

**Université Saâd DAHLAB de Blida**



**Faculté des Sciences**

**Département de : Physique.**

Mémoire Présenté par :

**BERKANI Yasmina**

En vue d'obtenir le diplôme de Master

**Domaine : Science de la matière.**

**Filière : Physique.**

**Spécialité : Physique Médicale.**

**Option : Radiothérapie.**

**ASSURANCE QUALITE D'UN ALGORITHME  
DE CALCUL DE DOSE  
EN RADIOTHERAPIE CONFORMATIONNELLE.**

Soutenue le : 3 Juillet 2013, devant le jury composé de :

Mr. R. KHELIFI	Maître de conférence. A, USDB	Président
Mr. A. TOUTAOUI	Maître de recherche CRNA	Rapporteur
Mr. B. HOCINI	Maître Assistant. A, USDB	Examineur
Mme. A. MAACHOU	Chargée de recherche	Examinatrice

**Promotion : 2012 - 2013**

*Que ALLAH le tout puissant soit glorifié pour m'avoir donné le courage, persistance et la patience pour mener mon travail jusqu'à son terme.*

*Je tiens à remercier Monsieur A.E.K TOUTAOUI mon Directeur de mémoire, de m'avoir fait l'honneur de m'encadrer et d'avoir mis à ma disposition les moyens nécessaires à la réalisation de la partie expérimentale. Je lui exprime ma profonde gratitude pour la confiance qu'il m'a accordée.*

*Je tiens également à remercier Monsieur R. KHELIFI de m'avoir fait l'honneur de présider le jury, et qui a bien voulu examiner ce travail.*

*Je remercie Monsieur B.HOCINI et Madame A. MAACHOU qui m'ont fait l'honneur de participer au jury, je leur exprime toute ma reconnaissance.*

*Je remercie les manipulateurs de l'unité de l'accélérateur du service de radiothérapie oncologie du Centre Anti Cancer de Blida pour leur collaboration lors de la mise en place de la dosimétrie in vivo. Que cette expérience nous servira à réaliser dans un futur proche un programme d'assurance qualité au sein du plateau technique qui impliquera l'ensemble des physiciens, manipulateurs et radiothérapeutes.*

*Enfin je tiens à remercier toute personne ayant contribué de près ou de loin à la réalisation de ce mémoire.*

*A ma famille*

*A mes amis*

## خلاصة

إن تنفيذ الخوارزمية من أجل حساب الجرعة في عملية ضمان الجودة يتطلب إنشاء مسبقا عملية إضفاء الطابع الرسمي على البيانات و القياسات التي أجريت حول 11 مريضا والمجسم الشبح. عند مقارنة البيانات التي تحصلت عليها مع معطيات TPS كانت النتائج جد مرضية ومقبولة بالنظر الى هامش الخطأ الذي كثيرا ما يؤدي الى حوادث يبقى ضئيل جدا ويمكن تحمله.

رؤوس أقلام  
ضمان الجودة , الخوارزم , العلاج بالأشعة التطاقي, الجرعة

## Résumé

La mise en œuvre d'un algorithme de calcul de dose dans le cadre du processus d'assurance qualité, nécessite au préalable la mise en place d'une démarche de formalisation de données issues des mesures réalisées autour de 11 patients et sur un fantôme anthropomorphique. La comparaison de mes propres données aux données du TPS a été concluante et satisfaisante dans la mesure où la marge d'erreur pouvant donner lieu à des incidents reste tout a fait acceptable et bien tolérée.

### Mots clés

Assurance qualité, Algorithme, radiothérapie conformationnelle, dosimétrie.

## Abstract

The implementation of an algorithm for dose calculation in the field of quality assurance requires the prior establishment of a process of formalization of data from measurements made around 11 patients and a ghost. Comparing my own data with data given by TPS, the result was conclusive and satisfactory since the margin of error that can lead to incidents is quite acceptable and well tolerated.

### Key words

Quality insurance, Algorithm, conformal radiotherapy, dosimetry.

# Table des matières

Résumé .....	1
Glossaire.....	8
Liste des figures.....	12
Liste des tableaux .....	17
Introduction.....	24
<b>Chapitre premier : La radiothérapie conformationnelle.....</b>	<b>28</b>
I.I. Historique.....	29
I.II. Définition.....	30
I.III. Les systèmes de contention.....	31
I.III.1. Contention tête-cou.....	31
I.III.2. Contention bassin.....	31
I.III.3. Contention thorax.....	32
I.IV. Volume cible.....	32
I.IV.1. Le volume tumoral macroscopique (gross tumor volume, gtv).....	33
I.IV.2. Le volume cible anatomo-clinique (clinical target volume, ctv).....	33
I.IV.3. Le volume cible previsionnel (planning target volume, ptv).....	33
I.IV.3.1. La marge interne (internal margin, im) et le volume cible interne (internal target volum, itv).....	34
I.IV.3.2. La marge de repositionnement (set-up margin, SM).....	34
I.IV.4. Le volume traité (treated volume, TV).....	34
I.IV.5. Le volume irradié (irradiated volume, IV).....	35
I.V. Recommandation pour la définition des volumes d'organes a risque (organ at risk, OAR).....	35
I.VI. Définition des faisceaux.....	36

I.VI.1. Nombre de faisceaux.....	36
I.VI.2. Positionnement des faisceaux.....	36
I.VI.3. Formes des faisceaux.....	37
I.VI.4. Dosimétrie.....	37
I.VI.4.1. La normalisation.....	38
I.VI.4.2. Le gradient de dose.....	38
I.VII. Paramètres d'analyse dosimétriques.....	38
I.VII.1. Histogramme dose-volume.....	39
I.VII.1.1. L'histogramme dose-volume différentiel HDVd.....	39
I.VII.1.2. L'histogramme dose-volume cumulatif .....	40
I.VII.2. Paramètres dose-volume ( $V_{dose}$ et $D_{vol}$ ).....	41
I.VIII. Indice de conformation.....	41
I.VIII.1. Indice du Radiation Therapy Oncology Group (RTOG).....	42
<b>Chapitre II : Systèmes de planification de traitement.....</b>	<b>43</b>
II.I. Bases conceptuelles et grandeurs physiques en radiophysique médicale.....	44
II.I.1. Transport des photons.....	45
II.I.1.1. Le KERMA.....	45
II.I.1.2. Le TERMA.....	46
II.I.2. Le transport des particules chargées.....	46
II.I.3. Equilibre électronique longitudinal.....	46
II.I.4. Equilibre électronique latéral.....	46
II.I.5. Affaissement (build down) ET rehaussement (build up).....	47
II.II. Les modèles de calcul.....	48
II.II.1. Les modèles empiriques.....	48
II.II.1.1. Tableaux de données de base.....	48

II.II.1.2. Représentation analytique.....	49
II.II.1.3. Prise en compte des filtres en coin et de l'obliquité de surface.....	49
II.II.1.4. Prise en compte des hétérogénéités tissulaires.....	49
II.II.1.5. Limitations des méthodes empiriques.....	50
II.II.2. Méthode par superposition.....	50
II.II.2.1. Principe de la superposition.....	50
II.II.2.2. Principe de la séparation primaire diffusé.....	51
II.II.3. Méthodes convolution superposition.....	53
II.II.3.1. Principe.....	53
II.II.3.2. Relation Kernel et densité detissus.....	54
II.II.3.3. Modèle du point Kernel.....	54
II.II.3.4. Pencil beam Kernel.....	57
II.II.4. Simulation Monte Carlo.....	58
<b>Chapitre III : La dosimétrie in vivo en radiothérapie.....</b>	<b>60</b>
III.I. La dosimétrie in vivo.....	61
III.I.1. Mesure de la dose à l'entrée.....	62
III.I.2. Mesure de la dose ensortie.....	63
III.II. La dosimétrie in vivo par semi-conducteurs.....	64
III.II.1. Les détecteurs à semi-conducteurs.....	64
III.II.2. Principes physiques de la dosimétrie par semi-conducteurs.....	64
III.II.3. Diodes à semi-conducteurs (silicium).....	66
III.II.3.1. Stabilité de l'information dosimétrique.....	67
III.II.3.2. Réponse en fonction de la dose.....	67
III.II.3.3. Réponse en fonction de la dose cumulée.....	67
III.II.3.4. Réponse en fonction du débit de dose.....	67

III.II.3.5. Réponse en fonction de l'énergie.....	68
III.II.3.6. Réponse en fonction de l'angle d'incidence.....	68
III.II.3.7. Influence de la température.....	68
III.II.3.8. Influence de la taille du champ d'irradiation.....	68
III.II.3.9. Influence de la (DSP) distance source-peau.....	68
III.II.3.10. Influence de la présence de filtre en coin (physique et/ou dynamique).....	69
III.II.4. Etalonnage.....	69
III.II.4.1. Etalonnage de la dose a l'entrée du faisceau.....	69
III.II.4.2. Mesure de la dose a l'entrée du faisceau.....	69
III.II.4.3. Etalonnage de a la sortie du faisceau.....	70
III.II.4.4. Facteur d'étalonnage.....	71
III.II.5. Mesure des facteurs correctifs.....	71
III.II.6. Mesure de la dose au volume cible.....	72
III.II.6.1. Méthode décrite par Noel, Aletti, bey, Malissard (1995).....	72
<b>Chapitre IV : Matériel et méthodes.....</b>	<b>74</b>
IV.I. Dispositif expérimental.....	75
IV.I.1. L'accélérateur linéaire 2100c.....	75
IV.I.2. Le scanner Brillance et Big Bore.....	76
IV.I.3. Le système de planification de traitement Eclipse.....	77
IV.I.3.1. Modélisation de la source.....	77
IV.I.3.2. Calcul de dose volumétrique.....	78
IV.I.3.3. Calcul de la dose dans des faisceaux de photons.....	79
IV.I.3.4. Calcul de la contribution des électrons de contamination.....	81
IV.I.3.5. Calcul de la distribution de dose totale.....	82
IV.I.4. Le système réseau d'enregistrement et de vérification ARIA.....	83



IV.I.5. Le système de dosimétrie in vivo IVD solutions de Sun Nuclear.....	84
IV.I.6. Les diodes a semi-conducteurs QED™ de Sun Nuclear.....	84
IV.I.7. Le fantôme anthropomorphe CIRS.....	87
IV.I.8. Le fantôme 3d et son système d'acquisition Mephisto.....	88
IV.I.9. Chambres d'ionisation et électromètre.....	88
IV.I.10. Thermomètre et baromètre.....	89
IV.I.11. Les plaques de plexiglas (PMMA).....	90
IV.II. Linéarité et reproductibilité des diodes.....	91
IV.III. Etalonnage et caractérisation des diodes.....	92
IV.III.1. Détermination du facteur d'étalonnage.....	92
IV.III.1.1. Etape 1 / la chambre d'ionisation.....	92
IV.III.1.2. Etape 2 / les diodes a semi-conducteurs.....	94
IV.III.2. Détermination des facteurs correctifs.....	94
IV.III.2.1. La distance source-peau DSP.....	95
IV.III.2.2. La taille du champ.....	96
IV.III.2.3. Le débit de dose.....	96
IV.III.2.4. La présence des filtres en coin.....	96
IV.III.2.5. L'obliquité du faisceau.....	97
IV.IV. Dosimétrie in vivo sur patients et sur le fantôme anthropomorphe CIRS.....	97
IV.IV.1. Méthodologie adoptée pour la détermination de la dose à mi- épaisseur.....	99
IV.IV.2. Méthodologie adoptée pour la détermination de la dose a la profondeur du maximum de l'énergie.....	100
IV.IV.3. Correction de la lecture des diodes en sortie en présence d'hétérogénéité à faible densité.....	101

---

IV.V. Dosimétrie sur TPS Eclipse.....	102
<b>Chapitre V : Résultats et discussions.....</b>	<b>103</b>
V.I. Linéarité et reproductibilité.....	104
V.II. Facteurs d'étalonnages des diodes.....	105
V.III. Facteurs correctifs des diodes.....	105
V.IV. Dosimétrie in vivo sur patients.....	113
V.V. Dosimétrie sur le fantôme anthropomorphe CIRS.....	117
<b>Conclusion.....</b>	<b>124</b>
<b>Annexes.....</b>	<b>127</b>
Annexe I : Linéarité et reproductibilité des diodes.....	1
Annexe II : Facteurs de calibration des diodes.....	2
Annexe III : Caractérisation des diodes.....	4
Annexe IV : Résultats dosimétriques.....	33
<b>Références bibliographique</b>	

# Glossaire

**$\rho$**  : Densité massique.

**$\rho_e$**  : Densité électronique.

**3DCRT** : Radiothérapie Conformationnelle à trois Dimensions.

**4DTC** : 4D Integrated Treatment Console appelée 4DITC/4DTC.

**4D** : Radiothérapie synchronisée à la respiration.

**AAA** : Analytic Anisotropic Algorithm.

**AAPM** : American Association of Physics in Medicine.

**ARIA** : Oncology Information System (VARIAN sans les deux lettres V et N).

**BEV Beam's Eye View** : Vue de la source.

**Bolus** : Matériau équivalent tissu utilisé pour remonter le maximum de la dose à la surface.

**Build up** : Rehaussement.

**Build down** : Affaissement.

**Beamlet** : Mini faisceau.

**Convolution** : Intégrale composée de deux fonctions toutes deux intégrables.

**CT** : Computed Tomography.

**CTV** : Clinical Target Volume = volume cible anatomo-clinique.

**CIRS** : Marque d'un certain type de fantômes anthropomorphiques.

**Clinac** : Clinical Linear accelerator.

**DRR** : Digitally Reconstructed Radiograph.

**Dose** : Energie déposée, rapportée à la masse.

**eV** : Electron-Volt.

**Eclipse** : Un système de planification de traitement de marque Varian.

**Fantôme** : Objet physique ou abstraction mathématique (simulation mathématique du corps humain).

**D<sub>max</sub>** : Dose maximale.

**D<sub>min</sub>** : Dose minimale.

**D<sub>moy</sub>** : Dose moyenne.

**DICOM** : Digital Imaging and COmmunications in Medicine.

**DSP** : Distance Source Peau.

**DST** : Distance Source Tumeur.

**D<sub>vol</sub>** : Dose reçu par un certain volume.

**D<sub>w</sub>** : Dose absorbée dans l'eau.

**Fantôme anthropomorphe** : Fantôme (physique) simulant le corps humain.

**Fluence primaire** : Nombre de photon passant par une unité d'air.

**FFT** : Transformée de Fourier rapide.

**ETAR** : Equivalent Tissue Air Ratio équivalent rapport tissu air

**GTV Gross Tumor Volume** : Volume tumoral macroscopique.

**Gy** : Gray = Unité de la dose.

**Gantry** : Bras rotatif d'un accélérateur linéaire.

**HDV** : Histogramme Dose Volume.

**HDVd** : Histogramme Dose Volume différentiel.

**HDVc** : Histogramme Dose Volume cumulatif.

**IMRT ou RCMi** : Radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité.

**IRM** : Imagerie par Résonance Magnétique.

**ICRU** : International Commission on Radiation Units and measurements.

**IM** : Internal Margin = Marge Interne.

**ITV** : Internal Target Volume = Volume Cible Interne.

**IC** : Indice de Conformation.

**Isocentre** : Point central commun des deux cercles décrits par la rotation du bras et la rotation de la table de traitement.

**Isodose** : Lignes constituées de points qui reçoivent la même dose.

**IV** : Irradiated Volume = Volume Irradié.

**Interface** : Surface séparant deux régions de compositions différentes.

**Kernel** : Fraction d'énergie par unité de volume.

**kV** : Kilovolt.

**KERMA** : Kinetic Energy Released per unit MAAss : Energie cinétique transférée à des particules chargées par unité de masse.

**MLC** : Multi-leafs Collimator : Collimateur multi-lames.

**Matching** : Superposition de l'image de référence avec l'image portale.

**MV** : Mega volt.

**MeV** : Mega électronvolt.

**OAR** : Organ At Risk = les organes à risque.

**PTV** : Planning Target Volume = Volume cible prévisionnel.

**Pixel** : Picture Elément = Elément bidimensionnel d'une image.

**PVI** : Portal Vision Imaging = Imageur Portal Vision.

**PMMA** : Poly Méthacrylate de Méthyle = Plexiglas.

**PDD** : Percentage Depth Dose = Rendement en profondeur.

**RAR** : Radiothérapie avec Asservissement Respiratoire (Gating).

**RTOG** : Radiation Therapy Oncology Group.

**RTA** : Rapport Tissu- Air.

**RTM** : Rapport Tissu-Maximum.

**RT** : Radiation Therapist.

**SM** : Set up Margin = Marge liée aux incertitudes de réalisation du traitement.

**Scaling** : Dilatation ou compression d'une distribution de dose, ou du parcours d'une particule en fonction de la densité électronique du milieu.

**SAR** : Scatter Air Ratio = Rapport diffusé-air.

**TDM** : Tomodensitométrie.

**Télécobalthérapie** : Radiothérapie réalisée avec un appareil de traitement intégrant une source de cobalt.

**TPS** : Treatment Planning System = système de planification de traitement.

**Tumorectomie** : Acte chirurgical consistant à enlever d'un organisme vivant une tumeur.

**TV** : Treated Volume = Volume Traité.

**TERMA** : Total Energy Released per unit MAAss = Energie déposée dans une unité de masse.

**TLD** : Dosimètre Thermo-Luminescent.

**TNC** : Type de câble avec un adaptateur à vice.

**UM** : Unité Moniteur.

**HU** : Unité Hounsfield.

**Voxel** : Contraction Volumetric pixel = Volume élémentaire dans une structure tridimensionnelle numérisée.

**V<sub>dose</sub>** : Les volumes recevant au moins une certaine dose.

**V<sub>IR</sub>** : Volume de l'isodose de référence.

**VT** : Volume Tumoral.

**Z<sub>max</sub>** : Profondeur du maximum de l'énergie.

## Liste des figures

<b>Figure 1</b> : Masque thermoformé pour la région tête-cou.....	<b>p.32</b>
<b>Figure 2</b> : Cale genou à gauche et moule thermoformé pour la région pelvienne..	<b>p.34</b>
<b>Figure 3</b> : Matelas de contention moulé.....	<b>p.34</b>
<b>Figure 4</b> : Définition des volumes selon l'ICRU.....	<b>p.37</b>
<b>Figure 5</b> : Collimateur multi-lames.....	<b>p.39</b>
<b>Figure 6</b> : HDV différentiel.....	<b>p.41</b>
<b>Figure 7</b> : HDV cumulatif.....	<b>p.43</b>
<b>Figure 8</b> : Diagramme visualisant la différence entre le KERMA et la dose absorbée dans la zone de non équilibre électronique.....	<b>p.45</b>
<b>Figure 9</b> : Equilibre électronique longitudinal à gauche et équilibre électronique latéral à droite.....	<b>p.47</b>
<b>Figure 10</b> : Perte d'équilibre électronique à la sortie d'une zone de faible densité puis remise en équilibre électronique.....	<b>p.48</b>
<b>Figure 11</b> : Schéma de principe de la superposition.....	<b>p.51</b>
<b>Figure 12</b> : Noyaux de convolution : (a) noyau représentant la répartition de l'énergie libérée par des interactions de photons primaires ayant lieu en un point unique ; (b) un noyau de type pencil beam, représentant la dose déposée par un faisceau de section infinitésimale.....	<b>p.53</b>
<b>Figure 13</b> : Schéma de principe de la superposition TERMA/Kernel.....	<b>p.54</b>
<b>Figure 14</b> : Représentation d'un Kernel issu d'une interaction d'un photon.....	<b>p.55</b>
<b>Figure 15</b> : Schéma représentant un Pencil Beam kernel. L'image de droite simule la réalité par calcul Monte Carlo.....	<b>p.58</b>
<b>Figure 16</b> : Schéma d'une simulation Monte Carlo des interactions avec les éléments de la tête d'un accélérateur.....	<b>p.59</b>
<b>Figure 17</b> : Représentation schématique d'une jonction PN.....	<b>p.65</b>

---

<b>Figure 18</b> : Différents modèles diodes à semi-conducteurs.....	<b>p.66</b>
<b>Figure 19</b> : Exemple d'étalonnage de la dose à l'entrée.....	<b>p.70</b>
<b>Figure 20</b> : Exemple d'étalonnage à la sortie.....	<b>p.71</b>
<b>Figure 21</b> : Représentation schématique de la mesure de la dose à l'entrée et à la sortie d'après Aletti et Noël (1995).....	<b>p.73</b>
<b>Figure 22</b> : Accélérateur 2100C à gauche, et pupitre de commande à droite.....	<b>p.75</b>
<b>Figure 23</b> : Scanner Big Bore , et unité de scanner du C.A.C Blida.....	<b>p.76</b>
<b>Figure 24</b> : Simulation d'une tumeur pulmonaire sur le scanner.....	<b>p.77</b>
<b>Figure 25</b> : (a)Schéma des coordonnées dans le système de coordonnées du patient et le système de coordonnées du beamlet dans le plan X-Z. (b)Schéma de la prise en compte du diffusé dans la direction de la profondeur et perpendiculairement à la direction du mini-faisceau.....	<b>p.79</b>
<b>Figure 26</b> : Présentation graphique du kernel mono-énergétique et du kernel poly énergétique.....	<b>p.80</b>
<b>Figure 27</b> : Espace de travail Eclipse, et courbe de calibration CT.....	<b>p.83</b>
<b>Figure 28</b> : Application RT chart à gauche et Time Planner à droite.....	<b>p.83</b>
<b>Figure 29</b> : Les différents composants du système IVD Solutions de Sun Nuclear.....	<b>p.84</b>
<b>Figure 30</b> : Schéma représentatif d'une diode QED <sup>TM</sup> .....	<b>p.85</b>
<b>Figure 31</b> : Diodes QED <sup>TM</sup> , 6-12 MV et 15-25 MV.....	<b>p.86</b>
<b>Figure 32</b> : Le fantôme anthropomorphe CIRS.....	<b>p.87</b>
<b>Figure 33</b> : Le fantôme à eau et son système d'acquisition Mephysto mc <sup>2</sup> .....	<b>p.88</b>
<b>Figure 34</b> : La chambre d'ionisation Farmer et l'électromètre Unidos.....	<b>p.89</b>
<b>Figure 35</b> : La Pin Point à gauche, et la Semi flexible à droite.....	<b>p.89</b>
<b>Figure 36</b> : Baromètre à gauche et thermomètre à droite.....	<b>p.90</b>
<b>Figure 37</b> : Plaques de plexiglas.....	<b>p.90</b>



---

<b>Figure 38</b> : Plaques de plexiglas avec une cavité d'hétérogénéité.....	<b>p.91</b>
<b>Figure 39</b> : Mise en place d'une diode à la surface d'une épaisseur PMMA.....	<b>p.91</b>
<b>Figure 40</b> : Géométrie du dispositif expérimental pour l'étalonnage du faisceau.....	<b>p.94</b>
<b>Figure 41</b> : Balistique et traitement adoptée pour l'irradiation du fantôme CIRS.....	<b>p.98</b>
<b>Figure 42</b> : Irradiation du fantôme anthropomorphe CIRS.....	<b>p.98</b>
<b>Figure 43</b> : Géométrie d'un faisceau décrivant la corrélation entre le PDD et le RTM.....	<b>p.98</b>
<b>Figure 44</b> : Rendement en profondeur et définition des doses à l'entrée, à la sortie et en profondeur.....	<b>p.101</b>
<b>Figure 45</b> : Mise en place des plaques de plexiglas pour la correction de la dose en sortie du faisceau en présence d'une cavité à faible densité.....	<b>p.102</b>
<b>Figure 46</b> : Les options ECLIPSE pour la détermination de la dose en un point et relevé des profils.....	<b>p.102</b>
<b>Figure 47</b> : Courbes de linéarité.....	<b>p.104</b>
<b>Figure 48</b> : Courbes des facteurs correctifs $C_{DSP2}$ à l'entrée (à gauche) et à la sortie (à droite) du faisceau 6MV.....	<b>p.105</b>
<b>Figure 49</b> : Courbes des facteurs correctifs $C_{DSP2}$ à l'entrée (à gauche) et à la sortie (à droite) du faisceau 18MV.....	<b>p.106</b>
<b>Figure 50</b> : Courbes des facteurs correctifs $C_{FS}$ à l'entrée (à gauche) et à la sortie (à droite) du faisceau 6MV.....	<b>p.106</b>
<b>Figure 51</b> : Courbes des facteurs correctifs $C_{FS}$ à l'entrée (à gauche) et à la sortie (à droite) du faisceau 18MV.....	<b>p.107</b>
<b>Figure 52</b> : Courbes des facteurs correctifs $C_D$ à l'entrée (à gauche) et à la sortie (à droite) du faisceau 6MV.....	<b>p.107</b>
<b>Figure 53</b> : Courbes des facteurs correctifs $C_D$ à l'entrée (à gauche) et à la sortie (à droite) du faisceau 18MV.....	<b>p.108</b>

---

**Figure 54 :** Courbes des facteurs correctifs  $C_F$  à l'entrée (à gauche) et à la sortie (à droite) du faisceau 6MV de la diode D1-6.....**p.108**

**Figure 55 :** Courbes des facteurs correctifs  $C_F$  à l'entrée (à gauche) et à la sortie (à droite) du faisceau 6MV de la diode D2-6.....**p.108**

**Figure 56 :** Courbes des facteurs correctifs  $C_F$  à l'entrée (à gauche) et à la sortie (à droite) du faisceau 6MV de la diode D3-6.....**p.109**

**Figure 57 :** Courbes des facteurs correctifs  $C_F$  à l'entrée (à gauche) et à la sortie (à droite) du faisceau 6MV de la diode D4-6.....**p.109**

**Figure 58 :** Courbes des facteurs correctifs  $C_F$  à l'entrée (à gauche) et à la sortie (à droite) du faisceau 6MV de la diode D5-6.....**p.109**

**Figure 59 :** Courbes des facteurs correctifs  $C_F$  à l'entrée (à gauche) et à la sortie (à droite) du faisceau 18MV de la diode D1-18.....**p.110**

**Figure 60 :** Courbes des facteurs correctifs  $C_F$  à l'entrée (à gauche) et à la sortie (à droite) du faisceau 18MV de la diode D2-18.....**p.110**

**Figure 61 :** Courbes des facteurs correctifs  $C_F$  à l'entrée (à gauche) et à la sortie (à droite) du faisceau 18MV de la diode D3-18.....**p.110**

**Figure 62 :** Courbes des facteurs correctifs  $C_F$  à l'entrée (à gauche) et à la sortie (à droite) du faisceau 18MV de la diode D4-18.....**p.111**

**Figure 63 :** Courbes des facteurs correctifs  $C_F$  à l'entrée (à gauche) et à la sortie (à droite) du faisceau 18MV de la diode D5-18.....**p.111**

**Figure 64 :** Courbes des facteurs correctifs  $C_A$  à l'entrée (à gauche) et à la sortie (à droite) du faisceau 6MV.....**p.112**

**Figure 65 :** Courbes des facteurs correctifs  $C_A$  à l'entrée (à gauche) et à la sortie (à droite) du faisceau 18MV.....**p.112**

**Figure 66 :** Filtre en coin.....**p.112**

**Figure 67:** Courbe de calibration CT est les densités électroniques des structures.....**p.114**

**Figure 68:** Géométrie des faisceaux à la surface et en profondeur.....**p.114**

**Figure 69:** Représentation par secteur des résultats obtenus sur les 11 patients.....**p.116**

**Figure 70 :** Vue coronaire sur la balistique de traitement du poumon CIRS.....**p.117**

**Figure 71 :** Géométrie du dispositif expérimental du test de la lecture de la diode en présence d'hétérogénéité.....**p.119**

**Figure 72 :** Courbes représentatives des écarts des lectures des diodes en fonction de l'épaisseur AH.....**p.120**

# Liste des tableaux

## TABLEAUX CHAPITRES

<b>Tableau 1</b> : Profondeur et distance minimales d'équilibre électronique en fonction de la tension accélératrice (AAPM 85).....	<b>p.47</b>
<b>Tableau 2</b> : Caractéristiques des diodes QED <sup>TM</sup> , 6-12 MV.....	<b>p.86</b>
<b>Tableau 3</b> : Caractéristiques des diodes QED <sup>TM</sup> , 15-25 MV.....	<b>p.86</b>
<b>Tableau 4</b> : Caractéristiques des chambres d'ionisation.....	<b>p.89</b>
<b>Tableau 5</b> : Conversion des épaisseurs eau en épaisseurs équivalentes en PMMA.....	<b>p.90</b>
<b>Tableau 6</b> : Test du MLC sur des champs conformationnels.....	<b>p.113</b>
<b>Tableau 7</b> : Récapitulatif des résultats des écarts obtenus par plan de traitements.....	<b>p.116</b>
<b>Tableau 8</b> : Récapitulatif des résultats dosimétriques sur les onze patients.....	<b>p.116</b>
<b>Tableau 9</b> : Densités électroniques des structures du fantôme CIRS.....	<b>p.117</b>
<b>Tableau 10</b> : Calcul du rapport tissu air RTA.....	<b>p.118</b>
<b>Tableau 11</b> : Nombre d'Unité Hounsfield et densités électronique des plaques de plexiglas.....	<b>p.118</b>
<b>Tableau 12</b> : Lectures de diodes en présence et en l'absence des différentes cavités.....	<b>p.119</b>
<b>Tableau 13</b> : Valeurs des écarts des lectures en présence et l'absence des cavités.....	<b>p.119</b>
<b>Tableau 14</b> : Les écarts associés aux profondeurs d'évaluation de la dose.....	<b>p.120</b>
<b>Tableau 15</b> : Lecture et écarts des lectures de la diode pour le deuxième type de mesure.....	<b>p.120</b>
<b>Tableau 16</b> : Lectures corrigées des diodes à la sortie du faisceau.....	<b>p.121</b>

