuellement la perte de l'information due au fading avant la lecture de ces TLD.



Figure 5-10 : Simulation du traitement

Les irradiations ont été effectuées après qu'une série complète de tests de contrôle de qualité soit faite sur l'appareil. Le fantôme est alors placé sur la table de traitement et les valeurs des

champs simulés reproduites sur l'appareil de traitement. Après irradiation, le fantôme a été démonté et les pastilles TLD ont été lues selon le protocole décrit précédemment (figure 5-11).



Figure 5-11 : Position d’irradiation du fantôme Rando–Alderson.

### V. 3 Irradiation des cas cliniques

#### V. 3.1 Le Sinus Maxillaire (Technique de 2 Champs)

Le fantôme est placé en décubitus dorsal, aligné par laser. Pour le positionnement des faisceaux et les caches, en utilise deux faisceaux orthogonaux (un faisceau latéral et un faisceau antérieur) pour couvrir le volume cible (figure 5-12) :

1/ Un faisceau Antérieur qui est limité en haut par les arcades sourcilières, sa limite interne est l’angle interne de l’œil opposé, sa limite externe est l’angle externe de l’œil avec un cache oculaire supéro–externe, et sa limite en bas est le rebord gingival.

2/ Les limites du faisceau latéral sont identiques à celle du faisceau antérieur en haut et en bas. Par contre en avant par l'angle externe de l’œil, et en arrière par la région prétragienne. Le temps d’irradiation est de 1.63 min pour le premier faisceau et 1.31 min pour le deuxième.

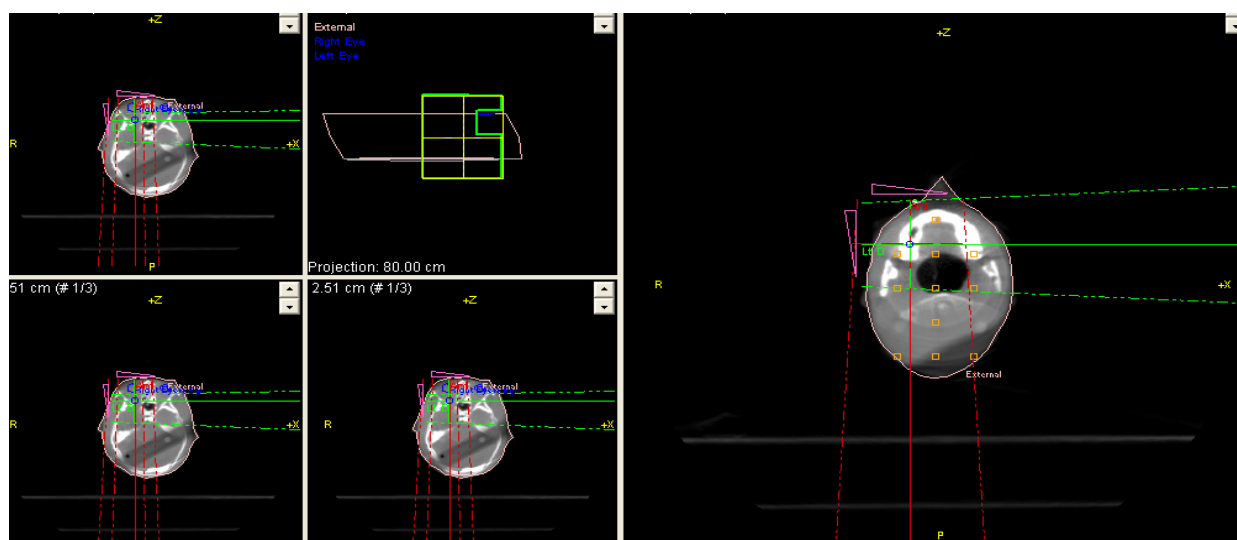


Figure 5-12 aperçu de la géométrie d’irradiation du sinus maxillaire (2B) sur l’interface du système de planification de traitement (TPP)

### V. 3.2 Le Sinus Maxillaire (Technique 3 Champs)

Pour ce cas nous utilisons un faisceau antérieur et deux faisceaux latéraux, de pondérations différentes qui ont les mêmes limites que celui du précédent, avec coins compensateurs (figure 5-13). Le temps d'irradiation est de 1.63 min pour le premier faisceau et 1.04 min pour le deuxième, et 0.63 min pour le troisième.

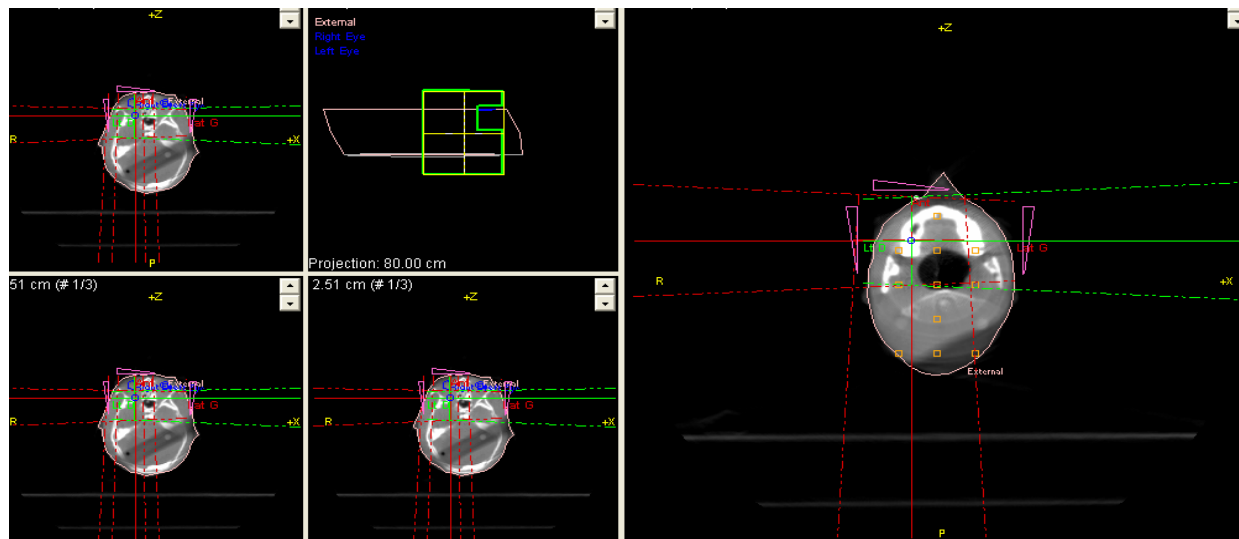


Figure 5-13 Aperçu de la geometrie d'irradiation du sinus maxillaire (3B) sur l'interface du systeme de planning de traitement (TPP)

### V. 3.3 La Prostate

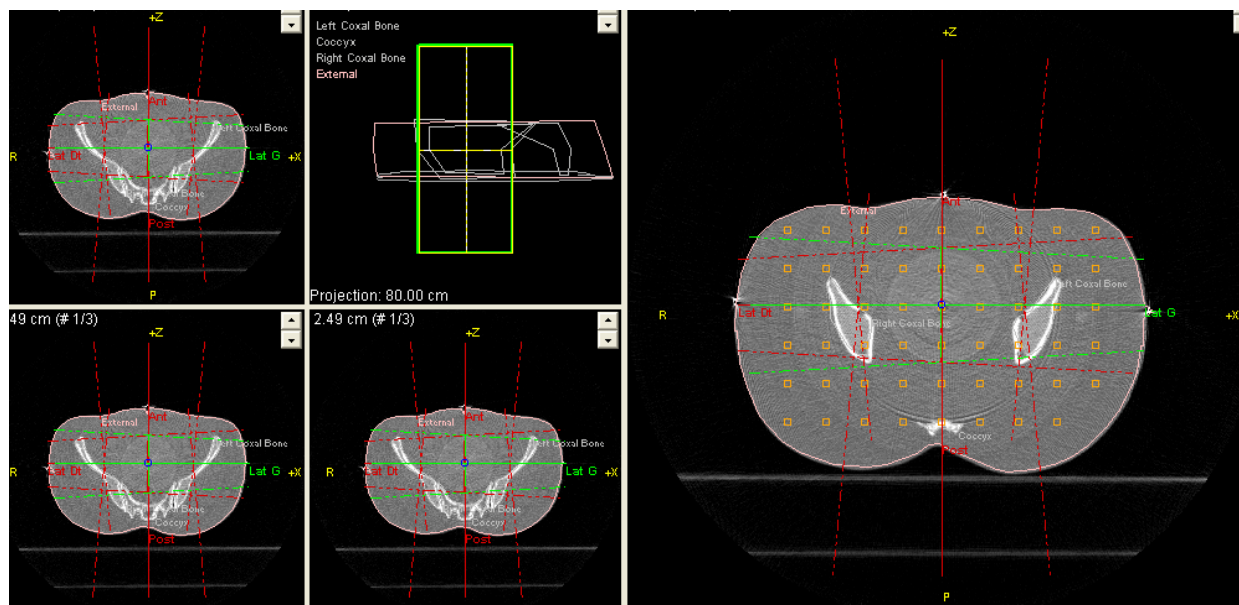


Figure 5-14 : Aperçu de la geometrie d'irradiation de la prostate sur l'interface du systeme de planning de traitement (TPP)

Nous utilisons 4 faisceaux de pondérations différentes en technique DSA (figure 5-14). Les faisceaux antéro–postérieurs sont limités en bas par la limite inférieure des ischions, et en haut par le disque L5-S1, et latéralement a 2 cm en dehors du détroit supérieur, les faisceaux

latéraux sont limités en avant par le bord antérieur de la symphyse pubienne, et en arrière au milieu de l'ampoule rectale, et les mêmes limites que précédemment en bas et en haut.

4 caches focalisés en cerrobend protègent les organes critiques (grêle et têtes fémorales). Le temps d'irradiation est de 0,79 min pour le faisceau Antérieur. 0,65 min pour le faisceau postérieur et 0,44 min pour les deux latéraux.

### V. 3.4 Le Sein

Le fantôme est placé en décubitus dorsal sur un plan incliné afin de ramener la région présternal à l'horizontale. Cette irradiation comporte deux faisceaux tangentiels opposés de préférence co-axiaux, en technique DSP, également pondérés (figure 5-15).

Les faisceaux tangentiels sont limités en haut par la région sous la tête de la clavicule ou jointif avec la limite intérieure du faisceau sus-claviculaire, et en bas à 2 cm sous le sillon sous-mammaire, la limite externe du tangentiel externe est à 1cm en dessous de la racine externe du sein, et la limite interne du tangentiel interne est à 1cm dans la racine interne du sein ou jointive avec la limite externe du faisceau mammaire interne.

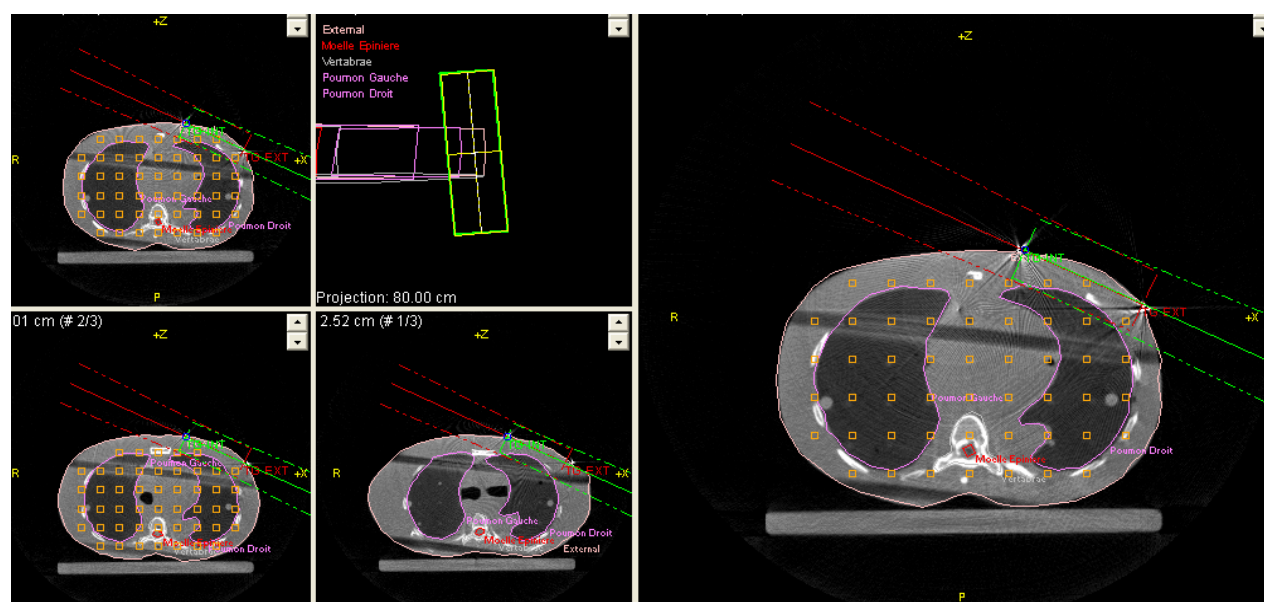


Figure 5-15 : Aperçu de la géométrie d'irradiation du sein sur l'interface du système de planification de traitement (TPP).

Les deux faisceaux tangentiels interne et externe fuient dans l'air. On vérifie en scopie, pendant le centrage, que l'épaisseur de la « languette » de poumon incluse dans les faisceaux tangentiels ne dépasse pas 2 cm. Le temps d'irradiation est de 1,07 min pour les deux faisceaux.

### V. 3.5 Gliomes Malins Cérébraux

Le fantôme est placé en décubitus dorsal, avec un angle de *Reid* variant de  $-20^{\circ}$  à  $0^{\circ}$  (le plan orbito-métal perpendiculaire à la table, permettant d'épargner les globes oculaires pour les tumeurs temporales). La tête doit être maintenue par une cale (figure 5-16).

On utilise une technique à 2 faisceaux latéraux de même pondération, le temps d'irradiation est de 0,97 min pour les deux faisceaux.

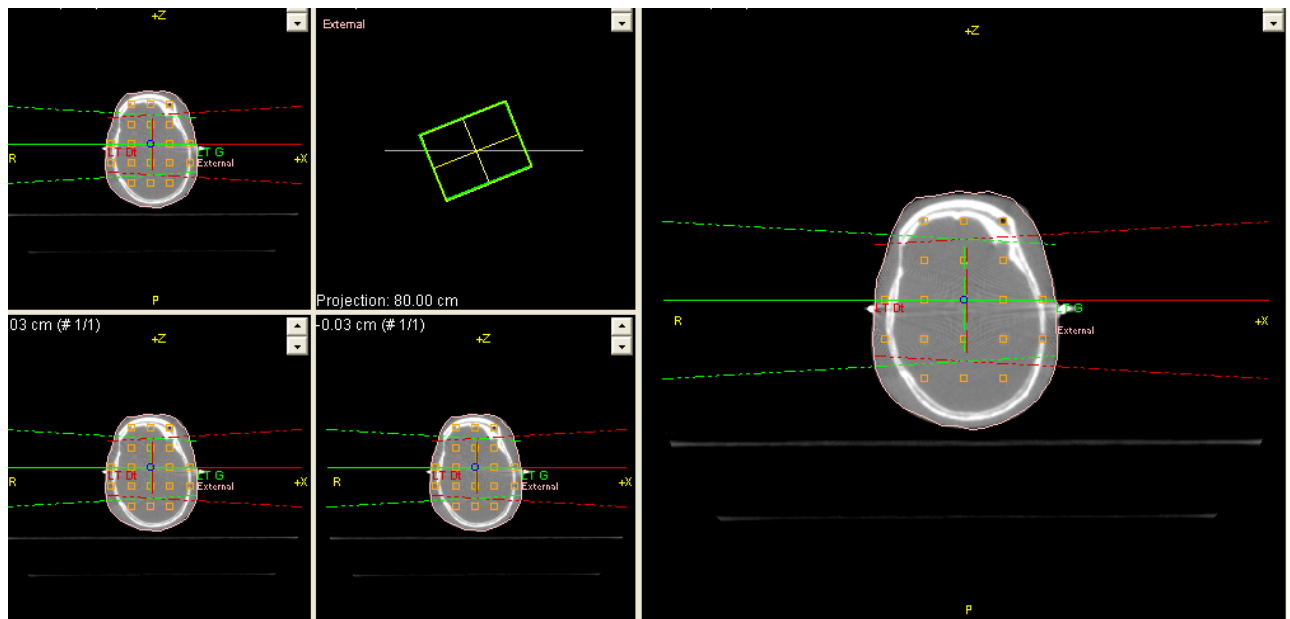


Figure 5- 16 : Aperçu de la geometrie d’irradiation de l’encéphale sur l’interface du systeme de planning de traitement (TPP)

### V. 3.6 Endomètre

Le fantôme est traité en décubitus dorsal, en technique DSA, par deux faisceaux antéro–postérieurs qui sont limités en haut par L5-S1, en bas par la partie tierce inférieure du vagin, et latéralement à 2 cm en dehors du détroit supérieur. Deux caches supérieurs sont mis en place dans les angles supérieurs des champs pour diminuer l’irradiation de l’intestin grêle. La limite interne de ces caches est située à 2 cm en dehors des chaînes ganglionnaires iliaques. Et deux faisceaux latéraux qui ont les même limites en haut et en bas que celles des faisceaux antéro–postérieurs, et limités en avant par la symphyse pubienne, et au mi rectum (S1-S2) en arrière.

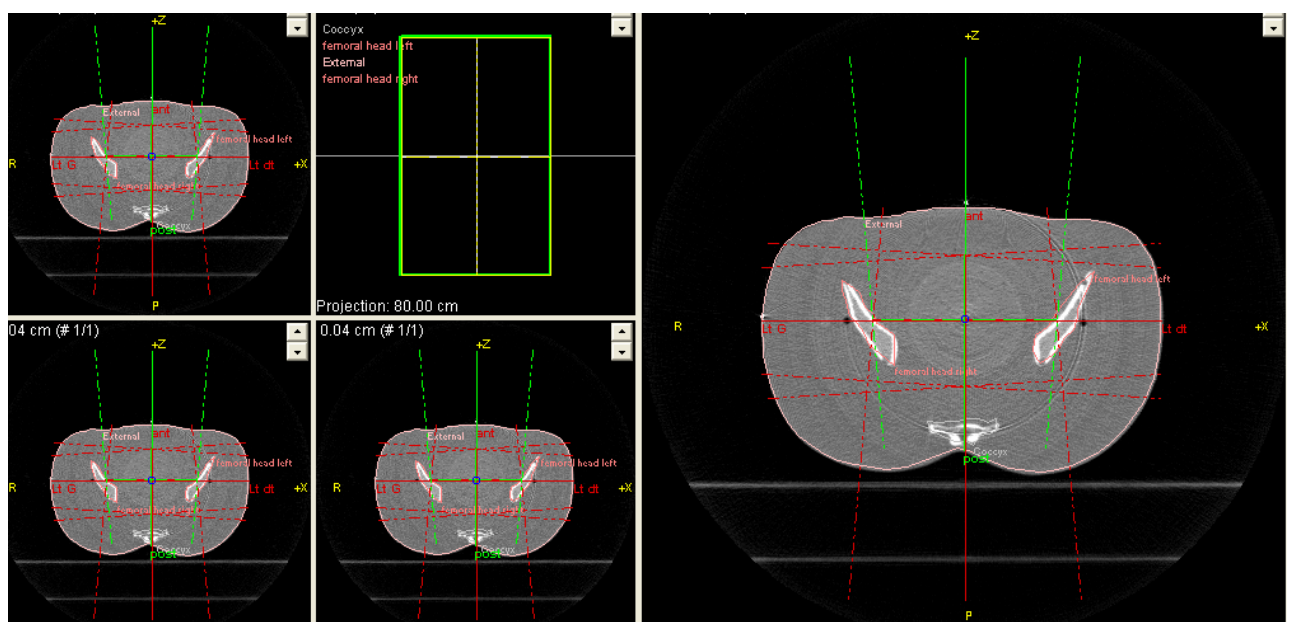


Figure 5-17 : Aperçu de la geometrie d’irradiation du l’endomètre sur l’interface du systeme de planning de traitement (TPP)

Quatre caches sont positionnés sur les régions iliaques et les têtes fémorales (figure 5-17). Le temps d'irradiation est de 0,61 min pour le faisceau Antérieur. 0,85 min pour le faisceau postérieur et 0,42 min pour les deux latéraux.

## VI. Les données CT

Les coupes scannographiques ont été utilisées et obtenues avec scanner Somatom Spirit<sup>®</sup> (Siemens<sup>®</sup>, Erlangen, Germany).

Les coupes acquises le long du fantôme, étaient d'épaisseur de 5 mm avec un mouvement de la table d'un incrément de 2.5 mm pour la tête et le cou et de 10 mm pour le thorax et l'abdomen. En utilisant un système d'alignement constitué des lasers, une ligne sagittale médiane et deux coronales ont été marquées sur le fantôme anthropomorphique par des morceaux de plomb placés au-dessus de ces lignes pendant le balayage CT pour nous permettre de visualiser sur les images reconstruites les entrées des faisceaux.

Pour calculer les corrections d'inhomogénéités basées sur les données CT dans un TPS, la conversion des nombres de Hounsfield en densité électronique est nécessaire. Les facteurs de conversion sont établis en utilisant un fantôme spécifique de calibration pour le scanner basée sur des solutions connues (McCullough et Holmes 1985). En plus nous avons entrepris la même calibration pour le simulateur CT. Pour cela un fantôme densité D770U<sup>®</sup> code 12611 (Mecaserto<sup>®</sup>, France) était utilisé.

Le tube de rayon X du simulateur a été utilisé avec une tension de 68 kVp, quant au scanner, il a été utilisé avec une tension de 130 kVp pour différents courant et à différentes hauteurs de la table (cf. tableau 5-5).

Tableau 5-5 : Différents courants et hauteurs de la table H pour le scanner Somatom Spirit<sup>®</sup>

Test	1	2	3
mAs	110	260	110
H (mm)	160	125	125

Le fantôme rempli d'eau à une forme cylindrique de 25 cm de diamètre et de 30 cm de long, il contient 7 cylindres de 5 cm de diamètre de différents matériaux. Ces matériaux sont l'air, polyamide PA66, polycarbonate, PMMA, polyéthylène et le polystyrène. Les caractéristiques des matériaux constituant le fantôme sont données en annexe.

Les nombres CT sont définis de la façon suivante (Cormack 1980, McCullough 1980) :

$$\text{Nombre CT} = (\mu_x - \mu_{eau}) / \mu_{eau} * 1000$$

Avec  $\mu_{eau}$  est le coefficient d'atténuation massique de l'eau ( $\mu_{eau} = 0.1941 \text{ cm}^{-1}$ ), et  $\mu_x$  est le coefficient d'atténuation massique du matériau X

Les valeurs mesurées des nombres CT pour l'AXsim 2<sup>®</sup> et pour Somatom Spirit<sup>®</sup> sont représentées dans les tableaux 5-6.

A partir du tableau 5-6 ont remarque que la variation du courant et de la hauteur de la table n'influe pas sur les nombres CT mais influe sur la dose reçue par le patient et sur la qualité d'image. On remarque aussi une grande déviation entre les nombres CT théoriques et ceux mesurés par le scanner Somatom Spirit<sup>®</sup>, donc les coupes CT acquises ne peuvent pas être utilisées dans le planning de traitement.

Tableau 5-6 : Comparaison entre les valeurs théoriques des nombres CT avec les valeurs mesurées dans l'AXsim 2<sup>®</sup> et celles données par le constructeur, et dans Somatom Spirit<sup>®</sup> pour chaque test donné dans le tableau 5-5

Elément	AXsim 2 <sup>®</sup>			Somatom Spirit <sup>®</sup>			
	HU <sub>theo</sub>	HU <sub>mes</sub>	HU <sub>Mecaserto</sub>	HU <sub>theo</sub>	HU 1	HU 2	HU 3
Polyéthylène	-89	-70	-93	16	-58	-61	-61
Polystyrène	-16	-34	-20	-41	-25	-23	-27
Polyamide PA6, 6	97	90	93	-81	90	91	91
Polycarbonate	106	102	101	-57	104	108	105
PMMA	129	139	124	-34	135	133	134
Vide	-1000	-990	-1000	-1000	-1000	-1000	-1000
Eau	0	8	0	0	0	0	2

### VII. Analyse des résultats

Pour évaluer les écarts entre les doses calculées  $D_{calc}$ , et les doses mesurées  $D_{mes}$ , nous avons utilisé les déviations en pourcent de la dose locale, c'est-à-dire la dose mesurée à une profondeur donnée

$$\delta = (D_{calc} - D_{mes}) * 100 / D_{mes}$$

Et les écarts entre les pourcentages des doses calculées et mesurées telles que recommandée par l'AAPM :

$$\delta' = (D_{calc} - D_{mes}) * 100 / D_{norm}$$

$D_{norm}$  est la dose de normalisation.

Dans le cas où les points sont à l'intérieur de la région de la pénombre, ou en dessous des bloc (Caches) les résultats de la comparaison sont exprimées relativement à la dose mesurée à la même profondeur, mais à l'axe central du faisceau ouvert ;  $D_{mes,cax}$ , en accord avec

$$\delta = (D_{calc} - D_{mes}) * 100 / D_{mes,cax}$$

Nous avons aussi calculé la valeur de l'intervalle de confiance pour les deux systèmes de planning de traitement.

Pour le fantôme hétérogène, la valeur de la dose en un point, est donnée par la différence de dose normalisée  $NDD$ , qui est égale à  $(D_c - D_m) / D_{iso}$ , avec  $D_{iso}$  est la dose délivrée à l'isocentre (200 cGy en général).

Le gradient de dose  $\nabla D$  est défini comme la variation de la dose (cGy) par unité de distance (mm). Le gradient de dose a été estimé à partir du plan produit par le système de planning de traitement en mesurant la distance normale entre les isodoses passent par les point calculés et celles adjacentes.

On définit une autre grandeur  $NDG$  ( $cm^{-1}$ ) qui est le gradient de dose normalisé donné par  $\nabla D / D_{iso}$ . Pour l'analyse, on classe cette grandeur ( $NDG$ ) selon sa valeur en trois régions :

- Région de faible gradient de dose  $NDG \leq 0.1 \text{ cm}^{-1}$
- Région de gradient de dose intermédiaire  $0.1 \text{ cm}^{-1} \leq NDG \leq 0.3 \text{ cm}^{-1}$
- Région de fort gradient de dose  $NDG > 0.3 \text{ cm}^{-1}$

La conversion de  $NDD$  en différence spatiale, qui peut être plus significative dans la région de fort gradient de dose, elle est donnée en divisant le  $NDD$  par le  $NDG$  (Dunscombe et al. 1996).

# CHAPITRE 6

## Résultats et Discussion

### I. Introduction

Les comparaisons ont été faites entre les valeurs de dose calculées et mesurées pour chacun des 9 tests, pour les deux systèmes de planning de traitement THERAPLAN PLUS<sup>®</sup> et TP11<sup>®</sup>. Les calculs ont été fait à des profondeurs allant de 1 à 20 cm sur l'axe central, hors de l'axe et dans la région de la pénombre pour les doses mesurées dans le fantôme d'eau.

Pour les tests cités dans le tableau 6-7, les valeurs calculées et les valeurs mesurées de la largeur radiologique des champs (défini comme la distance entre les lignes de décroissance à 50 %) ont été comparées. Un total de 221170 points de données a été comparé pour chacun des deux systèmes de planning de traitement. Les déviations ont été comparées pour la dose et la largeur radiologique.

### II. Tests avec fantôme Homogène

La comparaison des valeurs mesurées et les valeurs calculées de l'ensemble des tests effectués et ceux proposés par l'ESTRO et l'AAPM est faite en terme de  $\delta$  et  $\delta'$  pour les différentes régions. Toutefois pour la région hors champ, la comparaison a été effectuée avec les deux possibilités de normalisation (à l'axe central et au point de mesure)

Les points qui ont un écart ou une déviation supérieur à deux fois la tolérance sont systématiquement négligés.

#### II. 1 Test 1 : champs carrés à DSP = 80cm

La figure 6-1 montre la comparaison entre les courbes calculées et mesurées de dose en profondeur pour différents champs carrés. Dans la figure 6-2 nous avons comparé les profils de dose à différentes profondeurs dans l'eau pour un champ carré de 10 cm × 10 cm.

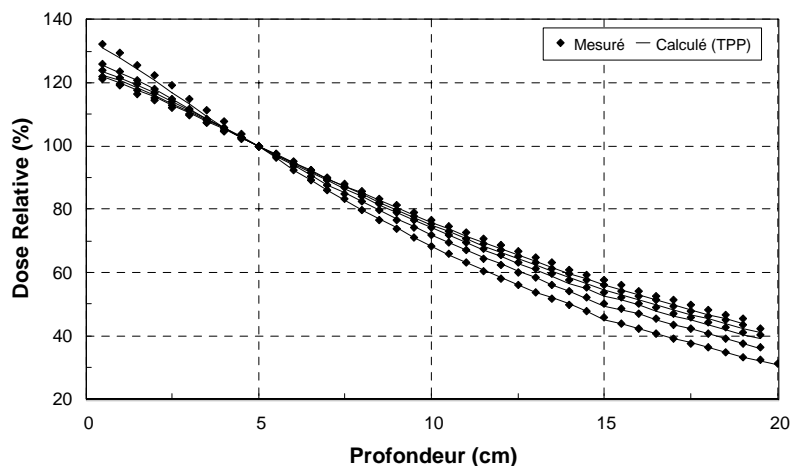


Figure 6-1 : Variation des doses en profondeur calculées et mesurées pour les champs carrés.

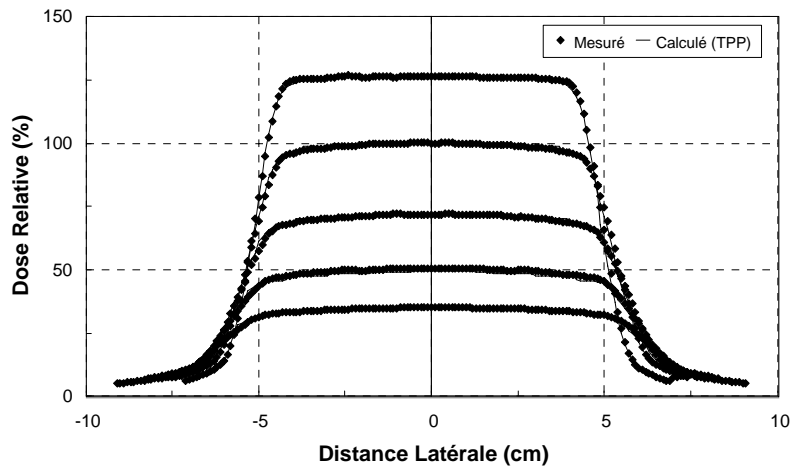


Figure 6-2 : Comparaison des profils de dose calculés et mesurés pour une taille de champs de 10 cm x 10cm.

Pour les doses en profondeur de la totalité des champs carrés utilisés, on a comparé 29393 points, l'écart maximal obtenu est de -0,2% pour le système TPP et de 1,1% pour le système TP11. En utilisant l'analyse selon les tolérances proposées par l'ESTRO, la valeur maximale de la déviation est de -3,1% pour le TP11 et de 1,8% pour le TPP. 78,9% des points calculés avec le système TP11 présentent un écart inférieur à 1% alors que pour le système TPP, la proportion des points calculés avec un écart inférieur à 1% est de 100% (figure 6-3).

En analysant uniquement les trois champs recommandés par les rapports de l'ESTRO et de l'AAPM, les écarts obtenus deviennent de 1,1% pour le TP11 et de -0,5% pour le TPP. 98,3% des points calculés avec le système TP11 présentent un écart inférieur à 1%, alors que pour le système TPP la proportion des points calculés avec un écart inférieur à 1% est de 100%. Le  $\delta_1$  maximal est de -3,1% pour le TP11 et de 0,8% pour le TPP. 61,4% des points calculés avec le système TP11 présentent un écart inférieur à 1%, alors que pour le système TPP la proportion des points calculés avec un écart inférieur à 1% est de 100% (figure 6-4).

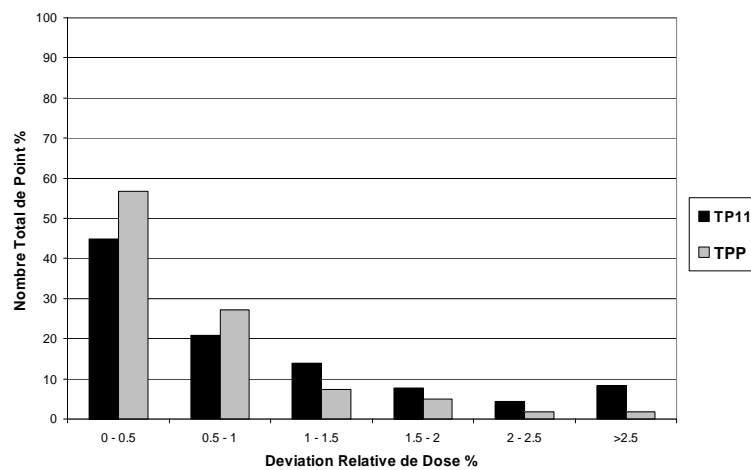


Figure 6-3 : Distribution en fréquence pour les déviations relatives de dose pour tous les champs carrés dans la région de l'axe central

Pour les doses en profondeur des champs carrés utilisés pour préparer l'unité de traitement, l'écart maximal obtenu est de 0,9% pour le système TPP et de 1,1% pour le système TP11. 99,5% des points calculés avec le système TP11 présentent un écart inférieur à 1%.

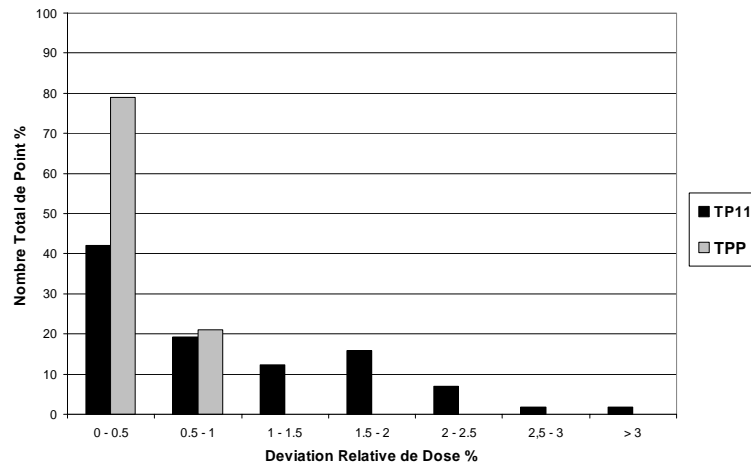


Figure 6-4 : Distribution en fréquence pour les déviations relatives de dose pour les champs carrés proposés par l'ESTRO dans la région de l'axe central

En utilisant l'analyse selon les tolérances  $\delta_1$ , la valeur maximale de la déviation est de 0.8% pour le TP11 et de 2% pour le TPP, 68.4% des points calculés avec le système TP11 présentent un écart inférieur 1% alors que pour le système TPP la proportion des points calculés avec un écart inférieur à 1% est de 92.6%.

Pour les profils de doses des champs carrés l'analyse de la région de la pénombre nous à donné un écart maximal de 6.2% pour le système TPP et de 15.3% pour le système TP11. 92.7% des points calculés avec le système TP11 présentent un écart inférieur à 10% alors que pour le système TPP la proportion est de 100% (figure 6-5). Les figures 6-6 et 6-7 présentent une analyse des écarts pour les autres régions.

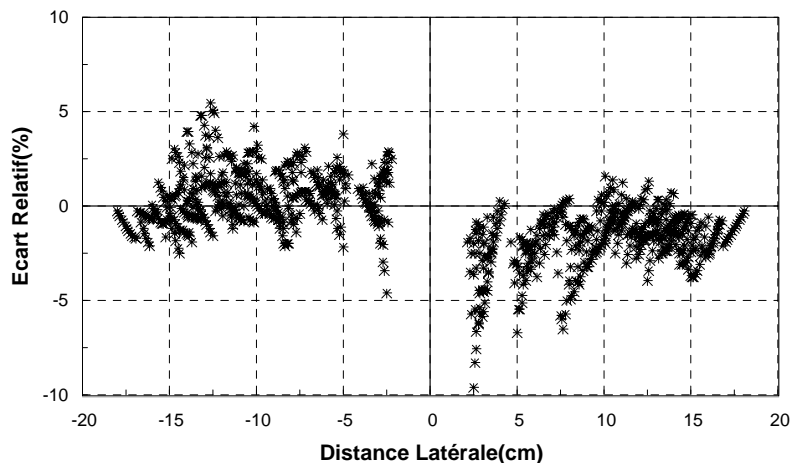


Figure 6-5 : Comparaison entre les valeurs calculées par le système TPP et mesurées dans la région de la pénombre

En utilisant l'analyse selon les tolérances  $\delta_2$ , la valeur maximale de la déviation est de 19.5% pour le TP11 et de 16.0% pour le TPP. 22% et 87.8% des points calculés avec les systèmes TP11 et TPP respectivement présentent un écart inférieur à 10% en analysant tous les champs carrés. Nous avons pris pour chaque taille de champ une dizaine de points ce qui donne un nombre total de 50points analysés dans la région de la pénombre (figure 6-8). Les figures 6-9 et 6-10 présentent une analyse des déviations pour les autres régions.

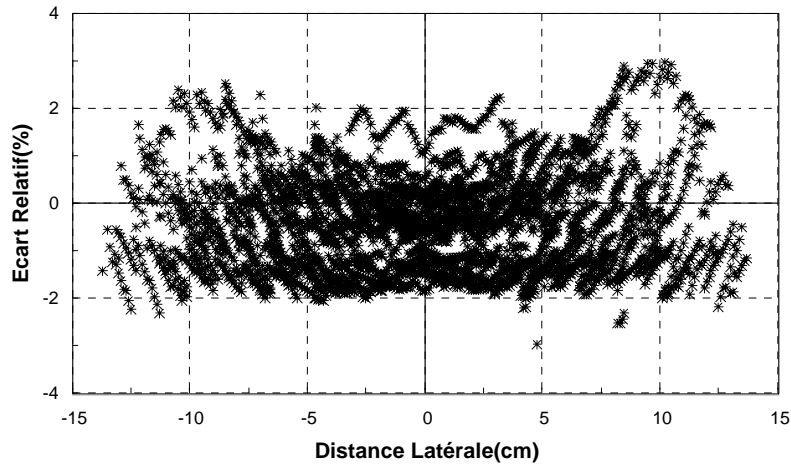


Figure 6-6 : Comparaison entre les valeurs calculées par le système TPP et mesurées dans la région loin de l'axe central

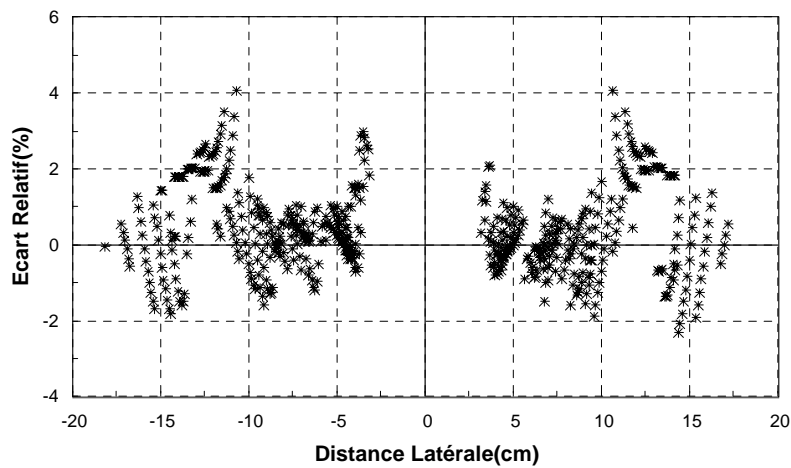


Figure 6-7 : Comparaison entre les valeurs calculées par le système TPP et mesurées dans la région hors champ

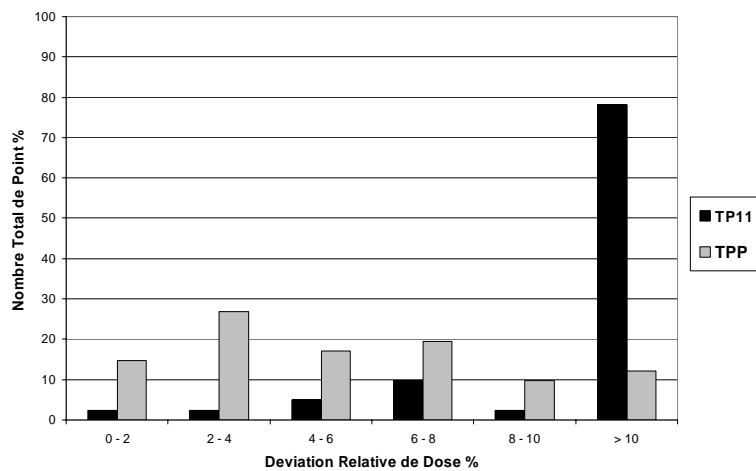


Figure 6-8 : Distribution en fréquence pour les déviations relatives de dose pour tous les champs carrés dans la région de la pénombre.

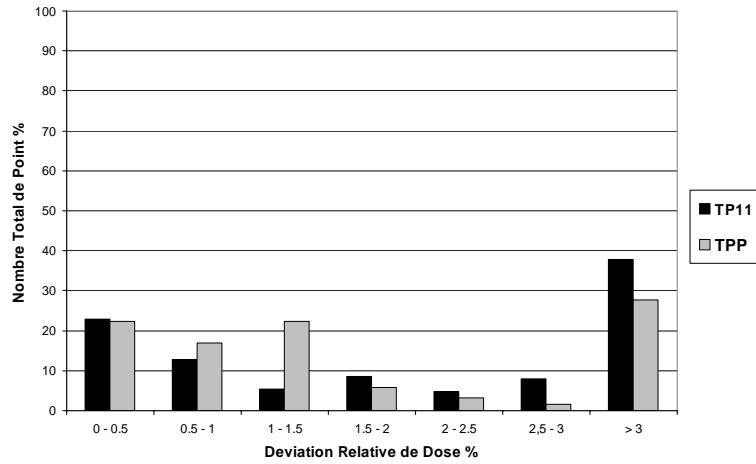


Figure 6-9 : Distribution en fréquence pour les déviations relatives de dose pour tous les champs carrés dans la région loin de l'axe central

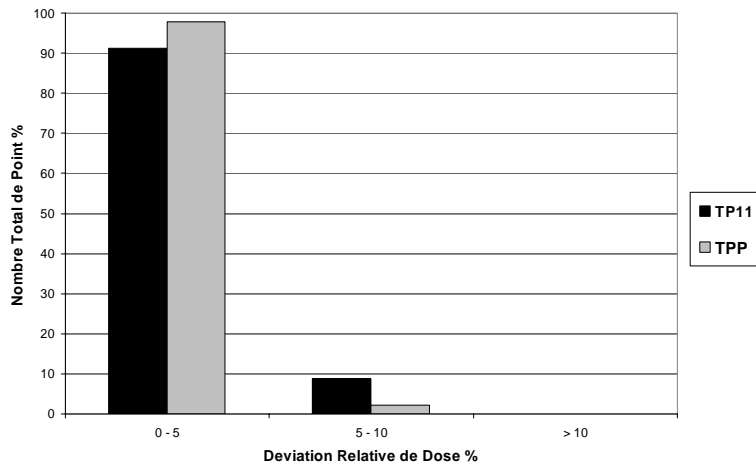


Figure 6-10 : Distribution en fréquence pour les déviations relatives de dose pour tous les champs carrés dans la région de hors champ.

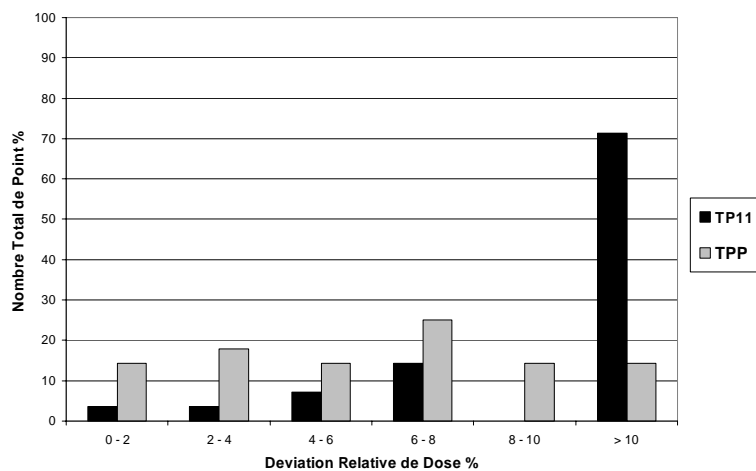


Figure 6-11 : Distribution en fréquence pour les déviations relatives de dose pour les champs carrés proposés par l'ESTRO dans la région de la pénombre.

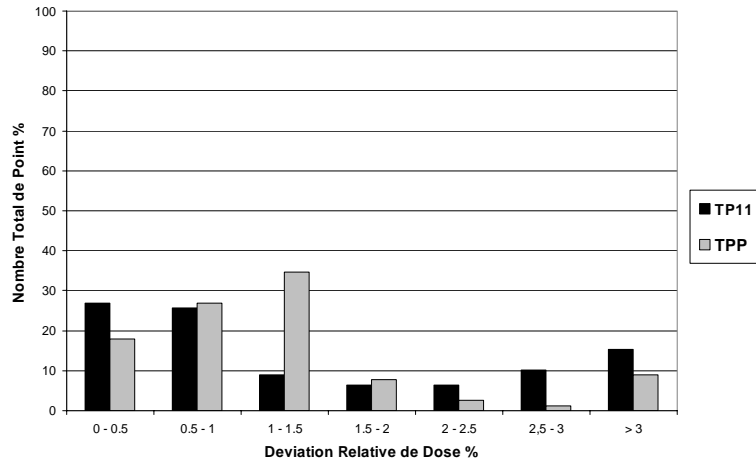


Figure 6-12 : Distribution en fréquence pour les déviations relatives de dose pour les champs carrés proposés par l'ESTRO dans la région loin de l'axe central

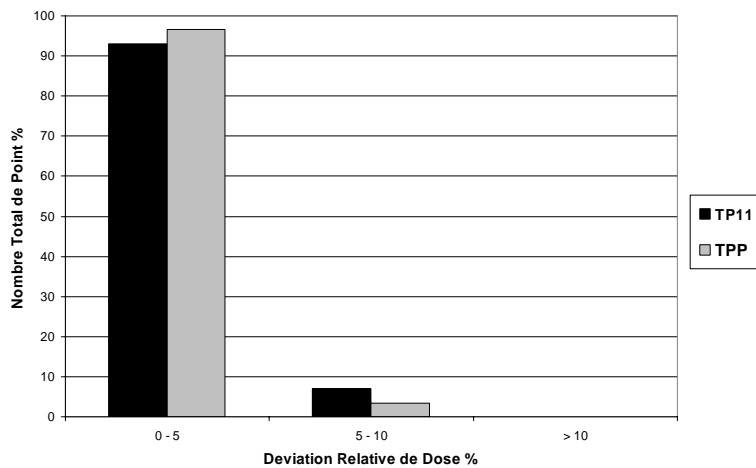


Figure 6-13 : Distribution en fréquence pour les déviations relatives de dose pour les champs carrés proposés par l'ESTRO dans la région hors champ.

Pour les tailles de champs recommandées par l'ESTRO, l'écart maximal est de 6.2% pour le système TPP et de 15.3% pour le système TP11. 92.9% des points calculés avec le système TP11 et la totalité de ceux calculés par le système TPP présentent un écart inférieur à 10%. En utilisant l'analyse selon les tolérances  $\delta_2$ , la valeur maximale de la déviation est de 21.9% pour le TP11 et de 16% pour le TPP (figure 6-11). Les déviations pour les autres régions sont données par les figures 6-12 et 6-13.

## II. 2 Test 2 : champs rectangulaires à DSP = 80cm

La comparaison des doses en profondeurs calculées par le système de planning de traitement TPP et celles mesurées est représentée par la figure 6-14.

La figure 6-15 illustre les profils de dose calculés (TPP) et mesurés à différentes profondeurs pour une taille de champ de 10 cm x 20cm.

Pour les doses en profondeur des champs rectangulaires l'écart maximal obtenu est de -1.6% pour le système TPP (figure 6-16) et de 2.4% pour le système TP11. 54.8% des points calculés avec le système TP11 présentent un écart inférieur 1% alors que pour le système TPP la proportion est de 86.9%.

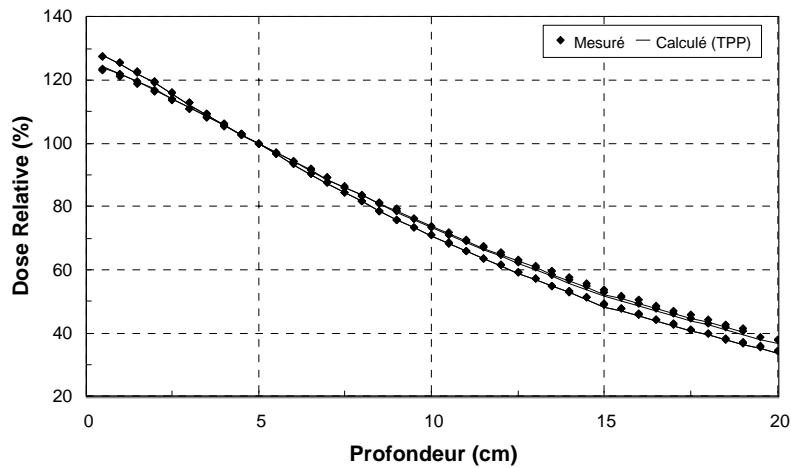


Figure 6-14 : Variation des doses calculée et mesurée en fonction de la profondeur des champs rectangulaires

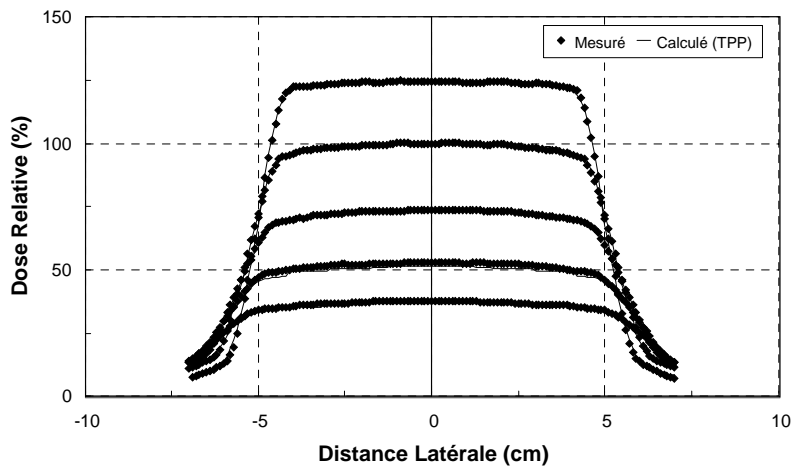


Figure 6-15 : Comparaison des profils de dose calculés et mesurés pour une taille de champs de 10 cm x 20cm.

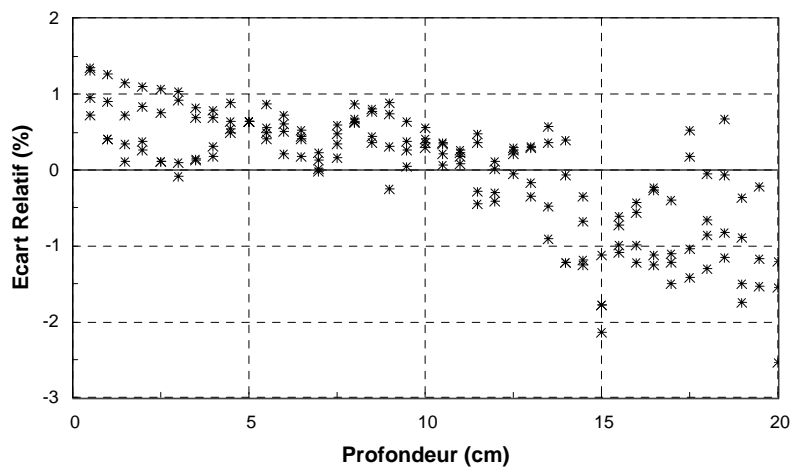


Figure 6-16 : Comparaison entre les valeurs calculées par le système TPP et mesurées dans la région de l'axe central

En utilisant l'analyse selon les tolérances  $\delta_1$ , la valeur maximale de la déviation est de -4% pour le TP11 et de -3.5% pour le TPP. 32.6% et 61.1% des points calculés avec le système TP11 et TPP présentent un écart inférieur à 1% (figure 6-17).

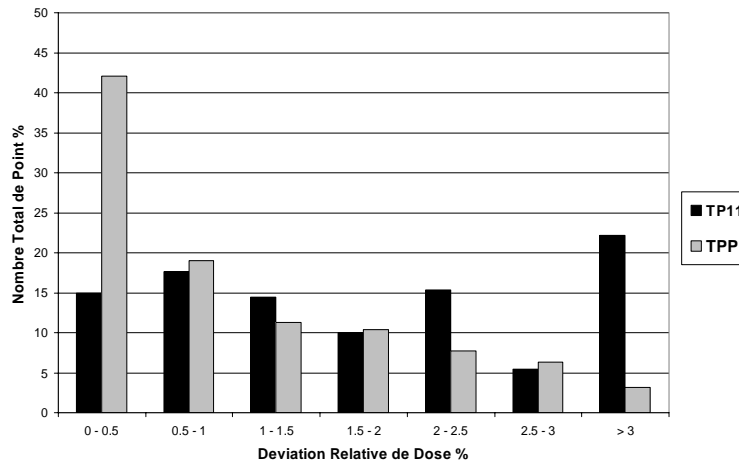


Figure 6-17 : Distribution en fréquence pour les déviations relatives de dose pour tous les champs rectangulaires dans la région de l'axe central

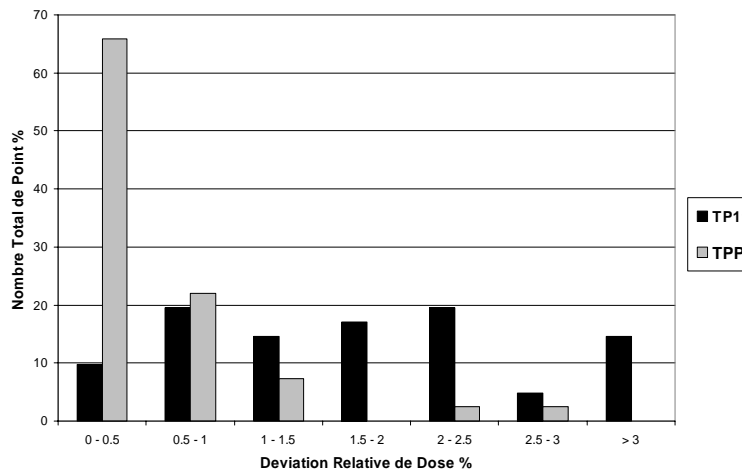


Figure 6-18 : Distribution en fréquence pour les déviations relatives de dose pour les champs rectangulaires proposés par l'ESTRO dans la région de l'axe central

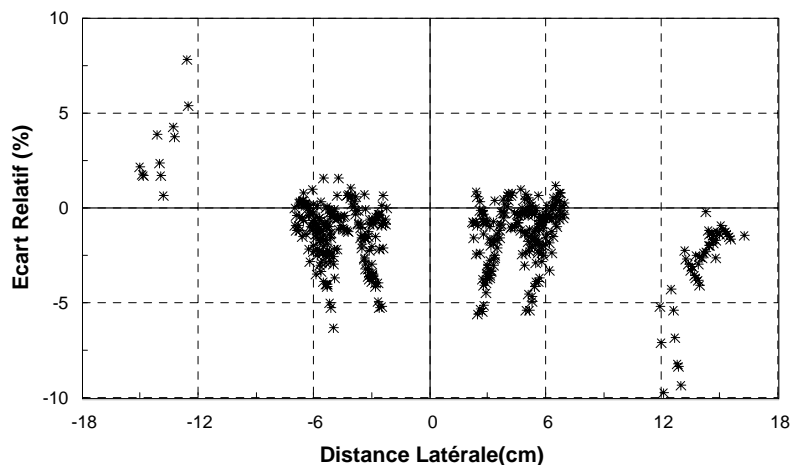


Figure 6-19 : Comparaison entre les valeurs calculées par le système TPP et mesurées dans la région de la pénombre

En analysant uniquement les deux champs recommandés par le rapport de l'ESTRO, les écart obtenus deviennent de 1.5% pour le TP11 et de 1.1% pour le TPP. Le  $\delta_1$  maximal est de -

3.9% pour le TP11 et de -2.8% pour le TPP. 29.7% des points calculés avec le système TP11 présentent un écart inférieur à 1% alors que pour le système TPP la proportion des points calculés avec un écart inférieur à 1% est de 87.8% (figure 6-18).

L'analyse de la région de la pénombre pour les profils de doses des champs rectangulaires, nous donne un écart maximal de -9.7% pour le système TPP (figure 6-19) et de 9% pour le système TP11. La totalité des points analysés avec les systèmes TP11 et TPP présentent un écart inférieur 10%. Les écarts dans les autres régions des profils de doses sont illustrés dans les figures 6-20 et 6-21.