<b>Tableau 17</b> : Résultats des doses à mi-épaisseur sur le fantôme CIRS pour sa première irradiation.....	<b>p.121</b>
<b>Tableau 18</b> : Résultats des doses totales sur le fantôme CIRS pour sa première irradiation.....	<b>p.121</b>
<b>Tableau 19</b> : Résultats des doses à mi-épaisseur sur le fantôme CIRS pour sa première irradiation.....	<b>p.122</b>
<b>Tableau 20</b> : Résultats des doses totales sur le fantôme CIRS pour sa première irradiation.....	<b>p.122</b>

### TABLEAUX ANNEXES

<b>Tableau AI-1</b> : Linéarité de la lecture des diodes.....	<b>p.1</b>
<b>Tableau AI-2</b> : Reproductibilité de la lecture des diodes.....	<b>p.1</b>
<b>Tableau AII.1</b> : Lectures de la chambre à l'entrée du faisceau pour le 6MV.....	<b>p.2</b>
<b>Tableau AII.2</b> : Lectures de la chambre à la sortie du faisceau pour le 6MV.....	<b>p.2</b>
<b>Tableau AII.3</b> : Lectures de la chambre à l'entrée du faisceau pour le 18MV.....	<b>p.2</b>
<b>Tableau AII.4</b> : Lecture de la chambre à la sortie du faisceau pour le 18 MV.....	<b>p.3</b>
<b>Tableau AII.5</b> : Facteurs de calibrations à l'entrée du faisceau (6MV).....	<b>p.3</b>
<b>Tableau AII.6</b> : Facteurs de calibrations à la sortie du faisceau (6MV).....	<b>p.3</b>
<b>Tableau AII.7</b> : Facteurs de calibrations à l'entrée du faisceau (18MV).....	<b>p.3</b>
<b>Tableau AII.8</b> : Facteurs de calibrations à la sortie du faisceau (18MV).....	<b>p.3</b>
<b>Tableau A.III.1</b> : Facteurs correctifs $C_{DSP1}$ liés à la DSP reflétant la différence des distances source-détecteur de la chambre et des diodes.....	<b>p.4</b>
<b>Tableau A.III.2</b> : Lectures des diodes normalisées à 100cm à l'entrée du faisceau 6MV.....	<b>p.4</b>
<b>Tableau A.III.3</b> : Lectures de la chambre en fonction de la DSP à l'entrée du faisceau 6MV.....	<b>p.4</b>

---

<b>Tableau A.III.4 :</b> Facteurs correctifs $C_{SSD2}$ liés à la DSP à l'entrée du faisceau 6MV.....	<b>p.5</b>
<b>Tableau A.III.5 :</b> Lectures des diodes normalisées à 100cm à la sortie du faisceau 6MV.....	<b>p.5</b>
<b>Tableau A.III.6 :</b> Lectures de la chambre en fonction de la DSP à la sortie du faisceau 6MV.....	<b>p.5</b>
<b>Tableau A.III.7 :</b> Facteurs correctifs $C_{DSP2}$ liés à la DSP à la sortie du faisceau 6MV.....	<b>p.5</b>
<b>Tableau A.III.8 :</b> Lectures des diodes normalisées à 100cm à l'entrée du faisceau 18MV.....	<b>p.6</b>
<b>Tableau A.III.9 :</b> Lectures de la chambre en fonction de la DSP à l'entrée du faisceau 18MV.....	<b>p.6</b>
<b>Tableau A.III.10 :</b> Facteurs correctifs $C_{DSP2}$ liés à la DSP à l'entrée du faisceau 18MV.....	<b>p.6</b>
<b>Tableau A.III.11 :</b> Lectures des diodes normalisées à 100cm à la sortie du faisceau 18MV.....	<b>p.7</b>
<b>Tableau A.III.12 :</b> Lectures de la chambre en fonction de la DSP à la sortie du faisceau 18MV.....	<b>p.7</b>
<b>Tableau A.III.13 :</b> Facteurs correctifs $C_{DSP2}$ liés à la DSP à la sortie du faisceau 18MV.....	<b>p.7</b>
<b>Tableau A.III.14 :</b> Lectures des diodes normalisées à 10 cm <sup>2</sup> à l'entrée du faisceau 6MV.....	<b>p.8</b>
<b>Tableau A.III.15 :</b> Lectures de la chambre en fonction de la taille du champ à l'entrée du faisceau 6MV.....	<b>p.9</b>
<b>Tableau A.III.16 :</b> Facteurs correctifs liés à la taille du champ à l'entrée du faisceau 6MV.....	<b>p.10</b>
<b>Tableau A.III.17 :</b> Lectures des diodes normalisées à 10 cm <sup>2</sup> à la sortie du faisceau 6MV.....	<b>p.11</b>

<b>Tableau A.III.18</b> : Lectures de la chambre en fonction de la taille du champ à la sortie du faisceau 6MV.....	<b>p.12</b>
<b>Tableau A.III.19</b> : Facteurs correctifs liés à la taille du champ à la sortie du faisceau 6MV.....	<b>p.13</b>
<b>Tableau A.III.20</b> : Lectures des diodes normalisées à 10 cm <sup>2</sup> à l'entrée du faisceau 18MV.....	<b>p.14</b>
<b>Tableau A.III.21</b> : Lectures de la chambre en fonction de la taille du champ à l'entrée du faisceau 18MV.....	<b>p.15</b>
<b>Tableau A.III.22</b> : Facteurs correctifs liés à la taille du champ à l'entrée du faisceau 18MV.....	<b>p.16</b>
<b>Tableau A.III.23</b> : Lectures des diodes normalisées à 10 cm <sup>2</sup> à la sortie du faisceau 18MV.....	<b>p.17</b>
<b>Tableau A.III.24</b> : Lectures de la chambre en fonction de la taille du champ à la sortie du faisceau 18MV.....	<b>p.18</b>
<b>Tableau A.III.25</b> : Facteurs correctifs liés à la taille du champ à la sortie du faisceau 18MV.....	<b>p.19</b>
<b>Tableau A.III.26</b> : Lectures des diodes normalisées à 400UM/min à l'entrée du faisceau 6MV.....	<b>p.19</b>
<b>Tableau A.III.27</b> : Lectures de la chambre en fonction du débit à l'entrée du faisceau 6MV.....	<b>p.20</b>
<b>Tableau A.III.28</b> : Facteurs correctifs liés au débit de dose à l'entrée du faisceau 6MV.....	<b>p.20</b>
<b>Tableau A.III.29</b> : Lectures des diodes normalisées à 400UM/min à la sortie du faisceau 6MV.....	<b>p.20</b>
<b>Tableau A.III.30</b> : Lectures de la chambre en fonction du débit à la sortie du faisceau 6MV.....	<b>p.20</b>
<b>Tableau A.III.31</b> : Facteurs correctifs liés au débit de dose à la sortie du faisceau 6MV.....	<b>p.20</b>

<b>Tableau A.III.32</b> : Lectures des diodes normalisées à 400UM/min à l'entrée du faisceau 18MV.....	<b>p.21</b>
<b>Tableau A.III.33</b> : Lectures de la chambre en fonction du débit à l'entrée du faisceau 18MV.....	<b>p.21</b>
<b>Tableau A.III.34</b> : Facteurs correctifs liés au débit de dose à l'entrée du faisceau 18MV.....	<b>p.21</b>
<b>Tableau A.III.35</b> : Lectures des diodes normalisées à 400UM/min à la sortie du faisceau 18MV.....	<b>p.21</b>
<b>Tableau A.III.36</b> : Lectures de la chambre en fonction du débit à la sortie du faisceau 18MV.....	<b>p.21</b>
<b>Tableau A.III.37</b> : Facteurs correctifs liés au débit de dose à la sortie du faisceau 18MV.....	<b>p.22</b>
<b>Tableau A.III.38</b> : Lectures des diodes normalisées par rapport aux champs ouverts à l'entrée du faisceau 6MV.....	<b>p.22</b>
<b>Tableau A.III.39</b> : Lectures de la chambre pour les différents filtres à l'entrée du faisceau 6MV.....	<b>p.23</b>
<b>Tableau A.III.40</b> : Facteurs correctifs $C_F$ liés à la présence du filtre à l'entrée du faisceau 6MV.....	<b>p.23</b>
<b>Tableau A.III.41</b> : Lectures des diodes normalisées par rapport aux champs ouverts à la sortie du faisceau 6MV.....	<b>p.24</b>
<b>Tableau A.III.42</b> : Lectures de la chambre pour les différents filtres à la sortie du faisceau 6MV.....	<b>p.24</b>
<b>Tableau A.III.43</b> : Facteurs correctifs $C_F$ liés à la présence du filtre à la sortie du faisceau 6MV.....	<b>p.25</b>
<b>Tableau A.III.44</b> : Lectures des diodes normalisées par rapport aux champs ouverts à l'entrée du faisceau 18MV.....	<b>p.25</b>
<b>Tableau A.III.45</b> : Lectures de la chambre pour les différents filtres à l'entrée du faisceau 18MV.....	<b>p.26</b>



---

<b>Tableau A.III.46</b> : Facteurs correctifs $C_F$ liés à la présence du filtre à l'entrée du faisceau 18MV.....	<b>p.26</b>
<b>Tableau A.III.47</b> : Lectures des diodes normalisées par rapport aux champs ouverts à la sortie du faisceau 18MV.....	<b>p.27</b>
<b>Tableau A.III.48</b> : Lectures de la chambre pour les différents filtres à la sortie du faisceau 18MV.....	<b>p.27</b>
<b>Tableau A.III.49</b> : Facteurs correctifs $C_F$ liés à la présence du filtre à la sortie du faisceau 18MV.....	<b>p.28</b>
<b>Tableau A.III.50</b> : Facteurs correctifs $C_A$ liés à l'obliquité à l'entrée du faisceau 6MV.....	<b>p.29</b>
<b>Tableau A.III.51</b> : Facteurs correctifs $C_A$ liés à l'obliquité à la sortie du faisceau 6MV.....	<b>p.30</b>
<b>Tableau A.III.52</b> : Facteurs correctifs $C_A$ liés à l'obliquité à l'entrée du faisceau 18MV.....	<b>p.31</b>
<b>Tableau A.III.53</b> : Facteurs correctifs $C_A$ liés à l'obliquité à la sortie du faisceau 18MV.....	<b>p.32</b>
<b>Tableau A.IV.1</b> : Résultats dosimétriques du patient 1.....	<b>p.33</b>
<b>Tableau A.IV.2</b> : Résultats dosimétriques du patient 2.....	<b>p.34</b>
<b>Tableau A.IV.3</b> : Résultats dosimétriques du patient 3.....	<b>p.35</b>
<b>Tableau A.IV.4</b> : Résultats dosimétriques du patient 4.....	<b>p.36</b>
<b>Tableau A.IV.5</b> : Résultats dosimétriques du patient 5.....	<b>p.37</b>
<b>Tableau A.IV.6</b> : Résultats dosimétriques du patient 6.....	<b>p.38</b>
<b>Tableau A.IV.7</b> : Résultats dosimétriques du patient 7.....	<b>p.39</b>
<b>Tableau A.IV.8</b> : Résultats dosimétriques du patient 8.....	<b>p.40</b>
<b>Tableau A.IV.9</b> : Résultats dosimétriques du patient 9.....	<b>p.41</b>
<b>Tableau A.IV.10</b> : Résultats dosimétriques du patient 10.....	<b>p.42</b>
<b>Tableau A.IV.11</b> : Résultats dosimétriques du patient 11.....	<b>p.43</b>

**Tableau A.IV.12 :** Résultats dosimétriques du fantôme CIRS de l'irradiation  
1.....**p.44**

**Tableau A.IV.13 :** Résultats dosimétriques du fantôme CIRS de l'irradiation  
2.....**p.45**

## Introduction générale

Le traitement du cancer par radiothérapie externe a fait l'objet de développements significatifs au cours des dernières années. Ces développements concernent aussi bien l'équipement de traitement, que les outils informatiques qui lui sont associés pour en permettre une utilisation optimale.

Depuis une dizaine d'années les techniques de radiothérapie ont fait des progrès très importants, notamment avec la radiothérapie conformationnelle et la radiothérapie par modulation d'intensité l'IMRT. Les évolutions techniques ont été mises en œuvre grâce à de nouveaux accélérateurs et des algorithmes de calcul plus performants. La méthode de superposition-convolution, utilisée dans le calcul des distributions de dose en radiothérapie représente l'une de ces évolutions qui ont eu un impact considérable sur le développement des traitements.

L'algorithme de superposition-convolution permet d'obtenir une représentation de la répartition de dose dans le patient plus proche de la réalité physique qu'avec un algorithme de type séparation primaire/diffusé. Ces techniques ont apporté une amélioration de la qualité du traitement pour les tumeurs profondes et localisées dans un environnement radiosensible, comme les tumeurs du cerveau et du thorax. Les traitements effectués avec ces techniques sont mieux adaptés, plus précis et donc potentiellement plus efficaces. Ainsi, les radiophysiciens médicaux disposent aujourd'hui de différentes techniques parmi lesquelles, ils peuvent choisir la plus pertinente en fonction du type et de la localisation de la tumeur.

Il y a deux principales difficultés dans la mise en œuvre du calcul de la répartition de dose : d'une part la modélisation du patient qui présente une architecture tissulaire très complexe et d'autre part la modélisation des processus physiques de dépôt de dose dans le patient. En ce qui concerne la modélisation du patient, l'imagerie tomodensitométrique (TDM) ou Computed Tomography (CT) offre la possibilité de modéliser le patient. Elle discrétise le volume du patient en un ensemble de petits éléments appelés « voxels ». A chaque voxel est associé une valeur appelée nombre de Hounsfield qui représente la densité électronique moyenne du matériau de l'élément de volume. L'avantage de cette méthode d'imagerie est de

---

permettre, grâce à la densité électronique, l'accès au pouvoir d'atténuation du matériau vis-à-vis du rayonnement.

Pour modéliser les processus physiques de transfert d'énergie, des modèles de calcul de dose ont été développés pour permettre une représentation précise de la répartition de dose délivrée par les faisceaux de traitement. Les algorithmes de calcul de dose vont calculer la dose déposée par les faisceaux de traitement dans les voxels qui modélisent le patient. Ces modèles de calcul ne sont que des modèles ce qui signifie que des approximations sont faites au niveau du calcul du dépôt d'énergie ainsi qu'au niveau de la représentation du patient. Par conséquent, ils donnent une représentation approximative de la répartition de dose dans le patient.

Le niveau d'approximation sera différent selon le type d'algorithme. Ainsi, les algorithmes qui utilisent la méthode de Monte-Carlo sont aujourd'hui ceux qui modélisent le dépôt d'énergie dans la matière de manière la plus réaliste. Ce sont donc des outils performants pour modéliser le patient et calculer la répartition de dose.

Valider dosimétriquement une irradiation, c'est mieux comprendre les phénomènes qui influencent les très nombreuses configurations anatomiques et balistiques. Cela implique de réaliser des tests sélectifs mettant en évidence, à chaque fois, un élément isolé. Cependant, il est inexorable de conduire les investigations jusqu'à la comparaison entre un calcul informatique et une mesure directe soit dans un fantôme soit in vivo.

Valider le calcul c'est valider un ensemble d'éléments techniques et informatiques tous liés à l'utilisation d'une version d'un algorithme de calcul.

A l'intérieur d'un service de radiothérapie, cette validation du logiciel de calcul s'insère dans une procédure d'assurance qualité qui, elle, intègre tous les éléments associés <sup>[1]</sup>. Par exemple, une version qui modifierait les outils de contours des volumes, nécessiterait de reprendre aussi des tests incluant la validation du calcul. Les travaux dosimétriques mis en œuvres sont cependant très différents en fonction des spécificités annoncées du logiciel fourni. Si on dispose d'un logiciel de première génération, il reste très important de réaliser des mesures de validations dosimétriques simples et sophistiquées même si on est d'avance convaincu des

imperfections. La connaissance des écarts est aussi importante que la connaissance des bonnes corrélations.

Les erreurs en radiothérapie peuvent être classées en deux catégories : les erreurs systématiques et les erreurs aléatoires.

Les erreurs systématiques sont principalement dues aux erreurs de préparation du traitement : alignement du patient lors de l'examen TDM, les mouvements des organes, délimitation du volume cible. Ces erreurs se produisent entre l'étape de préparation du traitement et la première ou la deuxième séance de traitement. Les erreurs de calculs de dose sont de cette catégorie.

Les erreurs aléatoires peuvent se produire durant l'exécution du traitement à n'importe quelle séance. On considère en général que les erreurs systématiques et aléatoires de l'ordre de 1mm sont acceptables, [Hurkmans et al].

*Le travail de ce mémoire consiste à effectuer une étude dosimétrique permettant l'évaluation de la dose reçue par les patients en radiothérapie conformationnelle, et de confronter ces résultats expérimentaux aux calculs de dose relevés sur le système de planification de traitement, dans le but d'évaluer la qualité de traitement, et d'apprécier ainsi le niveau de précision de l'algorithme de calcul de dose en faisant une étude comparative entre le calcul de dose et la dose réellement reçue par le patient. Par ailleurs ce travail a été réalisé au Centre Anti Cancer de Blida en vue d'instaurer un suivi par la dosimétrie in vivo comme un outil d'assurance qualité.*

L'évaluation de dose se fera pour chaque faisceau de la balistique de traitement à mi-épaisseur et à la profondeur du maximum de l'énergie utilisée. La sommation des doses individuelles de chaque faisceau à mi-épaisseur permettra de remonter à la prescription de dose.

Pour atteindre cet objectif l'étude expérimentale se basera sur l'utilisation de la dosimétrie in vivo par semi-conducteurs. Par ailleurs les mesures ont été effectuées sur patients mais également sur un fantôme anthropomorphique simulant la partie thoracique, le choix d'une simulation d'une tumeur pulmonaire a été mis en œuvre pour rendre en compte de la complexité dans l'évaluation de la dose d'une telle localisation.

L'étude dosimétrique de ce travail est basée sur des balistiques qui emploient des faisceaux conformationnels nous avons choisi d'introduire dans le premier chapitre les principaux aspects de la radiothérapie conformationnelle.

Le second chapitre décrit quelques notions dosimétriques de base et met l'accent sur les méthodes de calcul de dose employées dans les algorithmes implantés dans les systèmes de planification de traitement.

L'outil principal emprunté dans notre étude expérimentale est évoqué dans le troisième chapitre qui est consacré à la dosimétrie in vivo par les diodes à semi-conducteurs, il évoque à la fin une méthode d'évaluation de la dose à mi-épaisseur.

Le quatrième chapitre détaille l'équipement utilisé, la mise en place employé et la méthodologie adaptée à chaque étape pour l'évaluation de la dose.

Enfin le cinquième chapitre présente les résultats obtenus depuis la caractérisation des diodes jusqu'au mesures sur le patient et sur le fantôme anthropomorphique.

# CHAPITRE PREMIER



## Chapitre premier

### LA RADIOTHERAPIE CONFORMATIONNELLE

La radiothérapie externe occupe une place importante dans la prise en charge des pathologies cancéreuses. Elle a pour but de délivrer une dose létale pour stériliser une tumeur cliniquement décelable et de prévenir les récurrences avec un minimum de complications. C'est une technique qui a connu d'énormes progrès technologiques passant par les techniques les plus basiques à celles les plus développées. Ces progrès technologiques notamment en matière d'imagerie médicale numérique ont permis d'améliorer la planification de traitement en adoptant des techniques innovantes permettant une meilleure précision dans la définition des volumes à irradier, l'escalade de dose, et la multiplication de faisceaux tout en diminuant la toxicité au niveau des tissus sains.

#### I.I. HISTORIQUE

Les dernières années du 19<sup>ème</sup> siècle ont été marquées par la découverte de nouveaux phénomènes physiques qui vont révolutionner la médecine au cours du siècle suivant.

En 1895, Wilhelm Conrad Roentgen découvre les rayons X. La radiologie est née et des services de radiologie sont installés dans les hôpitaux dès 1897.

En 1896, Henri Becquerel fait pour la première fois état d'un phénomène baptisé plus tard **radioactivité naturelle** par Marie Curie qui, en 1898, découvre avec Pierre Curie les propriétés du radium et du polonium. Rapidement, les traitements aux rayons X et au radium – la radiothérapie – connaissent leurs premiers développements.

En 1955, avec l'arrivée des appareils de télécobalthérapie, on assiste à une réelle révolution. Les sources de Cobalt 60 produisent des radiations de haute énergie plus performantes et plus pénétrantes. L'irradiation au niveau des tissus sains est



limitée. En revanche, ces appareils ont pour inconvénient la décroissance radioactive naturelle du Cobalt 60. Il faut donc changer la source tous les cinq ans.

A la fin des années 60, une nouvelle étape est franchie avec l'apparition des accélérateurs linéaires de particules (électrons, protons, etc.). Les faisceaux de rayonnement obtenus sont extrêmement fins, ce qui permet de les orienter avec une grande précision. La dose peut se concentrer à des profondeurs de 10 à 15 cm tout en épargnant les tissus les plus superficiels. Les contours de ces faisceaux sont définis avec une plus grande précision et permettent de respecter les organes sains qui entourent la tumeur.

Sur les accélérateurs linéaires modernes, chacun des faisceaux est délimité par un collimateur «multi-lames » dit MLC. En se libérant des contraintes liées aux lourds caches de plomb, ces collimateurs ont permis le développement de cette radiothérapie réellement « conformationnelle ».

## **I.II. DEFINITION**

Conformal Raditherapy, est la dénomination américaine traduite par Radiothérapie conformationnelle, c'est-à-dire irradier suivant la forme de la tumeur ou plus généralement du volume cible.

La disponibilité de l'imagerie tomodensitométrie a permis de se placer visuellement à la place de la source d'irradiation et ainsi de déterminer la forme de chaque faisceau en fonction de sa position dans l'espace. Cet acte était possible avec un simulateur conventionnel en traçant la forme sur le film radiographique mais le volume cible était rarement visible dans son ensemble.

En radiothérapie conformationnelle tridimensionnelle 3DCRT le calcul de dose et la balistique de traitement est réalisé à partir d'une acquisition d'images tridimensionnelles obtenues à partir d'un scanner tomodensitométrie (TDM) ou par résonance magnétique IRM avant le traitement. La radiothérapie 3DCRT permet de délivrer avec une grande précision une forte dose au volume à irradier tout en épargnant les organes sains. La technique emploie plusieurs faisceaux qui convergent vers le volume cible.

Le positionnement du patient se base sur son anatomie externe et suppose une immobilité des organes internes. De ce fait des marges de sécurité sont prévues dans la définition des volumes à traiter pour compenser les incertitudes liées à la mobilité des organes ainsi qu'aux erreurs dues au repositionnement en salle de traitement.

La dosimétrie réalisée au moyen d'un système de planification de traitement (TPS) tridimensionnel quant à elle permet de conformer l'isodose au volume cible. Les doses reçues par le volume tumoral et les organes sains avoisinants sont connues par le calcul de l'histogramme dose-volume (HDV).

### **I.III. LES SYSTEMES DE CONTENTION**

Les systèmes de contention sont indispensables pour la précision et la reproductibilité de son positionnement. Cependant ils doivent être compatibles avec la réalisation de l'image CT (coupe tomodensitométrique), ils doivent donc s'adapter à la table de scanner (ou IRM), ne pas altérer la qualité d'image et ne pas être trop encombrant.

#### **I.III.1. CONTENTION TÊTE-COU**

Réalisée par des masques thermoformés qui doivent couvrir les épaules et le haut du crane afin de limiter les imprécisions dues au mouvement du cou et de l'affaissement progressif des cales.



p. 31 - Figure 1 : Masque thermoformé pour la région tête-cou.<sup>[24]</sup>

#### **I.III.2. CONTENTION BASSIN**

Outre les cales de contention, le moule en plastique thermoformé est utilisé avec en général le patient allongé sur le ventre. Le matelas moulé personnalisé réalisé à partir d'un liquide qui se solidifie en mousse expansée constitue la contention la plus courante en région pelvienne.



p. 32 - *Figure 2 : Cale genou à gauche et moule thermoformé pour la région pelvienne.<sup>[23]</sup>*

### I.III.3. CONTENTION THORAX

Elle est beaucoup plus complexe car toute immobilisation laisse à la colonne vertébrale un degré de liberté transverse de l'ordre d'un centimètre. Toutefois, plusieurs auteurs rapportent que la contention doit être faite avec une mousse de polyuréthane, et les deux bras du patient au dessus de la tête. Cette contention permet un grand choix de faisceaux et donc une meilleure couverture du volume cible tout épargnant les tissus sains avoisinants.



p. 32 - *Figure 3 : Matelas de contention moulé.<sup>[13]</sup>*

### I.IV. VOLUME CIBLE

L'irradiation conformationnelle vise à délivrer une dose absorbée égale à la dose prescrite et répartie de manière homogène. Du fait des incertitudes liées à l'extension tumorale, aux mouvements du patient, et des organes, et à la réalisation du traitement, des marges de sécurité sont nécessaires. Ces marges aboutissent à la définition de plusieurs volumes emboîtés, dépendant soit de critères cliniques (volume tumoral macroscopique, volume cible anatomo-clinique), soit des conditions d'irradiation (volume prévisionnel). On cherche par ailleurs à réduire les dimensions autour du volume à traiter de manière à respecter la tolérance des tissus sains environnants.

La commission internationale des radiations et des unités et des mesures radiologiques (ICRU) a défini cinq volumes à prendre en considération lors d'une planification en radiothérapie 3DCRT, et a publié les rapports 50 et 62, tous les deux consacrés à la prescription, l'enregistrement et le compte rendu de la radiothérapie externe par faisceaux de photons.

#### **I.IV.1. LE VOLUME TUMORAL MACROSCOPIQUE (Gross Tumor Volume, GTV)**

Il comprend l'ensemble des lésions tumorales, mesurables, palpables ou visibles avec les moyens d'imagerie. Sa détermination est directement corrélée aux limites de l'imagerie. Il correspond à ce qu'on appelle la tumeur en première approche.

#### **I.IV.2. LE VOLUME CIBLE ANATOMO-CLINIQUE (Clinical Target Volume, CTV)**

Il comprend l'ensemble du volume anatomique dans lequel on veut éradiquer la maladie cancéreuse macroscopique et/ou microscopique. Il implique l'évaluation des risques d'envahissement en fonction des connaissances cliniques, et la prise en compte des risques encourus éventuellement par les tissus sains inclus. Il est défini selon les mêmes principes que le GTV, avec une marge de sécurité autour du volume tumoral macroscopique. En cas de tumorectomie, il ne peut s'agir que du lit tumoral.

#### **I.IV.3. LE VOLUME CIBLE PREVISIONNEL (Planning Target Volume, PTV)**

Il s'agit du volume le plus large, tenant compte de toutes les incertitudes, et sur lequel s'effectue l'étude dosimétrique permettant de définir le plan de traitement.

Concept géométrique, il est défini à partir du volume anatomo-clinique et une marge de sécurité prenant en compte toutes les incertitudes liées au patient, aux mouvements physiologiques des organes, à la mise en place, et à l'équipement. Ce volume peut être limité dans certaines directions à cause de la tolérance des organes à risque.

Il s'agit par essence d'un volume fixe par rapport au système de coordonnées de l'appareil de traitement et tel que, s'il est irradié conformément aux prévisions, le volume cible anatomo-clinique, qui reste en son sein, est correctement irradié.

L'ICRU a donc défini deux marges élémentaires répondant à ce besoin, et dont la combinaison doit permettre de mieux évaluer la marge globale permettant de passer du volume cible anatomo-clinique au volume cible prévisionnel.