En analysant les déviations de dose selon les recommandation de l'ESTRO, la valeur maximale est de -9.3% pour le TP11 et de 7.1% pour le TPP. En analysant tous les champs rectangulaires, 60.3% des points calculés avec le système TP11 et 83.6% de ceux calculés par le système TPP satisfont au critère de tolérance  $\delta_2$  (figure 6-22). Pour cette analyse, nous avons pris 80 points de la région de la pénombre. Les figures 6-23 et 6-24 illustrent la distribution en fréquence pour les déviations relatives pour tous les champs rectangulaires dans les autres régions

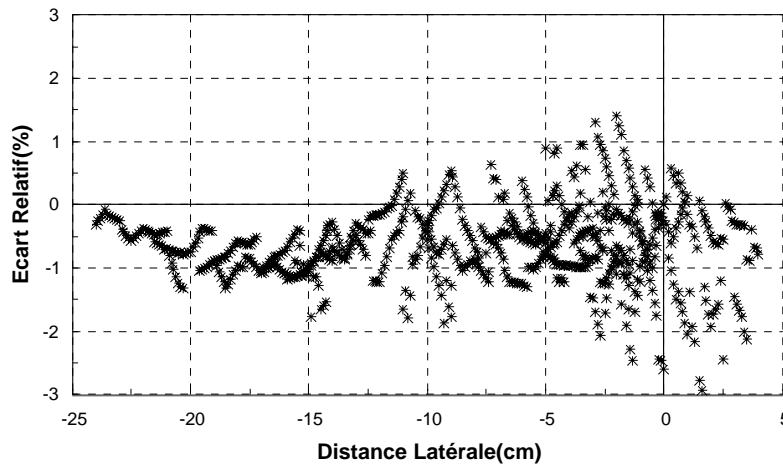


Figure 6-20 : Comparaison entre les valeurs calculées par le système TPP et mesurées dans la région loin de l'axe central ( $\delta_3$ )

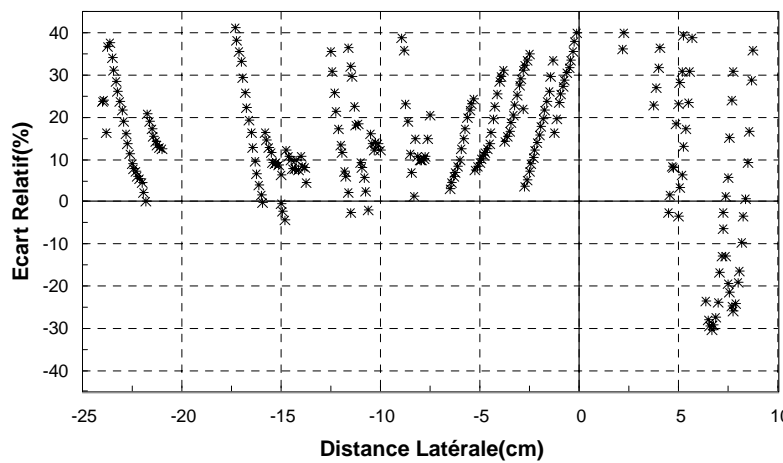


Figure 6-21 : Comparaison entre les valeurs calculées par le système TPP et mesurées dans la région hors champ ( $\delta_4$ )

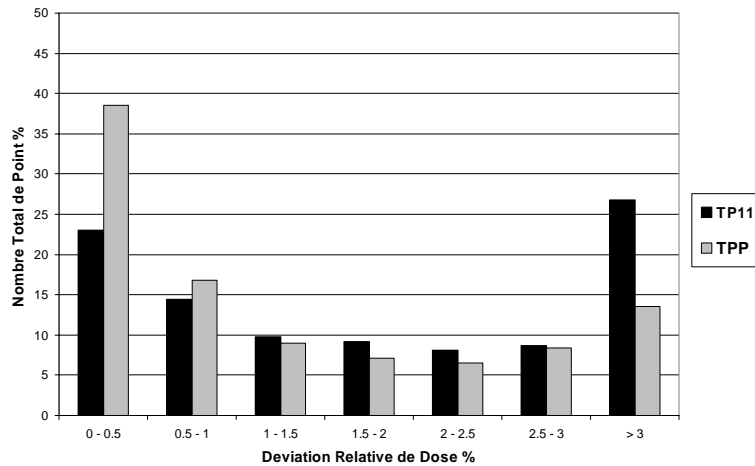


Figure 6-22 : Distribution en fréquence pour les déviations relatives de dose pour tous les champs rectangulaires dans la région de la pénombre.

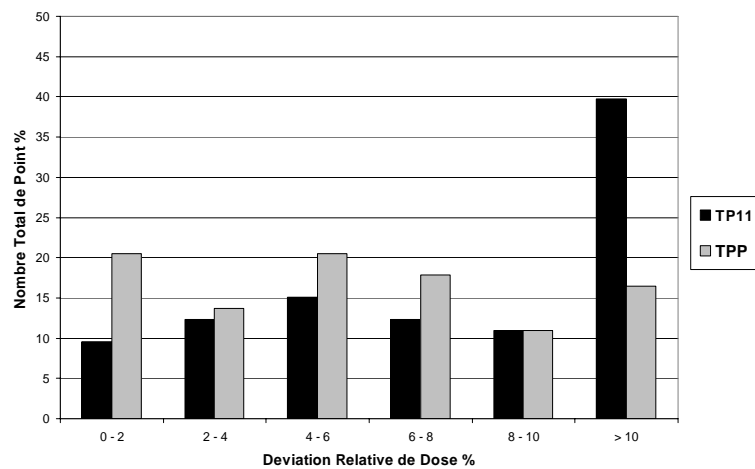


Figure 6-23 : Distribution en fréquence pour les déviations relatives de dose pour tous les champs rectangulaires dans la région loin de l'axe central.

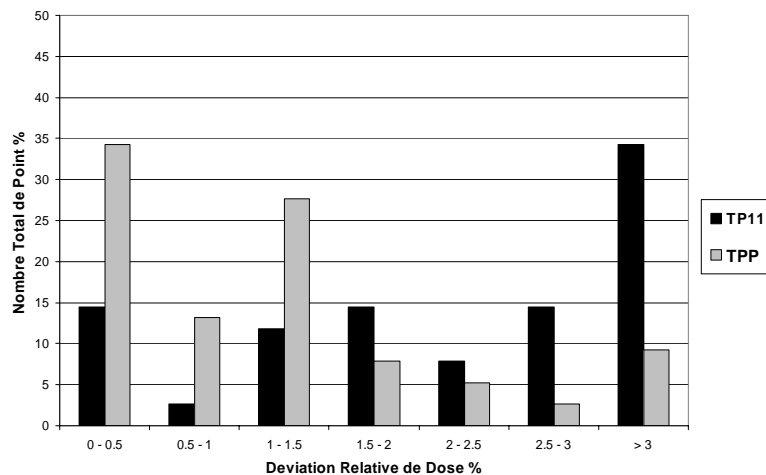


Figure 6-24 : Distribution en fréquence pour les déviations relatives de dose pour tous les champs rectangulaires dans la région hors champ.

En analysant uniquement les tailles de champs recommandées par l'ESTRO, l'écart maximal obtenu est de 5.1% pour le système TPP et de 18.1% pour le système TP11. 84.6% des points calculés avec le système TP11 présentent un écart inférieur à 10% alors que pour le système TPP la proportion est de 100%. Pour l'analyse selon les tolérances  $\delta_2$ , la valeur maximale de

la déviation est de -16.1% pour le TP11 et de -5.1% pour le TPP. Le critère de tolérance est satisfait par 23.1% et 92.3% des points calculés par les systèmes TP11 et TPP respectivement (figure 6-25). Pour les autres régions constituant les profils des doses les déviations sont représentés par les figures 6-26 et 6-27.

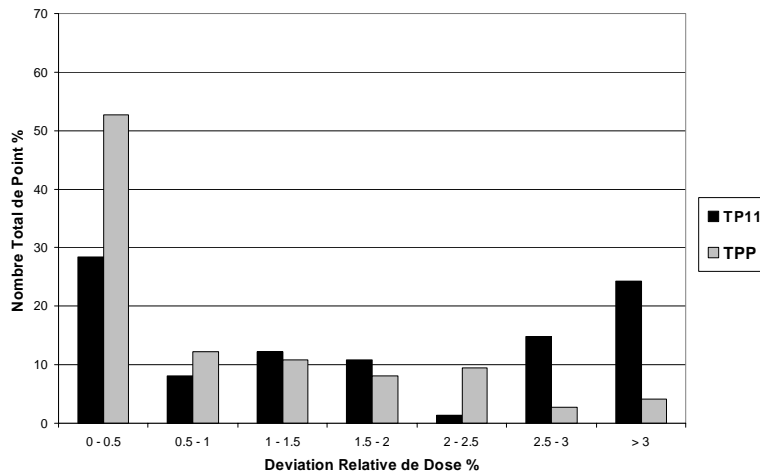


Figure 6-25 : Distribution en fréquence pour les déviations relatives de dose pour tous les champs rectangulaires dans la région de la pénombre

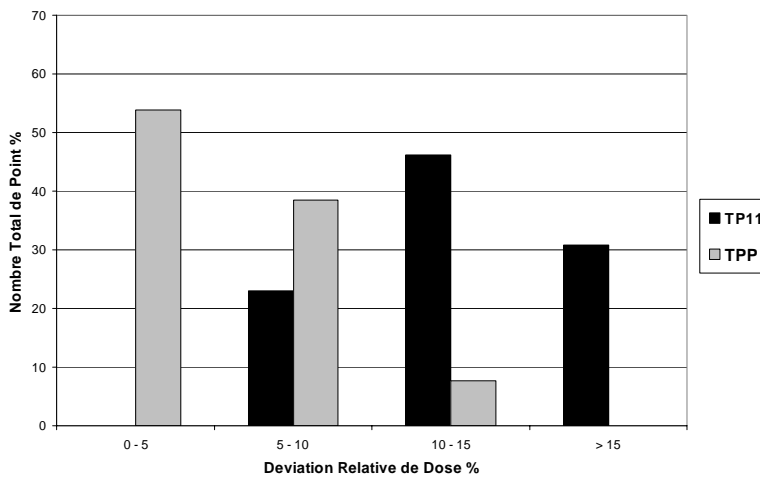


Figure 6-26 : Distribution en fréquence pour les déviations relatives de dose pour les champs carrés proposés par l'ESTRO dans la région loin de l'axe central.

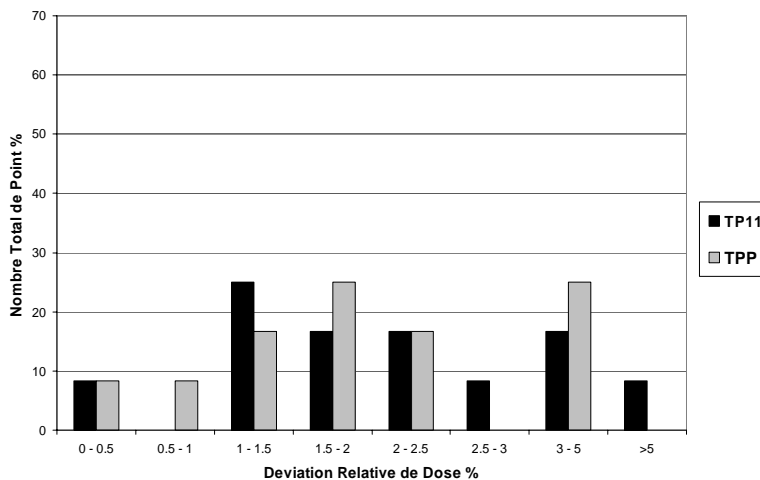


Figure 6-27 : Distribution en fréquence pour les déviations relatives de dose pour les champs carrés proposés par l'ESTRO dans la région hors champ

### II. 3 Test 3 : incidence oblique

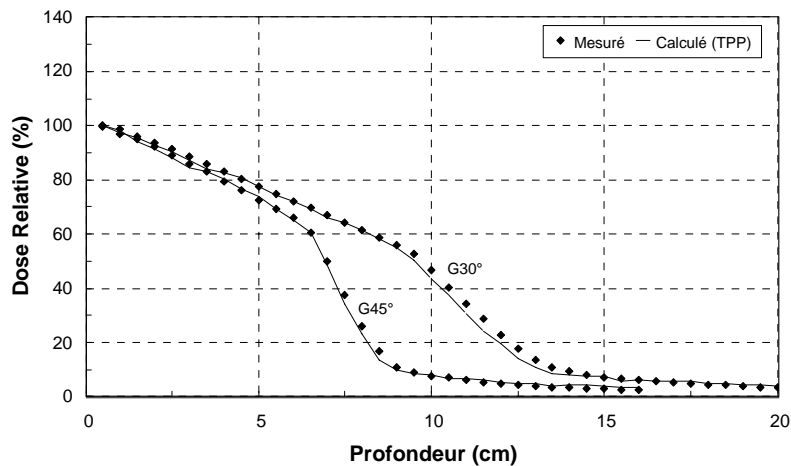


Figure 6-28 : Variation des doses en profondeur calculées et mesurées pour différentes incidences 30° et 45°

Pour les doses en profondeur des incidences obliques (figure 6-28) l'écart maximal obtenu est de -2.1% pour le système TPP et de 2.5% pour le système TP11. En utilisant l'analyse selon les tolérances  $\delta_1$ , la valeur maximale de la déviation est de -3.8% pour le TP11 et de -4.0% pour le TPP (figure 6-29).

En analysant uniquement le champ recommandé par le rapport de l'ESTRO, les écart obtenus deviennent de 2.3% pour le TP11 et de 1.3% pour le TPP. La proportion de points calculés avec un écart inférieur à 1% est de 28.6% pour le système TP11 et de 71.4% pour le système TPP. La déviation relative maximale  $\delta_1$  est de -3.2% pour le TP11 et de -1.5% pour le TPP (figure 6-30).

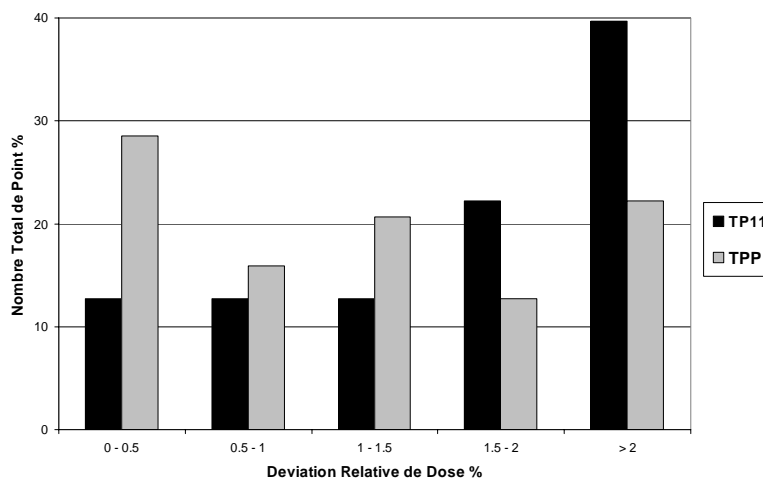


Figure 6-29 : Distribution en fréquence pour les déviations relatives de dose pour tous les champs en incidences obliques dans la région de l'axe central

L'analyse de la région de la pénombre des profils de doses des champs en incidence oblique, nous a donné un écart maximal de -6.6% pour le système TPP et de 12.2% pour le système TP11. 87.8% des points calculés avec le système TP11 présentent un écart inférieur 10%.

La valeur maximale de la déviation dans la région de la pénombre est de -19.4% pour le TP11 et de -7.3% pour le TPP. 36.6% des points calculés avec le système TP11 présentent un écart inférieur 10% alors que pour le système TPP cette proportion est de 85.4% en analysant tous les champs (figure 6-31).

Les figures 6-32 et 6-33 représentent la distribution en fréquence pour les déviations relatives de dose pour tous les champs en incidences obliques dans les autres régions.

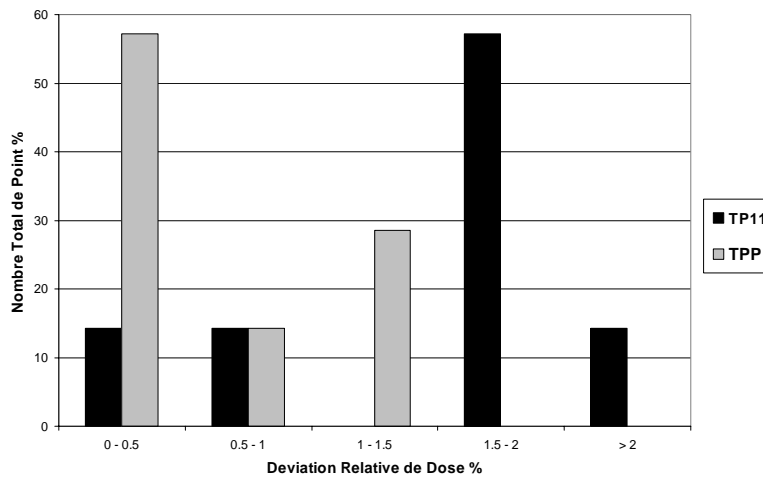


Figure 6-30 : Distribution en fréquence pour les déviations relatives de dose pour les champs en incidences obliques proposés par l'ESTRO dans la région de l'axe central

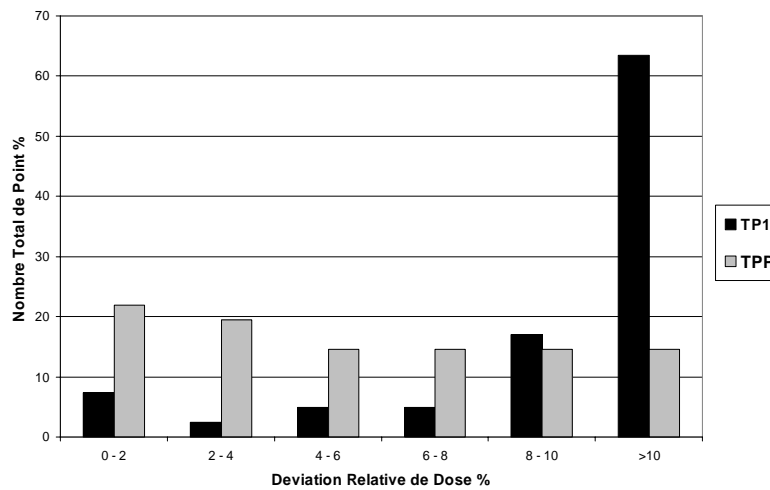


Figure 6-31 : Distribution en fréquence pour les déviations relatives de dose pour les tous les champs en incidences obliques dans la région de la pénombre

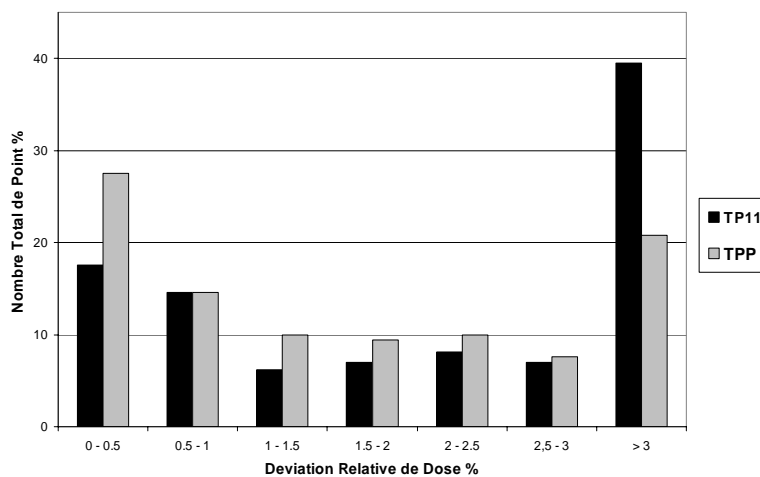


Figure 6-32 : Distribution en fréquence pour les déviations relatives de dose pour les tous les champs en incidences obliques dans la région loin de l'axe central

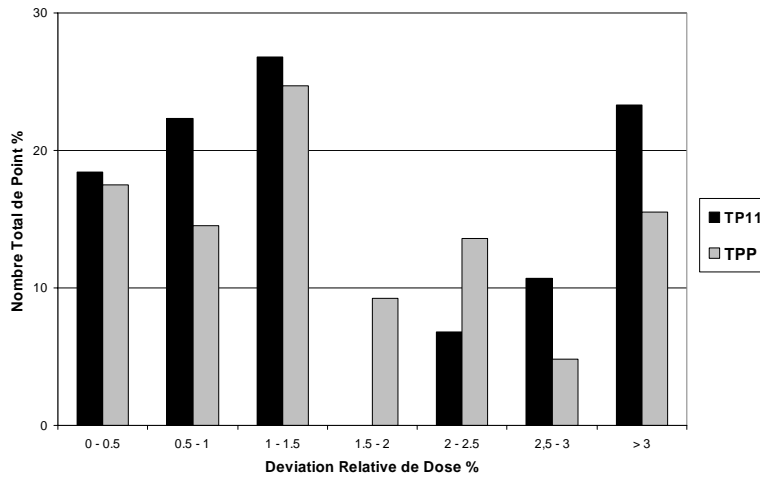


Figure 6-33 : Distribution en fréquence pour les déviations relatives de dose pour les tous les champs en incidences obliques dans la région hors champ

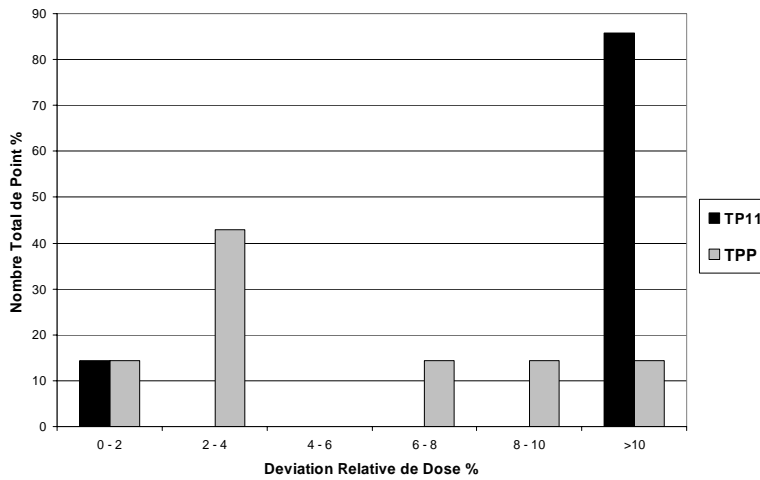


Figure 6-34 : Distribution en fréquence pour les déviations relatives de dose pour le champ en incidence oblique proposés par l'ESTRO dans la région de la pénombre

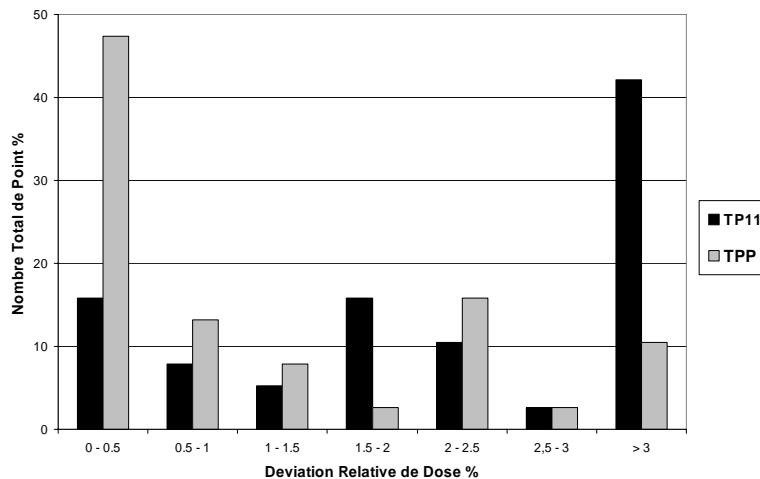


Figure 6-35 : Distribution en fréquence pour les déviations relatives de dose pour le champ en incidence oblique proposés par l'ESTRO dans la région loin de l'axe central.

Si nous nous limitons à la taille de champ recommandée par l'ESTRO (figures 6-34 et 6-35), l'écart maximal est de 4.8% pour le système TPP et de 12.2% pour le système TP11. La majorité des points (>70%) calculés par les deux satisfont aux critères de tolérance. La valeur

maximale de la déviation est de -16.9% pour le TP11 et de 12.1% pour le TPP. 14.3% des points calculés avec le système TP11 présentent un écart inférieur 10% alors que pour le système TPP la proportion des points calculés avec un écart inférieur à 10% est de 85.7% (figure 6-34). L'analyse des autres régions a donné les résultats qui sont représentés par les figures 6-35 et 6-36.

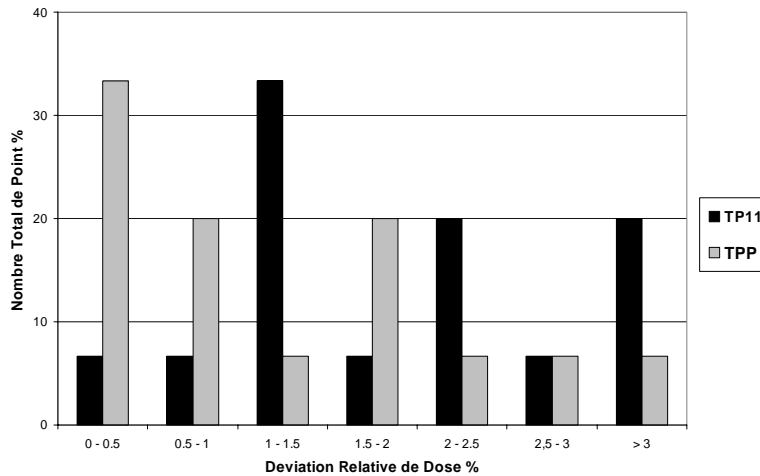


Figure 6-36 : Distribution en fréquence pour les déviations relatives de dose pour le champ en incidence oblique proposés par l'ESTRO dans la région hors champ

#### II. 4 Test 4 : champs ouverts à DSP variables

Pour les doses en profondeur des champs qui ont des DSP autres que la distance isocentrique (figures 6-37 à 6-39), l'écart maximal obtenu est de 1.2% pour le système TP11 et de -2.1% pour le système TPP (figure 6-40). 92.9% des points calculés avec le système TPP présentent un écart inférieur 2% alors que pour le système TP11 la proportion des points calculés avec un écart inférieur à 2% est de 88.1%.

En utilisant l'analyse selon les tolérances  $\delta_1$ , la valeur maximale de la déviation est de -4.1% pour le TPP et de -2.7% pour le TP11. La distribution des déviations relatives pour tous les champs dans la région de l'axe central est donnée par la figure 6-41

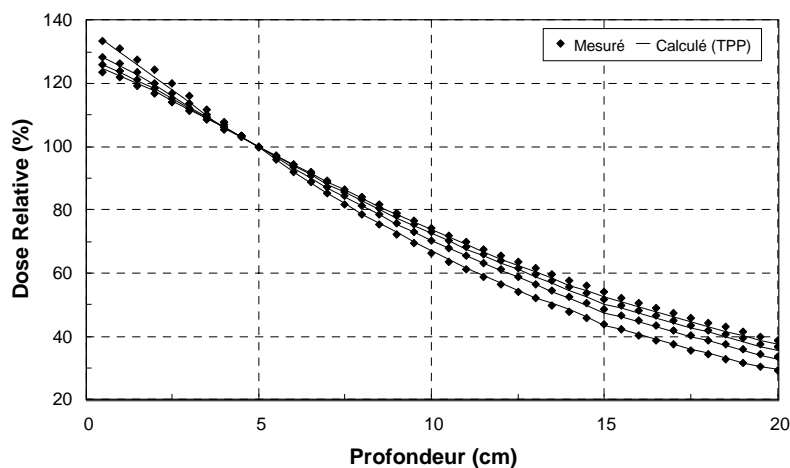


Figure 6-37 : Variation des doses calculée et mesurée en fonction de la profondeur pour une DSP de 70 cm

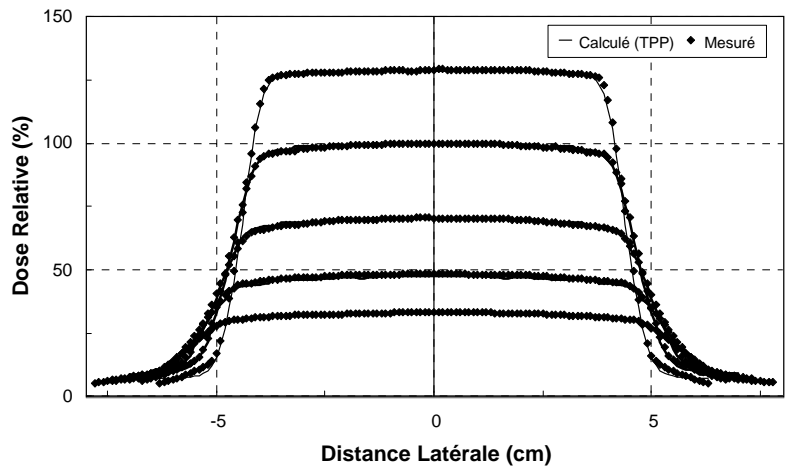


Figure 6-38 : Comparaison entre les profils de dose calculées et mesurés pour une taille de champ de 10 cm x 10 cm à une DSP de 70 cm.