#### **I.IV.3.1. LA MARGE INTERNE (Internal Margin, IM) ET LE VOLUME CIBLE INTERNE (Internal Target Volume, ITV)**

La marge interne est ajoutée au volume cible anatomo-clinique pour prendre en compte les mouvements physiologiques des organes dans le patient par rapport au système de coordonnées internes liés au patient. Il s'agit par exemple des variations du volume cible anatomo-clinique (position, forme, taille) résultant des mouvements respiratoires, du remplissage de la vessie ou du rectum, des battements cardiaques, ou de la déglutition. Cela conduit à la définition d'un volume intermédiaire, le volume cible interne (ITV), situé entre le volume cible prévisionnel (PTV) et le volume cible anatomo-clinique (CTV).

#### **I.IV.3.2. LA MARGE DE REPOSITIONNEMENT (Set-Up Margin, SM)**

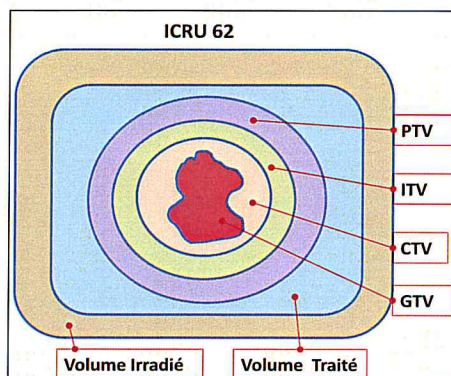
Cette marge correspond au décalage potentiel entre la zone irradiée (coordonnées de l'appareil) et le volume interne (coordonnées du patient), lié aux incertitudes de réalisation du traitement ou à un manque de reproductibilité. Les paramètres concernés peuvent être des variations de mise en place du patient, des défauts de la géométrie de l'installation, des incertitudes sur les données dosimétriques, des erreurs de conversion de données géométriques entre la simulation et l'appareil de traitement, ou des facteurs humains. Cette marge se calcule par rapport au système de coordonnées externes du patient.

#### **I.IV.4. LE VOLUME TRAITE (Treated Volume, TV)**

Il correspond au volume entouré d'une surface isodose spécifiée par le radiothérapeute, correspondant à un niveau de dose minimal permettant d'atteindre le but du traitement. Dans l'idéal, ce volume traité devrait correspondre au volume prévisionnel.

### I.IV.5. LE VOLUME IRRADIÉ (Irradiated Volume, IV)

Le volume irradié est le volume de tissus recevant une dose considérée comme significative vis-à-vis de la tolérance des tissus sains. Ainsi, avec l'avènement de la radiothérapie 3DCRT, les marges et les volumes se sont réduits.



p. 35 - Figure 4 : Définition des volumes selon l'ICRU.

## I.V. RECOMMANDATION POUR LA DEFINITION DES VOLUMES D'ORGANES A RISQUE (Organ At Risk, OAR)

La description et la délimitation des organes à risque est une étape cruciale en radiothérapie 3DCRT et a pour objectif la prise en compte des données pronostiques des complications lors de la planification de traitement.

Il s'agit de tissus normaux dont la sensibilité à l'irradiation peut conduire à modifier la prescription du plan de traitement.

Trois classes d'organes à risque ont été suggérées :

- **La classe 1**, correspond aux organes « critiques » susceptibles, en cas de lésions graves, d'entraîner la mort ou une morbidité sévère.
- **La classe 2**, correspond aux organes à risque dont la lésion est susceptible d'entraîner une morbidité modérée faible.
- **La classe 3**, correspond aux organes à risque dont la lésion conduit à une morbidité transitoire ou pas de morbidité.

## **I.VI. DEFINITION DES FAISCEAU**

La radiothérapie 3DCRT fait intervenir des faisceaux de forme complexe qui s'adapte à l'aspect du volume prévisionnel. Cette conformation faite sur mesure pour chaque angulation du bras est assurée par les collimateurs multi-lames imbriqués au niveau de la tête d'irradiation des accélérateurs linéaires. Des accessoires tels que les filtres en coin peuvent être interposés à la sortie du faisceau pour modifier sa forme.

### **I.VI.1. NOMBRE DE FAISCEAUX**

Contrairement à la radiothérapie conventionnelle qui utilise au maximum quatre faisceaux coplanaires, la radiothérapie 3DCRT emploie une multitude de faisceaux qui peuvent être coplanaires ou non. La technique non coplanaire fait appel à des faisceaux qui ne sont pas parallèles au plan des coupes tomographiques, et nécessite la rotation de la table de traitement.

L'objectif étant d'améliorer la distribution de dose dans le volume cible et de protéger au mieux les organes à risque en multipliant les portes d'entrées des faisceaux.

### **I.VI.2. POSITIONNEMENT DES FAISCEAUX**

L'approche conformationnelle est basée sur la technique isocentrique puisque les faisceaux convergent vers le centre du volume cible, et sur une distance source-tumeur DST.

Le Beam's eye view BEV est un outil de simulation virtuelle interactif qui permet, à partir d'une visualisation des structures anatomiques telles qu'elles sont vues par le faisceau, de choisir l'incidence optimale du faisceau capable d'exclure les organes à risque et de définir, pour cette incidence la forme du champ d'irradiation la plus adaptée au volume à irradier.

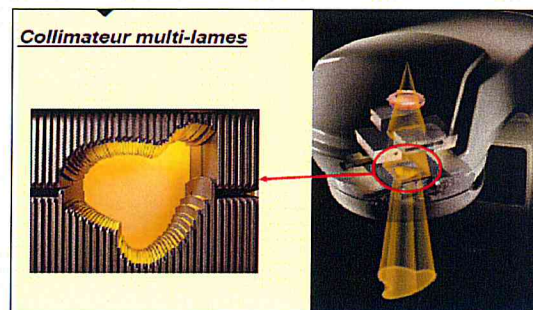
L'approche de la vue de la source BEV constitue le meilleur critère pour distinguer une radiothérapie conventionnelle d'une irradiation 3DCRT. La possibilité de reconstruire par ordinateur des radiographies virtuelles à partir d'une série de coupes adjacentes DRR (Digitally Reconstructed Radiograph) est particulièrement intéressante pour la phase de vérification de traitement.

### I.VI.3. FORME DES FAISCEAUX

Si le choix de la meilleure angulation des faisceaux est souvent laissé à l'utilisateur, la forme des contours de champs complexes, incluant le volume cible et une marge de sécurité, peut se faire avec une approche automatique puis un éventuel ajustement manuel fin. Cette automatisation grâce à l'utilisation de collimateurs multi-lames MLC permet d'obtenir les coordonnées de chacune des lames.

Un collimateur multi-lames MLC est constitué de deux groupes opposés de lames indépendantes, dont les déplacements sont assurés par des moteurs individuels commandés à distance par ordinateur à partir de la console de traitement.

Un collimateur MLC est caractérisé par le nombre de paires de lames (80, 120), par la largeur de chaque lame, leur focalisation éventuelle, le parcours maximal des lames, ainsi que par le taux de transmission.



p. 37 - Figure 5 : Collimateur multi-lames.<sup>[22]</sup>

### I.VI.4. DOSIMETRIE

Les planifications dosimétriques sont orientées de façon à optimiser l'homogénéité de la dose dans les volumes cibles. C'est lors de la validation médicale de la distribution de dose proposée que des hétérogénéités importantes peuvent être acceptées à défaut de possibilités d'améliorations.

Ainsi, irradier de façon la plus homogène possible, dépend de plusieurs facteurs :

- L'énergie, l'incidence et le nombre des faisceaux.
- La répartition des pondérations.
- L'utilisation de modificateurs de faisceaux (filtres en coin, compensateurs, bolus).



- La pénombre dosimétrique (liée à la qualité de faisceau, dimension du foyer, distance foyer porte cache et la collimation).
- Les épaisseurs traversées.
- Les densités des tissus.
- Les marges dosimétriques (liées aux incertitudes de position des volumes cibles).

#### **I.VI.4.1. LA NORMALISATION**

Lors d'une planification informatisée, une méthode de normalisation est appliquée. Suivant les logiciels, plus ou moins d'options sont disponibles telles que la normalisation à l'isocentre, sur un point de référence, sur un pourcentage d'une isodose, sur une dose minimale, moyenne ou maximale.

#### **I.VI.4.2. LE GRADIENT DE DOSE**

Si l'objectif d'homogénéiser la distribution de dose à l'intérieur du volume cible est souvent réalisable, il ne se dissocie pas de la nécessité de limiter l'irradiation des tissus adjacents. A l'extérieur du volume cible, l'irradiation diminue avec la distance. Le gradient de dose obtenu est dépendant de tous les facteurs cités ci-dessus et de la contribution de chaque faisceau en chaque point. L'irradiation ne peut pas être concentrique et homogène, ne serait ce que par les différences d'épaisseurs.

#### **I.VII. PARAMETRES D'ANALYSE DOSIMETRIQUE**

L'objectif de la radiothérapie 3DCRT est de délivrer de façon homogène 95 à 107% de la dose prescrite dans 100% du volume tumoral tout en maintenant au niveau le plus faible possible les doses reçues par les tissus sains avoisinants. Après l'élaboration de différents plans de traitement, le radiothérapeute aura besoin de critères d'appréciation simples et objectifs lui permettant de privilégier un plan de traitement par rapport aux autres en quantifiant la dose reçue par les volumes cibles et les organes critiques.

La majorité de ces critères d'évaluation basés sur les tolérances des tissus sains peuvent être déterminés à partir des Histogrammes Dose-Volume (HDV) proposés par les systèmes de planification de traitements et de calcul de dose (TPS).

### I.VII.1. HISTOGRAMME DOSE-VOLUME

L'histogramme dose-volume (HDV) est un outil très utile dans le choix d'une technique d'irradiation puisqu'il permet, en complément de l'analyse qualitative donnée par les distributions de dose, d'avoir une analyse quantitative des résultats. Un histogramme HDV permet, à l'aide d'une représentation graphique, de quantifier pour chaque structure d'intérêt sa proportion de volume ainsi que sa dose relative. Ainsi grâce à cette quantification il est possible d'évaluer un plan de traitement en ce basant sur les tolérances dose-volume de chaque structure.

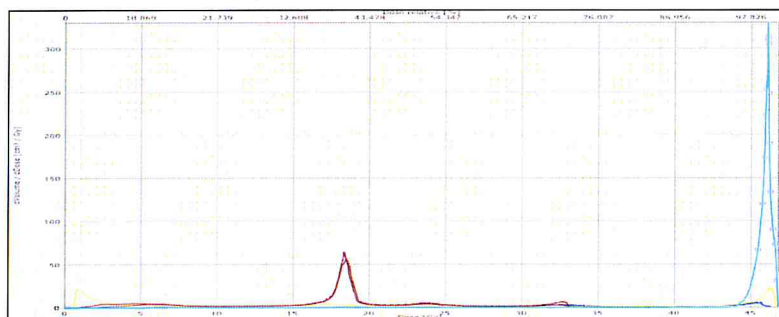
L'algorithme HDV repose sur des distributions de doses calculées et un modèle d'interpolation basé sur la conformation des volumes, qui arrondit les arêtes des structures afin de reproduire plus fidèlement la forme des structures biologiques.

L'HDV est un histogramme qui représente la distribution volumique de la dose dans une structure. Il existe deux types d'histogrammes dose-volume :

- Les histogrammes dose-volume différentiels.
- Les histogrammes dose-volume cumulatifs.

#### I.VII.1.1. L'HISTOGRAMME DOSE-VOLUME DIFFERENTIEL HDVd

L'ensemble du volume considéré, qu'il soit tumoral ou à risque, est fragmenté de façon tridimensionnelle en une multitude de sous-unités de volumes appelées Voxel. Le volume de chaque voxel est suffisamment petit pour que l'on considère que la dose délivrée en son sein est homogène. A chaque voxel correspond un niveau de dose délivrée. L'HDV différentiel est la représentation graphique du nombre de voxel correspondant à chaque niveau de dose quel que soit sa répartition dans le volume.



p. 39 - Figure 6 : HDV différentiel.

L'analyse de l'histogramme dose volume différentiel permet de relever directement la position du pic de dose et la largeur de l'intervalle autour de ce pic. Le pic représente la dose reçue par le plus grand pourcentage de volume. La largeur de l'intervalle représente l'homogénéité de la distribution de dose dans le volume.

### I.VII.1.2. L'HISTOGRAMME DOSE -VOLUME CUMULATIF HDV<sub>c</sub>

L'HDV cumulatif représente le volume relatif ou absolu d'une structure qui reçoit une dose égale ou supérieure à une dose définie. On repère sur l'axe des ordonnées le pourcentage de volume considéré recevant une dose égale ou supérieure à la dose correspondante portée sur l'axe des abscisses. A chaque pas de dose correspond l'ensemble des voxels recevant au moins cette dose, ils sont exprimés en pourcentage de l'ensemble du volume. Au premier pas de dose correspond 100% du volume, le dernier pas correspond au volume recevant la dose maximale.

Sur un HDV cumulatif, le plan de traitement idéal est caractérisé par le fait que 100% du volume à traiter reçoit 100% de la dose prescrite. En réalité, il y a toujours une partie du volume qui reçoit plus ou moins que 100% de dose. Nous pouvons distinguer deux sous volumes : le volume partiel du volume cible « PTV » recevant des doses inférieures à 95% qui est considéré comme le volume sous-dosé, et le volume partiel du volume cible recevant des doses supérieures à 107% et qui est considéré comme le volume surdosé.

L'analyse de l'histogramme dose volume permet de discerner trois paramètres associés à un plan de traitement à savoir la dose maximale ( $D_{\max}$ ), la dose minimale ( $D_{\min}$ ), et la dose moyenne ( $D_{\text{moy}}$ ).

**Point de dose maximale ( $D_{\max}$ ) :** est la dose maximale reçue par le volume considéré.

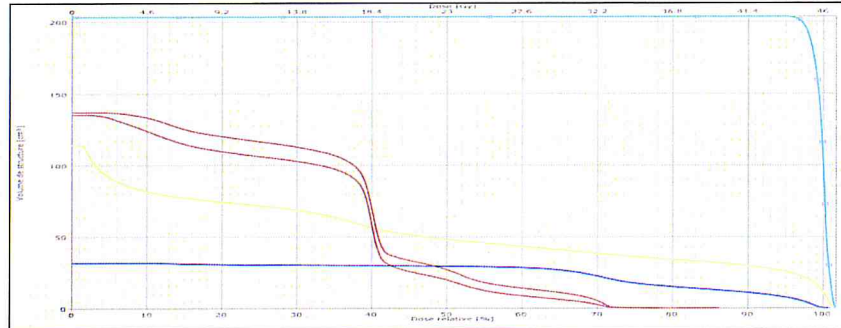
**Point de dose minimale ( $D_{\min}$ ) :** est la dose minimale reçue par le volume considéré.

**Dose moyenne ( $D_{\text{moy}}$ ) :** est la moyenne de dose reçue par l'ensemble des voxels de l'organe considéré. Elle est exprimée par l'équation suivante :

$$D_{\text{mean}} = \frac{\sum D_i \times V_i}{V_T} \quad (1)$$

D'où :

- $D_i$  est la dose pour chaque élément de volume de l'HDV.
- $V_i$  le volume de chaque élément de l'HDV.
- $V_T$  le volume total de l'organe.



p. 41 – Figure 7 : HDV cumulatif.

### I.VII.2. PARAMETRES DOSE-VOLUME ( $V_{dose}$ et $D_{vol}$ )

A partir des HDV, on peut déterminer un pourcentage de volume recevant une dose supérieure ou égale à la dose tolérable définie pour les organes à risque. Les volumes et les doses considérés sont tirés des expériences cliniques. Le volume s'exprime en pourcentage avec en indice la dose limite tolérée (en Gy). Par exemple, un des indices actuellement utilisé dans la radiothérapie des tumeurs thoraciques est la  $V_{20}$  pulmonaire telle que :  $V_{20} \leq 30\%$ , c'est-à-dire que la fraction du volume pulmonaire total recevant plus de 20 Gy ne doit pas excéder 30% (poumon droit+gauche).

### I.VIII. INDICES DE CONFORMATION

La bonne conformation de la distribution de dose au volume « PTV » signifie que ce volume est bien entouré par l'isodose de référence, en général la 95% de la dose prescrite. L'indice de conformation représente la qualité globale de chaque plan de traitement calculé par l'algorithme utilisé. Il se présente comme un score dont le but recherché est d'exprimer la relation entre le volume de tissu tumoral irradié et le volume des tissus sains inclus dans le volume traité. Il quantifie le degré de congruence entre les isodoses, les contours tumoraux et ceux des tissus sains par des méthodes géométriques de type intersection d'ensembles. De nombreux indices ont été élaborés notamment dans le cadre des irradiations stéréotaxiques. Par ailleurs

**L'indice de conformation du Radiation Therapy Oncology Group (RTOG)** est le plus simple et le plus utilisé dans les études de radiothérapie conformationnelle.

### **I.VIII.1. INDICE DU RADIATION THERAPY ONCOLGY GROUP (RTOG)**

En 1993, le RTOG a élaboré un indice fondé sur les valeurs des isodoses de référence des plans de traitement : le volume de l'isodose de référence ( $V_{IR}$ ) et le volume tumoral ( $V_T$ ). Il est défini par l'équation :

$$IC = \frac{V_{IR}}{V_T} \quad (2)$$

Selon les recommandations du rapport 50 de l'ICRU, l'isodose de référence est celle représentant 95% de la dose prescrite ( $V_{95}$ ) et donc :

$$IC = \frac{V_{95}}{V_T} \quad (3)$$

Selon les recommandations du RTOG, si la valeur se situe entre 1 et 2, les règles de réalisation du plan de traitement sont respectées ; si la valeur se situe entre 2 et 2.5 ou 0.9 et 1, une déviation mineure est retenue ; si la valeur est inférieure à 0.9 ou supérieure à 2.5, la déviation est majeure.

# CHAPITRE II



## Chapitre II

### SYSTEMES DE PLANIFICATION DE TRAITEMENT

L'histoire des modèles de calculs est une évolution des connaissances dosimétriques combinée aux évolutions informatiques. Le temps de calcul est le paramètre principal qui a guidé les travaux et surtout leur transformation en logiciels commerciaux. On peut encore le constater aujourd'hui avec les nombreux travaux abordant la méthode Monte Carlo, de nombreux articles concernent des améliorations en vue d'atteindre un temps de calcul acceptable.

La validation dosimétrique ne peut pas se satisfaire par de simples comparaisons, il est d'importance majeure de bien comprendre le ou les modèles de calcul disponibles sur les ordinateurs. Une lecture non approfondie et sans l'intégration de l'historique des phénomènes physiques inclus dans les modèles et leur information rend difficile tout discernement sur la pertinence des distributions de dose affichées. En outre on ne pourra jamais tester toutes les configurations rencontrées dans les simulations dosimétriques de chaque patient unique dans ses formes anatomiques et ses densités.

#### II.I. BASES CONCEPTUELLES ET GRANDEURS PHYSIQUES EN RADIOPHYSIQUE MEDICALE

Les photons générés par un accélérateur subissent une cascade d'interaction au niveau de la tête d'irradiation et dans le patient. Les photons primaires sont les photons qui déposent leur énergie dans le patient sans subir d'interaction préalable. Par contre les photons diffusés dévient leurs trajectoires initiales suite à une ou plusieurs interactions. Les interactions prépondérantes des photons de haute énergie avec les tissus relèvent de l'effet Compton. Lors d'un traitement en photon, ce qui contribue à la dose en profondeur est représenté par :

- Les photons primaires issus de la cible située dans la tête d'irradiation.
- Les photons diffusés provenant de la tête de l'accélérateur.

- Les photons diffusés dans le patient.
- Les électrons de contamination provenant de la tête de l'accélérateur.

### II.1.1. LE TRANSPORT DES PHOTONS

L'atténuation d'un faisceau de photons dans un tissu est due à quatre types principaux d'interactions : la diffusion Rayleigh, l'effet photoélectrique, la diffusion Compton, et la création de paire.

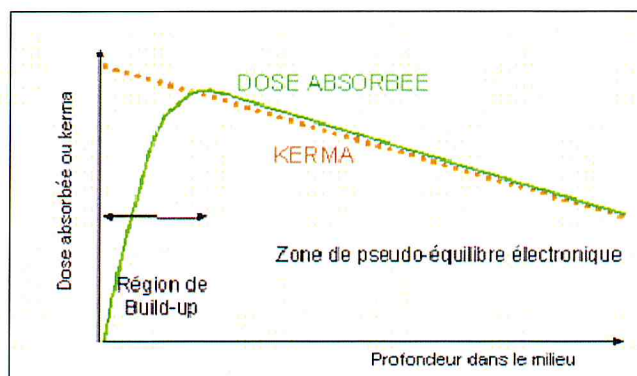
Ces types d'interactions peuvent être représentés par leur propre coefficient d'atténuation qui dépend de l'énergie des photons ainsi que du numéro atomique (Z) du matériau absorbant.

#### II.1.1.1. LE KERMA

L'énergie cinétique transférée à des particules chargées par unité de masse est défini comme le quotient de  $dE_{tr}$  par  $dm$ , où  $dE_{tr}$  est la somme des énergies cinétiques initiales de toutes les particules ionisantes chargée (électrons et positrons) libérées par des particule non chargées (photons) dans un élément de matière de masse  $dm$  :

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (4)$$

L'unité du KERMA (Kinetic Energy Released per unit MASS) est la même que pour la dose absorbée, le Gray. Le KERMA dépend de l'énergie des photons et de la nature du matériau, mais n'est pas directement mesurable. Dans des conditions d'équilibre électronique, le KERMA est égal à la dose absorbée.



p. 45 – Figure 8 : Diagramme visualisant la différence entre le KERMA et la dose absorbée dans la zone de non équilibre électronique.<sup>[18]</sup>



### II.I.1.2. LE TERMA

Les interactions entre les photons incidents et les tissus sont caractérisées par le coefficient d'atténuation linéique ( $\mu$ ) qui est la probabilité pour un photon d'interagir par unité de distance. Cette probabilité dépend de l'énergie des photons incidents (MeV), de la densité des tissus  $\rho$  (g/cm<sup>3</sup>) et du nombre atomique du tissu ( $Z$ ). L'ensemble des photons atteignant un point dans le patient est caractérisé par la fluence en énergie  $\Psi E$  (MeV/cm<sup>2</sup>). Le TERMA (Total Energy Released per unit MAAss) correspond à l'énergie déposée dans une unité de masse c'est-à-dire au produit du coefficient d'atténuation massique  $\mu/\rho$  (cm<sup>2</sup>/g) et de la fluence d'énergie primaire  $\Psi E$  (J/cm<sup>2</sup>). Dans des conditions d'équilibre électronique, il y a une relation linéaire entre le TERMA et la dose absorbée.

$$T = \frac{\mu}{\rho} \times \Psi E \quad (5)$$

### II.I.2. LE TRANSPORT DES PARTICULES CHARGÉES

Les électrons libérés par les photons incidents responsables du dépôt d'énergie ralentissent et perdent de l'énergie au fur et à mesure des interactions produites sur leur parcours. La perte d'énergie est dépendante du numéro atomique du milieu et faiblement de sa densité.

### II.I.3. EQUILIBRE ELECTRONIQUE LONGITUDINAL

Pour un faisceau large, la fluence des électrons secondaires augmente à partir de la surface jusqu'à passer par un maximum correspondant à la profondeur du parcours le plus probable. En dessous de cette profondeur il y a un manque d'équilibre électronique (zone de build-up), au-delà de cette profondeur un quasi équilibre électronique existe si on considère un élément de faible volume. La courbe de rendement en profondeur est le résultat du rayonnement primaire et de la contamination électronique du rayonnement provenant de la tête de l'accélérateur. Sans cette contamination, la dose à l'entrée du milieu serait quasi nulle.

### II.I.4. EQUILIBRE ELECTRONIQUE LATERAL

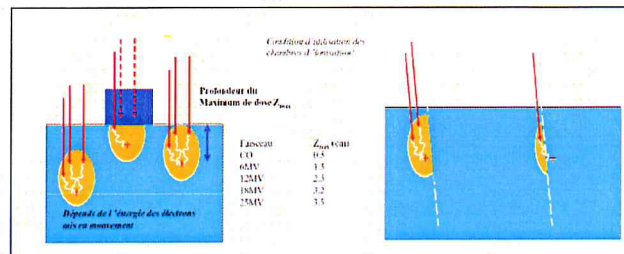
Si l'équilibre électronique n'est pas possible dans les premiers millimètres, sur l'axe d'un faisceau de photons X en radiothérapie, il ne l'est pas non plus au bord de ces faisceaux. Les électrons secondaires générés à l'intérieur du faisceau peuvent se

déplacer latéralement vers l'extérieur et ainsi créer un manque d'équilibre électronique. La pénombre définie comme étant la distance entre 80 et 20% de la dose à l'axe est variable en fonction de l'énergie des photons incidents, de la largeur du faisceau et de la profondeur de mesure.

Le tableau 1 montre la distance d'équilibre électronique dans le sens de l'incidence des photons et latéralement.

Qualité des photons	Profondeur minimale d'équilibre électronique	Distance minimale d'équilibre électronique latéral
X (1 MV)	0.45 cm	0.15 cm
X (10 MV)	5 cm	2 cm

p. 47 - Tableau 1 : Profondeur et distance minimales d'équilibre électronique en fonction de la tension accélératrice (AAPM 85).

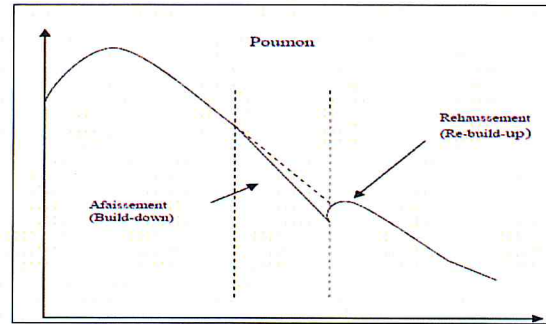


p. 47 - Figure 9 : Equilibre électronique longitudinal à gauche et équilibre électronique latéral à droite.<sup>[16]</sup>

### III.5. AFFAISSEMENT (build down) ET REHAUSSEMENT (build up)

Si l'on considère un faisceau incident qui traverse une zone de faible densité insérée dans un milieu de densité, par exemple, équivalente à l'eau, on observe d'abord un affaissement dans la zone de faible densité puis un rehaussement dans la zone équivalente à l'eau. L'affaissement est dû à l'augmentation du parcours des électrons.

Dans un rendement en profondeur, la zone de rehaussement est située juste en dessous de la zone de faible densité et correspond à la zone de déséquilibre électronique où la dose absorbée augmente jusqu'à atteindre un minimum local. Cette augmentation de la dose est due à la diminution du parcours des électrons qui sortent de la zone de faible densité.



p. 48 - Figure 10 : Perte d'équilibre électronique à la sortie d'une zone de faible densité puis remise en équilibre électronique.<sup>[18]</sup>

## II.II. LES MODELES DE CALCUL

L'informatisation du calcul et de l'affichage de la distribution de dose est en évolution continue depuis l'apparition des premiers programmes réalisés avec des logiciels basiques. Même si l'évolution de la connaissance des réalités dosimétriques a régulièrement alimenté les innovations, c'est essentiellement les nouveautés de l'informatique qui ont conditionné les versions successives des logiciels commerciaux. On constate, aujourd'hui que les principes des premières simulations sur ordinateurs persistent sous certaines formes à l'intérieur des programmes très sophistiqués actuels.

Ainsi, il est intéressant de bien comprendre les particularités des modèles utilisés en les situant par rapport à toutes les mises en œuvre observées depuis une trentaine d'années.

### II.II.1. METHODES EMPIRIQUES

#### II.II.1.1. TABLEAUX DE DONNEES DE BASE

Cette méthode est la plus ancienne car elle fut initialement pratiquée manuellement. Un certain nombre de faisceaux mesurés dans des conditions de référence sont enregistrés dans des tables. Le calcul de la distribution de dose est effectué en deux dimensions par interpolation entre les données de base. Le nombre de points de mesures sur les rendements en profondeur et les dimensions des faisceaux mesurés conditionnent la précision espérée. Les rendements en profondeur sont mesurés à partir de la profondeur du maximum. La zone de mise en équilibre électronique est simulée par interpolation avec la dose mesurée à la surface. La dose

en dehors de l'axe des faisceaux est obtenue grâce à des mesures de profils à plusieurs profondeurs. Ces profils sont normalisés sur l'axe. Ils sont segmentés en un nombre de points positionnés de façon à suivre des lignes divergentes. Ainsi, la dose en un point en dehors de l'axe du faisceau est calculée par des coefficients hors axe.

### II.II.1.2. REPRESENTATION ANALYTIQUE

La représentation analytique de la dose consiste à utiliser une formulation mathématique qui prend en compte la dose sur l'axe et la dose hors axe. Il n'y a pas de limite mathématique à exploiter la formulation analytique cependant, la mise en œuvre de formules complexes a toujours dépendu de la capacité des ordinateurs à rendre un calcul dans un temps raisonnable. D'autre part il est difficile de concevoir la prise en compte de tous les paramètres, notamment les variations de spectres d'énergie en fonction de la profondeur ou en présence de tissus hétérogènes.

### II.II.1.3. PRISE EN COMPTE DES FILTRES EN COIN ET DE L'OBLIQUITE DE SURFACE

Une formulation était nécessaire pour des conditions autres que les conditions de références. La prise en compte des filtres en coins était soit issue de mesures de rendements en profondeur et de profils comme pour les champs sans modificateurs, soit par un tableau de coefficient de transmissions issu du faisceau le plus large utilisé.

La prise en compte de la non-horizontalité de la surface était obtenue par l'application de la loi de l'inverse carré de la distance.

### II.II.1.4. PRISE EN COMPTE DES HETEROGENEITES TISSULAIRES

La prise en compte des hétérogénéités est réalisée suivant plusieurs concepts :

**La profondeur équivalente :** la profondeur équivalente en un point est l'épaisseur d'eau qui atténuerait les rayonnements autant que les tissus traversés.

**La correction RTA (Rapport Tissus Air) ou RTM (Rapport Tissus Maximum) :** ce facteur de correction est, comme son nom l'indique le rapport entre les valeurs de RTA ou RTM aux profondeurs équivalente et réelle.

**La correction Power law (Batho) :** cette correction améliore la précédente en introduisant la densité des tissus.

La loi établie par Batho en 1964 utilise le rapport des RTA pour calculer la dose dans un milieu à deux couches et elle a été ensuite adaptée à un milieu multicouche pour finalement la rendre utilisable dans des images scanner. Les limites de cette loi ont été longuement étudiées pour en arriver à la conclusion que la dose est surestimée dans le cas d'une densité supérieure à 1 et sous-estimée lorsque la densité est inférieure à 1.

**La correction par soustraction de faisceau :** elle introduit un faisceau virtuel qui couvre l'hétérogénéité (Kappas et Rosenwald 1982). C'est une amélioration de la correction de Batho pour prendre en compte le rayonnement rétrodiffusé.

**La correction RTA équivalent :** introduite par Sontag et Cunningham (1978), a pour objectif de réaliser un calcul tridimensionnel. Elle permet une prise en compte dans le sens de la profondeur mais aussi avec une graduation de la dimension du champ. La densité de chaque voxel est utilisée pondérée de sa contribution à un point de calcul. Cette méthode simple pour un calcul tridimensionnel nécessitant un temps de calcul important a pu ensuite être améliorée par convolution et donc calculée avec une transformée de Fourier.

### **II.II.1.5. LIMITATIONS DES METHODES EMPIRIQUES**

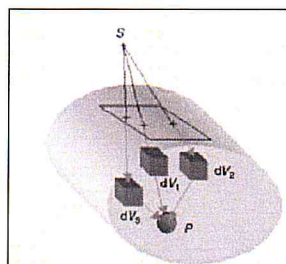
Le calcul de dose en un point nécessite d'appliquer plusieurs corrections aux données de base. Ces corrections sont des approximations qui donnent de bons résultats dans la majorité des cas. Cependant, dès que la zone irradiée comporte des faibles densités, les approximations introduisent des erreurs dans le calcul des distributions de dose. Les dosimétries complexes actuelles nécessitent des modèles plus sophistiqués qui ont pu apparaître avec la disponibilité d'ordinateurs de plus en plus puissants.

### **II.II.2. METHODE PAR SUPERPOSITION**

#### **II.II.2.1. PRINCIPE DE LA SUPERPOSITION**

La dose en un point est obtenue par superposition des contributions provenant de différents éléments de volumes couvrant l'ensemble du volume irradié. La dose en

un point P peut être considérée comme la somme des contributions de dépôts d'énergie dans un petit volume autour de P par les photons et électrons originaires de l'interaction des photons primaires dans des volumes distants.



p. 51 - Figure 11 : Schéma de principe de la superposition.<sup>[17]</sup>

Ce principe est appliqué avec plusieurs méthodes dont la sophistication a augmenté avec les années et les évolutions informatiques.

### II.II.2.2. PRINCIPE DE LA SEPARATION PRIMAIRE DIFFUSE

Cette méthode a été longtemps utilisée dans les TPS, en particulier au cours des années 90. Cette méthode a été développée par Clarkson en 1941, puis par Cunningham en 1973. Cunningham a introduit le rapport diffusé-air (scatter air ratio, SAR) pour décrire la variation de la dose diffusée dans l'axe du faisceau à la profondeur Z avec un champ carré de côté « s' ». Cette méthode consiste à calculer séparément la dose primaire et la dose diffusée, elle est particulièrement adaptée à la radiothérapie conformationnelle puisque elle tient compte de la forme du champ. La technique est basée sur le découpage des champs en secteurs triangulaires, et en évaluant ce que chaque secteur apporte à la dose en un point donné. La dose en un point est la somme de la contribution de la composante primaire (P) et de la composante diffusée (S).

**Le calcul de la composante de dose primaire « Primary, P » :** la dose primaire présente la première interaction des photons dans le fantôme. La dose primaire est donnée par l'équation suivante :

$$P = D_A \times RTA(z, 0) \times F \quad (6)$$

Avec :

- $D_A$  la dose mesurée dans l'air.

- RTA (z,0) le rapport tissu-air (Tissu Air Ratio, TAR) définit sur l'axe du faisceau d'irradiation à la profondeur z, extrapolée pour une taille de champs nulles « s'=0 ».
- F est un facteur qui traduit la variation de la dose dans le champ. Il prend en compte la pénombre, conséquence du fait que, d'une part, la source n'est pas ponctuelle, d'autre part, le collimateur n'arrête pas la totalité des photons en provenance de la source.

**Le calcul de la composante de dose diffusée « Scatter, S » :** la dose diffusée est la dose déposée par des photons ayant interagi plus d'une fois dans le milieu. Le champ d'irradiation est décomposé en secteurs circulaires de centre défini avec un angle  $\Delta\theta_i$  et de rayon  $r_i$ . La contribution du diffusé pour un point est la somme de diffusé pour tous les secteurs n. le rapport diffusé-air est donné par :

$$\text{SAR}(\mathbf{z}, \mathbf{s}') = \Delta\theta / 2\pi \sum_i^n \text{SAR}(\mathbf{z}, \mathbf{r}_i) \quad (7)$$

Avec :

- SAR(z,s') le rapport diffusé-air à la profondeur z pour une taille de champ « s' ».
- SAR(z,ri) le rapport diffusé-air à la profondeur z pour un champ circulaire de rayon ri
- n le nombre total de secteurs.

Alors, la dose diffusée est :

$$\mathbf{S} = \mathbf{D}_A \times \text{SAR}(\mathbf{z}, \mathbf{s}') \quad (8)$$

**Le calcul de dose totale :** la dose totale est définie comme la somme de la dose primaire et de la dose diffusée.

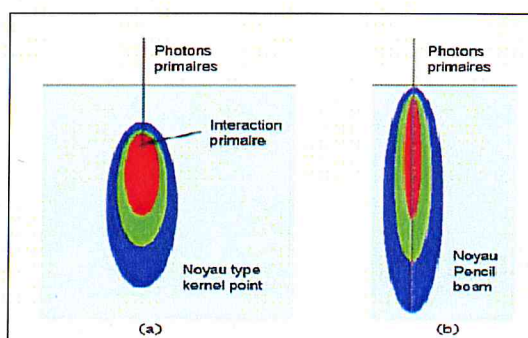
$$\mathbf{D}(\mathbf{x}, \mathbf{y}, \mathbf{z}) = \mathbf{P}(\mathbf{x}, \mathbf{y}, \mathbf{z}) + \mathbf{S}(\mathbf{x}, \mathbf{y}, \mathbf{z}) = \mathbf{D}_A \times [\text{TAR}(\mathbf{z}, \mathbf{0}) \times \mathbf{F} + \text{SAR}(\mathbf{z}, \mathbf{s}')] \quad (9)$$

### II.II.3. METHODES CONVOLUTION / SUPERPOSITION

Les méthodes de convolution ont été proposées au début des années 1980. Ces algorithmes basés sur la méthode de Monte Carlo (Boyer et al en 1986, Mohan et al 1986, Ahnesjo 1989, Mackie et al 1985, Ulmmer et al 1996) séparent les processus de transport et de dépôt de l'énergie en deux phases : le transport de l'énergie par les photons primaires (TERMA), et son dépôt par les particules secondaires (Kernels). Le lien entre ces deux phases est effectué au moyen d'une convolution.

Cette méthode prend en compte la dose déposée par toutes les interactions de photon. Le TERMA présente l'énergie transférée par tous les photons primaires dans une unité de masse. Le Kernel (point spread functions) est la fraction d'énergie par unité de volume déposée par les particules secondaires (photons et électrons). Le Kernel peut être appelé aussi le noyau de dépôt d'énergie ou noyau de convolution. Le Kernel décrit la distribution de l'énergie déposée dans le milieu infini autour d'un site d'interaction primaire appelé le « point Kernel ». Il existe deux types de Kernel :

- Point Kernel.
- Pencil Beam Kernel.



p. 53 - Figure 12 : Noyaux de convolution : (a) noyau représentant la répartition de l'énergie libérée par des interactions de photons primaires ayant lieu en un point unique ; (b) un noyau de type pencil beam, représentant la dose déposée par un faisceau de section infinitésimale.<sup>[17]</sup>

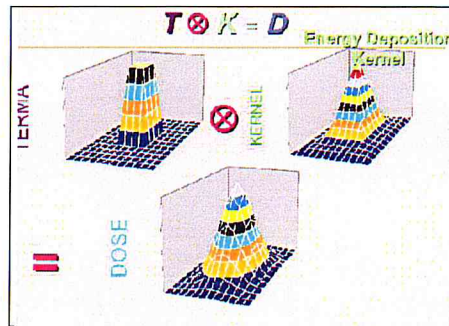
#### II.II.3.1. PRINCIPE

La dose en un point  $D(p)$  est obtenue par la superposition de :

- L'énergie transférée  $T(p')$  par tous les photons primaires dans une unité de masse TERMA.
- La fraction d'énergie déposée par les électrons secondaires Kernel  $K(p,p')$ .



$$D(\mathbf{p}) = \int_V T(\mathbf{p}') \cdot K(\mathbf{p}, \mathbf{p}') dV \quad (10)$$



p. 54 - Figure 13 : Schéma de principe de la superposition TERMA/Kernel.<sup>[18]</sup>

Chaque point dans le volume irradié contribuant à la dose reçue dans un autre point et réciproquement, il est nécessaire d'appliquer une méthode qui réduit de façon importante la durée de calcul. La convolution à l'aide de la transformée de Fourier assure cet objectif informatique.

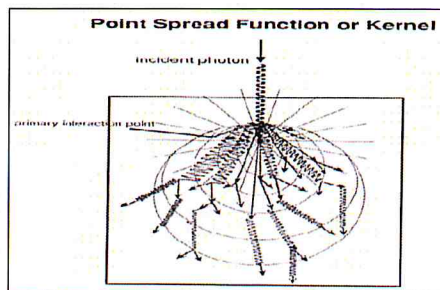
### II.II.3.2. RELATION KERNEL ET DENSITE DES TISSUS

Afin que les Kernels prennent en compte la densité des tissus, la fluence est gérée par des raies divergentes (ray tracing). La distance équivalente est utilisée sur chaque raie pour pondérer les Kernels avec la densité. Cette méthode rapproche la corrélation entre le calcul et des mesures mais reste limitée dans les conditions extrêmes comme au bord d'une cavité d'air.

### II.II.3.3. MODELE DU POINT KERNEL

La plupart des TPS conventionnels ne prennent pas en compte directement le transport des particules secondaires, considérant que ces particules déposent leur énergie à l'endroit où elles ont été créées. C'est donc via les kernels que les algorithmes actuels tiennent compte du transport des particules secondaires. Il s'agit d'un concept théorique qui a pour but de modéliser la diffusion des particules secondaires et la perte d'énergie de manière générale.

Le kernel, appelé aussi « Energy Deposition Kernel » ou encore « Point Spread Function », décrit la manière dont l'énergie est déposée dans un milieu (en général de l'eau) autour d'un site d'interaction d'un photon primaire mono énergétique. Le point Kernel est aujourd'hui couramment calculé par simulation Monte Carlo.



p. 55 - Figure 14 : Représentation d'un Kernel issu d'une interaction d'un photon. <sup>[17]</sup>

Dans ce modèle le TERMA est réalisé en traçant le parcours radiologique des particules le long d'une ligne traversant une série de voeuxels « ray tracing ». Puis, est superposé au TERMA la réponse pour chaque Kernel. La dose  $D(p)$  en un point  $P(x,y,z)$  est obtenue par la superposition de tous les Kernels aux points  $q(x',y',z')$  de volume  $dv$  et du TERMA  $T(q)$  correspondant au point  $q$ .

$$\text{Dose}(p) = \iiint T(q) \times K(x - x', y - y', z - z') dVq \quad (11)$$

$$\text{TERMA} = \mu/\rho(x', y', z') \times \Psi(x', y', z') \quad (12)$$

Avec :

- $dVq = dx dy dz$  est le voxel de volume élémentaire.
- $K$  est le Kernel.
- $\Psi(x', y', z')$  est la fluence énergétique au point  $q$  ( $J.m^{-2}$ ).
- $\mu/\rho(x', y', z')$  est le coefficient d'atténuation massique du milieu en  $m^2.kg^{-1}$ .

**Calcul de dose en milieu hétérogène :** Quand le milieu est hétérogène, les deux phases du calcul doivent être adaptées:

- Le TERMA étant proportionnel à la fluence primaire, celui-ci doit être calculé en prenant en compte les coefficients d'atténuation des matériaux traversés.
- La longueur des trajectoires des électrons variant avec la densité du matériau. le noyau doit être adapté : il est dilaté quand la densité électronique est faible, et compressé quand elle est élevée. Ces compressions et dilatations sont communément dénommées scaling [O'Connor 1984 Ahnesjo et al 1987].

La dose en milieu hétérogène est donnée par l'équation suivante (M M Aspradakis et al. 1997) :

$$D(\mathbf{r}) = \sum_{\mathbf{s}}^{\text{volume}} \bar{T}(\bar{\mathbf{s}}) \cdot \frac{\rho(\bar{\mathbf{s}})}{\rho_{\text{eau}}} \cdot c^2(\bar{\mathbf{r}}, \bar{\mathbf{s}}) \cdot h\rho_{\text{eau}}(c(\bar{\mathbf{r}}, \bar{\mathbf{s}})(\bar{\mathbf{r}} - \bar{\mathbf{s}})) \cdot V_{\bar{\mathbf{s}}} \quad (13)$$

Avec :

- $T(\mathbf{s})$  la contribution du TERMA.
- $h\rho_{\text{eau}}(c(\bar{\mathbf{r}}, \bar{\mathbf{s}})(\bar{\mathbf{r}} - \bar{\mathbf{s}}))$  la mise à l'échelle de la densité pour un Kernel poly-énergétique.
- $c^2(\bar{\mathbf{r}}, \bar{\mathbf{s}})$  le facteur qui permet de calculer la densité moyenne le long de la ligne du site d'interaction sur le site de dépôt de dose.

$$c(\bar{\mathbf{r}}, \bar{\mathbf{s}}) = \frac{1}{\rho_{\text{eau}}} \int_0^1 \rho(\bar{\mathbf{r}} + \mathbf{a}(\bar{\mathbf{s}} - \bar{\mathbf{r}})) d\mathbf{a} \quad (14)$$

Où  $\mathbf{a}$  est compris entre 0 et 1.

Le modèle de dose peut être calculé par la méthode de Monte Carlo et généralisé en tenant compte des variations spectrales du faisceau de photons. Différentes méthodes ont été envisagées pour accélérer le calcul de dose tel que la Transformée de Fourier rapide (FAST Transforme Technique, FFT) et une technique spécifique, Collapsed Cone.

**Transformée de Fourier rapide FFT :** L'algorithme FFT a été introduit par Boyer and Mok 1985 pour des Kernels invariants. Cet algorithme a des limites pour calculer la dose dans un milieu hétérogène de faible densité. Cette limitation existe aussi avec Pencil Beam Kernel.

**Collapsed Cone Convolution :** La méthode « collapsed cone convolution » a été introduite par Ahnesjo en 1989 offre un des meilleurs compromis temps/précision. Le principe est d'utiliser des noyaux (Kernels) exprimés en coordonnées sphériques. Ce qui permet d'avoir une direction de transport d'énergie comme un cône partant du point central (c'est-à-dire du point où le TERMA a été préalablement calculé). Disposer de tels noyaux permet d'utiliser les deux approximations suivantes pour accélérer le calcul des dépôts d'énergie :

**Approximation 1 :** toute l'énergie qui est propagée dans un cône du noyau est transportée, atténuée et déposée sur l'axe de ce cône.

**Approximation 2 :** les noyaux de dépôt sont donnés, pour chacun des cônes, par une fonction exponentielle décroissante, dont le paramètre dépend de la direction du cône.

Le calcul en trois dimensions avec la contribution de tous les Kernels de tous les voxels entraîne un niveau de calcul très important. La méthode de Collapsed Cone Convolution part du principe qu'à partir d'une certaine distance, la valeur du Kernel chute rapidement. Il n'est pas nécessaire d'étendre cette prise en compte tridimensionnelle sur la totalité du volume diffusant autour d'un point de calcul. Le modèle disponible dès 1996 avec le logiciel Pinnacle de la société ADAC a donné de très bonnes corrélations en milieux de faible densité.

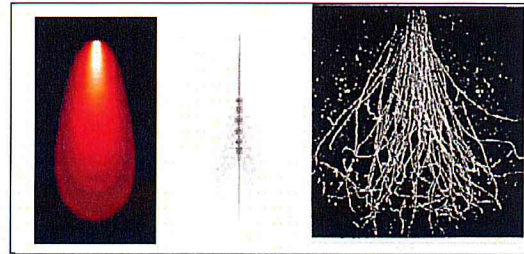
#### II.II.3.4. PENCIL BEAM KERNEL

Le Pencil Beam ou « Single Pencil Beam » a été introduit par Ahnesjo et al. en 1992. Le principe est de décomposer le faisceau initial en faisceaux élémentaires de section semi infini pour réduire le temps de calcul. Le principe consiste à pré-intégrer (pré-convoluer) tous les noyaux se situant le long d'un faisceau de section infinitésimale. Le noyau ainsi obtenu donne donc la dose déposée par ce faisceau de section infinitésimale quand il pénètre dans la matière. La dose est donnée par l'équation suivante :

$$D(P) = \iiint_{ES} \Psi_E(x', y') K_{PK}(E, x - x', y - y', z) dx' dy' dE \quad (15)$$

Avec :

- $\psi_E(x', y')$  la fluence énergétique des photons primaires au point de coordonnées  $(x', y')$  à l'entrée du fantôme.
- $K_{pk}$  le Pencil Kernel mono-énergétique pré calculé pour un milieu donné.



p. 58 - *Figure 15 : Schéma représentant un Pencil Beam kernel. L'image de droite simule la réalité par calcul Monte Carl.<sup>[18]</sup>*

**Calcul de dose en milieu hétérogène :** Le principe est de calculer la dose en 3D suivi par l'application d'un facteur de correction. La méthode Pencil Beam est très utilisée pour le calcul tridimensionnel de dose. Mais, cette méthode comporte des limites et est imprécise dans des conditions d'hétérogénéités : le modèle Pencil Beam ne prend en compte que les variations de densité le long de l'axe du faisceau, ne modélise pas les photons diffusés dans la direction latérale, néglige les effets de l'élargissement de la pénombre et le manque de rayonnement diffusé dans des régions telles que le médiastin situé entre les deux poumons. Dans cette région des écarts de 5% sont observés pour un traitement en photons d'énergies moyennes Cobalt 60 et 4MV. Des écarts plus importants sont observés de l'ordre de 14% à haute énergie 18MV dans la région de déséquilibre électronique. Ces écarts sont dus aux électrons secondaires.

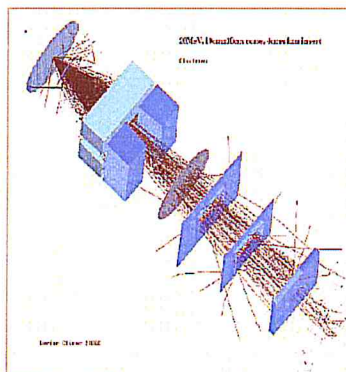
En effet, modéliser de tels effets augmenterait dramatiquement les temps de calcul et le pencil beam perdrait ainsi de son utilité. Les hétérogénéités peuvent être modélisées par une graduation en profondeur « depth-scaling », c'est-à-dire en utilisant les paramètres du pencil beam à la profondeur radiologique. Au niveau de la dose diffusée, les paramètres du pencil beam sont utilisés à la profondeur géométrique, et l'intégration du kernel est suivie par l'application d'un facteur de correction du diffusé à une dimension.

L'application de la méthode pencil beam est d'une grande utilité pour le calcul tridimensionnel mais trouve des limites dans des conditions d'hétérogénéités.

#### II.II.4. SIMULATION MONTE CARLO

La méthode informatique la plus évoluée pour reproduire une distribution de dose dans un corps humain est la simulation Monte Carlo. Cette méthode consiste à

prendre en compte, la réalité des interactions entre les rayonnements, les matériaux et les tissus. Les informations exploitées sont issues des connaissances de la physique des rayonnements.



p. 59 - Figure 16 : Schéma d'une simulation Monte Carlo des interactions avec les éléments de la tête d'un accélérateur.<sup>[18]</sup>

De nombreux programmes appelés codes Monte Carlo sont utilisés comme source pour développer des modules spécifiques : EGS4, BEAMnrc, MCNPX, GEANT4, PENELOPE, EGSNRC, ETRAN, FLUKA, ITS et PEREGRINE.

Tous les éléments, à l'intérieur de la tête de l'accélérateur et ceux ajoutés, fixés au collimateur, sont pris en compte dans la comptabilisation des contributions des rayonnements diffusés. Ces programmes sont d'une extrême utilité dans les conditions de mesure les plus difficiles et notamment dans les mini-faisceaux utilisés en radiothérapie stéréotaxique.

Les algorithmes de Monte Carlo sont des méthodes stochastiques permettant de résoudre des problèmes numériques pour lesquels on ne peut obtenir de formulation analytique.

La simulation Monte Carlo est toujours présentée comme une référence dans les études dosimétriques. Cependant elle nécessite aussi des Validations dosimétriques dans des fantômes à l'aide de mesures ponctuelles (TLD) ou bidimensionnelles. Ces validations concernent tous les aspects dosimétriques des distributions de dose (rendement en profondeur, profil, zones de mise en équilibre électronique, prise en compte des densités osseuses et pulmonaires et jusqu'aux conditions extrêmes des cavités d'air).

# CHAPITRE III



## Chapitre III

### LA DOSIMETRIE IN VIVO EN RADIOTHERAPIE

Toute préparation dosimétrique nécessite au préalable une optimisation de la configuration des algorithmes de simulation virtuelle et de calcul. Les données de base des faisceaux de rayonnements sont acquises à l'aide d'une cuve à eau comportant un détecteur pouvant se déplacer dans deux ou trois dimensions. Elles sont formatées pour être transférées dans la partie configuration de l'algorithme de calcul de dose. Une configuration de l'algorithme et la modélisation des faisceaux permettent, ensuite l'utilisation d'un modèle de calcul. Lorsque la configuration est effectuée et que la modélisation est jugée optimale, il est nécessaire d'évaluer la qualité du calcul par le biais d'une étude expérimentale faite sur fantôme. Par ailleurs la mesure sur patient permet quant à elle de vérifier la qualité de traitement de tous les éléments de la chaîne en radiothérapie.

#### III.I. LA MESURE IN VIVO

La mesure in vivo de la dose délivrée a déjà une longue histoire. En 1932, Sievert réalisa les premières mesures de routine sur patient en utilisant une petite chambre d'ionisation <sup>[2]</sup>. Les dosimètres thermo-luminescents furent introduits, dans les traitements classiques, au cours des années 60, tandis qu'il fallut attendre les années 80 et les travaux de Rikner (1983, 1987) pour voir se développer l'utilisation des semi-conducteurs. Une méthode originale de dosimétrie in vivo par film et par imagerie portale est en cours de validation.

Les mesures in vivo consistent à réaliser des mesures de dose sur le patient pendant l'irradiation à l'aide de détecteurs placés dans des sites facilement accessibles tels que la peau ou des cavités naturelles du corps. Il faut rappeler qu'en radiothérapie, une précision de 5% est souhaitable et qu'une variation de dose de 10% au volume cible peut modifier de façon significative le contrôle local de la tumeur ou le taux de complications <sup>[3]</sup>. Le traitement idéal consisterait à délivrer pour tous les patients une dose égale à la dose prescrite. En réalité, la dose délivrée au



patient présente une dispersion plus ou moins importante centrée sur la dose prescrite en l'absence d'erreur systématique.

Lors de la mise en œuvre de la dosimétrie in vivo, il est possible d'assigner deux objectifs principaux à cette technique :

- Détection et correction des erreurs systématiques et/ou aléatoires pouvant intervenir lors de la préparation et la réalisation d'un traitement.
- Evaluation de la qualité globale d'une technique particulière de traitement ou d'un service. C'est l'indicateur « qualité » de l'irradiation réalisée.

Les principales sources d'incertitudes sont :

- La dosimétrie des faisceaux d'irradiation par le système de planification de la dose (données sur les faisceaux, algorithmes, corrections d'hétérogénéité etc.).
- Les données anatomiques du patient (contours, hétérogénéités, mouvements des organes).
- Le transfert des données.
- La reproductibilité de la mise en place quotidienne du patient.
- La reproductibilité du fonctionnement de l'appareil de traitement.

Pour une évaluation « directe » de la dose délivrée, le meilleur moyen consisterait à placer un dosimètre directement au point de spécification de la dose (volume cible), ce qui est rarement possible. Généralement, la dosimétrie in vivo est réalisée en mesurant la dose à l'entrée à la peau du patient sur l'axe du faisceau, couplée ou non à une mesure de la dose de sortie. Dans quelques cas particuliers, il est possible de réaliser des mesures intra-cavitaires, mais généralement, la détermination de la dose au point de spécification se fait par calcul à partir des doses mesurées à l'entrée et à la sortie du patient.

### **III.1.1. MESURE DE LA DOSE A L'ENTREE**

Le détecteur est placé sur l'axe du faisceau, ou en un point représentatif de la dose délivrée par celui-ci (à distance des limites de faisceau, loin des zones de pénombre), directement sur la peau du patient. La valeur mesurée de la dose à l'entrée est alors fonction des caractéristiques du faisceau délivré par la machine, du

positionnement du patient et de la présence des accessoires interposés dans le faisceau. Cette mesure de la dose à l'entrée permet de contrôler le temps d'irradiation ou le nombre d'unités moniteur (UM) délivrées, la bonne prise en compte des accessoires et la mise en place correcte du patient à la bonne distance de la source de traitement.

### **III.1.2. MESURE DE LA DOSE EN SORTIE**

La valeur de la dose mesurée en sortie du faisceau, sur ou en dehors de l'axe, est fonction, en plus des caractéristiques du faisceau évoquées précédemment, des données anatomiques du patient utilisées pour le calcul du nombre d'unités moniteur. Elle permet de ce fait de valider les paramètres tels que l'épaisseur du patient et la prise en compte correcte des hétérogénéités.

Lorsque la mesure de la dose à la sortie est couplée à une mesure de la dose à l'entrée, il est alors possible de reconstituer par le calcul la dose délivrée au point de spécification et de la comparer à la dose prescrite.

La dosimétrie in vivo contribue donc de façon efficace à améliorer la sécurité des traitements, elle est donc un outil indispensable de qualité.

Si elle est réalisée au début d'une phase de traitement, elle permet la mise en évidence d'une erreur de mise en place ou d'erreurs systématiques qui seraient passées inaperçues lors de l'enchaînement des étapes de la préparation du traitement, même si elle ne permet pas la vérification de tous les paramètres de ce traitement.

Si elle est utilisée quotidiennement, elle permet de déceler d'éventuelles erreurs aléatoires notamment de mise en place, d'apprécier la précision d'une nouvelle technique, ou d'évaluer une pratique.

Quel que soit l'objectif retenu, la procédure de mise en place clinique de la dosimétrie in vivo suit les mêmes étapes :

- 1) Etalonnage des détecteurs.
- 2) Mesure des facteurs d'influence.
- 3) Tests sur fantôme, afin de valider la qualité des mesures.
- 4) Déploiement dans le service d'un système de gestion des résultats de dosimétrie in vivo (enregistrement, évaluation, actions de suivi).