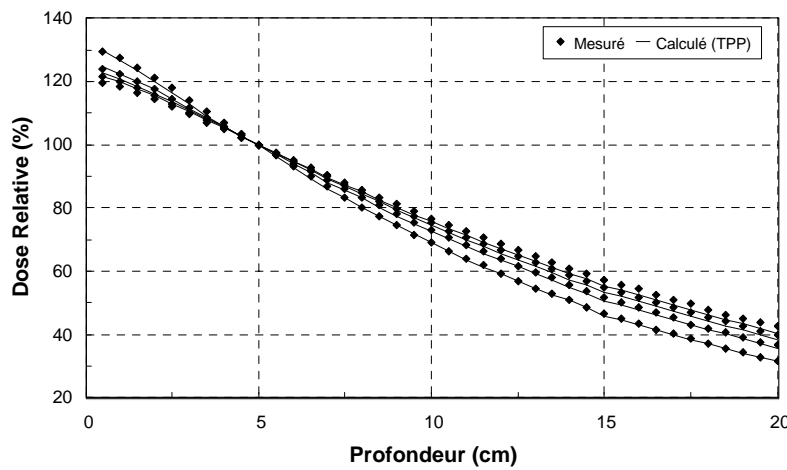


Figure 6-39 : Variation des doses calculée et mesurée en fonction de la profondeur pour une DSP 85 cm.

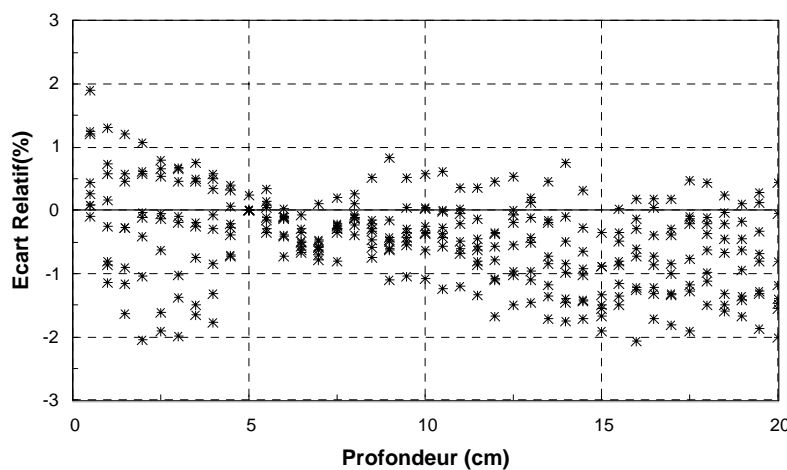


Figure 6-40 : Comparaison entre les valeurs calculées par le système TPP et mesurées dans la région de l'axe central ( $\delta 1$ )

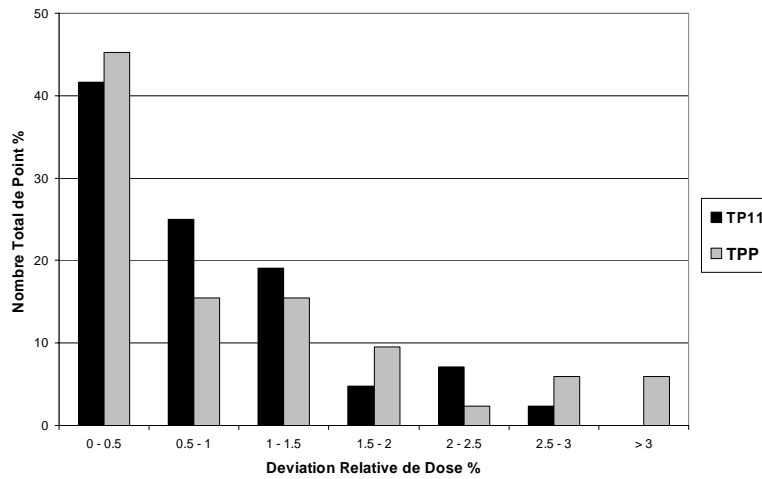


Figure 6-41 : Distribution en fréquence pour les déviations relatives de dose pour les tous les champs en DSP variable dans la région de l'axe central

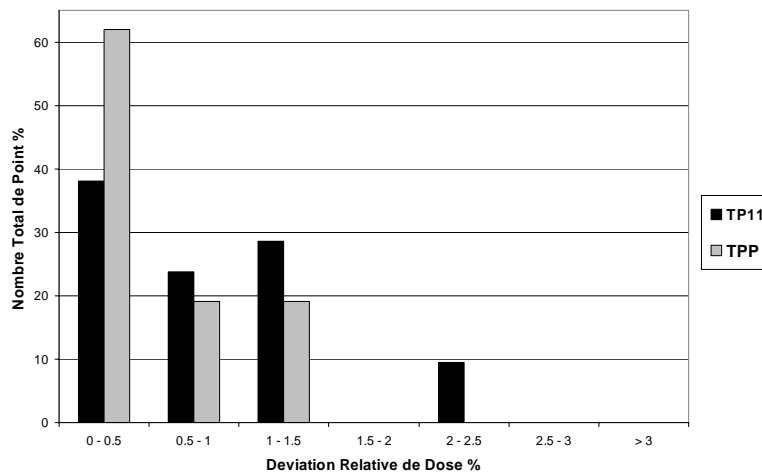


Figure 6-42 : Distribution en fréquence pour les déviations relatives de dose pour les champs en DSP variable proposés par l'ESTRO dans la région de l'axe central

En analysant uniquement le champ recommandé par le rapport de l'ESTRO, les écarts obtenus deviennent de -0.8% pour le TP11 et de 0.7% pour le TPP, la totalité des points calculés avec les deux systèmes présentent un écart inférieur à 1%. Le  $\delta_1$  maximal est de 2.3 pour le TP11 et de -1.3% pour le TPP. Plus des 2/3 des points calculés avec les deux systèmes présentent un écart inférieur à 1% (figure 6-42). Pour les profils de doses, l'analyse de la région de la pénombre nous a donné un écart maximal de -7.7% pour le système TP11 et de -8.8% pour le système TPP. 100% des points calculés avec les deux systèmes présentent un écart inférieur à 10%.

En utilisant l'analyse selon les tolérances  $\delta_2$ , la valeur maximale de la déviation est de 13.9% pour le TP11 et de 18.8% pour le TPP, aucun point calculé avec les deux systèmes ne présente un écart inférieur 10% pour tous les champs. (Figure 6-43).

Les figures 6-44 et 6-45 représentent les distributions en fréquence pour les déviations relatives de dose pour les tous les champs en DSP variable dans les autres régions.

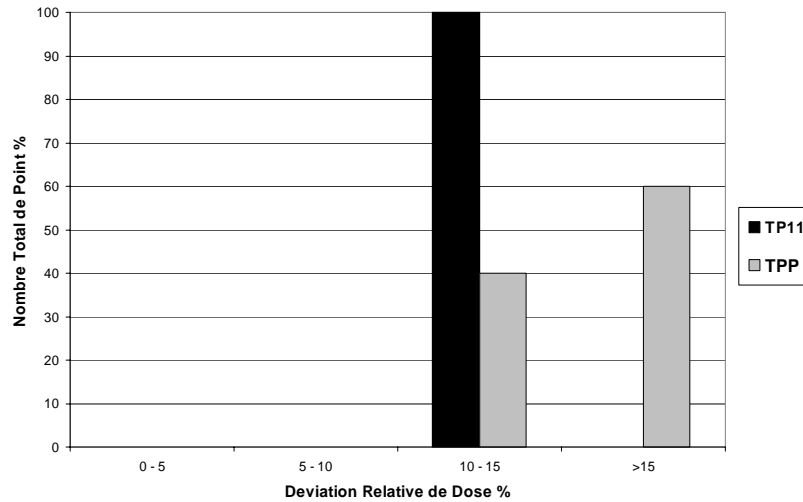


Figure 6-43 : Distribution en fréquence pour les déviations relatives de dose pour les tous les champs en DSP variable dans la région de la pénombre

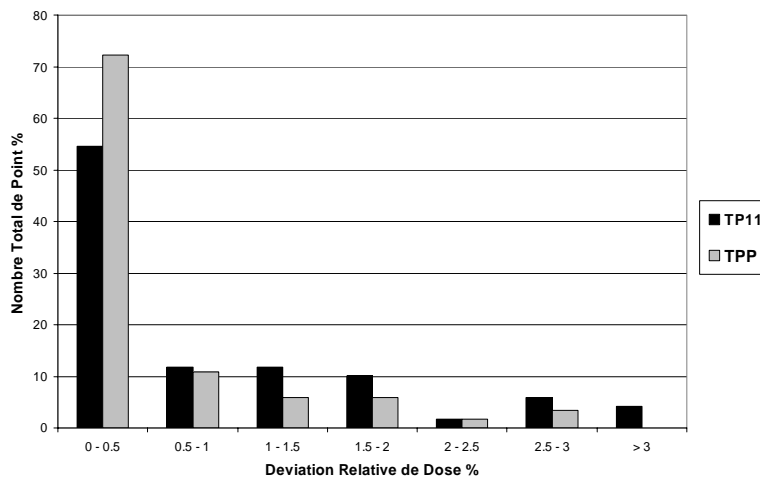


Figure 6-44 : Distribution en fréquence pour les déviations relatives de dose pour les tous les champs en DSP variable dans la région loin de l'axe central

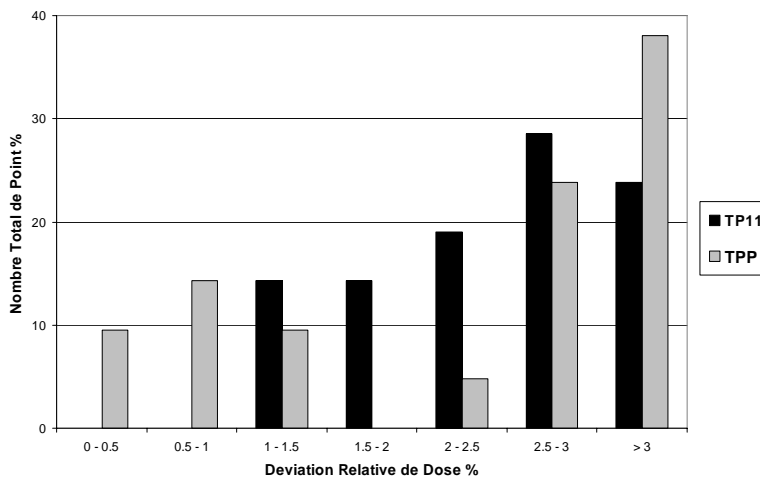


Figure 6-45 : Distribution en fréquence pour les déviations relatives de dose pour les tous les champs en DSP variable dans la région hors champ

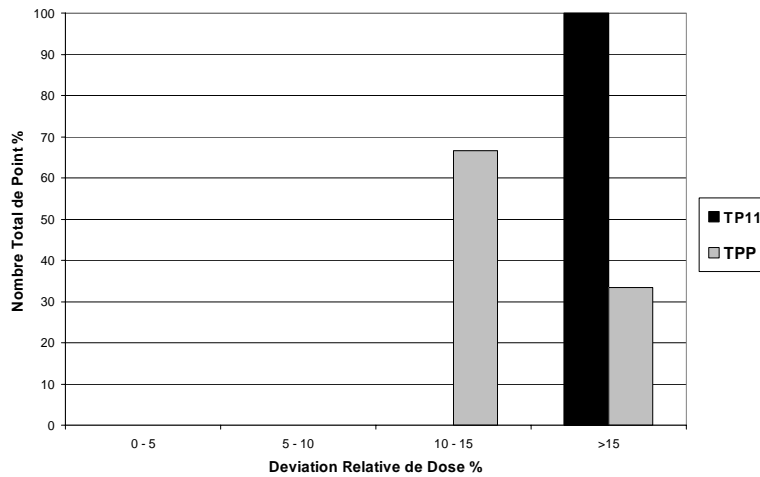
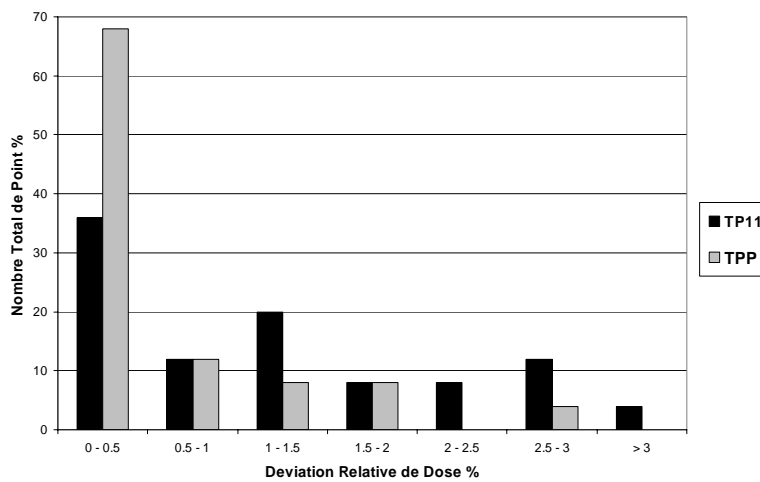
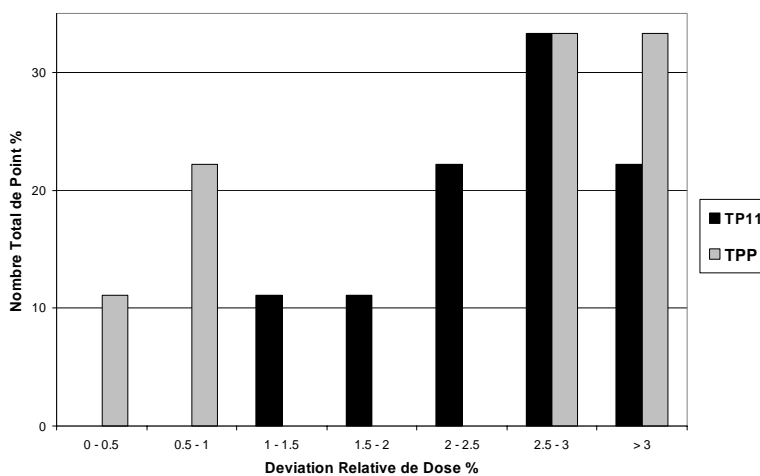


Figure 6-46 : Distribution en fréquence pour les déviations relatives de dose pour les champs en DSP variable proposés par l'ESTRO dans la région de la pénombre



6-47 : Distribution en fréquence pour les déviations relatives de dose pour les champs en DSP variable proposés par l'ESTRO dans la région loin de l'axe central



6-48 : Distribution en fréquence pour les déviations relatives de dose pour les champs en DSP variable proposés par l'ESTRO dans la région hors champ

Pour la taille de champ recommandée par l'ESTRO, l'écart maximal de -6.4% pour le système TP11 et de -3.7% pour le système TPP. La totalité des points calculés avec les deux systèmes présentent un écart inférieur à 10%. En utilisant l'analyse selon les tolérances  $\delta_2$ , la valeur maximale de la déviation est de 23.9% pour le TP11 et de 15.1% pour le TPP. Tous les points calculés par les deux systèmes présentent un écart supérieur à 10% (figure 6-46).

Pour les autres régions, la distribution en fréquence pour les déviations relatives de dose pour le champ en DSP variable proposé par l'ESTRO sont illustrées dans les figures 6-47 et 6-48

### II. 5 Test 5 : champs avec filtres en coin

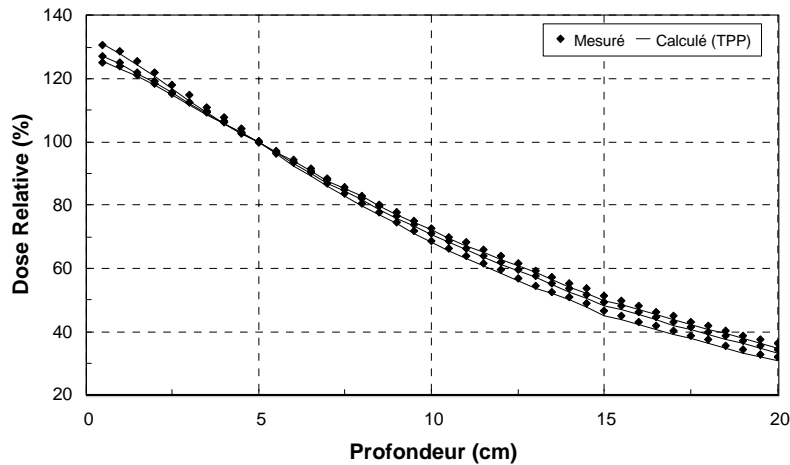


Figure 6-49 : Rendement de doses en profondeur calculée et mesurée pour un filtre en coin de 30° et différentes tailles de champ.

La figure 6-49 montre la comparaison entre les courbes de dose en profondeur calculées et mesurées pour différents champs carrés en présence d'un filtre en coin de 30°. L'écart maximal obtenu est de 2.4% pour le système TP11 et de 1.6% pour le système TPP. En utilisant l'analyse selon les tolérances  $\delta_1$ , la valeur maximale de la déviation est de -3.6% pour le TPP et de -5.6% pour le TP11 (figure 6-50).

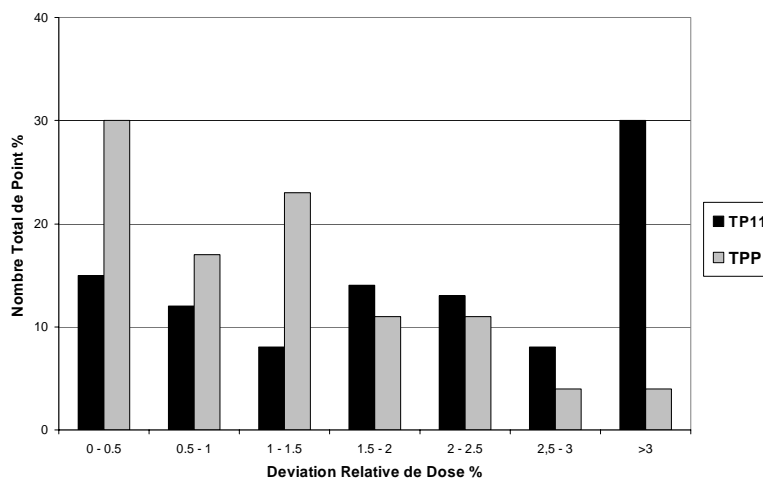


Figure 6-50 : Distribution en fréquence pour les déviations relatives de dose pour les tous les champs avec un filtre en coin dans la région de l'axe central

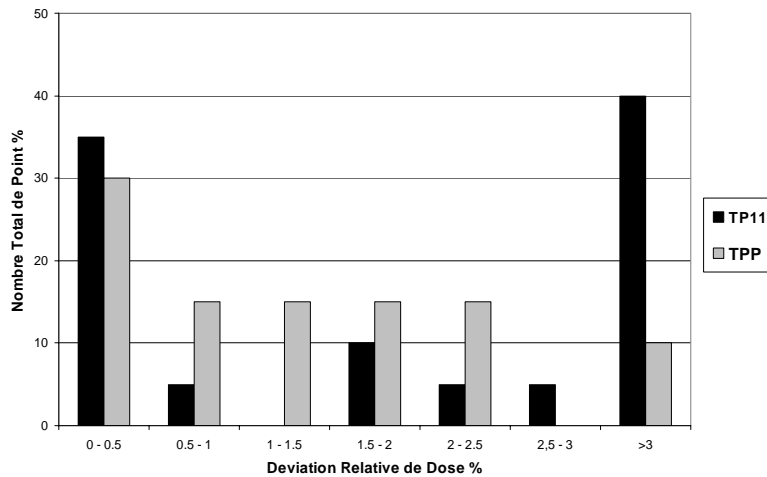


Figure 6-51 : Distribution en fréquence pour les déviations relatives de dose pour les champs avec un filtre en coin proposés par l'ESTRO dans la région de l'axe central

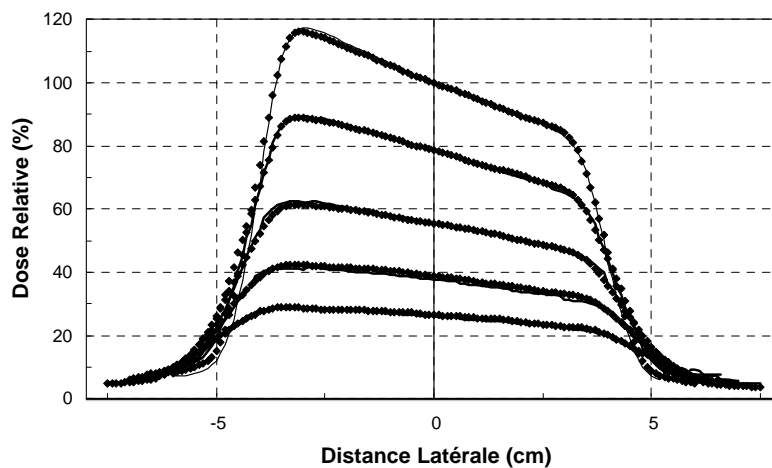


Figure 6-52 : Profils de dose mesurées et calculées pour les filtres en coin 30°

En analysant uniquement le filtre en coin et la taille du champ recommandé par le rapport de l'ESTRO, les écarts obtenus deviennent de 1.7% pour le TP11 et de 1.9% pour le TPP, 45% des points calculés avec le système TP11 présentent un écart inférieur à 2% alors que pour le système TPP la proportion est de 85%.

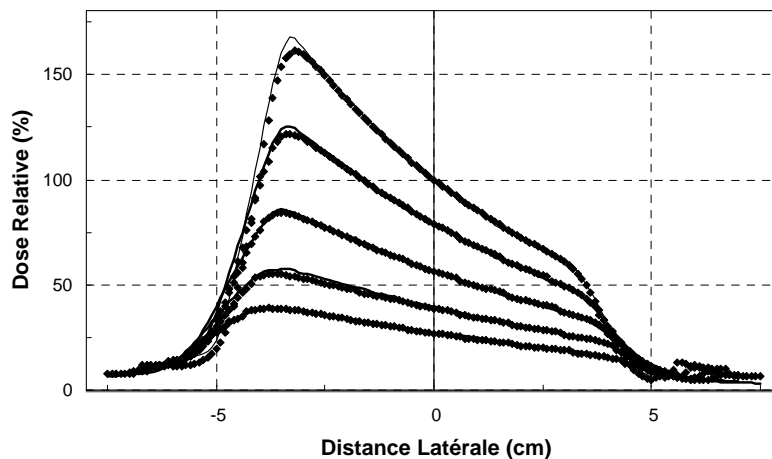


Figure 6-53 : Profils de dose mesurées et calculées pour les filtres en coin 45°

Le  $\delta_1$  maximal est de -5.4% pour le TP11 et de -4.5% pour le TPP. 50.0% des points calculés avec le système TP11 et 75% de ceux calculés avec le système TPP présentent un écart inférieur à 2% (figure 6-51).

Les figures 6-52 et 6-53 représentent les profils de dose mesurés et calculés par le système TPP pour les filtres en coin 30° et 45°. L'analyse des profils de doses dans la région de la pénombre nous a donné un écart maximal de 3.8% pour le système TPP et de 15.9% pour le système TP11. Plus de 97% des points calculés avec les deux systèmes présentent un écart inférieur à 15%.

En utilisant l'analyse selon les tolérances  $\delta_2$ , la valeur maximale de la déviation est de -20.6% pour le TP11 et de 9.5% pour le TPP, 94.6% des points calculés avec le système TP11 présentent un écart inférieur 15% alors que pour le système TPP la proportion est de 100% en analysant tous les champs. Nous avons pris un nombre total de 41 points se trouvant dans la région de la pénombre (figure 6-54).

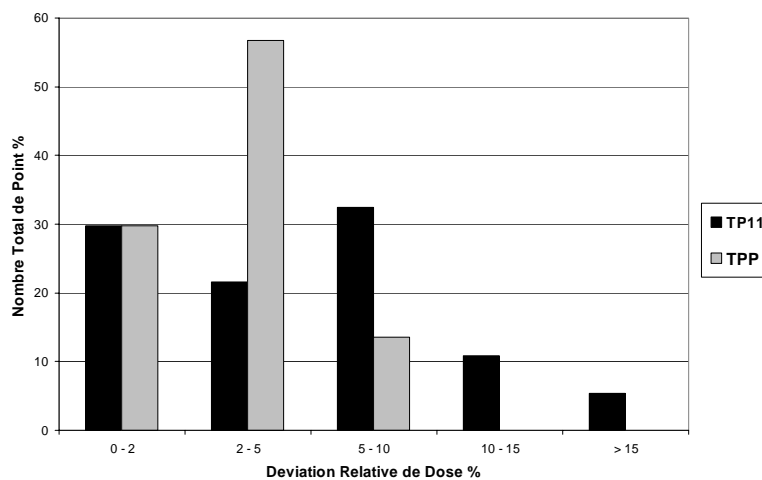


Figure 6-54 : Distribution en fréquence pour les déviations relatives de dose pour les tous les champs avec un filtre en coin dans la région de la pénombre

Pour les autres régions, la distribution en fréquence pour les déviations relatives de dose pour les tous les champs avec un filtre en coin sont représentées dans les figures 6-55 et 6-56.

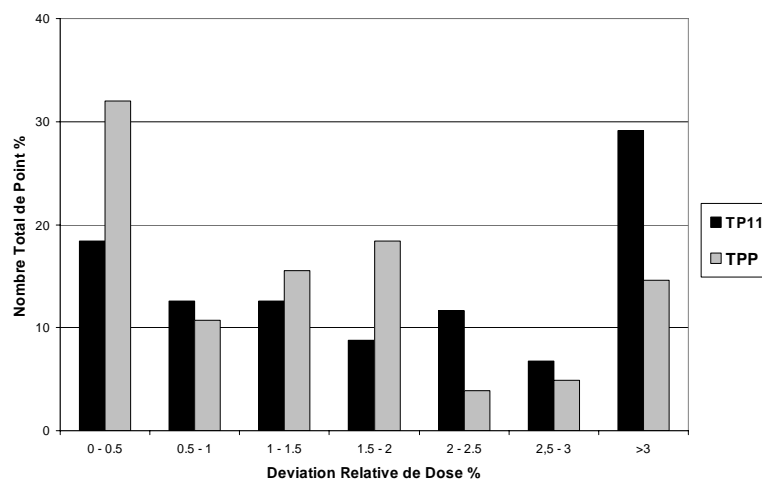


Figure 6-55 : Distribution en fréquence pour les déviations relatives de dose pour les tous les champs avec un filtre en coin dans la région loin de l'axe central

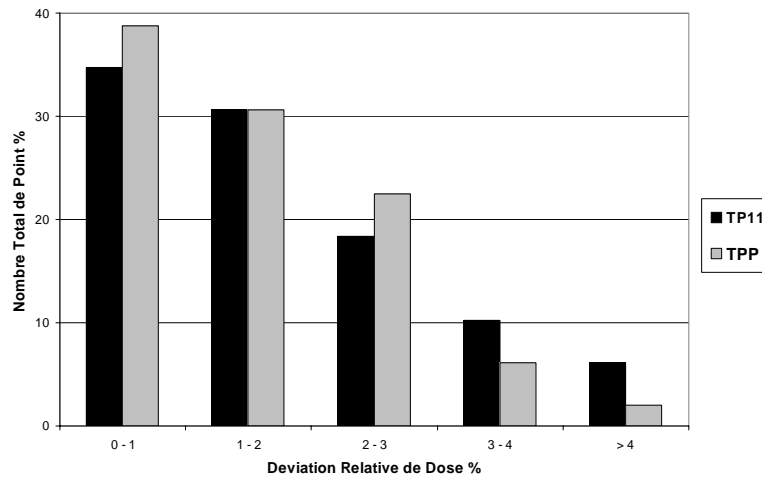


Figure 6-56 : Distribution en fréquence pour les déviations relatives de dose pour les tous les champs avec un filtre en coin dans la région hors champ

L'analyse du filtre en coin et la taille du champ recommandées par l'ESTRO nous donne un écart maximal de -12.1% pour le système TPP et de 12.2% pour le système TP11. 100% des points calculés avec les deux systèmes présentent un écart inférieur à 15%. En utilisant l'analyse selon les tolérances  $\delta_2$ , la valeur maximale de la déviation est de -27.4% pour le TP11 et de -25.6% pour le TPP. 61.1% et 66.7% des points calculés avec les deux systèmes présentent un écart inférieur à 15% (figure 6-57). La distribution en fréquence pour les déviations relatives de dose pour le champ avec un filtre en coin recommandé par l'ESTRO dans les autres régions du profil est représentée dans les figures 6-58 et 6-59.