## III.II. LA DOSIMETRIE IN VIVO PAR SEMI-CONDUCTEURS

Bien qu'il existe d'autres détecteurs possibles, les diodes à semi-conducteurs sont aujourd'hui des détecteurs de choix pour la réalisation de la dosimétrie in vivo en raison de leur solidité prouvée, de leurs qualités dosimétriques, et de leur entretien aisé entre chaque patient <sup>[3]</sup>. La technique de dosimétrie a déjà été expérimentée et validée dans plusieurs centres de radiothérapie depuis plusieurs années.

Les capuchons des diodes sont étudiés pour une gamme d'énergie. Le respect de cette gamme est important. A la réception du matériel il est important d'effectuer les tests suivants :

- Reproductibilité des mesures.
- Linéarité de la réponse avec la dose.
- Offset et dérive du signal avant et après irradiation.

### III.II.1. LES DETECTEURS A SEMI-CONDUCTEURS

Les détecteurs à semi-conducteurs ne nécessitent pas une source de tension externe et sont au moins 100 fois plus sensibles que les chambres d'ionisation pour le même volume <sup>[2]</sup>. L'électromètre associé permet une mesure en temps réel de la dose délivrée ce qui en fait un détecteur de choix pour l'assurance qualité des traitements par mesures in vivo.

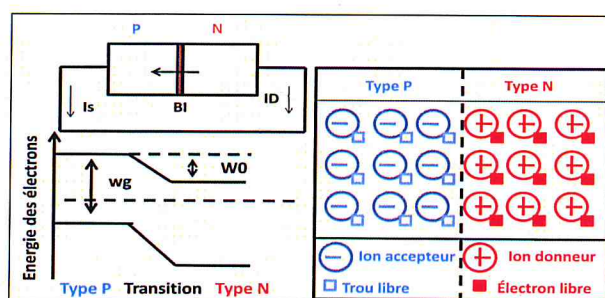
### III.II.2. PRINCIPES PHYSIQUES DE LA DOSIMETRIE PAR SEMI-CONDUCTEURS

Au zéro absolu, les semi-conducteurs se comportent comme des isolants. Une bande interdite (BI) sépare une bande d'énergie permise (la bande de valence : BV) entièrement remplie d'électrons et une bande de conduction (BC) complètement vide. La largeur de la bande interdite est faible (1,1 eV pour le Si) comparativement à celle des isolants (> 6 eV). Du fait de cette faible énergie, les électrons de la bande de valence peuvent facilement passer dans la bande de conduction sous le seul effet de l'agitation thermique, laissant derrière eux des trous. Une conduction électronique dans la bande de conduction et une conduction par trous dans la bande de valence sont observées.

Les semi-conducteurs, utilisés pour la détection des rayonnements ionisants, sont fabriqués à partir d'une structure cristalline en silicium dans laquelle sont introduits des atomes tri ou pentavalents [2]. Les atomes choisis comme dopants se substituent aux atomes tétravalents de silicium. L'introduction d'atomes pentavalents (phosphore, arsenic) implique une conductivité qui se fait majoritairement par électrons (semi-conducteur de type N), à contrario un dopage par des atomes trivalents (bore, aluminium) va favoriser une conductivité par trous (semi-conducteur de type P).

En l'absence de polarisation, le courant qui circule dans la jonction est nul. Le courant de saturation  $I_S$  (porteurs minoritaires) qui traverse sans contrainte la barrière de potentiel est équilibré par le courant de diffusion  $I_D$  (porteurs majoritaires) qui a acquis l'énergie suffisante pour remonter la barrière de potentiel. Si on expose cette diode à un rayonnement électromagnétique d'énergie supérieure à  $W_g$  (énergie minimum pour créer une paire électron-trou), les interactions entre les photons incidents et le réseau cristallin permettent d'augmenter le nombre de porteurs minoritaires qui traversent la jonction créant ainsi un courant inverse additionnel  $I_L$ .  $I_L$  dépend du nombre de paires électron-trou créées par unité de temps, donc de la nature, de l'énergie et du débit du rayonnement ionisant. Pour quantifier le débit de dose, il faut mesurer la valeur du courant  $I_L$ . En pratique, la diode est directement connectée à un électromètre qui mesure le courant inverse résultant  $I$  proportionnel au débit de dose.

$$I = I_L + I_S + I_D \quad (16)$$



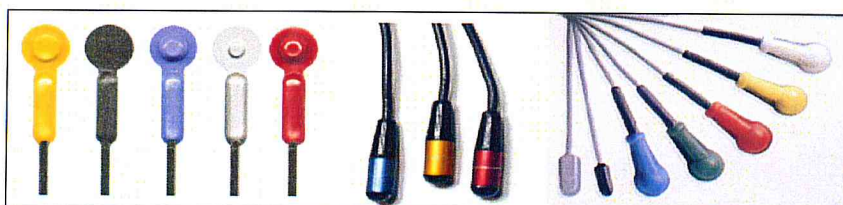
p. 65 - Figure 17 : Représentation schématique d'une jonction PN.

### III.II.3. DIODES A SEMI-CONDUCTEURS (SILICIUM)

Les diodes sont très largement utilisées en dosimétrie médicale en raison de leur robustesse et de leur simplicité d'utilisation (lecture presque immédiate). Les diodes sont plus sensibles et compactes que les chambres d'ionisations. L'inconvénient majeur des diodes réside dans la perte de sensibilité avec la dose cumulée. Jornet et al. [Jornet et al., 2000] ont montré une perte de sensibilité de 3,4% et 0,2% par dose de 100 Gy pour deux types de diodes irradiées aux photons de 18 MV. Les diodes ont donc besoin d'être réétalonnées de façon fréquente.

A l'heure actuelle, il existe un nombre limité de modèles de diodes utilisés pour la dosimétrie in vivo. Trois sociétés (IBA, Sun Nuclear C., Precitron) fabriquent des détecteurs à semi-conducteurs.

Les diodes utilisées pour la dosimétrie in vivo ont, soit une forme demi-sphérique afin de faciliter la mise en place du détecteur sur la peau du patient, soit une forme cylindrique afin d'améliorer leur réponse dans les faisceaux avec une incidence oblique, par exemple les faisceaux tangentiels dans le traitement du sein.



p. 66 - Figure 18 : Différents modèles diodes à semi-conducteurs.<sup>[25]</sup>

Un capuchon est souvent présent afin d'assurer l'équilibre électronique. Ce capuchon est fait d'un matériau plus dense que l'eau (acier inoxydable...) afin de réduire le volume du dosimètre final. Ces matériaux vont également filtrer préférentiellement les composantes de basses énergies (diffuse patient ou provenant de la tête de l'accélérateur). Cette architecture va cependant entraîner une atténuation de la dose dans le volume cible en projection de la diode (en entrée), sous dosage de l'ordre de 5 à 15%, en fonction du type de capuchon, de la profondeur et de l'énergie (Roberts 2008; Swinnen 2004; Alecu 1997; Colussi 2001; Rodriguez 2008).

La présence de la diode avec le capuchon va également induire un fort surdosage à la peau, de l'ordre de 50 à 100%. Cela provient surtout d'un déplacement de la profondeur du maximum en direction du point de mesure. Leur

utilisation doit donc se limiter à quelques séances afin de ne pas modifier l'efficacité thérapeutique du traitement. C'est pour ces raisons que certaines diodes sont commercialisées avec un capuchon plus petit afin de réduire la perturbation (Roberts 2008). Elles permettent des mesures répétées sur un grand nombre de séance. Pour ce type de diodes, les facteurs correctifs seront plus grands qu'avec les diodes classiques.

### **III.II.3.1. STABILITE DE L'INFORMATION DOSIMETRIQUE**

L'information dosimétrique recueillie sur l'électromètre doit rester stable après l'irradiation et les dérives ne doivent pas dépasser 1%.

### **III.II.3.2. REPONSE EN FONCTION DE LA DOSE**

La réponse d'une diode à semi-conducteur doit être proportionnelle à la dose absorbée sur toute la plage d'utilisation (jusqu'à 10 Gy).

### **III.II.3.3. REPONSE EN FONCTION DE LA DOSE CUMULEE**

Les interactions entre les particules (électrons, neutrons, protons) induites par le rayonnement incident et le détecteur se traduisent par un déplacement d'atomes de silicium et créent des défauts ponctuels. Ces défauts se comportent comme des centres de recombinaisons (ou des pièges) pour les porteurs minoritaires. Il en résulte une diminution irréversible de la sensibilité du détecteur. Les fabricants distribuent actuellement des diodes à semi-conducteurs pré-irradiés (quelques kGy) afin de minimiser l'influence de ce paramètre. Ce paramètre est pris en compte lors de l'étalonnage périodique des diodes.

### **III.II.3.4. REPONSE EN FONCTION DU DEBIT DE DOSE**

La sensibilité des diodes à semi-conducteurs s'affaiblit quand le débit de dose diminue. Ce phénomène est généralement plus important pour les diodes à semi-conducteurs de type N que de type P. Toutefois les fabricants ont essayé de minimiser l'influence de ce paramètre. Ce paramètre doit être impérativement pris en compte lorsque le débit est faible ou très élevé.

### **III.II.3.5. REPOSE EN FONCTION DE L'ENERGIE**

Les semi-conducteurs ont un numéro atomique élevé ( $Z=14$  pour le Si) comparativement aux tissus humains. Leur sensibilité augmente aux basses énergies où l'effet photoélectrique est prépondérant. L'utilisation de capuchon d'équilibre électronique métallique renforce ce phénomène. Les diodes à semi-conducteurs sont étalonnées avec celui-ci en fonction de l'énergie et du type de rayonnement utilisés.

### **III.II.3.6. REPOSE EN FONCTION DE L'ANGLE D'INCIDENCE**

En raison de leur forme les diodes sont sensibles à l'angle d'incidence des rayonnements ionisants. On observe ainsi une sous estimation de la dose de 8% pour certaines diodes irradiées dans un faisceau de photons avec une incidence de  $70^\circ$  <sup>[2]</sup>. Selon la forme et la marque ce phénomène peut être plus ou moins marqué. Chaque utilisateur devra vérifier la dépendance angulaire de ses détecteurs. Les diodes à géométrie cylindrique sont mieux indiquées pour s'affranchir de l'obliquité.

### **III.II.3.7. INFLUENCE DE LA TEMPERATURE**

De nombreuses études montrent l'augmentation de la sensibilité des détecteurs à semi-conducteurs avec la température <sup>[2]</sup>. Cette sensibilisation est comprise entre 0,3 et 0,4% par degré pour certaines marques. Il faut plusieurs minutes pour que le détecteur passe de la température ambiante de la pièce à la température de la peau. Un minimum de 3 minutes semble nécessaire entre la mise en place de la diode et le début de l'irradiation pour permettre une mesure précise. Si l'étalonnage n'est pas effectué à la température de la peau, il est nécessaire d'effectuer une correction de la valeur mesurée correspondant à 0,4% par degré (caractéristiques constructeurs) <sup>[2]</sup>.

### **III.II.3.8. INFLUENCE DE LA TAILLE DU CHAMP D'IRRADIATION**

Pour la taille de champ, les variations ne dépassent pas 1,5% entre le champ de  $5 \times 5 \text{ cm}^2$  et le  $40 \times 40 \text{ cm}^2$  <sup>[3]</sup>.

### **III.II.3.9. INFLUENCE DE LA (DSP) DISTANCE SOURCE-PEAU**

Il a été constaté que pour des DSP variant de 75 cm à 110 cm de DSP, la variation n'excède en général pas 1% <sup>[3]</sup>.

### **III.II.3.10. INFLUENCE DE LA PRESENCE DE FILTRE EN COIN (PHYSIQUE ET/OU DYNAMIQUE)**

La correction est incontournable, elle peut atteindre 5 à 6 % suivant l'angle du filtre et les détecteurs <sup>[3]</sup>.

### **III.II.4. ETALONNAGE**

L'étalonnage consiste à relier le signal du détecteur à la dose absorbée dans des conditions d'irradiation de référence. Cette procédure est valable pour des doses supérieures au centigray. Il est ensuite nécessaire d'appliquer un ensemble de facteurs correctifs quand les conditions d'irradiation diffèrent de celles de référence.

Le couple composé de la diode et du canal de mesure est indissociable une fois l'étalonnage établi. Toute modification de canal ou de diode est à proscrire sans nouvel étalonnage.

#### **III.II.4.1. ETALONNAGE DE LA DOSE A L'ENTREE DU FAISCEAU**

L'étalonnage est réalisé par rapport à un dosimètre de référence (par exemple chambre d'ionisation). Le signal produit par la diode en surface du fantôme est comparé à celui produit par le dosimètre de référence à  $Z_{\max}$  dans le fantôme. Il est avantageux de choisir des conditions d'étalonnage représentatives des configurations rencontrées en routine (distance source-peau, taille du champ,...). Ainsi on minimisera significativement l'influence des variations de sensibilité liées aux paramètres géométriques du traitement.

#### **III.II.4.2. MESURE DE LA DOSE A L'ENTREE DU FAISCEAU**

La mesure réalisée à l'entrée du faisceau dépendra (Aletti, 1994) :

- Des caractéristiques du faisceau d'irradiation.
- Du calcul dosimétrique.
- Du positionnement du patient.
- Des accessoires interposés dans le faisceau d'irradiation.

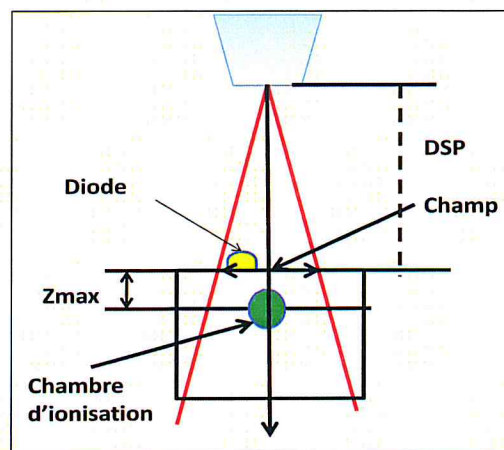
Cette mesure permettra de :

- Comparer les valeurs de dose mesurée et de dose calculée ; c'est une méthode simple à mettre en œuvre qui permet de déceler d'éventuelles erreurs portant



sur les paramètres régissant le traitement (calcul de dose, affichage du temps de traitement...).

- Tester la reproductibilité des irradiations et donc la constance des paramètres de réglage et de performance de l'appareil de traitement.
- Déterminer la dose en profondeur de manière indirecte à l'aide d'une courbe de rendement en profondeur, d'une courbe de RTM (Rapport Tissu Maximum) ou d'un étalonnage spécifique.
- Déterminer la dose en profondeur quand elle est couplée à une mesure à la sortie.

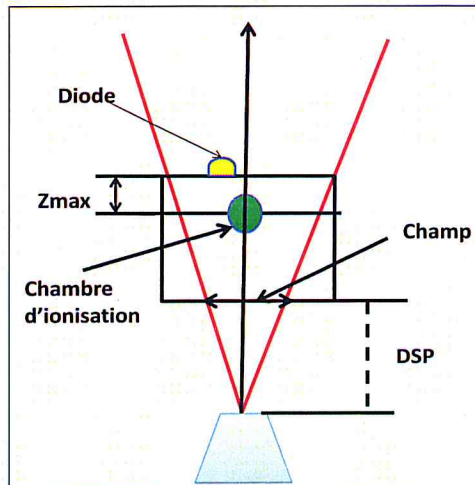


p. 70 – Figure 19 : Exemple d'étalonnage de la dose à l'entrée.

### III.II.4.3. ETALONNAGE DE A LA SORTIE DU FAISCEAU

Dans le cas où la mise en œuvre prévoit la mesure d'une dose de sortie (pour une reconstruction à mi-épaisseur), cet étalonnage se fera à  $Z_{max}$  par rapport à la surface de sortie, la diode étant collée à cette surface.

La mesure réalisée à la sortie du faisceau est influencée par tous les paramètres cités précédemment pour la dose à l'entrée plus ceux liés au patient lui-même. Elle permet de déceler des erreurs dues à la mauvaise estimation de l'épaisseur du patient ou à la mauvaise prise en compte des hétérogénéités traversées par le faisceau. De plus, quand elle est couplée à la dose à l'entrée, elle permet de déterminer la dose au volume cible.



p. 71 - Figure 20 : Exemple d'étalonnage à la sortie.

#### III.II.4.4. FACTEUR D'ETALONNAGE

L'étalonnage est effectué en positionnant les dosimètres munis de leur capuchon d'équilibre électronique à la surface d'un fantôme solide dans des conditions de référence (Leunens et coll, 1990 ; Heukelom et coll, 1991 ; Van Dam et Marinello, 1994). La réponse de chaque dosimètre à l'entrée du faisceau ou à la sortie du faisceau ( $L_E$  ou  $L_S$ ) comparée à la dose absorbée déterminée avec une chambre d'ionisation ( $D_E$  ou  $D_S$ ) placée dans le fantôme au centre du champ et à la profondeur du maximum ( $Z_{max}$ ) définit le facteur d'étalonnage à l'entrée  $F_E$  ou  $F_S$  propre à chaque dosimètre :

$$F_{E/S} = \frac{D_{E/S}}{L_{E/S}} \quad (17)$$

#### III.II.5. MESURE DES FACTEURS CORRECTIFS

La variation de la dimension du champ, de la DSP, et la présence d'accessoires ou de filtres en coin modifie la réponse des dosimètres. Il est donc nécessaire d'appliquer des facteurs correctifs quand les conditions d'irradiation sont différentes de celles de l'étalonnage. (Van Dam et Marinello, 1994 ; Heukelom et coll, 1991). Les facteurs correctifs  $F_P$  relatifs à ces différents paramètres sont calculés pour chaque dosimètre. Ils sont obtenus pour chaque situation, par le rapport de la valeur mesurée à la chambre ( $D_E$  ou  $D_S$ ) sur la valeur donnée par le dosimètre pour le paramètre étudié ( $L_E$  ou  $L_S$ ), la normalisation étant effectuée pour le paramètre de référence ( $F_E$  ou  $F_S$ ).

$$F_P = \frac{(D_E/L_E)_P}{F_E} \quad (18)$$

La dose mesurée dans des conditions autres que celles de l'étalonnage est égale à :

$$D = L_E \times F_E \times \prod (F)_P \quad (19)$$

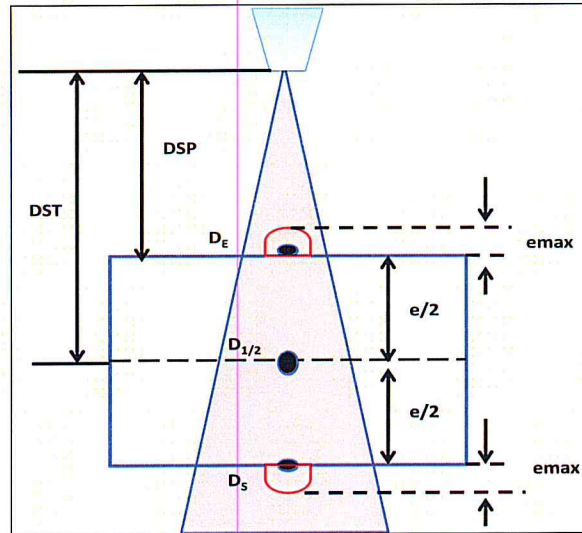
### III.II.6. MESURE DE LA DOSE AU VOLUME CIBLE

La dose au volume cible est rarement accessible par mesure directe sauf quand on peut réaliser des mesures intra cavitaires (œsophage, rectum...). Dans les autres cas, on détermine cette dose soit à l'aide des mesures à l'entrée, soit à l'aide des mesures couplées entrée-sortie. Différentes méthodes sont explicitées dans la littérature (Rizzotti et coll, 1985 ; Leunens et coll, 1990 ; Heukelom et coll, 1991 ; Lee et coll, 1994 ; Van Dam et Marinello, 1994 ; Noël et coll, 1995).

Pour notre étude dosimétrique nous retenons la méthode décrite par Noel, Aletti, Bey, Malissard (1995), elle ne se limite pas uniquement à quelques cas cliniques, elle peut être appliquée dans plusieurs localisations et s'affranchit de la symétrie des hétérogénéités.

#### III.II.6.1.METHODE DECRITE PAR NOEL, ALETTI, BEY, MALISSARD (1995)

La dose délivrée au plan médian  $D_{1/2}$  est calculée sur l'axe du faisceau en multipliant la moyenne des doses d'entrée ( $D_E$ ) et de sortie ( $D_S$ ) par des facteurs correctifs. Ces facteurs prennent en compte les paramètres techniques du traitement (énergie du faisceau, distance de traitement, dimensions du champ), l'épaisseur du patient et les paramètres pouvant affecter la réponse des détecteurs utilisés (énergie, température, débit de dose...). La figure 5 donne une représentation des conditions de mesure.



p. 73 - Figure 21 : Représentation schématique de la mesure de la dose à l'entrée et à la sortie d'après Aletti et Noël (1995).

Dans ces conditions, pour chacun des faisceaux d'irradiation la dose au plan médian est :

$$D_{1/2} = \frac{D_E + D_S}{2} F_P \tag{20}$$

Les facteurs correctifs  $F_P$  tiennent compte :

De la technique d'irradiation :

En technique DSP :

$$F_{DSP} = \frac{2x RTM(e/2)}{\left(\frac{DSP + \frac{e}{2}}{DSP}\right)^2 + RTM(e + e_{max}) \left(\frac{DSP + e/2}{DSP + e}\right)^2} \tag{21}$$

En technique DST :

$$F_{DST} = \frac{2x RTM(e/2)}{\left(\frac{DST + \frac{e}{2}}{DST}\right)^2 + RTM(e + e_{max}) \left(\frac{DST + e/2}{DST + e}\right)^2} \tag{22}$$

Des conditions d'étalonnage :

$$F_{Cal} = \left(\frac{DSP_{cal} + e_{max}}{DSP_{cal}}\right)^2 \tag{23}$$

# CHAPITRE IV

# Chapitre IV

## MATERIEL ET METHODES

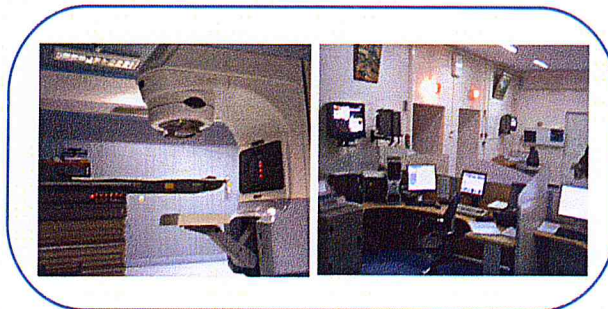
L'ensemble des travaux relatifs à l'étude expérimentale a été réalisé au Centre Anti Cancer de Blida à l'hôpital Franz Fanon.

### IV.I. DISPOSITIF EXPERIMENTAL

#### IV.I.1. L'ACCELERATEUR LINEAIRE 2100C

Le centre possède un accélérateur linéaire de marque Varian de type clinac 2100C (figure 22) caractérisé principalement par :

- Deux énergies photons 6 et 18 MV.
- Cinq énergies électrons 4, 6, 9, 12, et 15 MeV.
- Cinq débits de dose 80, 160, 240, 320, et 400 UM/min.
- Un collimateur MLC à 80 lames.
- Un imageur portal PVI pour la vérification instantanée (matching online), et différée (hors line).



p. 75 - Figure 22 : Accélérateur 2100C à gauche, et pupitre de commande à droite.

Le travail expérimental effectué au niveau de cet accélérateur a impliqué l'utilisation de deux énergies 6MV et 18MV et concerne les points suivants :

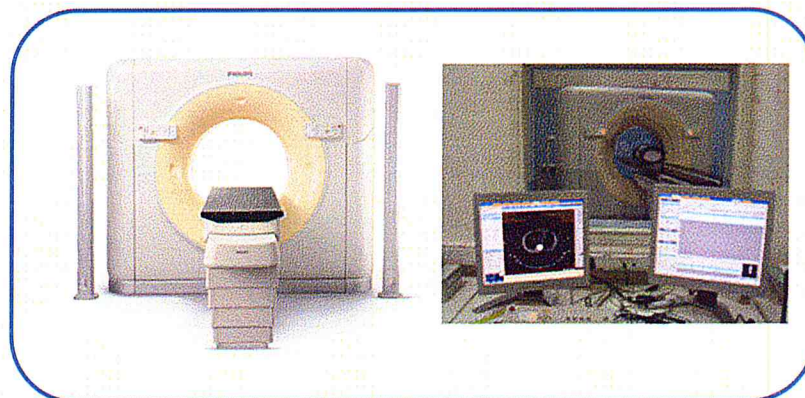
- Détermination des facteurs de calibration des diodes à semi-conducteurs.
- Caractérisation des diodes à semi-conducteurs en fonction des différents paramètres susceptibles d'influencer leurs lectures.
- Acquisition des courbes de rendement en profondeur.
- Mesures in vivo sur (patients).

- Irradiation et mesure sur le fantôme anthropomorphe CIRS et vérification de son positionnement avec l'imageur portal (PVI).

#### IV.I.2. LE SCANNER BRILLANCE CT BIG BORE

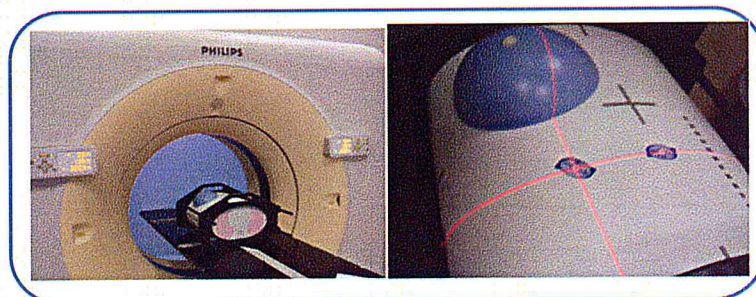
Le centre a bénéficié récemment d'une installation d'un scanner dédié à la radiothérapie de marque Philips et de type Big Bore. Il est relié au système de planification de traitement via un système réseau. Il comprend des fonctionnalités conçues pour automatiser les tâches cliniques, simplifier le post-traitement et la reconstruction des images 3D, parmi ses spécificités on citera :

- Une ouverture de 85cm.
- Une connexion bidirectionnelle entre le statif et la console.
- Un générateur caractérisé par une puissance de 60kW, des tensions de 90, 120 et 140kV et une intensité de courant pouvant varier de 20 à 500mA.
- Une table en fibre de carbone.
- Un système de détection en matériel semi-conducteur.
- Disponibilité de plusieurs applications au niveau de la station de travail.
- Un temps de rotation de 0,44s.
- Des modes d'acquisition multi-coupes 16x0,75 mm, 16x1,5 mm, 8x3 mm, 4x4,5 mm, et 2x0,6mm.
- Des lasers mobiles pour le repérage des portes d'entrées des faisceaux sur les patients.



p. 76 - Figure 23 : Scanner Big Bore<sup>[25]</sup>, et scanner du C.A.C Blida.

Sur cette unité il s'agissait d'effectuer une série de coupes du fantôme anthropomorphe CIRS, de simuler une tumeur pulmonaire et d'envoyer les données sur l'unité du système de planification de traitement.



p. 77 - Figure 24 : Simulation d'une tumeur pulmonaire sur le scanner.

Par ailleurs le scanner a été utilisé aussi pour l'acquisition de coupes CT à des plaques de plexiglas présentant des cavités de densités autres que celle du PMMA. Ces coupes ont été envoyées au TPS afin de relever leurs densités électroniques

#### IV.I.3. LE SYSTEME DE PLANIFICATION DE TRAITEMENT ECLIPSE

Au niveau de l'unité de physique les planifications dosimétriques tridimensionnelles 3D sont réalisées à l'aide d'un système de planification Eclipse de marque Varian. En mode photon le TPS est doté d'un algorithme de calcul de dose le AAA (Anisotropic Analytical Algorithm) (Varian Medical System, Palo Alto, CA, USA).

- **Anisotropic** : Calcul du diffusé modifié en fonction de la densité dans le voisinage 3D entourant chaque point.
- **Analytical** : Fonctions mathématiques analytiques utilisées pour modéliser le diffusé.
- **Algorithm** : Convolution/superposition de mini-faisceaux (beamlets) et contributions du diffusé.

##### IV.I.3.1. MODELISATION DE LA SOURCE

Le faisceau clinique provenant de l'accélérateur est représenté dans le AAA<sup>[11]</sup> par une modélisation multi-sources comprenant : la source primaire relative à la fluence énergétique des photons primaires, la source extra-focale pour représenter la fluence énergétique de photons extra-focaux, la contamination des électrons, et la diffusion des photons due aux accessoires tels que les filtres en coin. Les sources



sont caractérisées par un nombre de paramètres dans la configuration de l'algorithme. Le faisceau clinique est divisé en mini-faisceau  $\beta$  (beamlets), en outre le faisceau clinique est divisé en deux composantes celle des photons et celle des électrons, avec chacune son intensité relative à chaque mini-faisceaux  $\Phi_{\beta}$ .

Le calcul de dose dans le AAA utilise les paramètres physiques fondamentaux qui décrivent l'espace de phase des particules qui constituent le faisceau de traitement. Ces paramètres sont pré-calculés avec la simulation Monte Carlo. Cette simulation est utilisée pour créer le modèle de la phase initiale du faisceau de traitement tout en incluant la structure géométrique et la composition des matériaux composant la tête de l'accélérateur (source, cible, collimateur primaire, cône égalisateur, chambres d'ionisations, les mâchoires), ainsi que les modificateurs de faisceau. Les paramètres issus de la simulation Monte Carlo sont modifiés durant la configuration des données des faisceaux jusqu'à ce que les caractéristiques des faisceaux calculés coïncident avec les données cliniques des faisceaux pour chaque unité de traitement. Les paramètres d'espace de phase spécifiques aux faisceaux de traitement sont sauvegardés dans la base de données et sont utilisés lors du calcul de distribution de dose des patients.

Les paramètres physiques fondamentaux utilisés pour modéliser les faisceaux cliniques sont pré-calculés pour une série d'énergies moyennes comprise entre 6 et 23MV. Un CD (Varian Clinac 2300C/D) est utilisé comme étant la référence pour la détermination de la fluence des faisceaux et l'espace de phase en énergie. Le code Monte Carlo utilisé est le EGSnrc<sup>[11]</sup>, qui modélise le mieux les interactions physiques pour les faisceaux cliniques en radiothérapie, comme l'effet photoélectrique, la diffusion Compton, le Bremsstrahlung, la matérialisation et l'annihilation.

Tous les paramètres du AAA sont calculés dans un milieu équivalent eau. Durant le calcul de la distribution de dose, ces paramètres sont convertis de manière à prendre en considération les densités des tissus à l'intérieur du patient.

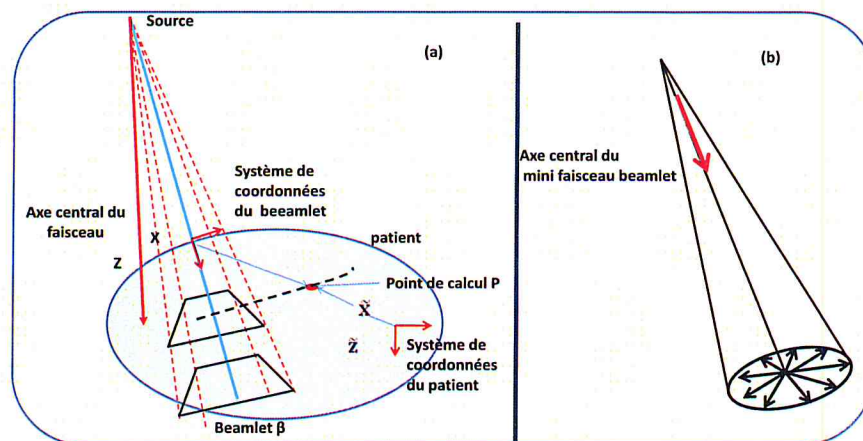
#### **IV.I.3.2. CALCUL DE DOSE VOLUMETRIQUE**

Pour le calcul de la distribution de dose volumétrique, le corps du patient est divisé en une matrice tridimensionnelle constituée de voxels basée sur la grille de

calcul sélectionnée. La géométrie de la grille de calcul des voxels est divergente, et permet l'alignement du système de coordonnées avec les beamlets. Chaque calcul de voxel est associé à la densité moyenne électronique calculée à partir des images CT selon la courbe de calibration.

La distribution de dose tridimensionnelle est calculée à partir des convolutions des photons primaires, des photons extra-focaux et de la contamination des électrons. Les convolutions sont exécutées pour toutes les tailles finies des beamlets qui composent le faisceau clinique. La distribution finale de dose est obtenue par une simple superposition des contributions de chaque beamlet.

Le modèle du AAA fait une superposition de telle sorte que la dose résultante des photons et électrons diffusés peut être calculée en se scindant en deux principales directions, latérale et en profondeur. Toutes les fonctions dépendantes de la profondeur utilisées dans les convolutions du beamlet sont calculées le long du centre du beamlet en utilisant la coordonnée  $z$  qui définit la distance réelle à partir de la surface du patient. La dose latérale due au diffusé des photons et électrons est définie sur une couche sphérique perpendiculaire à l'axe central du beamlet et centrée autour du centre du faisceau.



p. 79 - Figure 25 : (a) Schéma des coordonnées dans le système de coordonnées du patient et le système de coordonnées du beamlet dans le plan X-Z. (b) Schéma de la prise en compte du diffusé dans la direction de la profondeur et perpendiculairement à la direction du mini-faisceau.

#### IV.I.3.3. CALCUL DE LA DOSE DANS DES FAISCEAUX DE PHOTONS

La distribution d'énergie  $E_{ph,\beta}$ , due aux photons et résultant d'un mini-faisceau  $\beta$  dans un milieu homogène suffisamment grand est obtenue par convolution :

$$E_{\text{ph},\beta}(\tilde{x}, \tilde{y}, \tilde{z}) = \Phi_{\beta} \times I_{\beta}(z, \rho) \times \iint_{(u,v) \in \beta} K_{\beta}(u - x, v - y, z, \rho) du dv \quad (9)$$

Avec :

- $\Phi_{\beta}$  la fluence des photons.
- $I_{\beta}(z, \rho)$  la fonction de densité du dépôt d'énergie.
- $K_{\beta}(u - x, v - y)$  le kernel du diffusé.

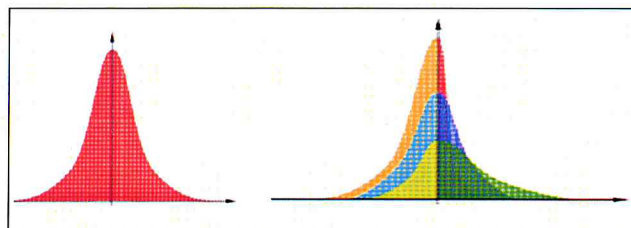
Dans cette convolution, la fluence  $\Phi_{\beta}$  est supposée uniforme sur la surface d'interaction définie par le mini-faisceau  $\beta$ . La fonction,  $I_{\beta}(z, \rho)$  déterminant l'intégrale de surface de l'énergie déposée à une profondeur  $z$ , est une fonction poly-énergétique construite par superposition de fonctions de densité de dépôt d'énergie mono-énergétiques pré-calculées. Elle tient compte des hétérogénéités des tissus en utilisant le concept de la profondeur radiologique  $z'$  :

$$I_{\beta}(z, \rho) = I_{\beta}(z') \times \rho(0, 0, z) / \rho_{\text{eau}} \quad (10)$$

Où  $\rho$  est la densité électronique.

$$z' = \int_0^z \frac{\rho(0,0,t)}{\rho_{\text{eau}}} dt \quad (11)$$

Le modèle des Kernels du diffusé appliqué se base sur les Kernels mono-énergétiques utilisés pour la convolution du mini faisceau et qui sont pré-calculés par Monte Carlo pour les différentes énergies et les différents matériaux. Le Kernel du diffusé poly-énergétique étant la somme pondérée des Kernels mono-énergétiques qui sont mis à l'échelle d'après la densité.



p. 80 - Figure 26 : présentation graphique du kernel mono-énergétique et du kernel poly-énergétique.<sup>[9]</sup>

Le « photon scatter kernel »  $K_{\beta}(x,y,z)$  est composé d'une somme pondérée de six fonctions exponentielles.

$$K_{\beta}(x, y, z) = \sum_{k=0}^5 C_k(z') \frac{1}{r} e^{-\mu_k(z')r} \quad (12)$$

$$r = \sqrt{x^2 + y^2} \quad (13)$$

Les paramètres  $C_k(z')$  et  $\mu_k(z')$  du kernel polyénergétique  $K_\beta(x, y, z)$  sont déterminés en effectuant un ajustement de la fonction  $1/r(e^{-\mu(z'r)})$  par les moindres carrés sur les kernels déterminés par Monte Carlo.

Pour tenir compte des hétérogénéités latéralement pour chaque mini-faisceau, l'énergie est pondérée par la densité moyenne entre le point de calcul et l'origine du kernel.

En pratique, cela est réalisé en divisant le kernel en un nombre fini de rayons émergents de l'origine. Dans la formulation, la distance radiologique du kernel est prise en compte. C'est pourquoi l'algorithme est appelé anisotropique.

#### IV.I.3.4. CALCUL DE LA CONTRIBUTION DES ELECTRONS DE CONTAMINATION

La contamination électronique vient de la tête de l'accélérateur (cône égalisateur, chambre d'ionisation, mâchoires du collimateur, modificateurs de faisceaux et l'air) et dépend fortement du spectre d'énergie des photons et la taille du champ.

La distribution d'énergie, résultant d'un mini-faisceau arbitraire, dû aux électrons de contamination, est calculée par convolution similaire au mode photon, et les mêmes approximations sont faites.

$$E_{\text{cont},\beta}(\tilde{x}, \tilde{y}, \tilde{z}) = \Phi_{\text{cont},\beta} \times I_{\text{cont},\beta}(z, \rho) \times \iint_{(u,v) \in \beta} K_{\text{cont},\beta}(u - x, v - y, z, \rho) du dv \quad (14)$$

Où :

- $\Phi_{\text{cont},\beta}$  la fluence des électrons de contamination.
- $I_{\text{cont},\beta}(z, \rho)$  valeur déterminée à partir de données mesurées et tabulées.
- $K_{\text{cont},\beta}$  kernel de diffusion latéral.

**La Convolution** elle traduit la contribution des :

- Photons primaires.

- Photons extra-focaux.
- Électrons de contamination.

### La Superposition

L'énergie absorbée est obtenue par superposition des contributions d'énergie individuelles de toutes les sources :

$$\mathbf{E}(\tilde{\mathbf{x}}, \tilde{\mathbf{y}}, \tilde{\mathbf{z}}) = \sum_{\beta} \mathbf{E}_{\text{ph1},\beta}(\tilde{\mathbf{x}}, \tilde{\mathbf{y}}, \tilde{\mathbf{z}}) + \mathbf{E}_{\text{ph2},\beta}(\tilde{\mathbf{x}}, \tilde{\mathbf{y}}, \tilde{\mathbf{z}}) + \mathbf{E}_{\text{cont},\beta}(\tilde{\mathbf{x}}, \tilde{\mathbf{y}}, \tilde{\mathbf{z}}) \quad (15)$$

#### IV.I.3.5. CALCUL DE LA DISTRIBUTION DE DOSE TOTALE

L'énergie totale absorbée  $E$  en un point arbitraire du patient est obtenue par superposition des différentes contributions énergétiques provenant des photons primaires, des photons extra-focaux et des électrons de contamination pour tous les mini-faisceaux individuels.

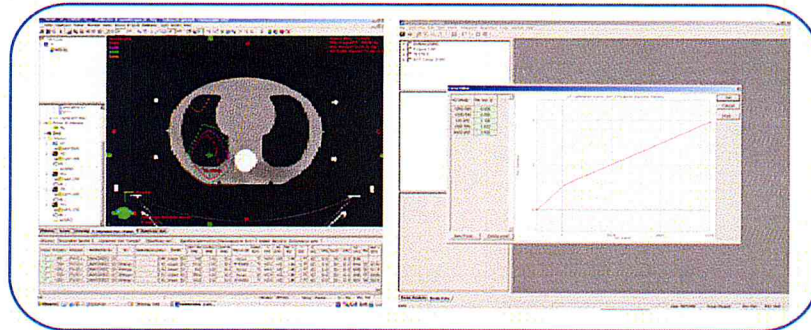
L'étape finale consiste à convertir l'énergie absorbée en dose. Avec l'approximation que la densité peut être convertie en épaisseur équivalent eau, la dose est exprimée en fonction du rapport des densités.

$$\mathbf{D}(\mathbf{x}, \mathbf{y}, \mathbf{z}) = \mathbf{E}(\mathbf{x}, \mathbf{y}, \mathbf{z}) \times \rho_{\text{eau}} / \rho(\mathbf{x}, \mathbf{y}, \mathbf{z}) \quad (16)$$

Sur cette console de planification de traitement ont été effectuées les tâches dosimétriques suivantes :

- Relevé de la courbe de calibration CT donnant en abscisse le nombre d'unité Hounsfield et en ordonnée la densité électronique.
- Relevé pour chaque structure le nombre d'unité Hounsfield.
- Relevé des différents paramètres relatifs à chaque plan de traitement utilisé (énergie, DSP, DSP opposée, dimensions du champ, dimensions de la coupe centrale, HDV).
- Relevé pour chaque faisceau des différents plans de traitement (patients & fantôme CIRS) de la dose à la profondeur du maximum d'énergie et à mi-épaisseur.
- Contourage des organes et des volumes d'intérêt CTV et PTV dans les coupes associées au fantôme CIRS.

- Dosimétrie du plan de traitement pour le fantôme CIRS.
- Détermination des valeurs de volumes des PTV et des isodoses 95% pour le calcul de l'indice de conformité.



p. 83 - Figure 27 : Espace de travail Eclipse, et courbe de calibration CT.

#### IV.I.4. LE SYSTEME RESEAU D'ENREGISTREMENT ET DE VERIFICATION ARIA

Le transfert des paramètres (format DICOM) des plans de traitement vers la console de traitement de l'accélérateur 4DTC se fait via un système réseau d'enregistrement et de vérification (Record and Verify) ARIA compatible avec l'équipement Varian. Le système est composé de plusieurs applications permettant au physicien de fixer les limites de tolérances et de contrôler l'historique des traitements.

Dans le cadre de ce travail deux applications ont été utilisées :

- L'application RT chart pour la configuration des paramètres envoyés à partir de la planification de traitement dans Eclipse, et l'approbation du plan. Le plan concerne celui du fantôme anthropomorphe CIRS.
- L'application Time Planner pour la programmation des séances de traitement.



p. 83 – Figure 28 : Application RT chart à gauche et Time Planner à droite.

#### IV.I.5. LE SYSTEME DE DOSIMETRIE IN VIVO IVD SOLUTIONS DE SUN NUCLEAR

Le système IVD solutions est un système dédié pour les mesures de la dosimétrie in vivo. Il est composé des éléments suivants :

- Un boîtier (**detector pods**) à quatre canaux pour la connexion des diodes A, B, C et D. Le modèle est de type 1137, wired IVD<sup>2</sup> dont la connexion se fait par câbles.
- Un électromètre à plusieurs boutons d'énergie. Chaque bouton peut fournir quatre lectures de diodes simultanément.
- Une batterie pour la mise sous tension de l'électromètre.
- Un câble de liaison reliant le boîtier à l'électromètre.
- Des diodes à semi-conducteurs de type N de marque QED<sup>TM</sup>.

Il est important de signaler qu'il ne faut plus changer de canal relatif à une diode, une fois que celle-ci est calibrée.



p. 84 - Figure 29 : Les différents composants du système IVD Solutions de Sun Nuclear.

#### IV.I.6. LES DIODES A SEMI-CONDUCTEURS QED<sup>TM</sup> DE SUN NUCLEAR

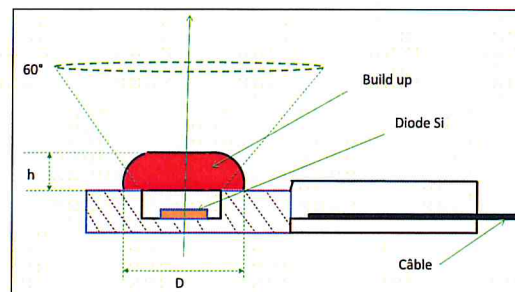
Les détecteurs QED<sup>TM</sup> consistent en une série de cinq modèles de diodes utilisés pour les différentes gammes d'énergie en mode photon et électron. Ils sont désignés comme des outils de vérification pour la dosimétrie in vivo. Les cinq modèles ont les mêmes propriétés physiques à savoir qu'ils sont de type N, dopés avec un matériau en platine et la jonction PN est fabriquée en silicium. Les détecteurs se présentent comme étant des détecteurs plats avec une forme circulaire et la diode se trouve au centre du cercle.

Un build up avec différentes épaisseurs et/ou différents matériaux, est monté au dessus de chaque diode pour prendre en considération chaque type de diode selon l'énergie utilisée. Du fait que ce build up a une forme hémisphérique, la réponse angulaire obtenue est conique et symétrique.

La dégradation de la lecture vis-à-vis du cumul de dose est de 1%/kGy à 10MeV pour un faisceau d'électron, et  $< 0,5\%/kGy$  pour un faisceau de photon de 6MV.<sup>[21]</sup>

Pour une distance source-peau (DSP) variant de 80 cm à 130 cm la variation de la lecture est estimée à  $\pm 1,5\%$  pour les faisceaux de 6MV et 18MV.<sup>[21]</sup>

La variation de la lecture en fonction de la température est de l'ordre de  $0,6\%/^{\circ}C$ .<sup>[21]</sup>



p. 85 - Figure 30 : Schéma représentatif d'une diode QED<sup>TM</sup>.

Dans le cadre de ce travail Cinq diodes relatives à une utilisation dans la gamme d'énergies 6-12 MV (jaune), et cinq autres pour la gamme d'énergie 15-25 MV (rouge) ont été utilisées. Ces diodes ont été étiquetées selon le bouton d'énergie utilisé et le canal associé. Les caractéristiques de ces diodes et les considérations prises dans la méthodologie de ce travail sont résumées dans les tableaux suivants.



Diodes QED <sup>TM</sup> , 1115000, couleur jaune, gamme d'énergie : 6-12 MV					
Etiquette caractéristiques	D1-6	D2-6	D3-6	D4-6	D5-6
Numéro de série	4953615	4953603	4953602	4953620	4953601
Bouton d'énergie	7	7	7	7	8
Canal	A	B	C	D	A
Matériau du buil up	cuivre				
Épaisseur buil up (cm)	1,85				
Réponse angulaire à 30°	100,5%				
Réponse angulaire à 45°	101%				
Réponse angulaire à 60°	103,5%				
Surface active du détecteur	0,64 mm <sup>2</sup>				
h	2 mm				
D	7,9 mm				

p. 86 - Tableau 2 : Caractéristiques des diodes QED<sup>TM</sup>, 6-12 MV.

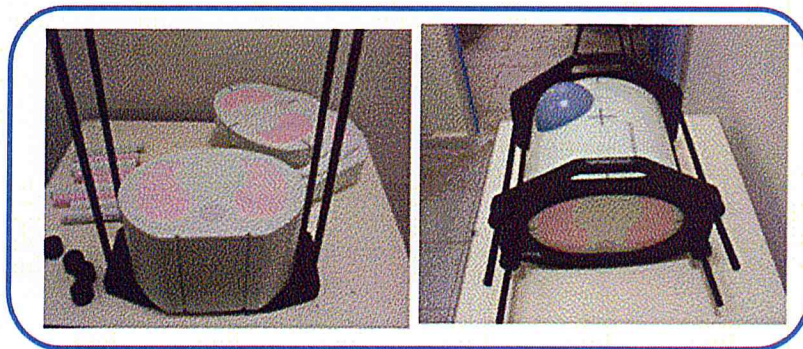
Diodes QED, 1116000, couleur rouge, gamme d'énergie : 15-25 MV					
Etiquette caractéristiques	D1-18	D2-18	D3-18	D4-18	D5-18
Numéro de série	4529020	4529028	4529022	4529029	4529023
Bouton d'énergie	9	9	9	9	0
Canal	A	B	C	D	A
Matériau du buil up	cuivre				
Épaisseur buil up (cm)	3,04				
Réponse angulaire à 30°	98%				
Réponse angulaire à 45°	98,5%				
Réponse angulaire à 60°	98,5%				
Surface active du détecteur	0,64 mm <sup>2</sup>				
h	3,4 mm				
D	7,6 mm				

p. 86 - Tableau 3 : Caractéristiques des diodes QED<sup>TM</sup>, 15-25 MVp. 86 - Figure 31 : Diodes QED<sup>TM</sup>, 6-12 MV et 15-25 MV.

#### IV.1.7. LE FANTÔME ANTHROPOMORPHIQUE CIRS

Beaucoup de publications présentent des évaluations sur des fantômes simples avec une incidence unique de faisceau mais ne se rapprochent pas suffisamment des conditions cliniques.

Il est possible d'acheter des fantômes dits anthropomorphiques qui simulent des parties du corps humain. Il est aussi possible de modifier des fantômes du commerce pour les adapter à des conditions de mesures spécifiques. Les fantômes anthropomorphiques de marque CIRS, simulant le thorax (figure 32) se présentent sous forme de tranches séparées de un centimètre d'épaisseur. Ces modèles étaient initialement vendus en un seul bloc avec des inserts amovibles prévus pour la mise en place de dosimètres thermoluminescents. Des demandes de fabrication spéciale pour effectuer des mesures par films ont été faites dans le monde. Depuis, ce modèle est commercialisé en tranches dédié à ce type de mesures. Les plaques contiennent des inserts simulant les deux poumons et un insert simulant la colonne vertébrale. Les densités ( $\text{g/cm}^3$ ) et densités électroniques relatives par rapport à l'eau sont pour les poumons 0,21 et 0,207, pour l'os 1,6 et 1,506 et pour le reste simulant les tissus musculaires 1,06 et 1,042.



p. 87 - Figure 32 : Le fantôme anthropomorphique CIRS.

Un fantôme anthropomorphique CIRS simulant la partie thoracique a été utilisé, l'objectif étant de simuler une tumeur dans cette région pour faire une évaluation de la dose reçue à la profondeur du maximum de l'énergie et à mi-épaisseur de chaque faisceau.

#### IV.I.8. LE FANTÔME 3D ET SON SYSTÈME D'ACQUISITION MEPHISTO

Des courbes de rendement en profondeur Percentage Depth Dose (PDD) ont été acquises à l'aide d'une cuve dont le déplacement de la chambre d'ionisation peut se faire d'une manière tridimensionnelle et contrôler à distance.

L'électromètre relié à la chambre d'ionisation est de type Tandem à deux sorties, (l'une est reliée à la chambre de référence et l'autre à la chambre du faisceau) celui-ci est relié à un ordinateur pour suivre l'acquisition instantanément et l'enregistrement des données. Sur cet ordinateur est installé un logiciel Mephisto mc<sup>2</sup> pour les mesures des distributions de dose et l'analyse des propriétés des faisceaux selon des protocoles de dosimétrie internationaux.

Le set up est réalisé à l'aide d'un système TRUFIX qui permet de placer le croisillon d'une façon précise au point de mesure de la chambre d'ionisation, en outre le logiciel Mephisto permet une détection du centre du champ d'irradiation à travers des acquisitions de profils et offre ainsi un ajustement plus rigoureux.



p. 88 - Figure 33 : Le fantôme à eau et son système d'acquisition Mephisto mc<sup>2</sup>.

#### IV.I.9. CHAMBRES D'IONISATION ET ELECTROMETRE

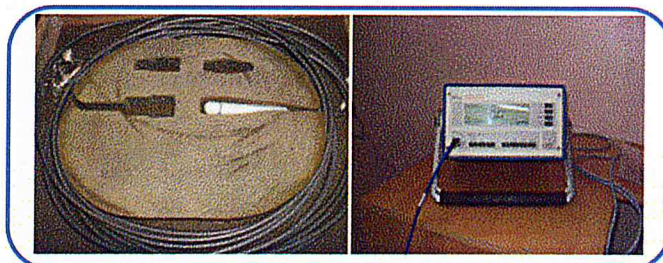
Le facteur d'étalonnage des diodes a été déterminé à l'aide d'une chambre d'ionisation type Farmer en graphite reliée à un électromètre de type PTW Unidos T10002 dont le numéro de série est 20714. La liaison à la chambre d'ionisation est faite par un câble de type TNC.

L'acquisition des courbes de rendement en profondeur a été réalisée à l'aide d'une chambre d'ionisation Pin Point et d'une chambre de référence semi-flexible. Le choix de la chambre de petit volume Pin point est relatif aux faibles dimensions des champs utilisés en radiothérapie conformationnelle.

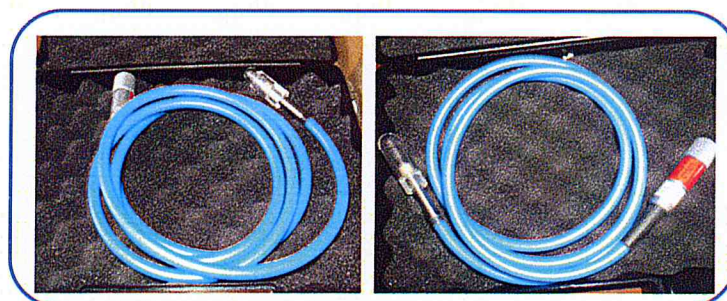
Les chambres d'ionisation sont périodiquement (une fois par an) ramenées au laboratoire d'étalonnage secondaire au Centre de Recherche Nucléaire d'Alger pour le réétalonnage. Les principales caractéristiques techniques et dosimétriques de ces trois chambres sont résumées dans le tableau suivant.

Chambre	N° série	Volume (cm <sup>2</sup> )	Facteur d'étalonnage	Tension de polarisation
Farmer NE2571 Nuclear Enterprise	2399	0,6	$N = -4,542 \cdot 10^7 \pm 1,1\% \text{ Gy/C}$	-250 V
Pin Point TW31014 (PTW)	914	0,015	$N = 2,3107 \cdot 10^7 \pm 1,1\% \text{ Gy/C}$	+400 V
Semi flexible TM31013 (PTW)	1164	0,3	$N = 9,349 \cdot 10^7 \pm 1,1\% \text{ Gy/C}$	+400 V

p. 89 - Tableau 4 : Caractéristiques des chambres d'ionisation.



p. 89 - Figure 34: La chambre d'ionisation Farmer et l'électromètre Unidos.



p. 89 - Figure 35: La Pin Point à gauche, et la Semi flexible à droite.

#### IV.I.10. THERMOMETRE ET BAROMETRE

La lecture de la chambre d'ionisation Farmer a été corrigée en tenant compte de la variation de la température et de la pression en utilisant un baromètre électronique de marque LAMBRECHT et un thermomètre électronique de type GTH 175/pt-E. En outre le thermomètre a été utilisé pour prendre la température de la salle au moment de la calibration des diodes et à chaque mesure sur patient et sur le fantôme anthropomorphe afin de corriger la lecture des diodes par rapport à ce paramètre.



p. 90 - Figure 36 : Baromètre à gauche et thermomètre à droite.

#### IV.I.11. LES PLAQUES DE PLEXIGLAS (PMMA)

Le Poly Méthacrylate de Méthyle souvent abrégé en PMMA, est un thermoplastique transparent le monomère est le méthacrylate de méthyle. Ce polymère est plus connu sous son premier nom commercial de Plexiglas et possède une densité  $\rho=1,19 \text{ g/cm}^3$ .

Des plaques de plexiglas d'épaisseurs totales 15cm et 20,5cm ont été utilisées respectivement pour l'étalonnage et la caractérisation des diodes.

L'épaisseur du build up en eau ( $Z_{\text{eau}}$ ) a été convertie en épaisseur équivalente en PMMA ( $Z_{\text{PMMA}}$ ) via l'équation suivante.

$$Z_{\text{PMMA}} = \frac{\rho_{\text{eau}}}{\rho_{\text{PMMA}}} Z_{\text{eau}} \quad (17)$$

Energie	Build up	
6 MV	$Z_{\text{eau}} = 1,4 \text{ cm}$	$Z_{\text{PMMA}} = 1,176 \text{ cm}$
18 MV	$Z_{\text{eau}} = 3,0 \text{ cm}$	$Z_{\text{PMMA}} = 2,520 \text{ cm}$

p. 90 - Tableau 5 : Conversion des épaisseurs eau en épaisseurs équivalentes en PMMA.

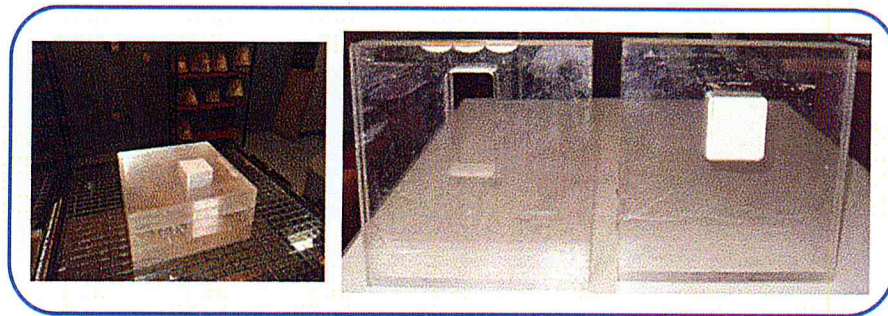


p. 90 - Figure 37 : Plaques de plexiglas.