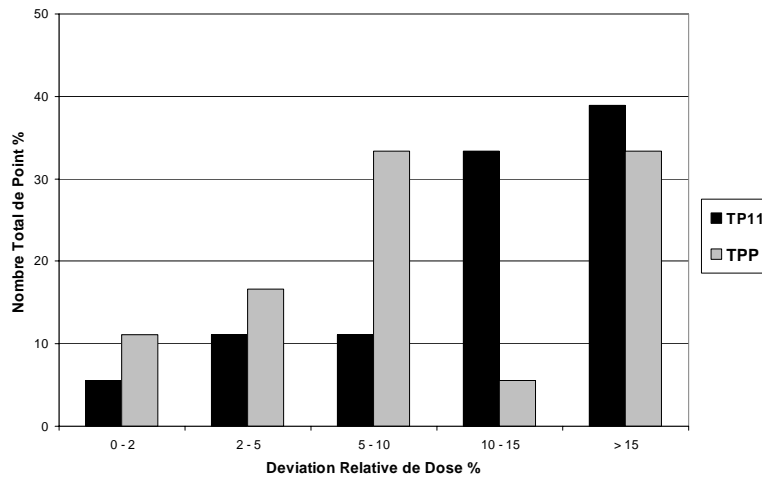


Figure 6-57 : Distribution en fréquence pour les déviations relatives de dose pour le champ avec un filtre en coin recommandé par l'ESTRO dans la région de la pénombre

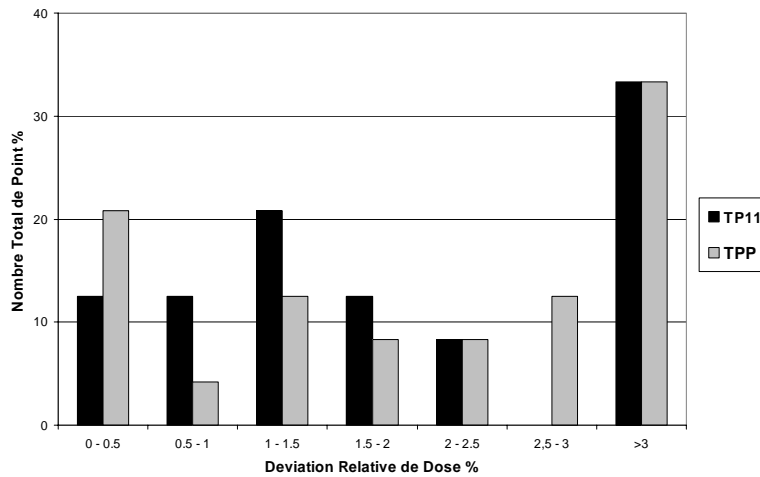


Figure 6-58 : Distribution en fréquence pour les déviations relatives de dose pour le champ avec un filtre en coin proposés par l'ESTRO dans la région loin de l'axe central

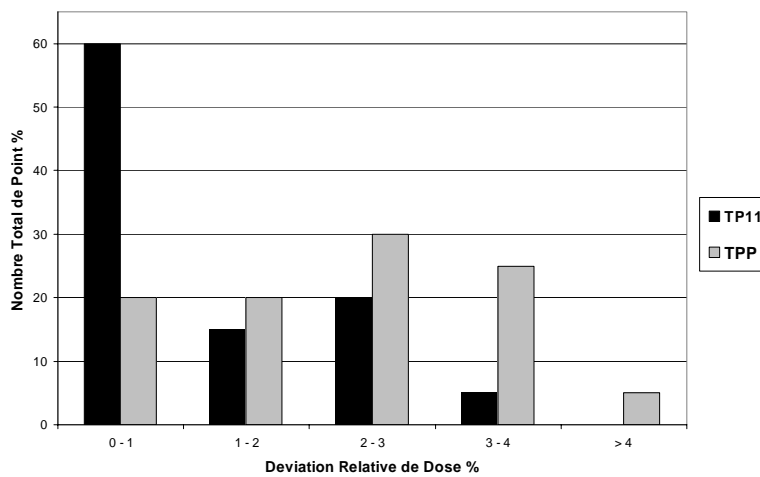


Figure 6-59 : Distribution en fréquence pour les déviations relatives de dose pour le champ avec un filtre en coin proposés par l'ESTRO dans la région hors champ

## II. 6 Test 6 : champs avec bloc central

Pour les profils de doses des champs bloqués avec un cache central, nous avons pris un nombre total de points analysés de 1260 points se trouvant dans la région de la pénombre, la région hors de l'axe central et en dehors des limites du champ.

Pour le bloc numéro 2, l'analyse de la région de la pénombre a donné un écart maximal de -6.3% pour le système TPP et 4.3% pour le système TP11. Tous les points calculés avec les deux systèmes présentent un écart inférieur à 15%. L'analyse selon les tolérances  $\delta_2$  donne une déviation maximale de -26.7% pour le TPP et 25.3% pour le système TP11. 63.6% des points calculés avec le système TP11 présentent un écart inférieur à 15%, quant au TPP 72.7% des points ont un écart inférieur à 15% (figure 6-60).

L'analyse de la région hors-axe nous a donné un écart maximal de -3.7% pour le système TPP et -1.7% pour le système TP11. Tous les points calculés avec les deux systèmes présentent un écart inférieur à 3%. En utilisant l'analyse selon les tolérances  $\delta_3$ , la valeur maximale de la déviation est de 4.4% pour le TPP et 3.4% pour TP11. Pour le système TPP, 88.5% des points calculés présentent un écart inférieur à 3%, alors que pour le système TP11 92.3% des points présentent un écart inférieur à 3% (figure 6-61).

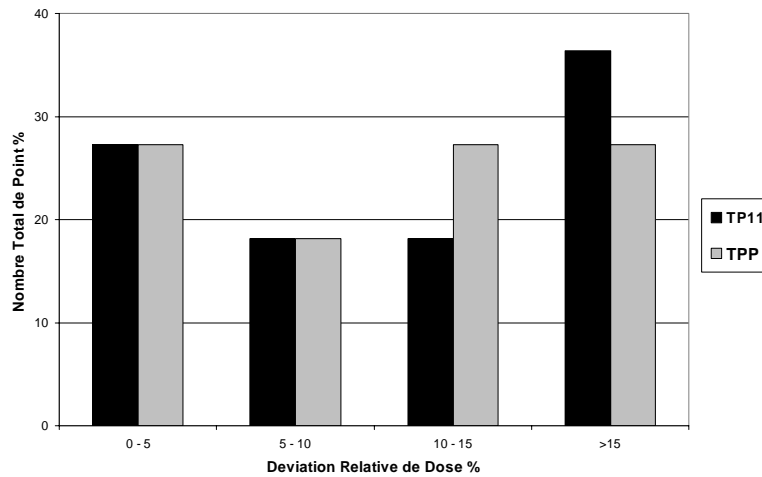


Figure 6-60 : Distribution en fréquence pour les déviations relatives de dose pour le champ avec un bloque central (2) dans la région de la pénombre

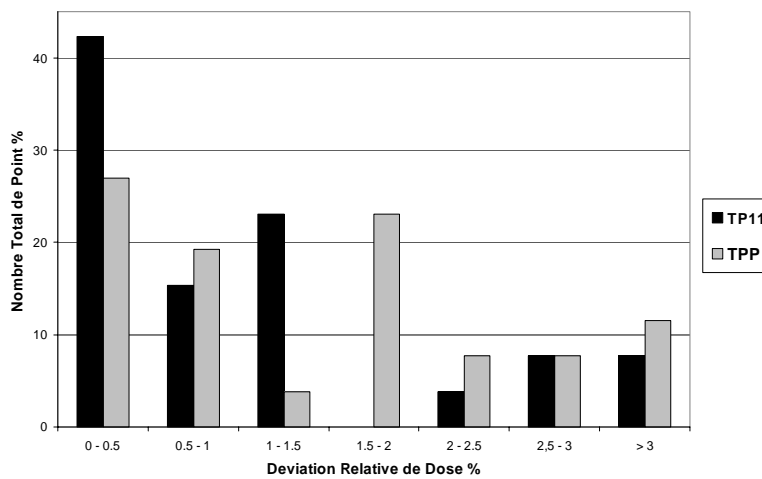


Figure 6-61 : Distribution en fréquence pour les déviations relatives de dose pour le champ avec un bloque central (2) dans la région loin de l'axe central

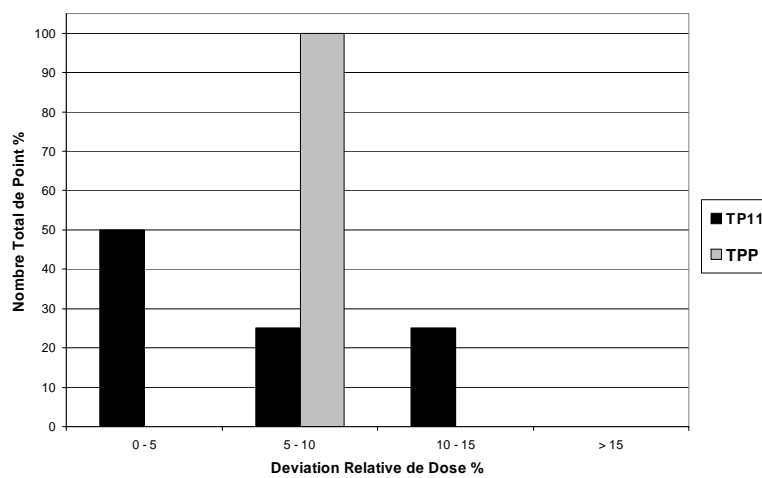


Figure 6-62 Distribution en fréquence pour les déviations relatives de dose pour le champ avec un bloque central (4) dans la région de la pénombre

Dans la configuration recommandé par l'ESTRO (bloc numéro 4), l'analyse de la région de la pénombre nous à donnée un écart maximal de -2.4% pour le système TPP et de 1.7% pour le système TP11. La totalité des points calculés avec les systèmes TP11 et TPP présentent un écart inférieur à 15%.

En utilisant l'analyse selon les tolérances  $\delta_2$ , la valeur maximale de la déviation est de -12.7% pour le TP11 et de 9.8% pour le TPP, 36.6% des points calculés avec le système TP11 présentent un écart inférieur à 15% alors que pour le système TPP cette proportion est de 85.4% (figure 6-62).

L'analyse de la région hors-axe nous à donnée un écart maximal de -3.3% pour le système TPP et de 2.1% pour le système TP11. La totalité des points calculés avec les deux systèmes TP11 et TPP présentent un écart inférieur à 3%. En utilisant l'analyse selon les tolérances  $\delta_3$ , la valeur maximale de la déviation est de -3.3% pour le TP11 et de 3.1% pour le TPP. La totalité des points calculés avec les systèmes TP11 et TPP présentent un écart inférieur à 2.5% (figure 6-63).

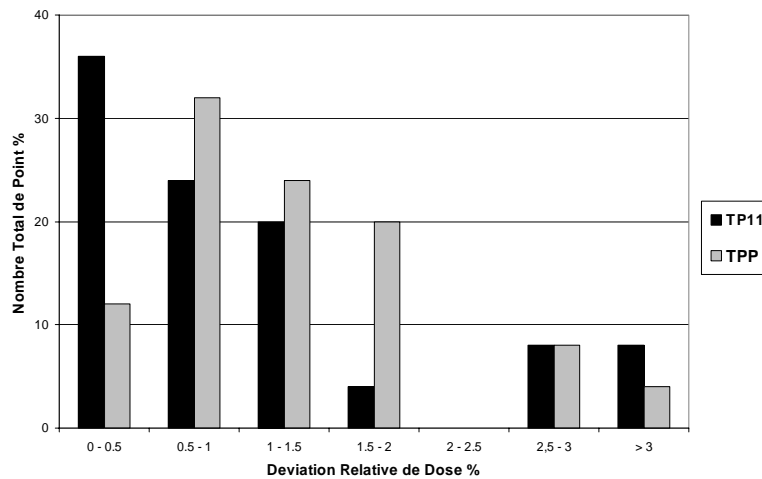


Figure 6-63 : Distribution en fréquence pour les déviations relatives de dose pour le champ avec un bloque central (2) dans la région loin de l'axe central.

## II. 7 Test 7 : champs irréguliers

Dans la région de la pénombre un écart maximal de 0.9% pour le système TPP pour le cache numéro 1, et de 1.6% pour le système TP11 ont été observés. La totalité des points calculés avec les deux systèmes présentent un écart inférieur à 15%. En utilisant l'analyse selon les tolérances  $\delta_2$ , la valeur maximale de la déviation est de -17.0% pour le TP11 et de -9.5% pour le TPP. L'analyse de la région hors-axe nous à donnée un écart maximal de 3.4% pour le système TPP et de 3.7% pour le système TP11. Plus de 85% des points calculés avec les deux systèmes présentent un écart inférieur à 1%. En utilisant l'analyse selon les tolérances  $\delta_3$ , la valeur maximale de la déviation est de -3.7% pour le TP11 et de -3.0% pour le TPP. 61.5% des points calculés avec le système TP11 présentent un écart inférieur à 3% alors que pour le système TPP la totalité des points sont calculés avec une déviation inférieure à 3%. Les figures 6-64 et 6-65 représentent la distribution en fréquence pour les déviations relatives de dose pour le champ irrégulier (1) dans la région hors champ par les deux procédures de normalisation (à la dose mesurée au point d'intérêt et à la dose sur l'axe central respectivement).

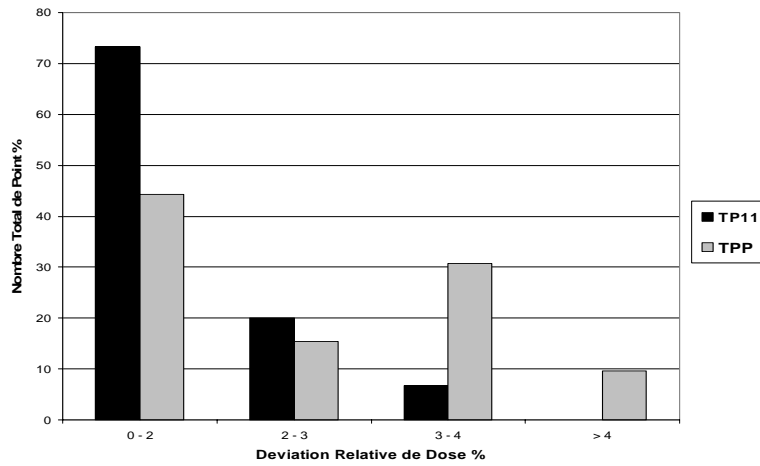


Figure 6-64 : Distribution en fréquence pour les déviations relatives de dose pour le champ irrégulier (1) dans la région hors champ (normalisation au point)

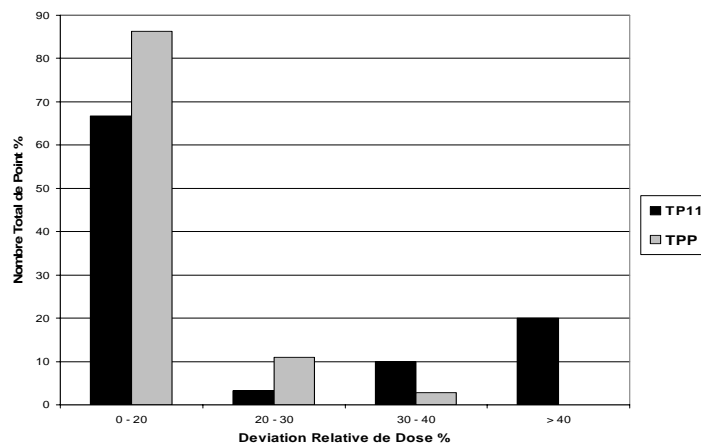


Figure 6-65 : Distribution en fréquence pour les déviations relatives de dose pour le champ irrégulier (1) dans la région hors champ (normalisation à l'axe central)

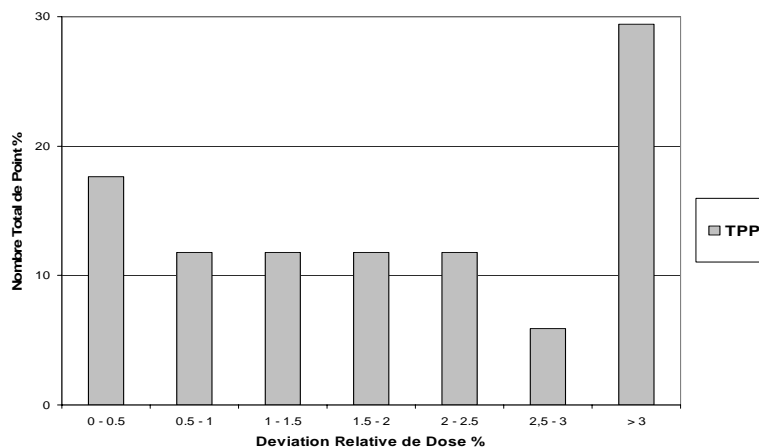


Figure 6-66 : Distribution en fréquence pour les déviations relatives de dose pour le champ irrégulier (2) dans la région de l'axe central

La figure 6-66 représente la distribution en fréquence pour les déviations relatives de dose pour le champ irrégulier (2) dans la région de l'axe central. L'analyse de la région de la pénombre Pour le cache 2, nous à donné un écart maximal de 4.6% pour le système TPP et de 25.1% pour le système TP11. 66.7% des points calculés avec le système TP11 présentent un écart inférieur 15% alors que pour le système TPP, la totalité des points calculés présentent

un écart inférieur à 15%. En utilisant le critère de tolérance  $\delta_2$ , la valeur maximale de la déviation est de -41.2% pour le TP11 et de 5.7% pour le TPP. Tous les points calculés avec le système TP11 et TPP présentent un écart inférieur à 15%. L'analyse de la région hors-axe nous a donné un écart maximal de 4.1% pour le système TPP et de 2.0% pour le système TP11. 99.5% des points calculés avec le système TP11 présentent un écart inférieur à 3% alors que pour le système TPP tous les points satisfont au critère de tolérance (<3%). En utilisant l'analyse selon les tolérances  $\delta_3$ , la valeur maximale de la déviation est de -3.2% pour le TP11 et de -4.7% pour le TPP. La distribution en fréquence pour les déviations relatives de dose pour le champ irrégulier (2) dans la région de la pénombre est représentée dans la figure 6-67.

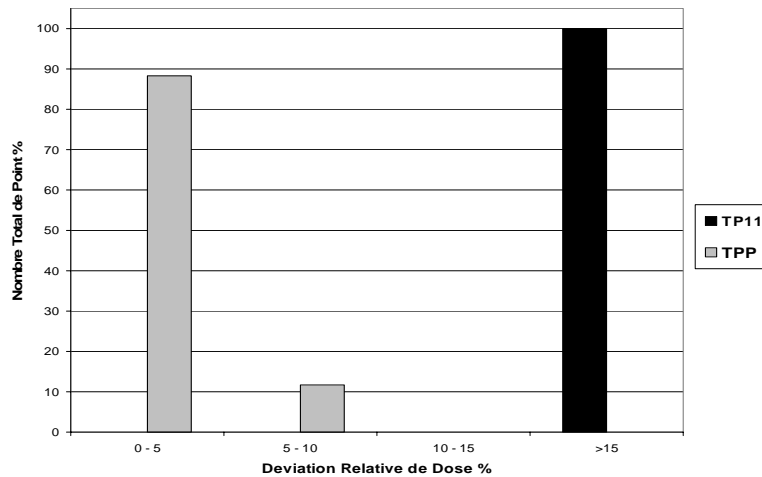


Figure 6-67 : La distribution en fréquence pour les déviations relatives de dose pour le champ irrégulier (2) dans la région de la pénombre.

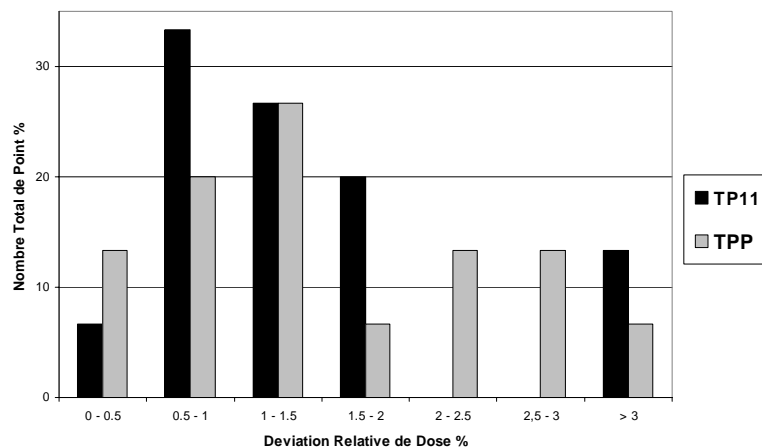


Figure 6-68 : La distribution en fréquence pour les déviations relatives de dose pour le champ irrégulier (4) dans la région loin de l'axe central.

L'analyse de la région de la pénombre nous donne un écart maximal de -2.4% pour le système TPP pour le cache (4), et de 1.7% pour le système TP11. En utilisant l'analyse selon les tolérances  $\delta_2$ , la valeur maximale de la déviation est de -12.7% pour le TP11 et de 9.8% pour le TPP. L'analyse de la région hors-axe nous a donnée un écart maximal de -3.3% pour le système TPP et de 2.1% pour le système TP11. Pour le système TPP la proportion des points calculés avec un écart inférieur à 3% est de 96%. En utilisant l'analyse selon les tolérances  $\delta_3$ , la valeur maximale de la déviation est de -3.3% pour le TP11 et de -3.1% pour le TPP. 92% des points calculés avec le système TP11 présentent un écart inférieur à 3% alors que pour le

système TPP la proportion des points calculés avec un écart inférieur à 3% est de 96%. La distribution en fréquence pour les déviations relatives de dose pour le champ irrégulier (4) dans la région loin de l'axe central est représentée dans la figure 6-68.

Pour le cache L recommandées par l'ESTRO, l'écart maximal dans la région de la pénombre est de -3.6% pour le système TPP et de -4.9% pour le système TP11. En utilisant l'analyse selon les tolérances  $\delta_2$ , la valeur maximale de la déviation est de -26.5% pour le TP11 et de -29.5% pour le TPP. Pour le système TPP la proportion des points calculés avec un écart inférieur à 15% est de 65.4%, alors que pour le système TP11 tous les points sont supérieur au critère de tolérance. L'analyse de la région hors-axe nous à donné un écart maximal de -3.7% pour le système TPP et de 3.4% pour le système TP11. Plus de 90% des points calculés avec les deux systèmes présentent un écart inférieur à 3%. En utilisant l'analyse selon les tolérances  $\delta_3$ , la valeur maximale de la déviation est de 4.4% pour le TP11 et de 3.4% pour le TPP. Là aussi, Plus de 95% des points calculés avec les deux systèmes présentent un écart inférieur à 3%.

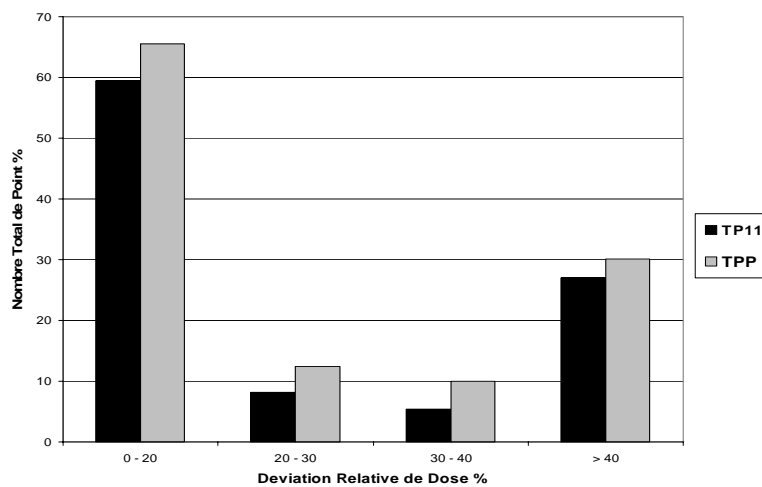


Figure 6-69 : La distribution en fréquence pour les déviations relatives de dose pour le champ irrégulier (2) dans la région hors champ (normalisation à l'axe central).

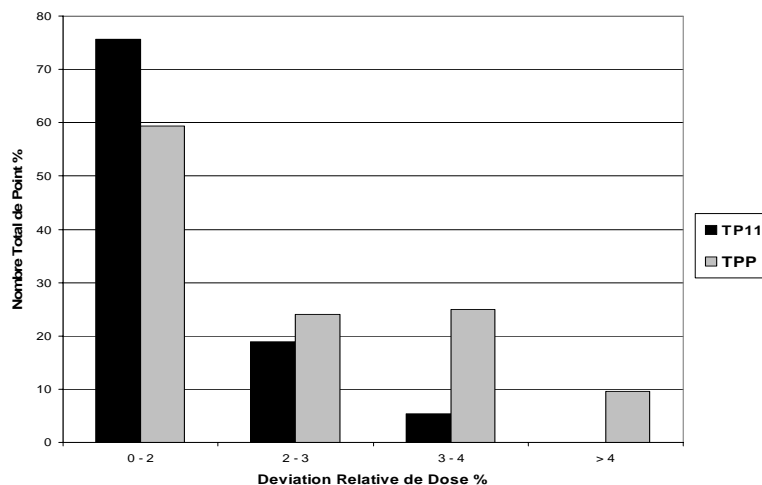


Figure 6-70 : La distribution en fréquence pour les déviations relatives de dose pour le champ irrégulier (L) dans la région hors champ (normalisation au point).

Les figures 6-69 et 6-70 représentent la distribution en fréquence pour les déviations relatives de dose pour le champ irrégulier (L) dans la région hors champ par les deux critères de

tolérance (normalisation par rapport à la dose mesurée au point d'intérêt et à la dose sur l'axe central respectivement).

Pour le champ irrégulier en forme de Y, l'analyse de la région de la pénombre a donné un écart maximal de 5.7% pour le système TPP et de 5.9% pour le système TP11. En utilisant l'analyse selon les tolérances  $\delta_2$ , la valeur maximale de la déviation est de -36% pour le TP11 et de -34.9% pour le TPP. Aucun point calculé avec le système TP11 ne satisfait au critère de tolérance, alors que pour le système TPP la proportion des points calculés avec un écart inférieur à 15% est de 40%. Dans la région hors-axe l'écart maximal est de 2.6% pour le système TPP et de 2.4% pour le système TP11. En utilisant l'analyse selon les tolérances  $\delta_3$ , la valeur maximale de la déviation est de -3.6% pour le TP11 et de -4% pour le TPP. 63.6% des points calculés avec les deux systèmes présentent un écart inférieur à 3%. La distribution en fréquence pour les déviations relatives de dose pour le champ irrégulier en forme de Y dans la région de la pénombre est représentée dans la figure 6-71.

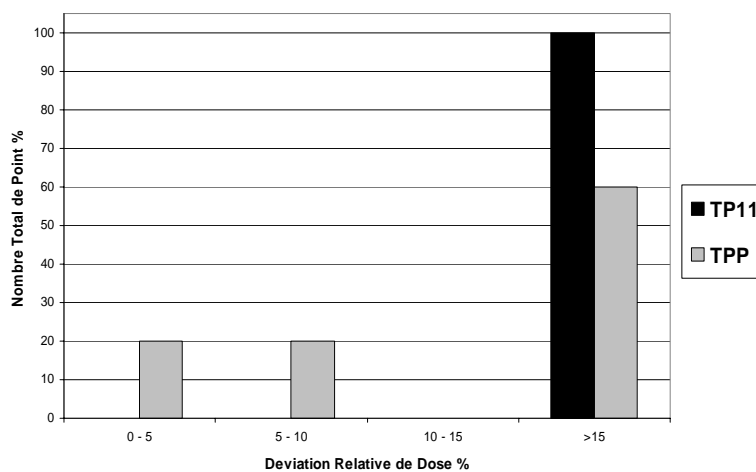


Figure 6-71 : La distribution en fréquence pour les déviations relatives de dose pour le champ irrégulier (Y) dans la région de la pénombre

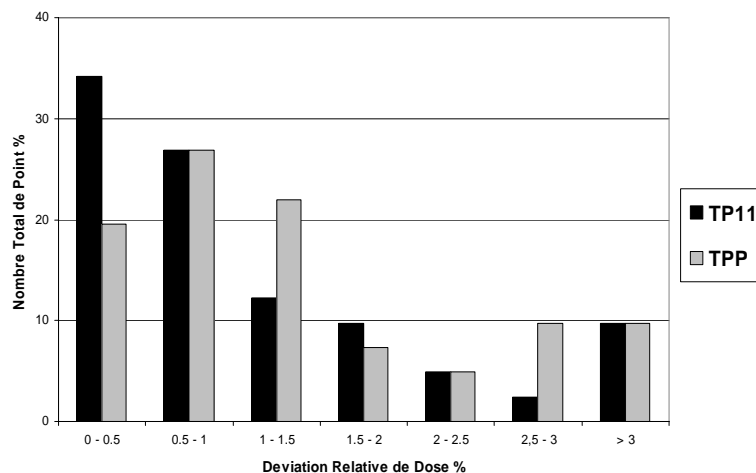


Figure 6-72 : La distribution en fréquence pour les déviations relatives de dose pour le champ irrégulier (+) dans la région loin de l'axe central

La figure 6-72 représente la distribution en fréquence pour les déviations relatives de dose pour le champ irrégulier en forme de + dans la région loin de l'axe central. Si nous analysons la région de la pénombre pour le champ irrégulier (cache +), l'écart maximal est de -3.9%

pour le système TPP et de 4.2% pour le système TP11. En utilisant l'analyse selon les tolérances  $\delta_2$ , la valeur maximale de la déviation est de -7.9% pour le TP11 et de -15% pour le TPP. L'analyse de la région hors-axe nous a donnée un écart maximal de 1.7% pour le système TPP et de 2.1% pour le système TP11. En utilisant l'analyse selon les tolérances  $\delta_3$ , la valeur maximale de la déviation est de -5.3% pour le TP11 et de -3.5% pour le TPP. Plus de 90% des points calculés avec les deux systèmes présentent un écart inférieur à 3%.