Un autre type de plaque de plexiglas a été utilisé pour l'étude de la variation de la lecture des diodes en présence d'une hétérogénéité.

Les plaques se présentent sous formes parallélépipédiques d'épaisseur 1,5cm. Chaque plaque est perforée pour incérer un petit parallélépipède (cavité) de densité électronique différente à celle du PMMA.

Trois cavités ont été utilisées caractérisées par de faibles densités se rapprochant ainsi au mieux de la densité du poumon. Deux cavités sont relatives à des densités de poumon en inhalation et exhalation, la troisième cavité étant complètement vide (air).

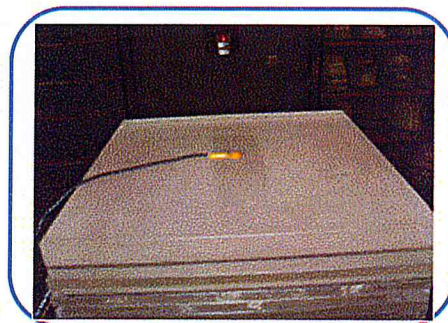


p. 91 - Figure 38 : Plaques de plexiglas avec une cavité d'hétérogénéité.

#### IV.II. LINEARITE ET REPRODUCTIBILITE DES DIODES

Deux diodes ont été choisies chacune relative à une gamme d'énergie (6MV, &18MV) afin de tester la linéarité et la reproductibilité de la lecture des diodes QED™.

Les diodes sont placées à la surface d'une épaisseur de PMMA de 10cm. Pour la linéarité le nombre d'unité moniteur a été varié de 50 à 400UM et pour la reproductibilité vingt lectures successives ont été relevées pour 100UM, une moyenne et un écart type ont été évalués pour cette série de lectures. Une DSP de 100cm et un champ de 10cm<sup>2</sup> ont été utilisés.



p. 91 - Figure 39 : Mise en place d'une diode à la surface d'une épaisseur PMMA.

### IV.III. ETALONNAGE ET CARACTERISATION DES DIODES

La méthodologie de travail pour cette partie est tirée du protocole dosimétrique proposé dans le guide de l'utilisateur de l'équipement IVD Solution de Sun Nuclear.

L'étalonnage et la caractérisation des diodes ont été réalisés à l'entrée et à la sortie du faisceau.

#### IV.III.1. DETERMINATION DU FACTEUR D'ETALONNAGE

Le facteur d'étalonnage est donné par l'équation suivante :

$$F_{cal} = \frac{D_w(100+d_{max})}{R(100)} \quad (18)$$

Avec :

- $D_w(100+d_{max})$  la dose dans l'eau (ou équivalent PMMA) à la profondeur du maximum de l'énergie  $d_{max}$  donnée par la chambre d'ionisation.
- $R(100)$  la réponse de la diode à DSP = 100cm dans les mêmes conditions de mesure que la chambre d'ionisation.

Les paramètres de référence qui ont été utilisés sont :

- Une DSP de 100cm.
- Une taille du champ de 10cm<sup>2</sup>.
- Un débit de dose de 400UM/min.
- Un nombre d'unité moniteur de 100UM.
- Angle de la gantry 0°.

Ces paramètres de référence permettent à chaque fois de normaliser le quotient des lectures chambre/diode par rapport au quotient dans les conditions de référence en fonction du paramètre étudié.

La procédure de calibration se scinde en deux étapes, et l'épaisseur de plexiglas utilisée est identique à chaque étape.

##### IV.III.1.1. ETAPE 1 / LA CHAMBRE D'IONISATION

La chambre d'ionisation a été placée à la profondeur du maximum de l'énergie utilisée. Dix lectures ont été relevées, la lecture moyenne  $L_{moy}$  a été corrigée par

rapport à la température et à la pression ainsi qu'en tenant compte de la polarisation et de la recombinaison, les facteurs correctifs sont donnés par les relations suivantes :

$$\text{Correction température pression : } K_{TP} = \frac{(273,2+T)P_0}{(273,2+T_0)P} \quad (19)$$

Avec :

- $P_0 = 1013,25$  hPa
- $T_0 = 20^\circ\text{C}$ .
- $P$  et  $T$  respectivement la pression et la température relevées.

$$\text{La polarisation : } K_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} \quad (20)$$

Avec :

- $M_+$  la lecture de la chambre pour une tension de polarisation positive (+250V).
- $M_-$  la lecture de la chambre pour une tension de polarisation négative (-250V).
- $M$  la lecture de la chambre correspondante à sa tension de polarisation (-250V).

$$\text{La recombinaison : } K_S = a_0 + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2}\right) + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2}\right)^2 \quad (21)$$

Avec :

- $a_0, a_1$  et  $a_2$  des constantes :  $a_0=2,337 / a_1=-3,636 / a_2=2,299$ .
- $M_1$  la lecture de la chambre correspondante à sa tension de polarisation.
- $M_2$  la lecture de la chambre correspondante à sa valeur de tension de polarisation réduite de moitié. L'électromètre ne permet pas de programmer une tension de -125V, une tension de 100V a été optée.

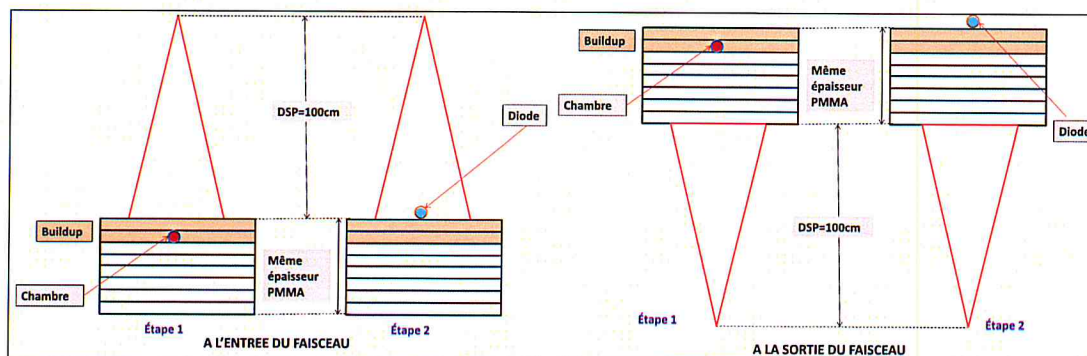
La dose à  $d_{max}$  est donnée par l'équation suivante :

$$D_W = L_{moy} \cdot N \cdot K_{TP} \cdot K_{Pol} \cdot K_S \quad (22)$$



### IV.III.1.2. ETAPE 2 / LES DIODES A SEMI-CONDUCTEURS

La deuxième étape consiste à placer les diodes à la surface des plaques de plexiglas et relever leurs lectures. La température de la salle est également enregistrée afin d'inclure le facteur correctif lié à la variation de ce paramètre.



p. 94 - Figure 40 : Géométrie du dispositif expérimental pour l'étalonnage du faisceau.

### IV.III.2. DETERMINATION DES FACTEURS CORRECTIFS

Le dispositif expérimental est mis en place d'une manière identique à celle de la calibration.

Pour la correction de la DSP, la taille du champ, le débit de dose, les filtres en coin et les facteurs correctifs s'expriment de la façon suivante :

$$C = (L/L_{\text{ref}})/(R/R_{\text{ref}}) \quad (23)$$

Avec :

- L : la lecture de la chambre d'ionisation.
- $L_{\text{ref}}$  : la lecture de la chambre dans les conditions de référence.
- R : la lecture de la diode.
- $R_{\text{ref}}$  : la lecture de la diode dans les conditions de référence.

D'autres facteurs sont à inclure notamment la correction par rapport à la température (0,6%/°C valeur spécifiée par le constructeur), et la correction par rapport à l'angle d'incidence du faisceau.

D'autre part la calibration des diodes a été établie avec des champs ouverts délimités uniquement avec les mâchoires du collimateur. Dans notre étude investigatrice notre curiosité nous a mené à évaluer un facteur correctif lié à la présence du MLC, il a été établi pour toutes les diodes à l'entrée et à la sortie du

faisceau tout en s'inspirant de l'équation 23. Les facteurs obtenus étaient supérieurs à l'unité ainsi lorsqu'ils ont été inclus dans le calcul de dose, ces facteurs avaient tendance à majorer ces lectures. Les résultats obtenus n'étaient pas satisfaisants (surdosage).

Afin de trancher sur cette question un autre test a été effectué, il consistait à irradier une diode avec une épaisseur moyenne de plexiglas en utilisant les paramètres réels de quelques champs conformationnels (trois seulement) tirés des balistiques de traitement des patients. Deux lectures sont relevées et comparées l'une est relative à une irradiation avec le faisceau tel qu'il est tiré de la balistique et la deuxième avec un MLC rétracté tout en maintenant les autres paramètres du champ conformationnel. Une DSP de 100cm et 100 UM ont été utilisés.

Par ailleurs, et suite à l'irradiation du fantôme CIRS, il s'est avéré qu'en présence d'une hétérogénéité dont l'une des structures est caractérisée par une faible densité, la lecture de la diode en sortie est influencée. Il a été jugé nécessaire d'étudier la variation de la lecture des diodes en sortie après que le faisceau ait traversé une cavité de faible densité suivi d'une épaisseur de densité proche à celle de l'eau.

#### IV.III.2.1. LA DISTANCE SOURCE-PEAU DSP

Pour la DSP deux facteurs sont à prendre en considération :

- Le facteur lié à la géométrie du dispositif expérimental durant la calibration qui met en évidence la différence des distances source-détecteur entre la diode et la chambre d'ionisation il s'exprime de la manière suivante :

$$C_{DSP1} = \frac{(100+d_{max}/100)^2}{(DSD+d_{max}/DSD)^2} \quad (24)$$

$d_{max}$  fait référence à l'épaisseur du build up pour la chambre d'ionisation (numérateur) et celui de la diode (dénominateur). DSD est la distance source-surface du détecteur pour la diode. Ce facteur est égal à 1 si la distance source-détecteur est la même pour la chambre d'ionisation et la diode.

D'autre part, et par analogie à cette équation on déduit le facteur  $C_{DSP1}$  pour la géométrie à la sortie du faisceau.  $P_C$  et  $P_D$  font référence respectivement aux distances surface-chambre et surface-diode.

$$C_{DSP1POST} = \frac{(100+P_C/100)^2}{(100+P_D/100)^2} \quad (25)$$

Le deuxième facteur s'exprime de la même façon que les autres facteurs liés à la correction de la taille du champ, du débit et aux accessoires (filtre, cache...etc). Il est donné par :

$$C_{DSP2} = \frac{L_{DSP}/L_{100}}{R_{DSP}/R_{100}} \quad (26)$$

Ce facteur a été déterminé pour des valeurs de la DSP allant de 80 à 130 cm à l'entrée du faisceau, et de 80 à 101 cm à la sortie du faisceau.

#### IV.III.2.2. LA TAILLE DU CHAMP

Le facteur correctif lié à la variation de la taille du champ est donné par l'équation suivante :

$$C_{FS} = \frac{L_{FS}/L_{10X10}}{R_{FS}/R_{10X10}} \quad (27)$$

Ce facteur a été établi pour des tailles du champ variant de 1cm à 28cm à l'entrée et à la sortie du faisceau.

#### IV.III.2.3. LE DEBIT DE DOSE

La correction de la lecture des diodes par rapport à la variation du débit de dose est donnée par la relation suivante :

$$C_D = \frac{L_D/L_{400}}{R_D/R_{400}} \quad (28)$$

Ce facteur a été calculé pour les cinq débits de dose de l'accélérateur à l'entrée et à la sortie du faisceau.

#### IV.III.2.4. LA PRESENCE DES FILTRES EN COIN

Pour les quatre angulations des filtres 15°, 30°, 45° et 60° des facteurs correctifs liés à leurs présences ont été déterminés à l'entrée et à la sortie du faisceau. Ils sont définis à partir de l'équation suivante :

$$C_F = \frac{L_F/L_{\text{Champ ouvert}}}{R_F/R_{\text{champ ouvert}}} \quad (29)$$

#### IV.III.2.5. L'OBLIQUITE DU FAISCEAU

Ce facteur possède une définition différente par rapport aux précédents, il a été déterminé en variant l'angle  $\theta$  du bras de l'accélérateur de  $-90^\circ$  à  $+90^\circ$  à l'entrée et à la sortie du faisceau. Le facteur est donné par l'équation suivante :

$$F_A = \frac{R(\theta=0)}{R(\theta)} \quad (30)$$

Avec :

- $R(\theta = 0)$  la lecture de la diode pour un angle du bras égal à  $0^\circ$ .
- $R(\theta)$  la lecture de la diode pour les autres angles.

### IV.IV. DOSIMETRIE IN VIVO SUR PATIENTS ET SUR LE FANTOME ANTHROPOMORPHIQUE CIRS

Pour la dosimétrie sur patients le choix sur les localisations a été porté sur 10 tumeurs prostatiques et un cas de tumeur cérébrale.

Le protocole de traitement utilisé pour la prostate consiste en deux plans le premier possède six faisceaux obliques et le deuxième quatre faisceaux, les doses totales respectives à ces deux plans sont 46Gy et 24Gy à raison de 2Gy par fraction, l'énergie d'irradiation utilisée étant 18MV.

Pour le cas de la tumeur cérébrale, le plan consiste en deux faisceaux latéraux de 6MV avec des formes champs conformes au PTV.

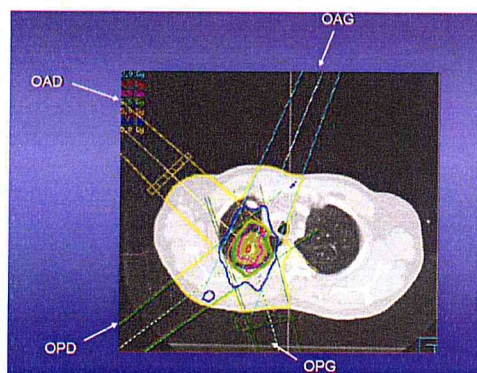
La balistique choisie pour l'irradiation du fantôme CIRS est dégagé à partir d'un cas réel reprise dans les séries SIRIADE qui mettent en ligne des expériences dosimétriques de plans de traitement. Il s'agit d'un cas d'un patient atteint d'un nodule lobaire inférieur droit (carcinome), traité avec une dose totale de 70Gy à raison de 2Gy par fraction avec un faisceau d'énergie 4MV.

Le CTV et le PTV sont obtenus respectivement à partir du GTV plus 5mm et CTV plus 7mm. Ces marges relativement faibles ont été utilisées car le patient a bénéficié d'une radiothérapie asservie à la respiration (RAR) ce qui permet un

meilleur contrôle de la mobilité de la tumeur affectée par les mouvements respiratoires pour ce type de localisation.

La balistique comprend quatre faisceaux obliques équitablement pondérés, la conformation des faisceaux est réalisée avec le MLC avec une distance de 1cm par rapport au PTV. Une filtration est utilisée sur deux faisceaux :

- Oblique antérieur droit OAD 315° avec filtration.
- Oblique antérieur gauche OAG 20°.
- Oblique postérieur droit OPD 230°.
- Oblique postérieur gauche OPG 165° avec filtration.



p. 98 - Figure 41 : Balistique et traitement adoptée pour l'irradiation du fantôme CIRS.[SIRIADE]

Dans le cadre de ce travail les mêmes paramètres sont utilisés fidèlement à ce protocole en outre le fantôme a été irradié deux fois.



p. 98 - Figure 42 : Irradiation du fantôme anthropomorphe CIRS.

Pour tous ces cas (patients et fantôme), l'indice de conformation a été calculé en utilisant l'équation 3. Les volumes des PTV et des isodoses 95% ont été tirés à partir du TPS, une conversion en structure est nécessaire pour les isodoses 95% pour une détermination de leurs volumes.

#### IV.IV.1. METHODOLOGIE ADOPTEE POUR LA DETERMINATION DE LA DOSE A MI-EPAISSEUR

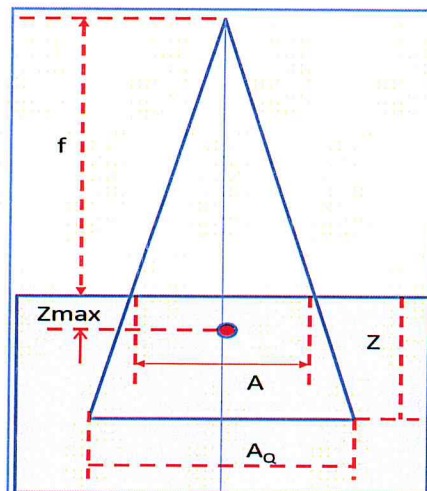
Pour cette étape de mesure, il s'agissait de relever la lecture à l'entrée et à la sortie de chaque faisceau, de corriger ces lectures par rapport aux facteurs correctifs et de remonter à la dose à mi-épaisseur via l'équation 22. Deux diodes sont placées simultanément pour chaque faisceau à l'entrée et à la sortie.

Les valeurs du rapport tissu maximum RTM sont calculées à partir de l'équation donnant la relation entre le RTM et le PDD. Les valeurs des PDD sont tirées des courbes acquises avec le fantôme 3D.

$$\text{RTM}(z, A_Q, hv) \approx \frac{\text{PDD}(z, A, f, hv)}{100} \left( \frac{f+z}{f+z_{\text{max}}} \right)^2 \quad (31)$$

Avec :

- Z la profondeur.
- $A_Q$  les dimensions du champ à la profondeur Z.
- hv l'énergie du faisceau.
- A les dimensions du champ défini à la surface.
- f la distance source-surface.



p. 99 - Figure - 43 : Géométrie d'un faisceau décrivant la corrélation entre le PDD et le RTM.

Les épaisseurs réelles tirées uniquement à partir des DSP ont été converties en épaisseur radiologiques en tenant compte des différentes densités électroniques que les faisceaux traversent dans leurs trajectoires.

Chaque milieu est apparenté à un niveau de gris caractérisé par un nombre d'unité Hounsfield, ce qui permet d'associer à chaque milieu une densité électronique à partir de la courbe de calibration CT tirée du TPS.

Sur la trajectoire de chaque faisceau on mesure les épaisseurs des différents milieux et on multiplie par la densité électronique correspondante avant de faire la sommation totale du parcours entrée-sortie du faisceau ( $e'$ ).

$$e' = \sum e \times \rho_e \quad (32)$$

Pour le cas du fantôme CIRS, en raison de la présence d'un milieu à faible densité (poumon), et d'autre part pour certains faisceaux les points de détermination de la dose sont situés au sein même de la cavité pulmonaire il a été jugé nécessaire d'apporter une correction à la dose à mi-épaisseur. Dans ce contexte nous proposons de faire une correction incluant le rapport tissus air RTA inspirée de l'équation 9 qui consiste à séparer les composantes primaire et diffusé avant de faire la sommation.

Le facteur F qui prend en compte le fait que la source n'est pas ponctuelle (cas du cobalt) a été négligé. En outre son évaluation n'est pas spécifiée dans la littérature.

Le facteur scatter air ration SAR est donné par l'équation suivante :

$$SAR(z, A_Q, hv) = RTA(z, A_Q, hv) - RTA(z, 0, hv) \quad (34)$$

En négligeant le facteur F la dose mesurée dans l'air est corrigé de la façon suivante :

$$D = D_A \times RTA(z, A_Q, hv) \quad (35)$$

D'autre par le rapport tissus air est donné par :

$$RTA(z, A_Q, hv) = PSF(A, hv) \frac{PDD(z, A, f, hv)}{100} \left( \frac{f+z}{f+z_{max}} \right)^2 \quad (36)$$

Où le PSF est le pic scatter factor, sa valeur est tiré d'un autre TPS (Theraplan) qui génère les valeurs des PSF à partir des courbes de PDD.

#### **IV.IV.2. METHODOLOGIE ADOPTEE POUR LA DETERMINATION DE LA DOSE A LA PROFONDEUR DU MAXIMUM DE L'ENERGIE**

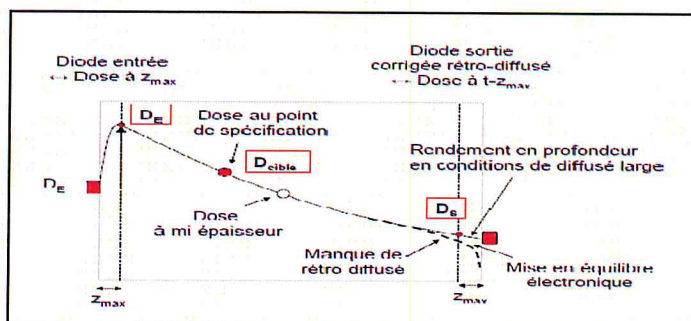
La lecture de la diode à l'entrée du faisceau fait référence à la dose au maximum de l'énergie puisque l'étalonnage a été effectué en réalisant une géométrie

impliquant une mesure du détecteur de référence (chambre d'ionisation) à la profondeur du maximum de l'énergie. Néanmoins pour remonter à la valeur  $d_{max}$  pour les cas étudiés une correction faisant appel au RTM est jugé nécessaire pour tenir compte de la différence géométrique entre le faisceau de la calibration et le faisceau de traitement (calibration à DSP et irradiation en technique DST).

$$D_{z_{max}} = L_E \times RTM(z_{max}) \quad (37)$$

#### IV.IV.3. CORRECTION DE LA LECTURE DES DIODES EN SORTIE EN PRESENCE D'HETEROGENEITE A FAIBLE DENSITE

La dose en sortie est caractérisé par un manque de rétro-diffusé par contre la lecture de la diode à la sortie du faisceau est affectée par un diffusé large, en plus si le faisceau traverse une cavité à faible densité cela favorisera d'avantage le rayonnement diffusé.



p. 101 - Figure 44 : Rendement en profondeur et définition des doses à l'entrée, à la sortie et en profondeur.<sup>[15]</sup>

En fonction de l'épaisseur du PMMA traversée à la sortie de la cavité la lecture à la sortie du faisceau d'une diode a été testée. Aussi la mise en place d'une épaisseur importante (15cm) de PMMA avant la cavité a été réalisée.

Ces deux dispositions ont été optées uniquement pour essayer de reproduire les trajectoires des faisceaux similaires à l'irradiation du fantôme CIRS, dans le but d'apporter la correction adéquate à chaque faisceau.

Ces mesures ont été réalisées à l'aide des plaques de plexiglas ayant une cavité de densité différente à celle du PMMA, les densités électroniques sont tirées de la courbe de calibration du TPS.



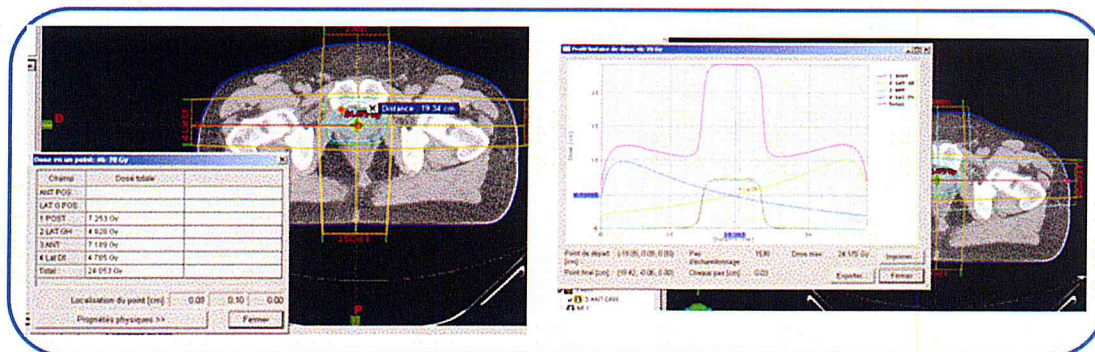


p. 102 - Figure 45 : Mise en place des plaques de plexiglas pour la correction de la dose en sortie du faisceau en présence d'une cavité à faible densité.

#### IV.V. DOSIMETRIE SUR TPS ECLIPSE

Afin d'évaluer le travail expérimental des mesures effectuées sur patients et sur fantôme anthropomorphique les doses à mi-épaisseur et à la profondeur du maximum de l'énergie ont été relevées pour chaque faisceau.

ECLIPSE offre deux façons d'y parvenir. Soit par l'évaluation de la dose en un point soit par le biais des courbes de profils.



p. 102 - Figure 46 : Les options ECLIPSE pour la détermination de la dose en un point et relevé des profils.

# CHAPITRE V

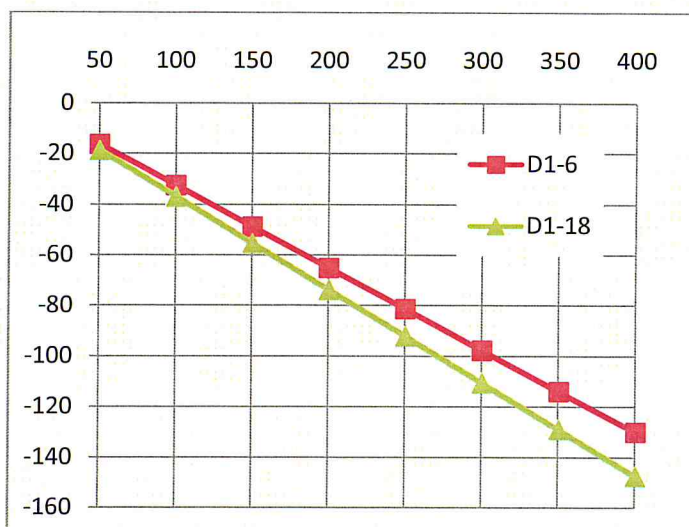
# Chapitre V

## RESULTATS ET DISCUSSIONS

Ce chapitre est consacré principalement aux résultats obtenus suite à l'analyse des mesures effectuées sur les patients ainsi que sur le fantôme CIRS. Par ailleurs l'essentiel des résultats (tableaux) sont présentés au niveau des annexes.

### V.I. LINEARITE ET REPRODUCTIBILITE DES DIODES

Les lectures des diodes sont indiqués dans des tableaux dans l'annexe I, par ailleurs deux courbes ont été tracées relatives à la linéarité des diodes de 6 et 18MV.



p. 104 - Figure 47 : Courbe de linéarité.

L'analyse individuelle de chaque courbe de linéarité permet de constater que tous les points de mesure se trouvent sur une droite dont la valeur de la pente de la tangente à la courbe détermine le facteur de linéarité  $F_L$  entre la lecture  $L$  (dose) et le nombre d'unité moniteur  $UM$ .

$$L = UM \times F_L \quad (38)$$

D'autre part la valeur de l'écart type est assez faible, ce qui permet de dire que la dispersion des valeurs par rapport à la valeur moyenne est négligeable, donc on peut dire que les détecteurs à semi-conducteurs sont caractérisés par une lecture assez stable.

## V.II. FACTEURS D'ETALONNAGES DES DIODES

Sont présentés dans l'annexe II les tableaux des valeurs obtenues par la chambre d'ionisation ainsi que la dose à la profondeur du maximum de l'énergie  $D_w$ . Il s'en suit des tableaux indiquant les facteurs d'étalonnage pour chaque diode.

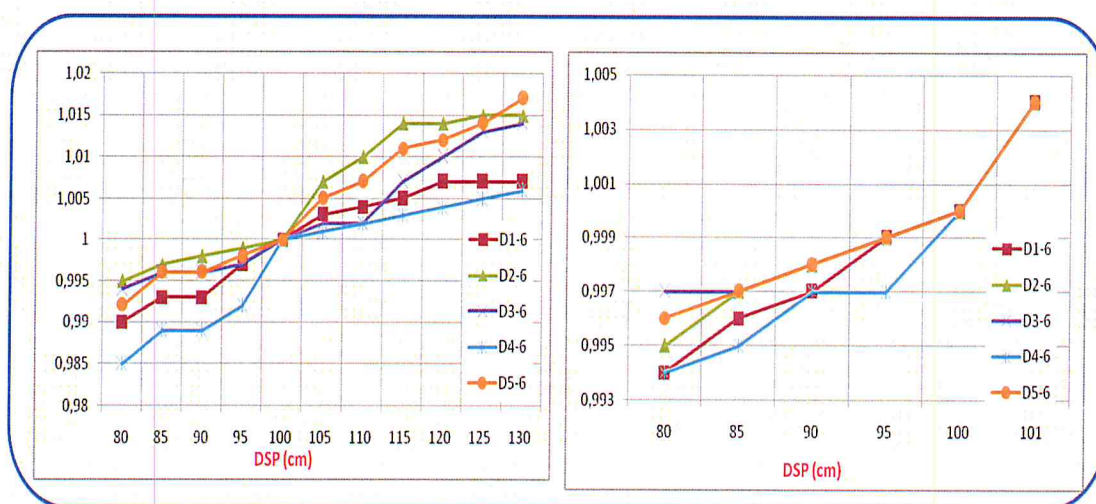
Du faite que les diodes de même type (par rapport à l'énergie) possèdent des lectures ayant des valeurs d'un même ordre de grandeur on constate que ces diodes possèdent des facteurs d'étalonnages qui se rapprochent considérablement.