L'analyse de la région de la pénombre pour le cache H, nous a donné un écart maximal de 5% pour le système TPP et de 6.8% pour le système TP11. En utilisant l'analyse selon les tolérances  $\delta_2$ , la valeur maximale de la déviation est de -40.9% pour le TP11 et de -30.8% pour le TPP. L'analyse de la région hors-axe nous a donnée un écart maximal de 2.2% pour le système TPP et de 2.3% pour le système TP11. En utilisant l'analyse selon les tolérances  $\delta_3$ , la valeur maximale de la déviation est de -4.8% pour le TP11 et de -4.4% pour le TPP. 66.3% des points calculés avec le système TP11 présentent un écart inférieur à 3% alors que pour le système TPP cette proportion est de 53.6%. La distribution en fréquence pour les déviations relatives de dose pour le champ irrégulier (H) dans la région de la pénombre est représentée dans la figure 6-73.

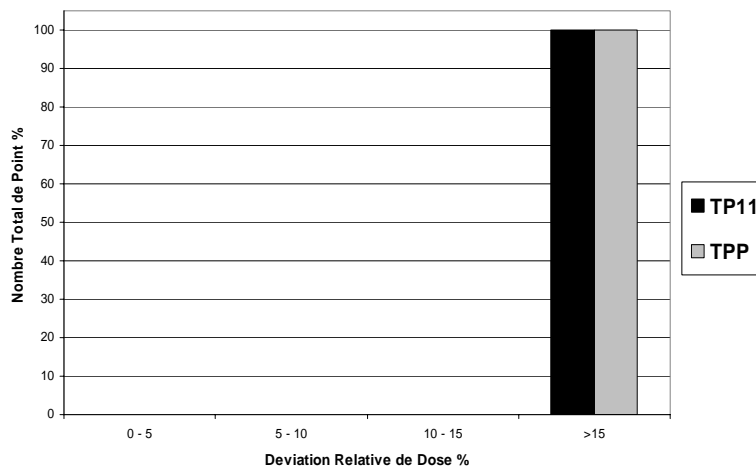


Figure 6-73 : La distribution en fréquence pour les déviations relatives de dose pour le champ irrégulier (H) dans la région de la pénombre

### II. 8 Test 8 : champs asymétrique

L'analyse de la région de la pénombre nous a donnée un écart maximal de 8.9% pour le système TPP et de 9.8% pour le système TP11. En utilisant l'analyse selon les tolérances  $\delta_2$ , la valeur maximale de la déviation est de -42.6% pour le TP11 et de -32.9% pour le TPP. 50% des points calculés par le système TP11 présentent un écart inférieur à 15% alors que pour le système TPP la proportion des points calculés avec un écart inférieur à 15% est de 40% (figure 6-74). L'analyse de la région hors champ nous a donnée un écart maximal de -4.9% pour le système TPP et de -8.1% pour le système TP11. Plus de 96% des points calculés par les deux systèmes présentent un écart inférieur à 4%. En utilisant l'analyse selon les tolérances  $\delta_4$ , la valeur maximale de la déviation est de 6.4% pour le TP11 et de 5.7% pour le TPP (figure 6-75). Selon le critère de Van Dyk la valeur maximale de la déviation relative est de 103.3% pour le TP11 et de 98.7% pour le TPP. 73.8% des points calculés par le système TP11 présentent un écart inférieur à 40% alors que pour le système TPP la proportion des points calculés avec un écart inférieur à 40% est de 44.3%.

Les résultats des déviations entre les doses calculées et mesurées pour les différentes régions du faisceau sont récapitulés dans le tableau 6-1 pour les différents tests que nous avons effectués dans le présent travail.

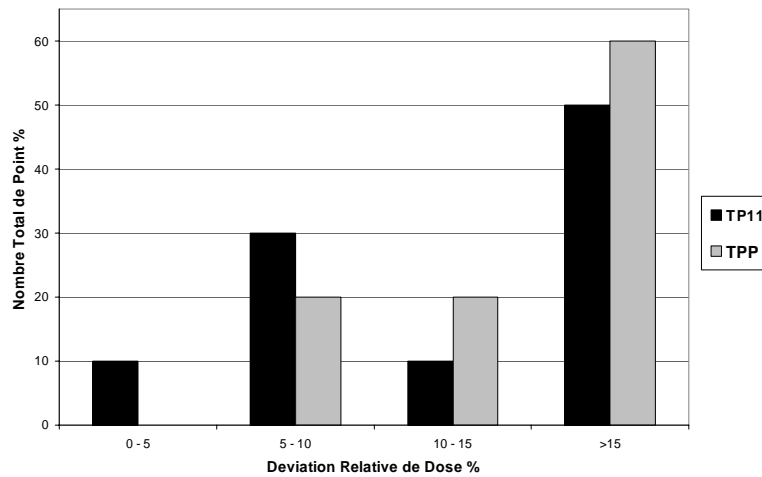


Figure 6-74 : La distribution en fréquence pour les déviations relatives de dose pour le champ asymétrique dans la région de la pénombre

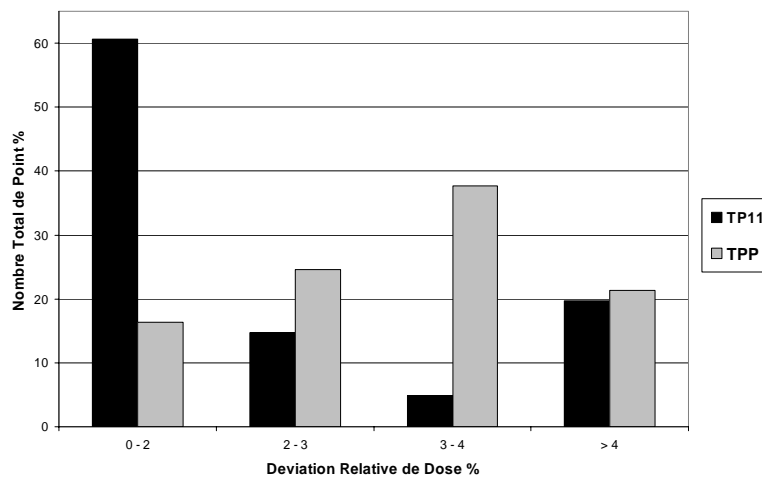


Figure 6-75 : La distribution en fréquence pour les déviations relatives de dose pour le champ asymétrique dans la région hors champ (critère de Venselaar)

Le tableau 6-2 représente les résultats de ces déviations si on ne prenait en considération que les champs recommandés par l’ESTRO et l’AAPM. Nous remarquons que pour tous les champs analysés les valeurs moyennes des déviations pour la dose en profondeur sont inférieurs aux tolérances quoique ces dernières puissent être dépassées en certains points pour les deux systèmes de planning de traitement. Nous pouvons dire que la précision avec laquelle les deux systèmes calculent la dose en profondeur est acceptable. Les dépassements des tolérances à lieu surtout aux grandes profondeurs donc pour des doses relativement faibles. Pour les profils de dose et dans la région de la pénombre nous remarquons que le système THERAPLAN PLUS® a un meilleur comportement surtout pour les champs irréguliers. Ceci est dû principalement au processus de paramétrisation des données d’entrée. En effet, la fonction d’ajustement des profils dans le système TPP a été améliorée ce qui a conduit à l’amélioration de la prédiction de la dose par l’algorithme implémenté dans le TPP. Pour les autres régions des profils des géométries simples, les déviations moyennes sont en général inférieures aux valeurs de tolérance.

Pour les géométries complexes nous remarquons à partir du tableau 6-1et 6-2 que les valeurs moyennes pour les doses en profondeur sont inférieures au critère de tolérance. En ce qui concerne les doses calculées dans la région de la pénombre, nous remarquons que l’algorithme du TPP fonction mieux que celui de TP11.

Geometrie d'irradiation	$\delta 1$			$\delta 2$			$\delta 3$			$\delta 4$ (ESTRO)			$\delta 4$ (AAPM)			SPT
	Deviation moyenne (%)	Deviation standard (%)	Deviation maximale (%)	Deviation moyenne (%)	Deviation standard (%)	Deviation maximale (%)	Deviation moyenne (%)	Deviation standard (%)	Deviation maximale (%)	Deviation moyenne (%)	Deviation standard (%)	Deviation maximale (%)	Deviation moyenne (%)	Deviation standard (%)	Deviation maximale (%)	
<b>Geometrie Standard</b>																
champs ouverts carrées	-0,8	0,9	<b>3,1</b>	<b>11,9</b>	5,2	<b>15,3</b>	-1,1	1,9	<b>5,6</b>	-1,0	2,6	<b>5,9</b>	-5,6	21,3	<b>46,8</b>	TP11
	0,3	0,3	0,8	6,2	4,0	6,2	1,0	1,4	<b>5,9</b>	0,9	1,9	<b>7,1</b>	3,8	10,8	21,9	TPP
champs rectangulaires	-1,7	1,0	<b>3,9</b>	<b>-10,8</b>	6,8	<b>16,1</b>	-2,0	2,5	<b>18,1</b>	0,9	2,45	<b>5,2</b>	12,8	27,0	<b>55,0</b>	TP11
	-0,4	0,6	<b>2,8</b>	-4,2	5,4	5,1	-0,7	1,2	<b>5,1</b>	1,7	1,56	<b>3,8</b>	18,5	20,3	<b>51,8</b>	TPP
DSP variable	0,5	0,9	<b>2,3</b>	<b>21,9</b>	2,6	<b>23,9</b>	1,2	1,1	<b>3,9</b>	2,8	1,3	<b>5,7</b>	28,1	9,8	<b>41,7</b>	TP11
	-0,4	0,6	1,3	<b>14,4</b>	0,6	<b>15,1</b>	0,2	1,0	2,7	2,3	1,4	<b>4,1</b>	25,4	20,8	<b>59,3</b>	TPP
<b>Geometrie complexe</b>																
champs ouverts avec filtre	-2,0	1,8	<b>5,4</b>	-12,1	9,7	<b>27,4</b>	-1,7	2,2	<b>5,1</b>	0,2	1,6	3,9	9,3	20,7	<b>47,3</b>	TP11
	-1,0	1,4	<b>4,5</b>	1,5	13,5	<b>25,6</b>	0	2,8	<b>5</b>	2,2	1,4	<b>5,2</b>	39,9	25,7	<b>77,5</b>	TPP
incidence oblique	-1,6	1,0	3,2	-12,6	5,9	<b>16,9</b>	-2,7	1,9	<b>5,7</b>	-1,2	2,4	<b>5,6</b>	-4,0	23,6	34,5	TP11
	-0,6	0,7	1,5	-0,3	6,9	12,1	-0,7	1,5	<b>3,9</b>	1,0	1,4	4,1	14,0	21,4	<b>59,7</b>	TPP
champs bloqués	-	-	-	-7,0	4,9	12,7	-0,6	1,30	<b>3,3</b>	-2,1	0,4	2,5	-17,6	2,1	21,0	TP11
	-	-	-	0,8	8,7	9,8	0,1	1,50	3,1	0,2	1,4	1,8	2,0	13,1	18,2	TPP
champs irréguliers	-	-	-	14,4	20,1	<b>26,5</b>	0,4	1,30	<b>4,4</b>	0,9	1,4	3,2	19,5	24,5	<b>71,8</b>	TP11
	-	-	-	8,4	10	<b>29,5</b>	0,2	1,20	<b>3,4</b>	1,3	1,9	<b>4,7</b>	22,3	30,0	<b>98,7</b>	TPP
champ assymetrique	-	-	-	-12,6	23,4	<b>42,6</b>	-2,5	1,4	<b>5,5</b>	1,1	2,6	<b>6,4</b>	20,4	30,3	<b>103,3</b>	TP11
	-	-	-	1,9	14,5	<b>32,9</b>	-1,6	1,7	<b>4,0</b>	2,6	1,5	<b>5,7</b>	42,7	30,0	<b>98,7</b>	TPP

Geometrie d'irradiation	δ1			δ2			δ3			δ4 (ESTRO)			δ4 (AAPM)			SPT
	Deviation moyenne (%)	Deviation standard (%)	Deviation maximale (%)	Deviation moyenne (%)	Deviation standard (%)	Deviation maximale (%)	Deviation moyenne (%)	Deviation standard (%)	Deviation maximale (%)	Deviation moyenne (%)	Deviation standard (%)	Deviation maximale (%)	Deviation moyenne (%)	Deviation standard (%)	Deviation maximale (%)	
Geometrie Standard																
champs ouverts carrées	-0,8	1,0	<b>3,1</b>	<b>12,7</b>	4,7	<b>19,5</b>	-2,2	2,2	<b>6,0</b>	-1,8	2,5	<b>5,9</b>	-12,8	20,3	<b>46,8</b>	TP11
	0,1	0,8	1,8	5,6	3,9	<b>16,0</b>	-0,8	2,3	<b>5,9</b>	0,5	1,7	<b>7,1</b>	2,2	10,4	21,9	TPP
champs rectangulaires	-1,8	1,2	<b>4,0</b>	-8,2	7,0	9,3	<b>-1,9</b>	1,8	<b>9,3</b>	-1,8	2,1	<b>5,4</b>	-12,2	16,6	<b>48,3</b>	TP11
	-0,9	1,0	<b>3,5</b>	4,8	5,4	7,1	-1,0	1,8	7,1	0,6	1,5	<b>4,5</b>	5,1	13,3	<b>34,9</b>	TPP
DSP variable	-0,2	1,0	<b>2,7</b>	<b>12,3</b>	1,4	<b>13,9</b>	0,6	1,4	<b>5,3</b>	2,7	1,2	<b>5,7</b>	28,5	11,3	<b>54,6</b>	TP11
	0,1	1,0	<b>4,1</b>	0,2	8,0	<b>18,8</b>	-0,3	1,6	<b>3,9</b>	2,5	1,5	<b>5,3</b>	27,2	18,3	<b>59,9</b>	TPP
Geometrie complexe																
champs ouverts avec filtre	-2,1	1,5	<b>5,6</b>	-4,5	5,9	<b>20,6</b>	-1,1	2,0	<b>5,8</b>	-0,5	2,1	<b>6,3</b>	0,5	22,3	<b>55,6</b>	TP11
	-0,9	1,1	<b>-3,6</b>	-1,4	3,5	9,5	0,0	1,8	<b>4,7</b>	0,5	1,7	<b>4,5</b>	3,4	17,0	33,3	TPP
incidence oblique	-1,8	1,1	<b>3,8</b>	-9,3	9,0	<b>19,4</b>	-2,3	2,1	<b>6,0</b>	-0,7	2,4	<b>5,8</b>	-1,1	25,2	<b>59,8</b>	TP11
	-1,3	1,1	<b>4,0</b>	-1,6	7,2	7,3	-1,2	1,9	<b>5,9</b>	1,1	1,7	<b>5,2</b>	14,9	21,1	<b>59,7</b>	TPP
champs bloqués	<b>b2</b>	-	-	-1,6	13,6	<b>25,3</b>	-0,2	1,3	<b>3,4</b>	1,5	36,9	<b>76,4</b>	-1,8	38,4	<b>76,4</b>	TP11
	-	-	-	2,1	15,1	<b>26,7</b>	1,1	1,5	<b>4,4</b>	<b>5,9</b>	13,4	<b>25,9</b>	6,8	15,1	25,9	TPP
	<b>b3</b>	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	TP11
	-	-	-	-2,2	8,4	<b>19,5</b>	1,1	1,8	<b>8,4</b>	-0,1	1,7	4,1	-	-	-	TPP
	<b>b4</b>	-	-	-7,0	4,9	12,7	-0,6	1,3	<b>3,3</b>	-2,1	0,4	2,5	-17,6	2,1	21,0	TP11
	-	-	-	0,8	8,7	9,8	0,1	1,5	3,1	0,2	1,4	1,8	2,0	13,1	18,2	TPP
champs irréguliers	<b>1</b>	-	-	<b>-15,4</b>	1,8	<b>17,0</b>	-2,6	0,9	<b>3,7</b>	1,1	1,8	3,9	17,5	0,3	<b>72,8</b>	TP11
	-	-	-	0,2	5,4	9,5	-1,4	1,0	3,0	0,9	1,4	<b>4,2</b>	6,2	10,0	<b>45,9</b>	TPP
	<b>2</b>	-	-	<b>-33,1</b>	10,1	<b>41,2</b>	-1,8	0,7	3,2	0,8	1,6	2,9	20,9	30,4	<b>75,0</b>	TP11
	-	-	-	1,4	3,7	5,7	-1,7	1,2	<b>4,7</b>	1,8	2,0	3,9	20,0	30,0	<b>69,0</b>	TPP
	<b>L</b>	-	-	14,4	20,1	<b>26,5</b>	0,4	1,3	<b>4,4</b>	0,9	1,4	3,2	19,5	24,5	<b>71,8</b>	TP11
	-	-	-	8,4	10,0	<b>29,5</b>	0,2	1,2	<b>3,4</b>	1,3	1,9	<b>4,7</b>	22,3	30,0	<b>98,7</b>	TPP
	<b>4</b>	-	-	-8,3	10,0	<b>12,7</b>	0,6	1,6	<b>3,3</b>	-0,3	1,8	4,1	3,6	23,3	<b>70,2</b>	TP11
	-	-	-	2,2	10,0	9,8	0,3	1,8	3,1	2,6	1,1	<b>4,2</b>	35,8	21,6	<b>91,8</b>	TPP
	<b>6</b>	-	-	-12,9	6,7	<b>20,8</b>	-2,1	1,0	<b>3,7</b>	0,1	1,5	3,3	9,6	23,6	<b>74,2</b>	TP11
	-	-	-	-6,7	6,7	13,6	-2,1	1,1	3,2	1,5	1,7	3,2	25,9	30,6	<b>93,9</b>	TPP
	<b>Y</b>	-	-	<b>-25,4</b>	7,3	<b>36,0</b>	-2,1	1,1	<b>3,6</b>	-0,2	2,3	<b>5,1</b>	1,9	30,0	<b>52,9</b>	TP11
	-	-	-	<b>-17,6</b>	15,0	<b>34,9</b>	-2,1	1,2	<b>4,0</b>	2,3	1,4	<b>4,7</b>	25,4	10,0	<b>59,3</b>	TPP
	<b>+</b>	-	-	-11,0	20,0	<b>17,9</b>	-1,2	1,2	<b>5,3</b>	1,3	3,3	<b>7,6</b>	27,6	40,0	<b>104,4</b>	TP11
	-	-	-	-3,1	20,0	15,0	-1,0	1,4	<b>3,7</b>	2,3	1,0	<b>4,5</b>	38,2	40,0	<b>111,1</b>	TPP
	<b>H</b>	-	-	<b>-38,5</b>	3,4	<b>40,9</b>	-2,6	0,9	<b>4,8</b>	-0,8	1,9	<b>4,3</b>	-4,3	20,0	<b>36,3</b>	TP11
	-	-	-	<b>-27,8</b>	4,2	<b>30,8</b>	-2,8	1,1	<b>4,4</b>	1,2	1,1	2,9	17,4	20,0	<b>52,1</b>	TPP
champ asymetrique	-	-	-	-12,6	23,4	<b>42,6</b>	-2,5	1,4	<b>5,5</b>	1,1	2,6	<b>6,4</b>	20,4	30,3	<b>103,3</b>	TP11
	-	-	-	1,9	14,5	<b>32,9</b>	-1,6	1,7	<b>4,0</b>	2,6	1,5	<b>5,7</b>	42,7	30,0	<b>98,7</b>	TPP

La majorité des déviations moyennes sont inférieures aux critères de tolérance même si certains points présentent des déviations supérieures à ces critères. Pour la région du plateau (loin de l'axe central), les deux algorithmes prédisent la dose avec une bonne précision. La même remarque peut être faite pour la région hors champ sauf pour les champs irréguliers et asymétriques où nous remarquons que des déviations très importantes peuvent avoir lieu sous les caches où les doses sont très faibles. Ces écarts sont dus principalement à la difficulté de la modélisation de la composante diffusée du faisceau aux limites du champ et de l'atténuation du faisceau primaire par les caches et qui est causée par l'augmentation de la fraction de diffusion et l'atténuation introduites par la présence de caches dans le faisceau primaire. C'est là, l'un des inconvénients majeurs de la méthode de segmentation de Clarkson. Ces dépassements peuvent être tolérés du moment que la dose dans ces régions est faible et n'a pas de grandes implications cliniques sauf pour certains traitements particuliers.

Tableau 6-3 : Les valeurs de l'intervalle de confiance ( $\Delta$ ) calculés par les deux systèmes de planning de traitement de tous les tests effectués

Géométrie d'irradiation	région ( $\delta 1$ )	région ( $\delta 2$ )	région ( $\delta 3$ )	région ( $\delta 4$ )	TPS	
champs ouverts carrés	2,3	19,8	<b>5,5</b>	5,6	TP11	
	1,3	11,5	<b>4,3</b>	3,1	TPP	
champs rectangulaires	3,6	18,7	<b>4,6</b>	5,0	TP11	
	2,4	12,9	<b>3,7</b>	2,9	TPP	
DSP variable	1,7	14,4	2,7	4,5	TP11	
	1,6	12,2	2,7	4,8	TPP	
champs ouverts avec filtre	<b>4,4</b>	13,4	<b>4,1</b>	3,7	TP11	
	2,6	6,7	2,7	3,1	TPP	
incidence oblique	<b>3,5</b>	22,8	<b>5,5</b>	4,3	TP11	
	3,0	12,4	<b>4,1</b>	3,7	TPP	
Champs bloqués	<b>b2</b>	-	22,0	2,2	56,9	TP11
	-	-	24,8	3,4	26,0	TPP
	<b>b3</b>	-	-	-	-	TP11
	-	-	14,8	3,8	2,7	TPP
champs irréguliers	<b>b4</b>	-	14,4	2,6	2,7	TP11
	-	-	13,9	2,4	2,3	TPP
	<b>1</b>	-	18,1	<b>4,0</b>	3,8	TP11
	-	-	8,3	2,9	3,0	TPP
	<b>2</b>	-	48,3	2,9	3,2	TP11
	-	<b>4,1</b>	7,0	<b>3,5</b>	4,8	TPP
	<b>L</b>	-	44,6	2,4	3,1	TP11
	-	-	23,4	2,0	4,2	TPP
	<b>4</b>	-	23,3	3,0	3,0	TP11
	-	-	17,2	3,0	4,3	TPP
	<b>6</b>	-	23,0	<b>3,6</b>	2,4	TP11
	-	-	16,8	<b>3,8</b>	4,1	TPP
<b>Y</b>	-	36,4	<b>3,8</b>	3,7	TP11	
	-	40,1	<b>3,9</b>	4,4	TPP	
	<b>+</b>	-	41,0	3,0	6,3	TP11
	-	-	33,1	3,1	3,8	TPP
<b>H</b>	-	43,6	<b>4,0</b>	3,7	TP11	
	-	34,1	<b>4,5</b>	2,9	TPP	
	-	47,7	<b>4,6</b>	5,0	TP11	
champ asymétrique	-	23,7	<b>4,2</b>	4,9	TPP	

L'analyse d'un nombre très important peut s'avérer difficile et peut conduire à des conclusions incomplètes quant à la précision globale du système de planning de traitement. Cette difficulté a déjà été mise en évidence par des travaux précédents (Alam et al. 1997, Mijnheer et al. 2004).

A cet effet, nous avons entrepris la détermination de la valeur de l'intervalle de confiance pour tous les tests (tableaux 6-3 et 6-4). Les valeurs qui dépassent les tolérances sont en gras. Nous remarquons à partir de ces tableaux que pour les géométries simples (champs carrés, rectangulaire et DSP variable) les deux algorithmes satisfont aux critères d'acceptabilité. Alors que pour les autres géométries l'algorithme du TPP satisfait mieux que celui du TP11 aux critères de tolérance.

Tableau 6-4 : Les valeurs de l'intervalle de confiance ( $\Delta$ ) calculés par les deux systèmes de planning de traitement des tests proposés par TG23/NCS

Géométrie d'irradiation	région ( $\delta 1$ )	région ( $\delta 2$ )	région ( $\delta 3$ )	région ( $\delta 4$ )	TPS
champs ouverts carrés	2,2	19,7	<b>4,0</b>	4,9	TP11
	0,8 (1,3)	12,2	3,1	3,8	TPP
champs rectangulaires	3,2	21,0	<b>5,8</b>	4,6	TP11
	1,3 (2,3)	12,3	2,5	4,0	TPP
DSP variable	1,9	25,8	2,9	4,8	TP11
	1,3 (1,5)	15,3	1,7	4,4	TPP
champs ouverts avec filtre	<b>4,7</b>	26,7	<b>5,0</b>	2,6	TP11
	3,1 (3,0)	21,8	<b>4,2</b>	4,3	TPP
incidence oblique	3,1	21,5	<b>5,6</b>	4,8	TP11
	1,7 (1,9)	10,7	3,0	3,1	TPP
champs bloqués	-	14,4	2,6	2,7	TP11
	-	13,9	2,4 (3,4)	2,3	TPP
champs irréguliers	-	44,6	2,4	3,1	TP11
	-	23,4	2,0 (4,5)	4,2	TPP
champ asymétrique	-	47,7	<b>4,6</b>	5,0	TP11
	-	23,7	<b>4,2 (4,0)</b>	4,9	TPP

L'analyse que nous avons faite en terme de dose dans la région de la pénombre ne nous renseigne pas de façon adéquate sur la précision des algorithmes de calcul de dose dans cette région. De plus et afin de pousser l'analyse des déviations aux niveau de la région de la pénombre, nous avons procédé à l'estimation de l'indice  $\gamma$  qui renseigne mieux sur l'accord distance pour cette région. Les tableaux 6-5 et 6-6 représentent les valeurs de l'indice  $\gamma$  pour les doses calculées et mesurées dans la région de la pénombre pour les différents tests entrepris dans ce travail et ceux recommandés par l'ESTRO.

Tableau 6-5 : Les valeurs de l'indice  $\gamma$  calculés par les deux systèmes de planning de traitement de tous les tests effectués

Géométrie d'irradiation	moy	SD (%)	max	TPS
champs ouverts carrés	0,4	0,3	1,5	TP11
	0,2	0,1	0,6	TPP
Champs rectangulaires	0,4	0,7	6,0	TP11
	0,1	0,2	1,7	TPP
DSP Variable	0,5	0,7	0,8	TP11
	0,2	0,2	0,9	TPP
champs ouverts avec filtre	0,2	0,2	1,1	TP11
	0,1	0,1	0,3	TPP
incidence oblique	0,4	0,4	1,2	TP11
	0,1	0,1	0,7	TPP
Champs irréguliers	0,2	0,2	3,2	TP11
	0,1	0,2	0,8	TPP
Champ Asymétrique	0,2	0,2	0,7	TP11
	0,2	0,2	0,6	TPP

Tableau 6-6 : Les valeurs de indice  $\gamma$  calculées par les deux systèmes de planning de traitement pour les tests proposés par le TG23/NCS

Géométrie d'irradiation	moy	SD (%)	max	TPS
champs ouverts carrés	0,4	0,3	1,5	TP11
	0,2	0,2	0,6	TPP
Champs rectangulaires	0,3	0,3	3,0	TP11
	0,2	0,2	0,9	TPP
DSP Variable	0,5	0,1	0,6	TP11
	0,3	0,1	0,4	TPP
champs ouverts avec filtre	0,3	0,2	0,8	TP11
	0,3	0,2	0,8	TPP
incidence oblique	0,4	0,3	1,2	TP11
	0,2	0,1	0,5	TPP
Champs irréguliers	0,2	0,1	2,5	TP11
	0,4	0,4	0,4	TPP
Champ Asymétrique	0,2	0,2	0,7	TP11
	0,9	0,2	0,6	TPP

Nous remarquons à partir de ces tableaux que nous avons globalement un bon accord pour les deux systèmes.

Finalement nous avons évalué les déviations entre les données mesurées et calculées pour les paramètres de la largeur radiologique  $RW_{50}$  et de la frange du faisceau  $\delta_{90-50}$ .

Tableau 6-7 : Les valeurs de  $RW_{50}$  et de  $\delta_{90-50}$  calculés par les deux systèmes de planning de traitement pour quelques tests

Géométrie d'irradiation	$RW_{50}$ (cm)			$\delta_{90-50}$ (cm)			TPS
	moy	max	SD (%)	moy	max	SD (%)	
champs ouverts carrés	<b>0,3</b>	<b>0,5</b>	0,2	0,0	<b>0,3</b>	0,3	TP11
	0,0	<b>0,4</b>	0,1	-0,1	0,2	0,2	TPP
champs rectangulaires	0,2	<b>0,3</b>	0,1	-0,1	<b>-0,3</b>	0,3	TP11
	0,1	0,2	0,1	0,1	<b>0,4</b>	0,3	TPP
incidence oblique	<b>0,4</b>	<b>0,5</b>	0,1	0,1	<b>0,3</b>	0,1	TP11
	0,0	0,1	0,1	0,1	<b>0,3</b>	0,1	TPP
bloc central	0,1	0,1	0,1	0,1	<b>0,4</b>	0,1	TP11
	0,0	0,0	0,1	0,1	0,2	0,1	TPP

## II. 9 Test 9 : Temps de traitements

Le système de planning de traitement utilise un algorithme dédié pour le calcul du débit de dose à n'importe quel point dans le patient. Il utilise la segmentation de Clarkson pour le calcul du champ carré équivalent et tient compte de la pénombre des caches.

Les résultats des comparaisons entre les doses à la profondeur de référence sont présentées dans le tableau 6-8. La figure 6-76 représente les écarts entre la dose mesurée et la dose calculée pour les champs étudiés.

Les écarts sont généralement dans les tolérances. Toutefois, nous remarquons que pour des formes de champs ou des géométries d'irradiation très complexes, ces écarts sont importants. L'écart observé pour le champ en forme de Y et pour le cas de la surface irrégulière est dû à la proximité du point de mesure de la région de la pénombre caractérisée par un fort gradient de dose.

Tableau 6-8 : les valeurs de la dose mesurée et la dose calculée par le système THERAPLANPLAU® et l'écart relatif en %

Test	La Géométrie	D <sub>c</sub> (cGy)	D <sub>m</sub> (cGy)	Dev (%)
1	10x10	101,769	101,937	-0,17
2	5x25	99,206	101,174	-1,98
	25x5	99,206	101,173	-1,98
3	G30	101,215	99,722	1,50
	G45	97,943	96,194	1,82
4	DSP 75	115,092	114,416	0,59
	DSP 70	133,333	131,875	1,11
5	W30	100	101,135	-1,12
	W45	100	102,066	-2,02
6	Bloc central	200	204,655	-2,27
7	Cache 1	200	203,275	-1,61
	Cache 2	200	203,442	-1,69
	Cache L	98,039	96,900	1,18
	Cache 4	95,767	96,432	-0,69
	Cache Y	90,929	94,518	-3,80
	Cache +	200	200,752	-0,37
	Cache H	97,978	97,752	0,23
8	Champ asymétrique	200	202,333	-1,15
9	10 cm	118,183	110,865	6,60
	5 cm	117,479	110,254	6,55
10	G30W30	61,501	61,621	-0,19

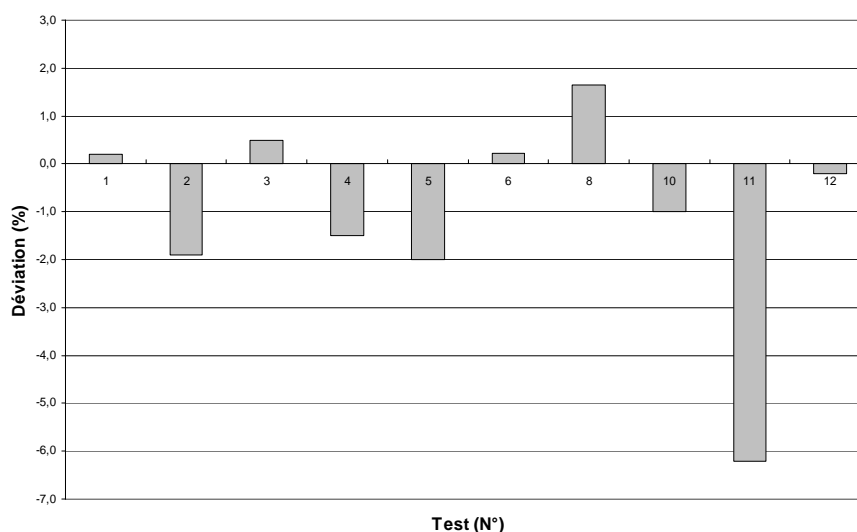


Figure 6-76 : la déviation relative de la dose mesurée pour chaque test effectués

### III. Test avec fantôme anthropomorphique

Les doses calculées et mesurées sont présentées sur les figures 6-77 à 6-82 pour les six configurations étudiées. Il est à noter que les doses représentées sont des doses absolues. Aucune normalisation de dose calculée par rapport à la dose mesurée n'a été faite. Pour faciliter l'analyse, chaque point de mesure a été assigné à l'une des trois régions de gradient de dose définies précédemment, ceux-ci sont indiqués par les symboles (○) pour les faibles gradients de dose; (Δ) pour les gradients de dose intermédiaires et (□) pour les gradients de dose élevés. La première bissectrice représente légalité entre les doses calculées et mesurées.

Plusieurs facteurs contribuent à la précision avec laquelle un TPS calcule la dose. Pour ce travail, dans lequel la dose calculée est directement comparée à la dose mesurée, ces facteurs peuvent être attribués à l'une de deux catégories, à savoir (i) les limites de TPS et (ii) les erreurs commises lors de la mesure ou de la manipulation du système. La première catégorie inclue la précision de l'algorithme avec les limites du système sur les données entrées- sorties du faisceau, du fantôme et de calcul de dose. La seconde catégorie concerne le bon ajustement des données d'entrées-sorties de faisceaux, la calibration CT, l'utilisation correct du TPS, les performances de la machine (le control de qualité des machines), les incertitudes sur la mesure et la précision du positionnement.

L'application des critères de tolérance tels que proposés pour les distributions de doses dans un fantôme d'eau n'est pas pratique pour les cas de tests avec fantôme anthropomorphique, des travaux précédents ont montré la difficulté de leur application. Une approche plus réaliste consiste à évaluer les incertitudes dues aux facteurs affectant directement la mesure de la dose et d'explorer les limitations globales du système de planning de traitement dans la prédiction des doses dans des situations très complexes qui se rapprochent de la pratique clinique. L'incertitude associée à notre procédure d'utilisations des dosimètres thermoluminescents est caractérisée par une déviation standard de 2%. Une étude précédente basée sur la répétition des mesures de dose dans un fantôme anthropomorphique (Dunscombe *et al* 1996) a permis de déterminer des incertitudes qui reflètent non seulement l'incertitude sur la mesure pour les dosimètres thermoluminescents, mais aussi à un certain degré, la reproductibilité du positionnement et les variations des paramètres de la machines de traitement. Les auteurs suggèrent pour les mesures individuelles une précision de 3% dans la région de faible gradient de dose et de 3mm dans la région de gradient de dose élevé.

Le tableau 6-9 représente les données expérimentales obtenues dans cette étude pour les différents cas. Pour chaque cas nous donnons le nombre de points, les déviations de doses et les différences spatiales pour chaque région de dose. Les incertitudes liées à la moyenne sont décrites par les erreurs des moyennes (SD).

Tableau 6-9 : la déviation entre les doses calculées et mesurées par localisation

cas	Localisation	Gradient de dose	Nombre de point	NDD (%)		Différence spatiale (mm)	
				Moy	SD	Moy	SD
1	Prostate	Faible	38	<b>-5.8</b>	13.3	-4.1	11.0
		Intermédiaire	10	-7.7	8.2	-0.3	0.3
		Fort	4	-2.2	4.2	<b>-3.4</b>	7.8
2	Endomètre	Faible	36	<b>-4.2</b>	6.5	6.8	20.3
		Intermédiaire	14	-3.8	10.4	-0.3	0.5
		Fort	-	-	-	-	-
3	Sein	Faible	17	-0.7	5.9	-2.2	5.2
		Intermédiaire	6	3.1	12.9	0.1	1
		Fort	7	30.9	27.1	0.7	0.6
4	Sinus max 3	Faible	36	<b>6.0</b>	25.3	6.1	18.7
		Intermédiaire	3	8.8	12.4	0.8	1.1
		Fort	-	-	-	-	-
5	Sinus max 2	Faible	37	<b>5.8</b>	16.6	4.8	12.6
		Intermédiaire	2	12.6	11.3	0.8	0.7
		Fort	-	-	-	-	-
6	TC	Faible	11	<b>15.5</b>	21.2	71.4	66.9
		Intermédiaire	7	2.0	12.9	1.9	2.6
		Fort	-	-	-	-	-

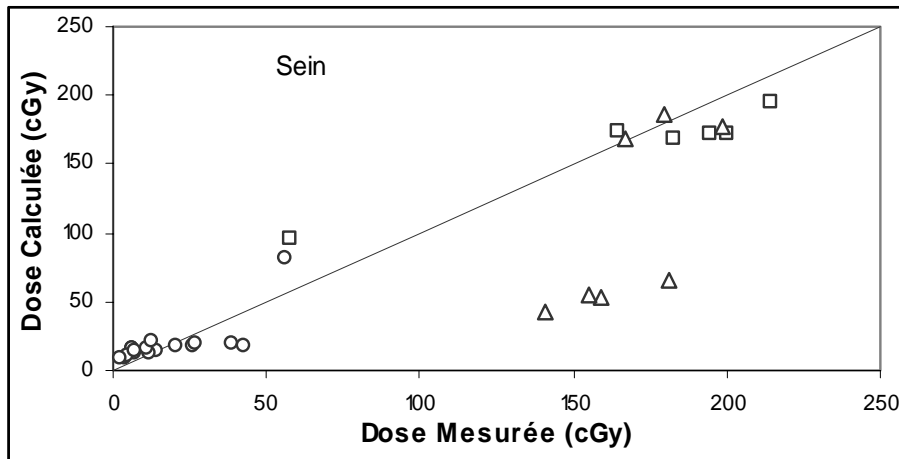


Figure 6-77 : dose mesurée en fonction de la dose calculée pour le cas du sein

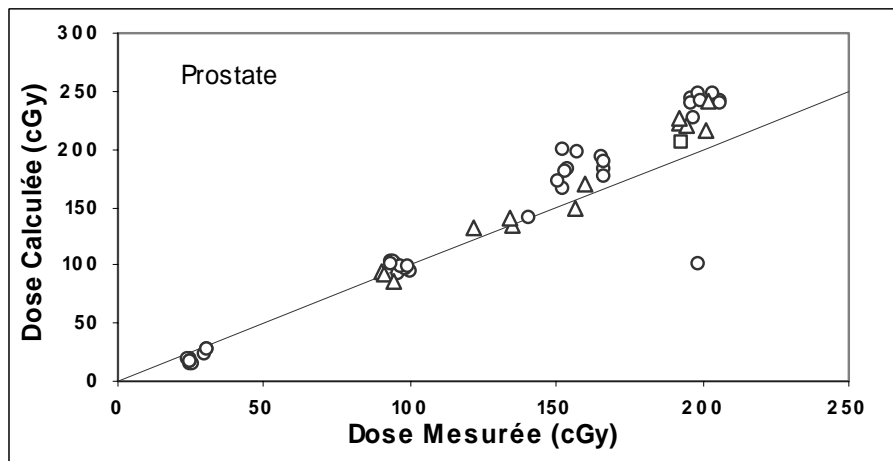


Figure 6-78 : dose mesurée en fonction de la dose calculée pour le cas de la prostate

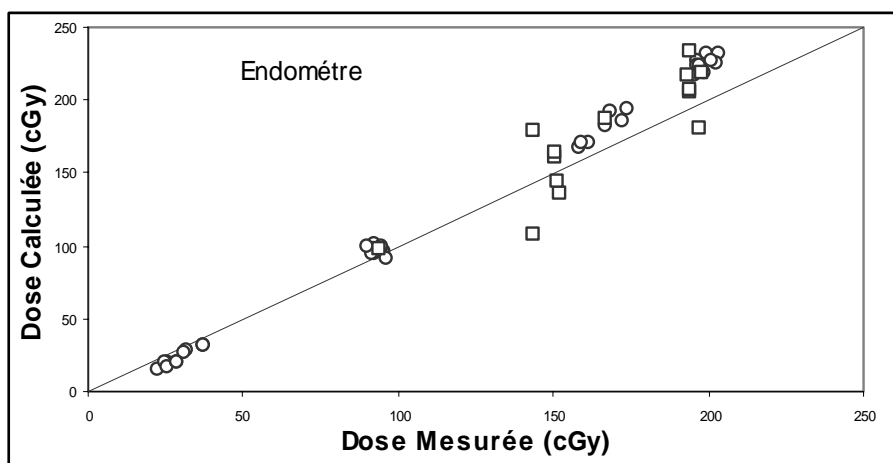


Figure 6-79 : dose mesurée en fonction de la dose calculée pour le cas de l'endomètre

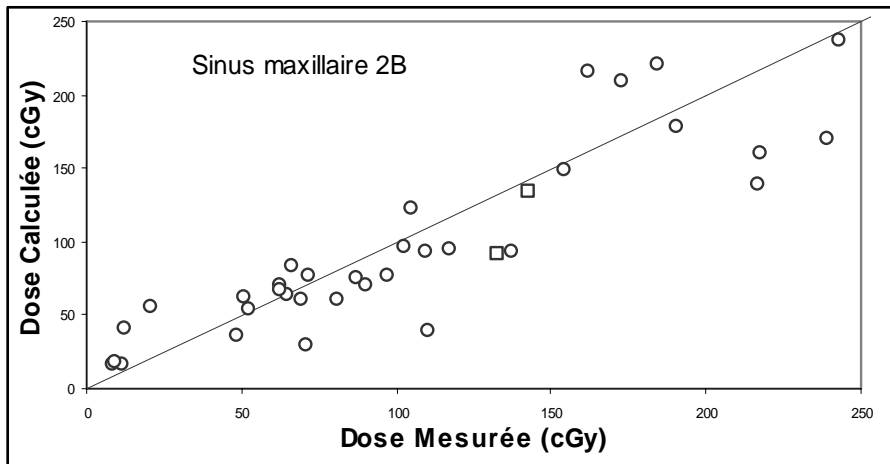


Figure 6-80 : dose mesurée en fonction de la dose calculée pour le cas de sinus maxillaire (2B)

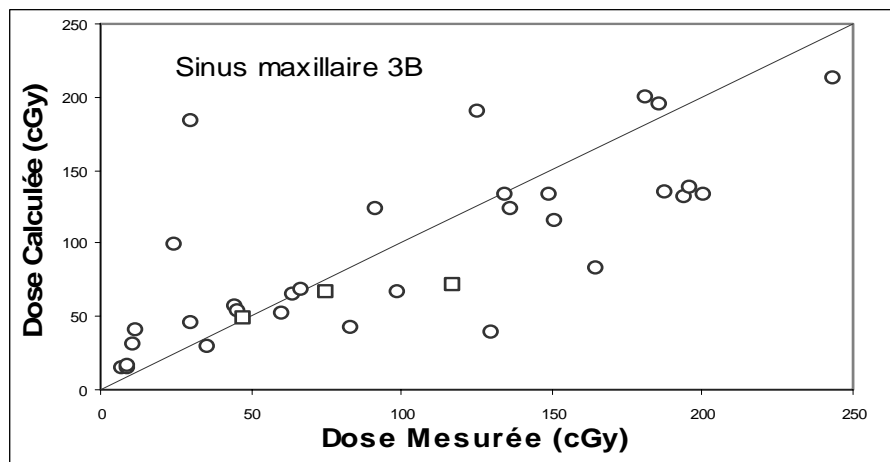


Figure 6-81 : dose mesurée en fonction de la dose calculée pour le cas de sinus maxillaire (3B)

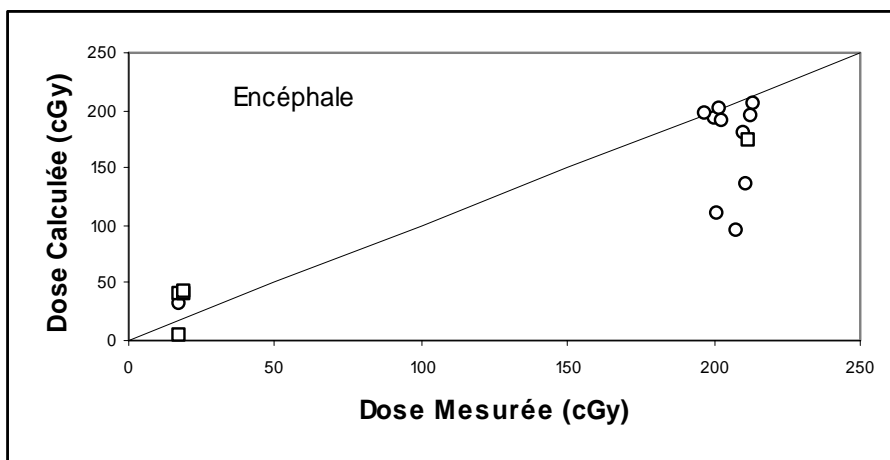


Figure 6-82 : dose mesurée en fonction de la dose calculée pour le cas de l'encéphale

A partir des facteurs de précisions proposés et en prenant le nombre moyen des mesures dans les régions de faible et fort gradient de dose, les incertitudes sur les valeurs moyennes de la différence de dose et la différence spatiale sont respectivement de 0.4 % et 0.9 mm. Celles-ci peuvent alors être comparés aux valeurs de tolérance énumérées précédemment. Nous constatons que les écarts qui sont supérieurs aux facteurs de précision ont été observés pour des régions fortement hétérogènes.

Les écarts en dose observés pour les irradiations de la tête sont principalement dus au manque du diffusés et à l'absence de l'équilibre électronique latéral qui ne sont pas bien pris en considération par les algorithmes de calcul de dose basés sur la séparation primaire–diffusé comme ça a été rapporté par d'autres auteurs (Dunscombe *et al* 1996).

Nous remarquons que d'une façon globale l'algorithme de calcul de dose prédit les doses dans le patient avec des écarts acceptable eu égard à la complexité des structures irradiées (hétérogénéités, surface irrégulière et modificateurs de faisceau).

En comparant nos évaluations d'incertitude du TPS pour le calcul de position avec les critères énoncés précédemment (Dunscombe *et al* 1996), nous constatons que pour la région de fort gradient de dose, toutes les localisations de traitement sont conformes à la limite de 4mm. Approximativement un sixième des points de mesure sont dans la région de gradient de dose intermédiaire. Presque pour tous les cas, les limites de fort ou de faible gradient de dose ne sont pas dépassées. Cependant, la distribution des résultats dans la région de gradient dose intermédiaire, reflétée par les écarts type, est relativement grande.

Les données présentées sur les figures 6-77 à 6-82 n'ont pas été corrigées par les facteurs cités au début de cette discussion sous la catégorie opérateur/mesure. Dans les études de ce type il n'est pas possible d'isoler les performances d'un TPS avec l'exactitude dans laquelle les données de faisceau ont été saisies, la validité de calibration CT et les tolérances mécaniques du simulateur et de la machine de traitement.

# CONCLUSION

Dans le présent travail nous avons mener une étude expérimentale des performances de deux systèmes de planning de traitement THERAPLAN PLUS<sup>®</sup> et TP11<sup>®</sup> basés sur le modèle de séparation des composantes primaires–diffusées développé par Cunningham.

Le présent travail nous a permis d'élaborer un ensemble de données dosimétriques self consistant, pour les faisceaux de rayons  $\gamma$  du <sup>60</sup>Co, analogue aux ensemble de l'AAPM TG 23 et le NCS, il contient des configuration plus étendues que celle du TG 23. Cet ensemble de données tests a été appliqué pour l'évaluation des performances de deux systèmes de planning de traitement utilises en routine clinique dans les services de radiothérapie.

Cette évaluation à une importance capitale pour l'estimation de la précision sur la dose calculée par l'algorithme par rapport à celle réellement reçue dans les tissus irradiés.

Nous avons aussi introduit d'autres configurations utilisant un fantôme anthropomorphique qui s'avèrent un plus non négligeable pour cette évaluation dans des situations cliniques rencontrées.

Les comparaisons entre les doses mesurées et calculées par les systèmes de planning de traitement ont été effectuées selon deux procédures: l'une en comparant des doses relatives normalisés par rapport au même point de référence et l'autre en comparant directement les doses absolues en différents points.

Les résultats de cette étude ont montré que les deux systèmes calculent les doses dans les régions de l'axe et loin de l'axe central avec une bonne précision pour toutes les géométries et cela à été confirmé par des études précédentes, mais avec des meilleurs résultats par les TPP que par TP11. Pour la région de la pénombre, nous avons constaté que l'algorithme du TPP prédit les doses avec une meilleure précision que celui du TP11 pour les simples géométries. Ceci est principalement du a l'amélioration de la fonction de paramétrisation des profils introduite dans l'algorithme du TPP. En effet, la fonction d'ajustement des profils dans le système TPP a été améliorée. Ce qui a conduit à l'amélioration de la prédiction de la dose par l'algorithme implémenté dans le TPP.

Pour des géométries très complexes, les deux systèmes donnent des déviations supérieures aux tolérances car la composante primaire est invariante pour une symétrie de rotation autour de l'axe, en particulier il ne peut pas tenir compte d'une dissymétrie du faisceau. D'autre part il n'est pas possible de mélanger différentes pénombres (de transmission). En plus ce modèle ne tient pas compte des phénomènes de transport des électrons, leurs diffusions multiples et il néglige les photons créés par les particules secondaires.

En présence d'hétérogénéités, le modèle implémenté dans le système prédit avec une précision acceptable les doses dans la région du thorax, et pour les grands champs. Pour les petits champs, les valeurs obtenues sont supérieures aux tolérances. Ceci est dû à la non considération de l'équilibre électronique latéral et de la surface plane irradiée. Pour un nombre de points assez élevés les critères d'acceptabilité énoncés par l'ESTRO donnent de meilleurs résultats que celles de l'AAPM pour les régions de faibles doses et de faibles gradients de doses.

Enfin, dans ce type d'étude, il n'est pas possible de différencier les performances d'un système de planification de traitement de la précision avec laquelle les données de faisceau ont été saisies, de la validité de la calibration CT et des tolérances mécaniques du simulateur et de la machine de traitement.

Pour l'usage clinique, l'utilisateur doit être conscient des limites dans la validité des résultats dosimétriques obtenus par un système de planification de traitement. Comme extension de ce travail, nous allons étendre cette évaluation pour les faisceaux  $\gamma$  du  $^{60}\text{Co}$  à tous les systèmes de planification de traitement utilisés dans les services de radiothérapie algérienne.

# ANNEXE

Tableau A-1 : Les caractéristiques physiques des matériaux constituant le fantôme densité D770U

Elément	Z effective	$\rho$ (g/cm <sup>3</sup> )	Densité électronique (10 <sup>+23</sup> e/cm <sup>3</sup> )	Densité électronique (10 <sup>+23</sup> e/g)
Polyéthylène	5,53	0,93	3,19	3,43
Polystyrène	5,74	1,06	3,43	3,24
Polyamide PA6, 6	6,54	1,14	4,38	3,04
Polycarbonate	6,33	1,2	3,81	3,17
PMMA	6,56	1,19	3,87	3,25
vide	0	0	0	0
Eau	7,51	1	3,34	3,34

Tableau A-2 : Les coefficients d'atténuation des matériaux constituant le fantôme densité D770U et leurs nombres CT théoriques correspondants

Elément	$\mu$ (cm <sup>-1</sup> ) à 110 keV	$\mu$ (cm <sup>-1</sup> ) à 130 keV	RED	HU theo à 110 keV	HU theo à 130 keV
Polyéthylène	0,1556	0,1597	0,9551	-65	16
Polystyrène	0,1675	0,1508	1,0269	13	-41
Polyamide PA6, 6	0,2130	0,1444	1,3114	97	-81
Polycarbonate	0,1866	0,1482	1,1407	229	-57
PMMA	0,1897	0,1518	1,1587	116	-34
Vide	0,0000	0,0000	0	-1000	-1000
Eau	0,1654	0,1572	1	0	0

Tableau A-3 : la déviation moyenne de dose de toutes les géométries selon les différents protocoles internationaux pour la région de l'axe central

La géométrie du champ	ESTRO (%)			AAPM (%)			Van Dyk (%)
	TP11	TPP	$\delta$	TP11	TPP	$\delta'$	
Carré	-0.8	0.1	2	0.3	-0.2	1	2
	-0.8	0.3		0.4	-0.2		
Rectangulaire	-1.8	-0.9		0.9	0.5	1.5	
	-1.7	-0.4		0.8	0.2		
Oblique	-1.8	-1.3		1.2	0.2	2	
	-1.6	-0.6		1.3	0.5		
DSP Variable	-0.2	0.1		0.3	0.1	1	
	0.5	-0.4		-0.2	0.2		
Avec filtre	-2.1	-0.9		1	0.5	2	
	-2.0	-1.0		0.9	0.4		
Bloqué	-	-	3	-	-	2	
Irrégulier e	-	-2.0		-	-	2	
	-	-		-	-		
Asymétrique	-	-		-	-	2	

Tableau A-4 : la déviation moyenne de dose de toutes les géométries selon le protocole de l'ESTRO pour la région de la pénombre

La géométrie du champ	Déviations <sup>1</sup> (%)			
	TP11	TPP	$\delta$	
Carré	12.7	5.6	10	
	11.9	6.2		
Rectangulaire	-8.2	4.8		
	-10.8	-4.2		
Oblique	-9.3	-1.6		
	-12.6	-0.3		
DSP Variable	12.3	0.2		
	21.9	14.4		
Avec filtre	-4.5	-1.4		15
	-12.1	1.5		
Bloqué*	-7.0	0.8		
	-7.0	0.8		
Irrégulier**	15.4	0.2		
	14.4	8.4		
Asymétrique	12.6	1.9		
	12.6	1.9		

Tableau A-5 : la déviation moyenne de dose de toutes les géométries selon les différents protocoles internationaux pour la région loin de l'axe central

La géométrie du champ	ESTRO (%)			AAPM (%)			Van Dyk (%)
	TP11	TPP	$\delta$	TP11	TPP	$\delta'$	
Carré	-2.2	- 0.8	3	2.5	1.7	1.5	3
	-1.1	1.0		2.2	1.2		
Rectangulaire	-1.9	-1.0		1.9	-1.6	2	
	-2.0	- 0.7		1.0	0.3		
Oblique	-2.3	-1.2		1.1	0.4	2	
	-2.7	- 0.7		1.2	0.1		
DSP Variable	0.6	- 0.3		- 0.3	0.0	1.5	
	1.2	0.2		- 0.5	- 0.2		
Avec filtre	-1.1	0.0		0.6	- 0.3	5	
	-1.7	0.0		1.0	- 0.5		
Bloqué	- 0.6	0.1		0.5	0.2	3	
	- 0.6	0.1		0.5	0.2		
Irrégulier	-2.6	-1.4		0.6	0.3	3	
	0.4	0.2		0.7	-1.0		
Asymétrique	-2.5	-1.6		2.6	2.0	3	
	-2.5	-1.6		2.6	2.0		

Tableau A-6 : la déviation moyenne de dose de toutes les géométries selon les différents protocoles internationaux pour la région hors champ

La géométrie du champ	ESTRO (%)						AAPM (%)			Van Dyk (%)
	TP11	TPP	$\delta$	TP11	TPP	$\delta_{Ac}$	TP11	TPP	$\delta'$	
carré	-1.8	0.5	3	-12.8	2.2	30	-1.5	0.0	2	3
	-1.0	0.9		- 5.6	3.8		- 0.8	0.1		
rectangulaire	-1.8	0.6		-12.2	5.1		2			
	0.9	1.7		-12.8	18.5			1.2	- 0.3	
Oblique	- 0.7	1.1		-1.1	14.9		2			
	-1.2	1.0		- 4.0	14.0			0.9	- 0.6	
DSP Variable	2.7	2.5		28.5	27.2		2			
	2.8	2.3		28.1	25.4			-1.5	-1.4	
avec filtre	- 0.5	0.5		0.5	3.4		5			
	0.2	2.2		9.3	39.9			- 0.2	- 2.2	
Bloqué	- 2.1	0.2		-17.6	2.0		5			
	- 2.1	0.2		-17.6	2.0			1.9	-0.1	
irrégulier	1.1	0.9		17.5	6.2		5			
	0.9	1.3		19.5	22.3			-1.2	0.8	
Asymétrique	1.1	2.6		20.4	42.7		3			
	1.1	2.6		20.4	42.7			- 0.7	-1.9	
						1.9	-0.1			

Tableau A-7 : la déviation moyenne de dose de toutes les géométries selon les différents protocoles internationaux pour la dose absolue (Temps de traitement)

<b>La géométrie du champ</b>	<b>Déviations(%)</b>	<b>AAPM (%)</b>	<b>ESTRO (%)</b>	<b>Van Dyk (%)</b>
<b>carré</b>	<b>- 0.2</b>	<b>0.5</b>	<b>2</b>	<b>1</b>
<b>rectangulaire</b>	<b>-2.0</b>	<b>0.5</b>		
<b>Oblique*</b>	<b>1.7</b>	<b>0.5</b>		
<b>DSP Variable*</b>	<b>0.9</b>	<b>1</b>		
<b>avec filtre*</b>	<b>-1.6</b>	<b>2</b>		
<b>Bloqué*</b>	<b>1.2</b>	<b>1</b>		
<b>Asymétrique</b>	<b>-1.2</b>	<b>1</b>		
<b>Surface irrégulière</b>	<b>6.6</b>	<b>0.5</b>	<b>-</b>	<b>-</b>
<b>Oblique + filtre</b>	<b>- 0.2</b>	<b>-</b>		

# BIBLIOGRAPHIES

---

- Ahnesjo A, 1987, Invariance of convolution kernels applied to dose calculations for photon beams, *Int. Conf. on the Use of Computers in Radiation Therapy, IX ICCR (Scheveningen, The Netherlands)* ed I A D Bruinvis, P H van der
- Ahnesjo A, 1991, Dose calculation methods in photon beam therapy using energy deposition kernels, *PhD Thesis* University of Stockholm
- Ahnesjo A, 1994, Analytic modeling of photon scatter from flattening filters in photon therapy beams *Med. Phys.* **21** 1227–35
- Ahnesjo A, Andreo P, Brahme A, 1987, Calculation and application of point spread functions for treatment planning with high energy photon beams *Acta Oncol.* **26** 49–56
- Ahnesjo A, Saxner M and Trepp A, 1992, A pencil beam model for photon dose calculation *Med. Phys.* **19** 263–73
- Alam R, Ibbott GS, Pourang R, Nath R, 1997, Application of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 23 test package for comparison of two treatment planning systems for photon external beam radiotherapy. *Med Phys*; **24**: 2043-2054.
- American Association of Physicists in Medicine, AAPM 1995, Radiation treatment planning dosimetry verification. AAPM Report 55 of Task Group 23 of the Radiation Therapy Committee. Woodbury, NY: American Institute of Physics.
- American Association of Physicists in Medicine, AAPM 1998, Quality assurance for clinical Radiotherapy treatment planning, Task Group 23 of the Radiation Therapy Committee, *Med. Phys.* **25**, 1773–1829.
- Andreo P, 1990, Uncertainties in dosimetric data and beam calibration *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **19** 1233–47
- Andreo P, 1991, Monte Carlo techniques in medical radiation physics *Phys. Med. Biol.* **36** 861–920
- Attix FH, Roesch WC, 1968, *Radiation Dosimetry*, Vol 1, 2<sup>nd</sup> Ed, Academic Press, NY
- Austin-Seymour M, Chen GTY, Rosenman J, Michalski J, Lindsley K and Goitein M, 1995, Tumor and target delineation: current research and future challenges *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **33** 1041–52
- Bakai A, Alber M, Nüsslin F, 2003, A revision of the  $\gamma$ -evaluation concept for the comparison of dose distributions. *Phys. Med. Biol.* **48**: 3543-3553.
- Batho HF, 1964, Lung corrections in Co<sup>60</sup> beam therapy *J. Can. Assoc. Radiol.* **15** 79–83
- Beaudoin L, 1968, Analytical approach to the solution of the dosimetry in heterogeneous media *MSc Thesis* University of Toronto
- Bjarngard BE, 1987, On Fano's and O'Connor's theorems *Radiat. Res.* **109** 184–9
- Bjarngard BE, Siddon RL, 1982, A note on equivalent circles, squares, and rectangles *Med. Phys.* **9** 258–60
- Bjarngard BE, Cunningham JR, 1986, Comments on 'Validity of the concept of separating primary and scatter dose' (letter) *Med. Phys.* **13** 760–1
- Bjarngard BE, Petti PL, 1988, Description of the scatter component in photon-beam data *Phys. Med. Biol.* **33** 21–32
- Bjarngard BE, Vadash P, 1995, Analysis of central-axis doses for high-energy x-rays *Med. Phys.* **22** 1191–5
- Bjarngard BE, Vadash P, Ceberg CP, 1997, Quality control of measured x-ray beam data *Med. Phys.* **24** 1441–4

- Bortfeld T, Stein J, Preiser K, 1997, Clinically relevant intensity modulation optimization using physical criteria *Int. Conf. on the Use of Computers in Radiation Therapy, XII ICCR (Salt Lake City, Utah, USA)* ed D D Leavitt and G Starkschall (Madison, WI: Medical Physics Publishing) 1–4
- Boyer AL, Mok EC, 1984, Photon beam modeling using Fourier transform techniques *Int. Conf. on the Use of Computers in Radiation Therapy, VIII ICCR (Toronto, Canada)* (Los Alamos, CA: IEEE Computer Society Press) 14–16
- Boyer AL, Mok EC, 1985, A photon dose distribution model employing convolution calculations. *Med. Phys.* **12**:169-177.
- Boyer AL, Schultheiss T, 1988, Effects of dosimetric and clinical uncertainty on complication-free local tumor control, *Radiother. Oncol.* **11** 65–71
- Brahme A, 1984, Dosimetric precision requirements in radiation therapy *Acta Radiol. Oncol.* **23** 379–91
- Brahme A, 1987, Design principles and clinical possibilities with a new generation of radiation therapy equipment. *Acta Oncol.* **26** 403–12
- Brahme A, 1988, Accuracy requirements and quality assurance of external beam therapy with photons and electrons *Acta Radiol. Oncol.* (**suppl 1**)
- Brahme A, 1995, Treatment optimization using physical and radiobiological objective functions *Radiation Therapy Physics A Smith* ; Springer, Berlin
- Brahme A, Chavaudra J, Landberg T, et al, 1988, Accuracy requirements and quality assurance of external beam therapy with photons and electrons, *Acta Oncol* (Stockholm), (**Suppl.1**):1-76.
- British Journal of radiology (BJR 1996), Central axis depth dose data for use in radiotherapy *Br. J. Radiol.* (**suppl 25**)
- Burch, PRJ, 1955, Cavity ion chamber theory, *Radiation Research* **3**, 361.
- Cassell KJ, Hobday PA, Parker RP, 1981, The implementation of a generalised Batho inhomogeneity correction for radiotherapy planning with direct use of CT numbers *Phys. Med. Biol.* **26** 825–33
- Chin LM, Kijewski PK, Svensson GK, Bjarngard BE, 1983, Dose optimization with computer-controlled gantry rotation, collimator motion and dose-rate variation *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **9** 723–9
- Clarkson JR, 1941, A note on depth doses in fields of irregular shape *Br. J. Radiol.* **14** 265–8
- Coffey CW, Hines HC, Eckert DW, Martin JL, 1985, An ongoing quality assurance program for CT interfaced treatment planning computers: initial experience. *Med Dos;* **10**:9-15.
- Cormack A, 1980, Development of the CT concept, *Medical Physics of CT and Ultrasound: Tissue imaging and Characterization*, ed Fullerton GD, wagwebski JA, AAPM, Medical physics mono graph N°6 (American Institute of Physics, Inc )
- Cunningham JR, 1972, Scatter-air ratios *Phys. Med. Biol.* **17** 42–51
- Cunningham JR, 1982, Tissue inhomogeneity corrections in photon-beam treatment planning, In *Progress in Medical Radiation Physics*. C. G. Orton (Ed.). **Vol 1**. (New York, NY: Plenum Press), 103–131.
- Cunningham JR, 1983, Current and future development of tissue inhomogeneity corrections for photon beam clinical dosimetry with the use of CT *Computed Tomography in Radiation Therapy* ed C C Ling, C C Rogers and R J Morton (New York: Raven Press) 209–18
- Cunningham JR, 1986a, Inhomogeneity correction in treatment planning, *radiation oncology physics-1986*, ed Kereiakes JG, Elson HR, Born CG, AAPM, Medical physics mono graph N°15 (American Institute of Physics, Inc )

- Cunningham JR, 1986b, Computer algorithms for photon beams, *radiation oncology physics-1986*, ed Kereiakes JG, Elson HR, Born CG, AAPM, Medical physics mono graph N°15 (American Institute of Physics, Inc )
- Cunningham JR and Beaudoin L, 1973, Calculations for tissue inhomogeneities with experimental verification *XIII Int. Congress of Radiology (Madrid) XIII*, 653–7
- Cunningham JR, Shrivastava PN and Wilkinson JM, 1972, Program IRREG-calculation of dose from irregularly shaped radiation beams *Comput. Programs Biomed.* **2** 192–9
- Cyglar J, Ross J, 1988, Electron dose distribution in an anthropomorphic phantom-verification of Theraplan planning algorithm. *Med Dos*, 13:155-158.
- Dahlin H, Lamm IL, Landberg T, Levernes S, Ulsù N, 1983, User requirements of CT-based computerized dose planning systems in radiotherapy. *Acta Radiol Oncol.* **22**:398-415.
- Dale RG, 1978, Implementation of the Philips treatment planning system for use in radiation teletherapy. *Brit J Radiol*, **51**:613-621.
- Day MJ, 1950, A note on the calculation of dose in x-ray fields *Br. J. Radiol.* **23** 368–9
- Day MJ, 1972, The equivalent field method for axial dose determinations in rectangular fields *Br. J. Radiol. (suppl 10)*
- Day MJ, 1978, The equivalent field method for axial dose determinations in rectangular fields *Br. J. Radiol. (suppl 11)* 95–100
- Day MJ, Aird EGA, 1996, The equivalent field method for dose determination in rectangular fields *Br. J. Radiol.(suppl 25)* 138–51
- Depuydt T, Van Esch A, Huyskens DP, 2002, A quantitative evaluation of IMRT dose distributions: refinement and clinical assessment of the gamma evaluation. *Radiother. Oncol*, **62**: 309-319.
- Dunscombe P, McGhee P, Lederer E, 1996, Anthropomorphic phantom measurements for the validation of a treatment planning system. *Phys Med Biol* ; **41**:399-411.
- Dutreix A, Briot E, 1985, The computation of dose distribution in electrons beam radiotherapy, *Umea university*.
- El-Khatib E, Battista JJ, 1984, Improved lung dose calculation using tissue-maximum ratios in the Batho correction *Med. Phys.* **11** 279–86
- Evans RD, 1955, *The atomic nucleus*, Mc Graw-Hill, Inc New York.
- Fano U, 1954, Note on the Bragg-Gray cavity principle for measuring energy dissipation *Radiat. Res.* **1** 237–40
- Feist H, 1988, Einfluss des Regenerier und Auswerteverfahrens auf das supralineare Verhalten von LiF. Thermoluminiszenz dosimetern. *Strahlenth. Onkol.* **164**, 223-227.
- Fraass B, Doppke K, Hunt M, et al, 1998, American Association of Physicists in Medicine Radiation Therapy Committee Task Group 53: Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning, *Med. Phys.* **25**:1773-1829.
- Geise RA, McCullough EC, 1977, The use of CT scanners in megavoltage photon-beam therapy planning. *Radiology*, **124**:133-141.
- Greene D, Stewart JR, 1965, Isodose curves in non-uniform phantoms *Br. J. Radiol.* **38** 378–85
- Greening JR, 1985, *Fundamentals of radiation dosimetry*, Adam Higler, Ltd. Bristol, UK.
- Harder D, 1974, Fano's theorem and the multiple scattering correction. *Fourth Symp. on Microdosimetry (Verbania-Pallanza, Italy)* ed J Booz, H G Ebert, R Eickel and A Waker (Luxembourg: Commission of the European Communities) 677–93
- Harms WB, Low DA, Wong JW, Purdy JA, 1998, A software tool for the quantitative evaluation of 3D dose calculation algorithms. *Med. Phys.* **25**: 1830-1836.

- Hartmann Siantar CL, Bergstrom PM, et al, 1997, Lawrence Livermore National Laboratory's PEREGRINE project *Int. Conf. on the Use of Computers in Radiation Therapy, XII ICCR (Salt Lake City, Utah, USA)* ed DD Leavitt and G Starkschall (Madison, WI: Medical Physics Publishing) 19–22
- International Atomic Energy Agency, (IAEA 1987), absorbed dose determination in photon and electron beams. An international code of practice *IAEA Technical Report Series No. 277* (Vienna: International Atomic Energy Agency)
- International Atomic Energy Agency, (IAEA 2000), absorbed dose determination in external beam radiotherapy: An international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water. *IAEA Technical Report Series No. 398* (Vienna: International Atomic Energy Agency)
- International Atomic Energy Agency, (IAEA 2004), Commissioning and quality assurance of computerized planning systems for radiation treatment of cancer, *IAEA Technical Report Series No. 430* (Vienna: International Atomic Energy Agency).
- International. *Conf. on the Use of Computers in Radiation Therapy*, (ICCR 1970) Computers in radiotherapy *III ICCR (Glasgow, Scotland)* Ed AS Glicksman, M Cohen and JR Cunningham (British Journal of Radiology)
- International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU1976) Determination of absorbed dose in a patient irradiated by beams of x or gamma rays in radiotherapy procedures *ICRU Publication 24*. Washington, DC.
- International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU1987), Use of computers in external beam radiotherapy procedures with high-energy photons and electrons. *ICRU Report 42*. Baltimore, MD.
- International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU1998) Fundamental quantities and units for ionizing radiation *ICRU Publication 60*. Bethesda, MD.
- International Organization for Standardization, 1995, Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement, ISO, Geneva, Switzerland.
- Jacky J, White CP, 1990,. Testing a 3-D radiation therapy planning program. *Int. J. Radiat Oncol Biol Phys* ;**18**:253-261.
- Johns, PC, 1994, Interactions of photons and charged particules with matter. In "Medical radiation detectors: fundamental and applied aspects" by NF. KEMBER. Institute of Physics Publishing (Bristol), 1-11.
- Johns HE, Cunningham JR, 1983, *The physics of radiology*, Charles C Thomas. Publisher, Springfield, Illinois.217
- Johns HE, Darby EK, Haslam RN, Katz L, Harrington EL, 1949, Depth dose data and isodose distributions for radiation from a 22 MeV bétatron *Am. J. Roentgenol.* **62** 257–68
- Kallman P, Ågren A, Brahme A, 1992, Tumor and normal tissue responses to fractionated non-uniform dose delivery. *Int. J. Radiat. Biol.* **62** 249–62
- Kappas K, Rosenwald JC, 1985, Calcul des doses en radiothérapie en présence d'hétérogénéités de petites dimensions, *Journ, Euro, Radioth,* **1** :35–45.
- Kappas K, Rosenwald JC, 1986, A 3-D beam subtraction method for inhomogeneity correction in high energy X-ray radiotherapy, *Radiother. Oncol,* **5**:223–233.
- Kappas C, Rosenwald JC, 1995, Quality control of inhomogeneity correction algorithms used in treatment planning systems. *Int J Radiat Oncol Biol Phys,* **32**: 847-858.
- Khan FM, 1984, *The Physics of Radiation Therapy*. Ed Lippincott Williams & Wilkins. Baltimore Philadelphia

- Khan FM, Gerbi BJ, Deibel FC, 1985, Dosimetry of asymmetric X-ray collimators, *Med Phys* **Jan**
- Kirby TH, Hanson WF, Johnston DA, 1992, Uncertainty analysis of absorbed dose calculations from thermoluminescence dosimeters. *Med. Phys.* **19**, 1427-1433
- Larson KB, Prasad SC, 1978, Absorbed dose computations for inhomogeneous media in radiation-treatment planning using differential scatter-air ratios *2nd Ann. Symp. on Computer Applications in Medical Care (Washington DC)* (New York: IEEE) 93-9
- Lea DE, 1946, Action of Radiation on Living Cells. Cambridge University Press, London.
- Low DA., Harms WB, Mutic S, Purdy JA, 1998, A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Med. Phys.* **25**: 656-661.
- Low DA, Dempsey JF, 2003, Evaluation of the gamma dose distribution comparison method, *Med. Phys.* **30**: 2455-2464.
- Mackie TR, 1990, Applications of the Monte Carlo method in radiotherapy *The Dosimetry of Ionizing Radiation* vol 3, ed KR Kase, B Bjarngard and F H Attix (New York: Academic) 541-620
- Mackie TR, Scrimger JW, Battista JJ, 1985, A convolution method of calculating dose for 15-MV x rays *Med. Phys.* **12** 188-96
- Marinello G, Barthe J, Pollack J, Portal G, 1992, "PCL", a new automatic fast reader suitable for in vivo dosimetry. *Radiother. Oncol.* **25**, 63-66
- Mayles WPM, Lake R, McKenzie A, Macaulay EM, Morgan HM, Jordan TJ, and Powley SK, 1999, Physics aspects of quality control in radiotherapy, *Institute of Physics and Engineering in Medicine and Biology (IPEMB)*, **Report 81**, York, UK
- Mayles WPM, Heisig S, Mayles HMO, 2004, Treatment verification and in vivo dosimetry. dans "Radiotherapy Physics in practice" Oxford University Press 220-246
- McCullough EC, 1980, CT imaging parameters, *Medical Physics of CT and Ultrasound: Tissue imaging and Characterization*, ed Fullerton GD, wagwebski JA, AAPM, Medical physics mono graph N°6 (American Institute of Physics, Inc)
- McCullough EC, Krueger AM, 1980, Performance evaluation of computerized treatment planning systems for radiotherapy: external photon beams, *Int J Radiat Oncol Biol Phys* ; **6**:1599-1605.
- McCullough EC, Holmes TW, 1985, Acceptance testing computerised radiation therapy TPSs: direct utilization of CT scan data, *Med. Phys.* **12** 237-42
- Meghzifene K, 1993, Cours régional sur la dosimétrie en radiothérapie. AIEA
- Mijnheer BJ, Battermann JJ, Wambersie A, 1987, What degree of accuracy is required and can be achieved in photon and neutron therapy? *Radiother Oncol* , **8**:237-252.
- Mijnheer BJ, Olszewska A, Fiorino F, Hartmann G, Knöös T, Rosenwald JC, Welleweerd H, 2004, Quality assurance of treatment planning systems Practical examples for non-IMRT photon beams, ESTRO, Brussels (Belgium).
- Mohan R, Chui CS, 1985, Validity of the concept of separating primary and scatter dose *Med. Phys.* **12** 726-30
- Mustafa AA, Jackson DF, 1983, The relationship between X-ray CT numbers and charged particle stopping powers and its significance for radiotherapy treatment planning. *Phys Med Biol*, **28** :169- 176.
- Nahum AE, 1985, The Computation of Dose Distributions in Electron Beam Radiotherapy, (Umea, Sweden: Umea University).

- Netherlands Commission on Radiation Dosimetry (NCS 1997), Quality control of simulators and CT scanners and some basic QC methods for treatment planning systems; current practice and minimum requirements. NCS, The Netherlands, **Report 11**.
- Netherlands Commission on Radiation Dosimetry (NCS 2004 ), Quality assurance of 3-D treatment planning systems; practical guidelines for acceptance testing, commissioning, and periodic quality control of radiation therapy treatment planning systems, Delft, The Netherlands, **Report-xx**
- Niemierko A, Goitein M, 1989, The influence of the size of grid used for dose calculation on the accuracy of dose estimation. *Med Phys*, **16**:239-247.
- Nizin PS, 1993, Electronic equilibrium and primary dose in collimated photon beams *Med. Phys.* **20** 1721-9
- O'Connor JE, 1957, The variation of scattered x-rays with density in an irradiated body *Phys. Med. Biol.* **1** 352-69
- Paic G, 1988, Ionizing radiation: protection & dosimetry, CRS Press, Inc, Boca Raton, Florida, USA.
- Patomaki LK, 1968, The equivalent field principle and its use in beam therapy dose calculations *Br. J. Radiol.* **41** 381-3
- Panitsa E, Rosenwald JC, Kappas C, 1997, Intercomparison of treatment planning systems (TPS) used in radiotherapy: progress report of the TPS group of the European Dynarad project. Proceedings V<sup>th</sup> international conference of medical physics. *Physica Medica* ;**13**(Supp. 1):139-143.
- Parker RP, Hobday PA, Cassell KJ, 1979, The direct use of CT numbers in radiotherapy dose calculations for inhomogeneous media. *Phys Med Biol*, **24**:802-809.
- Prasad SC, Glasgow GP, Purdy JA, 1979, Dosimetric evaluation of a computed tomography treatment system. *Radiology*, **130**:777- 781.
- Purdy JA, Prasad SC, 1983, Current methods and algorithms in radiation absorbed dose calculation and the role of computed tomography: a review *Computed Tomography in Radiation Therapy* Ed CC Ling, CC Rogers and RJ Morton (New York: Raven Press) 187-97
- Purdy JA, *et al*, 1992, Treatment planning computers (present and future), *advances in radiation oncology physics: Dosimetry, Treatment planning, and Brachytherapy*, ed Purdy JA, AAPM, Medical physics monograph N°19 (American Institute of Physics, Inc )
- Rogers DWO, Bielajew AF, 1990, Monte Carlo techniques of electron and photon transport for radiation *The Dosimetry of Ionizing Radiation* **vol 3**, Ed KR Kase, B Bjarngard and FH Attix (New York: Academic) 427-539
- Rogers DWO, Faddegon BA, Ding GX, Ma CM, We J, Mackie TR, 1995, BEAM - A Monte Carlo code to simulate radiotherapy treatment units, *Med. Phys.* **22**:503-524.
- Rosen ILL, Ane RG, 1990, Position accuracy of isodose lines as a function of dose matrix resolution. *Phys Med Biol*; **35** :423-427.
- Rosenwald JC, 1995, Quality control of 3D treatment planning systems used for conformal radiotherapy, Proceedings Roentgen centenary congress, *Medizinische Physik* **95**:168-169.
- Rosenwald JC, 1998, Models for dose calculation in clinical radiotherapy. *journal de chimie Physique*, **Jan**.
- Rosenwald JC, Douard J, Simonian M, 1987, The use of computers in radiation therapy, *Elsevier Science Publisher*.
- Rosenow UF, Dannhausen H-W, Lubbert K, et al, 1987, Quality assurance in treatment planning. Report from the German Task Group. In: Bruinvis IAD, Van der Giessen PH, Van Kleffens

- HJ, et al., editors. Proc. IXth international conference on the use of computers in radiotherapy, Den Haag: ICCR, 45-48.
- Satherberg A, Karlsson M, Karlsson M, 1996, Theoretical and experimental determination of phantom scatter factors for photon fields with different radial energy variation *Phys. Med. Biol.* **41** 2687–94
- Sauer O, Nowak G, Richter J, 1987, Accuracy of dose calculations of the Philips treatment planning system OSS for blocked fields. In : Bruinvis IAD, Van der Giessen PH, Van Kleffens HJ, editor. Proc. IXth international conference on the use of computers in radiotherapy, Den Haag: ICCR, 57-60.
- Schad LR, Gademann G, Knopp M, Zabel HJ, Schlegel W, Lorenz WJ, 1992, Radiotherapy treatment planning of basal meningiomas: improved tumor localization by correlation of CT and MR imaging data *Radiother. Oncol.* **25** 56–62
- Sharpe MB, Jaffray DA, Battista JJ, Munro P, 1995, Extrafocal radiation: a unified approach to the prediction of beam penumbra and output factors for megavoltage x-ray beams, *Med. Phys.* **22**:2065–2074.
- Shaw JE, 1996, A guide to commissioning and quality control of treatment planning systems, *Institute of Physics and Engineering in Medicine and Biology (IPEMB) Report 68*, York, UK.
- Segre E, 1977, *Nuclei and particles*, The Benjamin/ Cummings Publishing Company, Inc, Monto Park, California
- Siddon RL, Dewyngaert JK, Bjarngard BE, 1985, Scatter integration with right triangular fields *Med. Phys.* **12** 229–31
- Sontag MR, 1979, Photon beam dose calculations in regions of tissue heterogeneity using computed tomography *PhD Thesis* University of Toronto
- Sontag MR, Cunningham JR, 1977, Corrections to absorbed dose calculations for tissue inhomogeneities *Med. Phys.* **4** 431–6
- Sontag MR, Ray SK, 1995, Determination of differential scatter-air ratios (dSAR) for three-dimensional scatter integration *Med. Phys.* **22** 775–80
- Société Française de Physique Médicale (SFPM 1992), Recommandations pour un programme d'assurance de qualité en radiothérapie externe, *Bull Cancer/Radiother* : **79**:53-76
- Société Française de Physique Médicale (SFPM 2003), Utilisation des références métrologiques nationale de dose absorbée dans l'eau et application du protocole de dosimétrie AIEA TRS n° 398 aux faisceaux de photons de haute énergie
- Spiers FW, 1949, *Brit, J, Radio*, **22**, 251.
- Statkiewicz-sherer, MA, Visconti, PJ, Ritenour, ER, 1993, *Radiation protection in medical radiography*, 2<sup>nd</sup> Ed, St Louis Mosby
- Sterling TD, Perry H, Katz L, 1964, Automation of radiation treatment planning IV. Derivation of a mathematical expression for the per cent depth dose surface of cobalt 60 beams and visualisation of multiple field dose distributions, *Br. J. Radiol.* **37** 544–50
- Storchi P, van Gasteren JJM, 1996, A table of phantom scatter factors of photon beams as a function of the quality index and field size *Phys. Med. Biol.* **41** 563–71
- Sundblom I, 1965, Dose planning for irradiation of thorax with Co<sup>60</sup> in fixed-beam teletherapy *Acta Radiol.* **3** 342–52
- Swiss Society for Radiobiology and Medical Physics (SSRPM 1997), Quality control of treatment planning systems for teletherapy, ISBN 3-908125-23-5, Report 7.
- Tatcher M, Bjarngard BE, 1993, Equivalent squares of irregular photon fields *Med. Phys.* **20** 1229–32

- Theratronics International Limited, 1990, "Photon beams calculation methods, Dec 1990, Document extrait de la brochure descriptive de TP11.
- Theratronics International Limited, 1993, Calculation for photon beams, Dec 1993, Document extrait de la brochure descriptive de TP11.
- Thomas SJ, 1991, A modified power-law formula for inhomogeneity corrections in beams of high-energy x-rays *Med.Phys.* **18** 719–23
- Turner JE, 1986, *Atoms, radiation, and radiation protection*, Pergamon Press, UK.
- Turner JE, 2004, Interaction of ionizing radiation with matter. *Health Physics society*
- Van Dyk J, Barnett RB, Cygler JE, Shragge PC, 1993, Commissioning and quality assurance of treatment planning computers. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*; **26:261-273**.
- Venselaar JLM, Welleweerd J, 2001, Application of a test package in an intercomparison of the performance of treatment planning systems used in a clinical setting. *Radiother Oncol* ; **60:203-213**.
- Venselaar JLM, Welleweerd J, Mijnheer BJ, 2001, Tolerances for the accuracy of photon beam dose calculations of treatment planning systems. *Radiother. Oncol.* **60**: 191-201.
- Wang L, Chui CS, Lovelock M, 1998, A patient-specific Monte Carlo dose-calculation method for photons beams *Med. Phys.* **25** 867–78
- Webb S, 1993, *The Physics of Three-Dimensional Radiation Therapy. Conformal Radiotherapy, Radiosurgery and Treatment Planning (Medical Science Series)* (Bristol: Institute of Physics Publishing)
- Webb S, 1997, *The Physics of Conformal Radiotherapy Advances in Technology (Medical Science Series)* (Bristol: Institute of Physics Publishing)
- Webb S, Fox RA, 1980, Verification by Monte Carlo methods of a power law tissue-air ratio algorithm for inhomogeneity corrections in photon beam dose calculations *Phys. Med. Biol.* **25** 225–40
- Welleweerd J, van der Zee W, 1998, Dose calculations for asymmetric fields using Plato version 2.01 In: Proc. *17th Annual ESTRO Meeting. Radiother Oncol*; **48(Suppl 1):S134**.
- Westermann CF, Mijnheer BJ, van Kleffens HJ, 1984, Determination of the accuracy of different computer planning systems for treatment with external photon beams. *Radiother Oncol*; **1:339-347**.
- Wittkamper F, Mijnheer B, van Kleffens H, 1987, Dose intercomparison at the radiotherapy centers in The Netherlands. 2. Accuracy of locally applied computer planning systems for external photon beams. *Radiother Oncol*; **11:405-414**.
- Wong JW, Henkelman RM, 1982 Reconsideration of the power-law (Batho) equation for inhomogeneity corrections *Med. Phys.* **9** 521–30
- Wong JW, Henkelman RM, 1983, A new approach to CT pixel-based photon dose calculations in heterogeneous media, *Med. Phys.* **10**:199–208.
- Wong JW, Purdy JA, 1987, Basis of recent methods of photon dose calculations *9th Int. Conf. on The Use of Computers in Radiation Therapy (Scheveningen, The Netherlands)* ed I A D Bruinvis, P H van der Giessen,
- Wong JW, Purdy JA, 1990, on methods of inhomogeneity corrections for photon transport, *Med. Phys.* **17**:807–814.
- Woo MK, Cunningham JR, 1990, The validity of the density scaling method in primary electron transport for photon and electron beams *Med. Phys.* **17** 187–94
- Woo MK, Cunningham JR, Jezioranski JJ, 1990, Extending the concept of primary and scatter separation to the condition of electronic disequilibrium *Med. Phys.* **17** 588–95

- Wood J, Mayles WPM, 1995, Factors affecting the precision of TLD dose measurements using an automatic TLD reader. *Phys. Med. Biol.* **40**, 309-13.
- Worthley B, 1966, Equivalent square of rectangular fields (letter) *Br. J. Radiol.* **39** 559
- Wrede DE, 1972, Central axis tissue-air ratios as a function of area-perimeter at depth and their applicability to irregularly shaped fields *Phys. Med. Biol.* **17** 548-54.