## V.III. FACTEURS CORRECTIFS DES DIODES

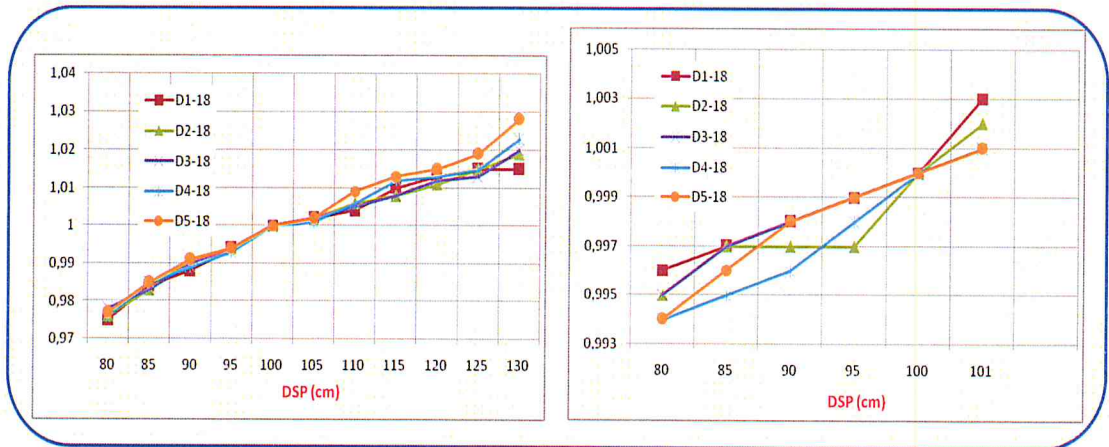
Les résultats obtenus pour la caractérisation des diodes sont présentés au niveau de l'annexe III.

Nous présentons dans ce qui suit les courbes représentant à chaque fois la variation des facteurs correctifs en fonction des paramètres étudiés.

Le facteur  $C_{DSP1}$  a été déterminé à l'entrée et à la sortie du faisceau pour les deux énergies. On remarque que pour les deux géométries la valeur de ce facteur se rapproche de l'unité tout en restant inférieure à 1, ceci s'explique par le fait que la distance séparant la diode et la chambre d'ionisation n'est pas très importante.

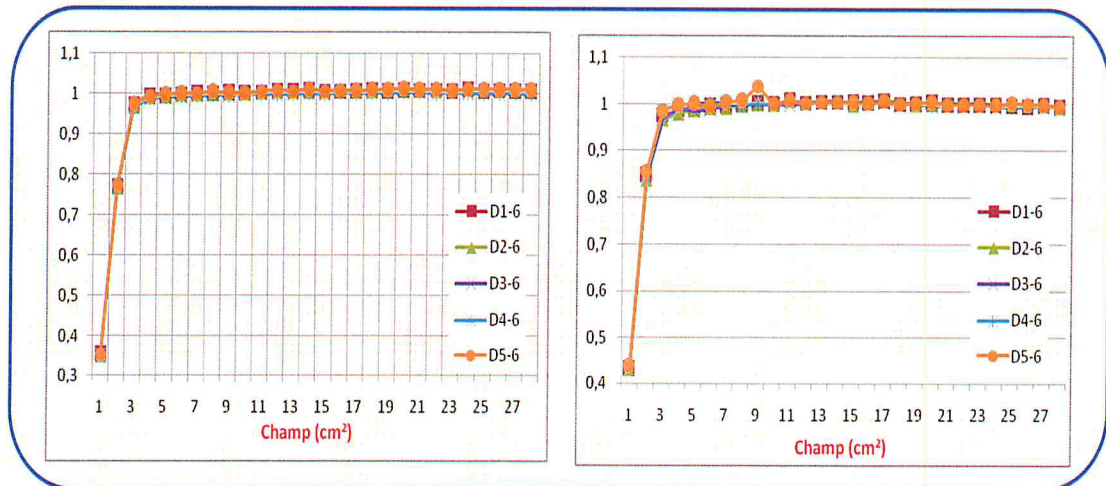


p. 105 - Figure 48 : Courbes des facteurs correctifs  $C_{DSP2}$  à l'entrée (à gauche) et à la sortie (à droite) du faisceau 6MV.

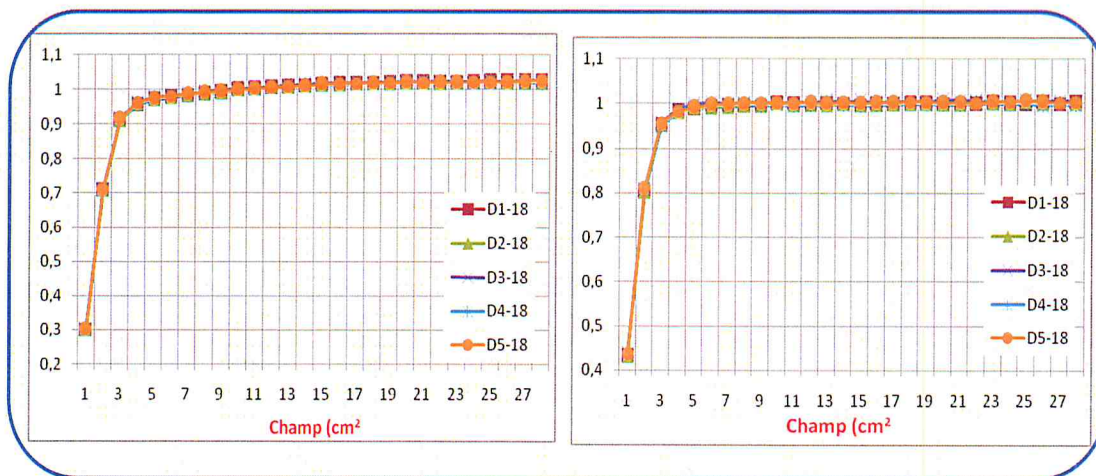


p. 106 - Figure 49 : Courbes des facteurs correctifs  $C_{DSP2}$  à l'entrée (à gauche) et à la sortie (à droite) du faisceau 18MV.

Les courbes représentant les facteurs  $C_{DSP2}$  indiquent une croissance graduelle avec l'augmentation de la valeur de la DSP, cependant ce facteur est inférieur à 1 pour des valeurs de la DSP inférieures à 100cm et est supérieur à 1 pour des DSP supérieures à 100cm. En s'écartant de la source la lecture de la diode s'amointrit. Pour revenir aux conditions de référence la lecture doit être corrigée par un facteur supérieur à 1.



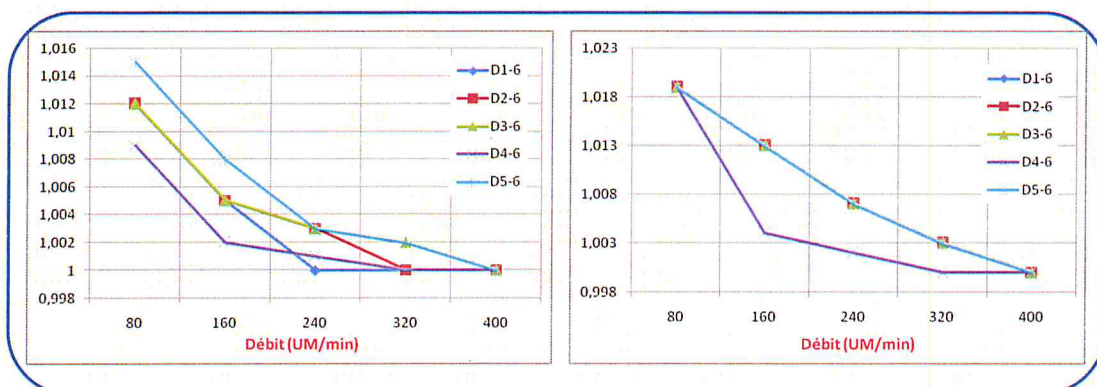
p. 106 - Figure 50 : Courbes des facteurs correctifs  $C_{FS}$  à l'entrée (à gauche) et à la sortie (à droite) du faisceau 6MV.



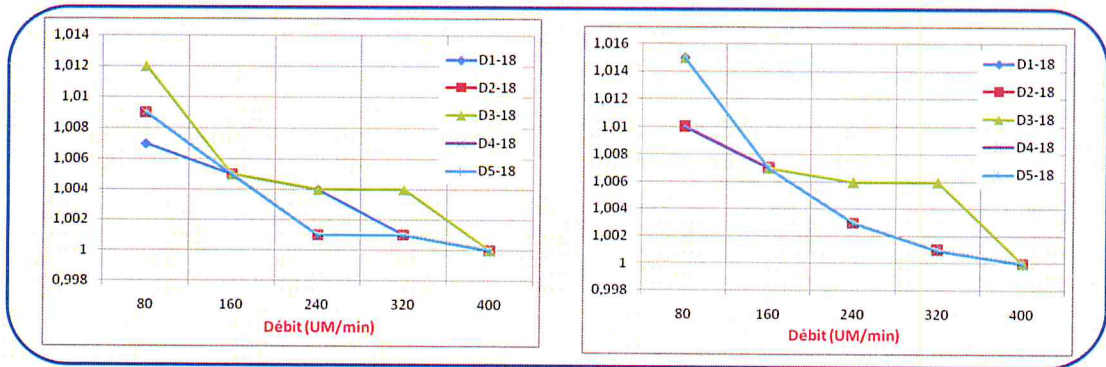
p. 107 - Figure 51 : Courbes des facteurs correctifs  $C_{FS}$  à l'entrée (à gauche) et à la sortie (à droite) du faisceau 18MV.

L'allure des courbes obtenues pour les facteurs correctifs liés à la variation de la taille du champ est identique pour les deux énergies étudiées, pour toutes les diodes et pour les deux géométries du faisceau étudiées (entrée et sortie) en outre les valeurs se superposent pour toutes les diodes utilisées (pour un même type et même géométrie). Cette allure nous indique une augmentation des facteurs de la plus petite taille du champ utilisée jusqu'à une valeur avoisinant une taille de champ de  $5\text{cm}^2$ , il s'en suit une stabilisation des valeurs autour de l'unité pour des tailles de champ allant au-delà de  $5\text{cm}^2$ .

La correction relative à la variation de la taille du champ trouve son importance pour des ouvertures du collimateur de faibles dimensions, et devient négligeable au-delà d'une certaine valeur selon le lot de diode étudié.

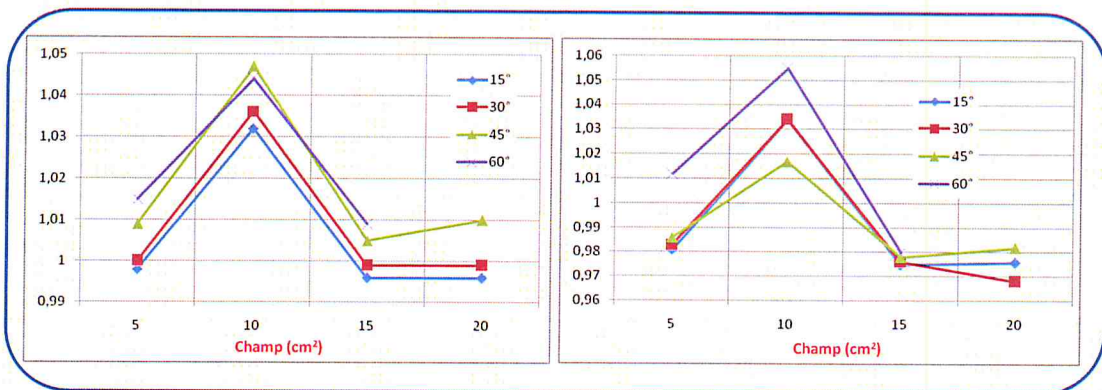


p. 107 - Figure 52 : Courbes des facteurs correctifs  $C_D$  à l'entrée (à gauche) et à la sortie (à droite) du faisceau 6MV.

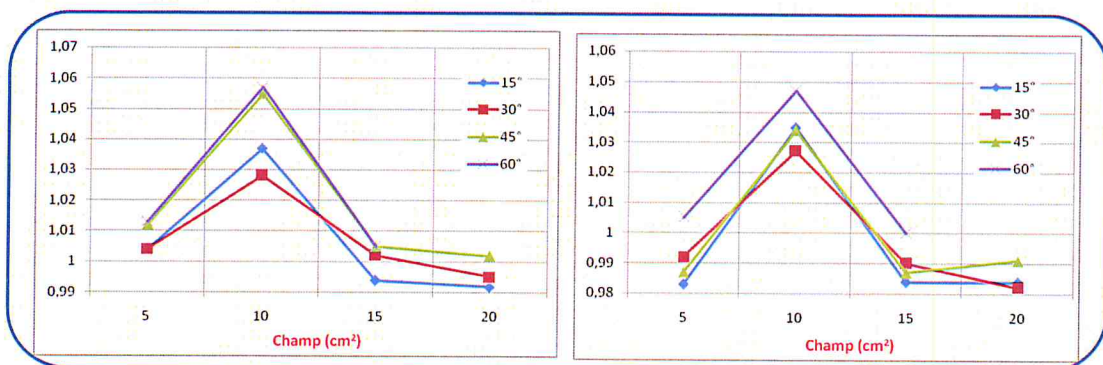


p. 108 - Figure 53 : Courbes des facteurs correctifs  $C_D$  à l'entrée (à gauche) et à la sortie (à droite) du faisceau 18MV.

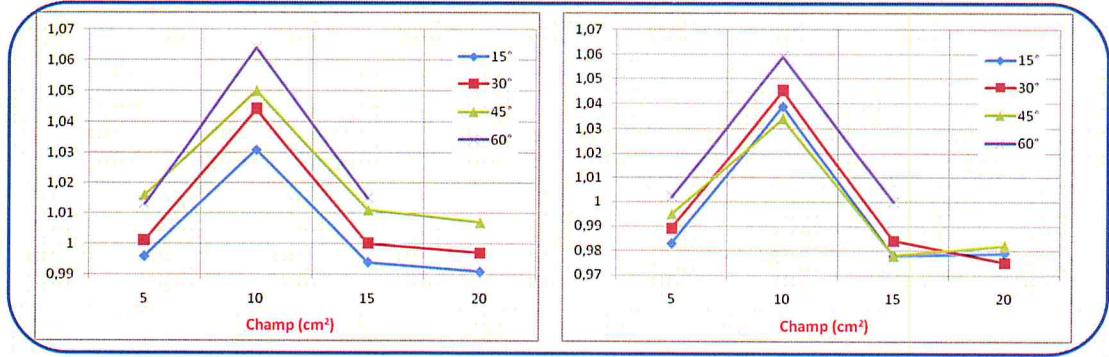
En fonction du débit de dose on remarque que le signal décroît. L'étude de la variation de la réponse des diodes en fonction du débit de dose nous confirme l'affaiblissement de la sensibilité des diodes à semi-conducteurs de type N pour les faibles débits de dose.



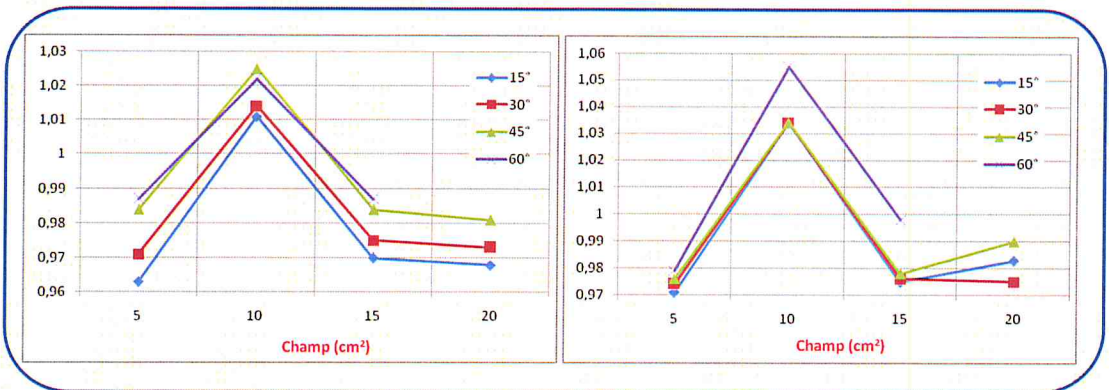
p. 108 - Figure 54 : Courbes des facteurs correctifs  $C_F$  à l'entrée (à gauche) et à la sortie (à droite) du faisceau 6MV de la diode D1-6.



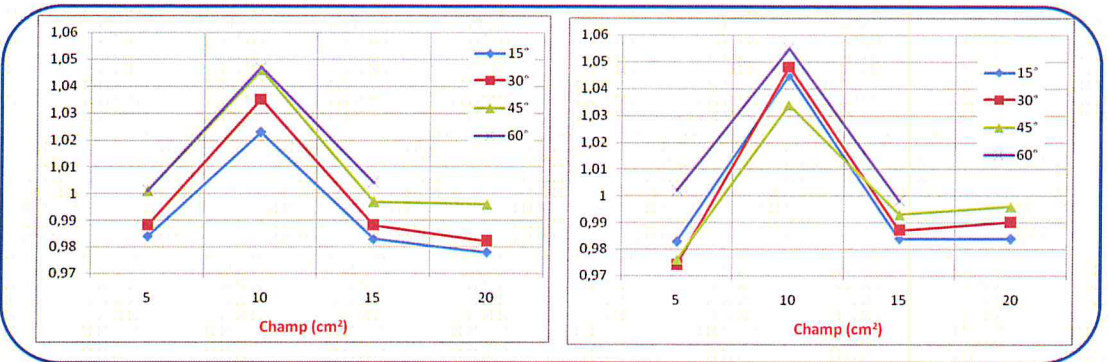
p. 108 - Figure 55 : Courbes des facteurs correctifs  $C_F$  à l'entrée (à gauche) et à la sortie (à droite) du faisceau 6MV de la diode D2-6.



p. 109 - Figure 56 : Courbes des facteurs correctifs  $C_F$  à l'entrée (à gauche) et à la sortie (à droite) du faisceau 6MV de la diode D3-6.

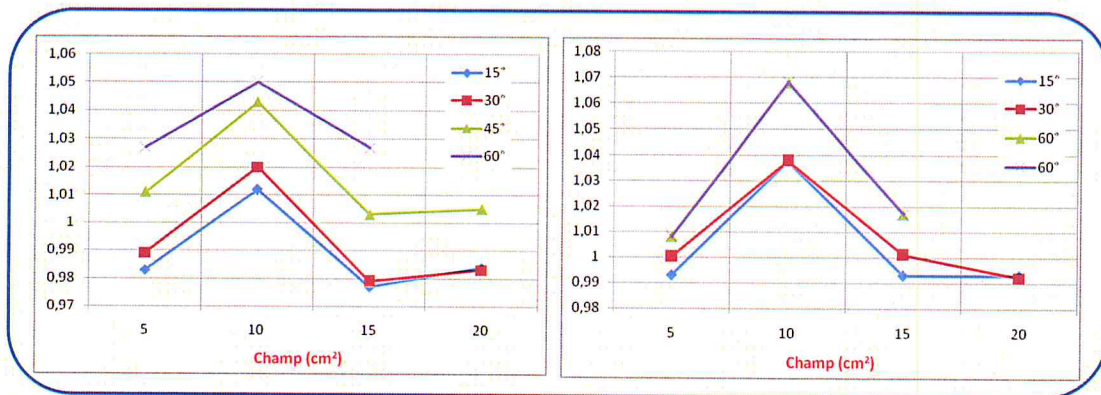


p. 109 - Figure 57 : Courbes des facteurs correctifs  $C_F$  à l'entrée (à gauche) et à la sortie (à droite) du faisceau 6MV de la diode D4-6.

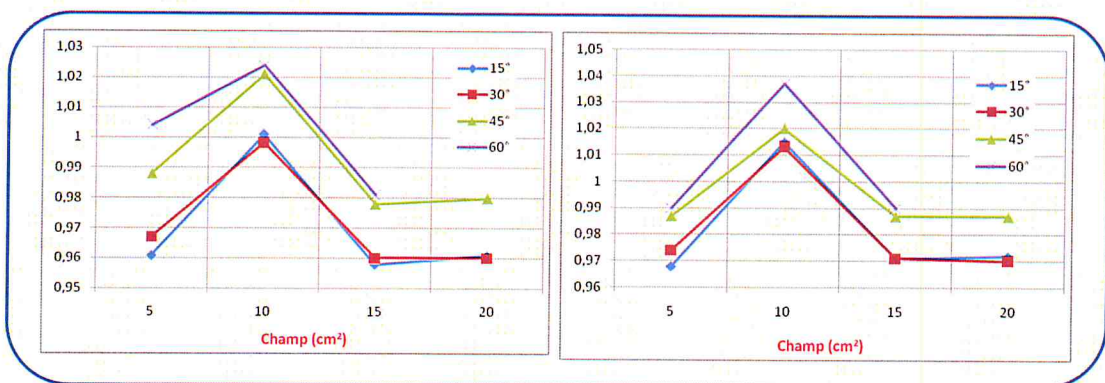


p. 109 - Figure 58 : Courbes des facteurs correctifs  $C_F$  à l'entrée (à gauche) et à la sortie (à droite) du faisceau 6MV de la diode D5-6.

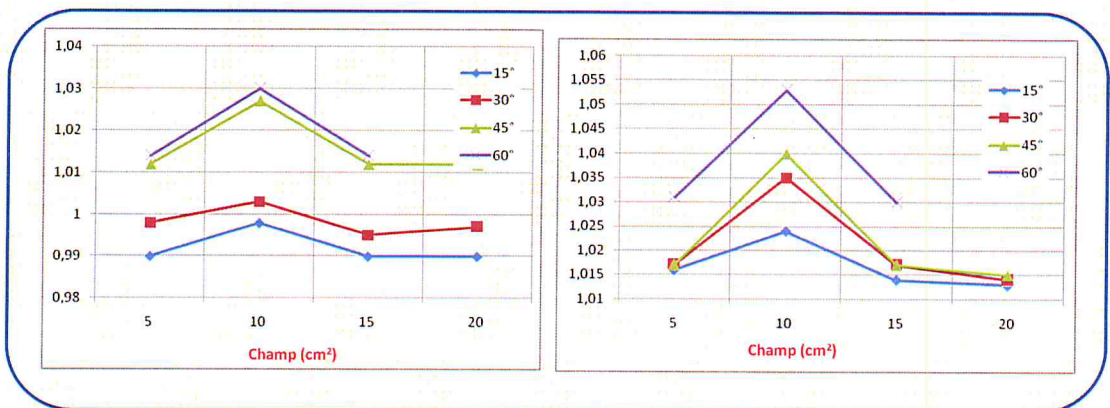




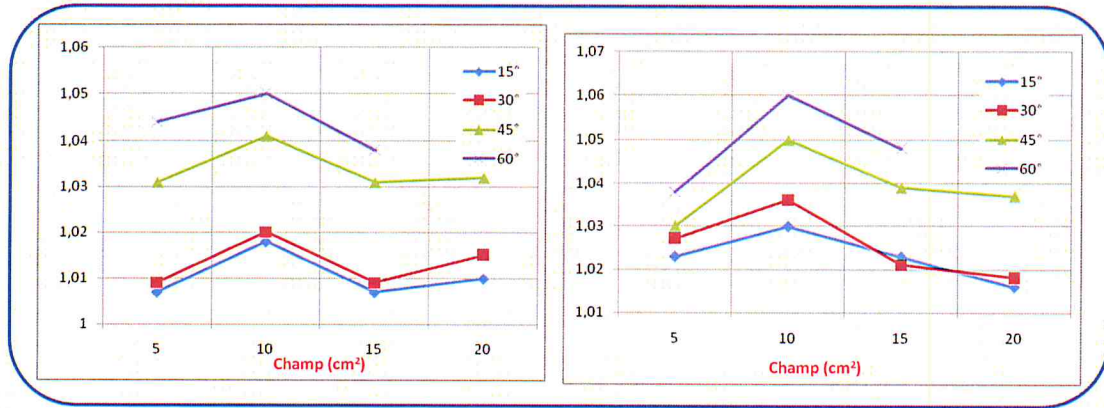
p. 110 - Figure 59 : Courbes des facteurs correctifs  $C_F$  à l'entrée (à gauche) et à la sortie (à droite) du faisceau 18MV de la diode D1-18.



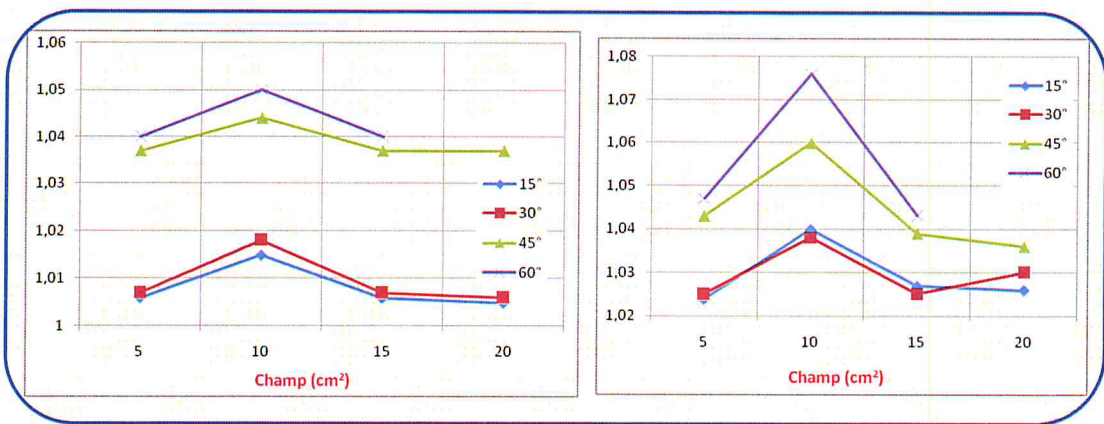
p. 110 - Figure 60 : Courbes des facteurs correctifs  $C_F$  à l'entrée (à gauche) et à la sortie (à droite) du faisceau 18MV de la diode D2-18.



p. 110 - Figure 61 : Courbes des facteurs correctifs  $C_F$  à l'entrée (à gauche) et à la sortie (à droite) du faisceau 18MV de la diode D3-18.



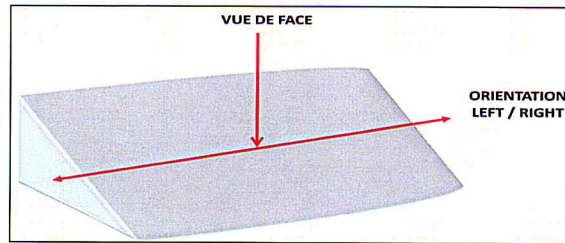
p. 111 - Figure 62 : Courbes des facteurs correctifs  $C_F$  à l'entrée (à gauche) et à la sortie (à droite) du faisceau 18MV de la diode D4-18.



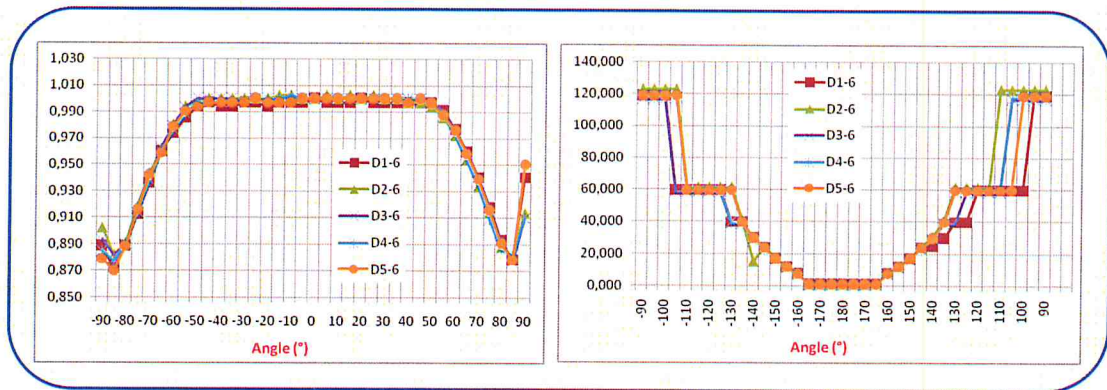
p. 111 - Figure 63 : Courbes des facteurs correctifs  $C_F$  à l'entrée (à gauche) et à la sortie (à droite) du faisceau 18MV de la diode D5-18.

Les courbes donnant les variations des facteurs correctifs relatifs à la présence des filtres en coins font apparaître à chaque graphique des valeurs symétriques qui passent par un maximum autour de la valeur de la taille du champ 10cm<sup>2</sup>.

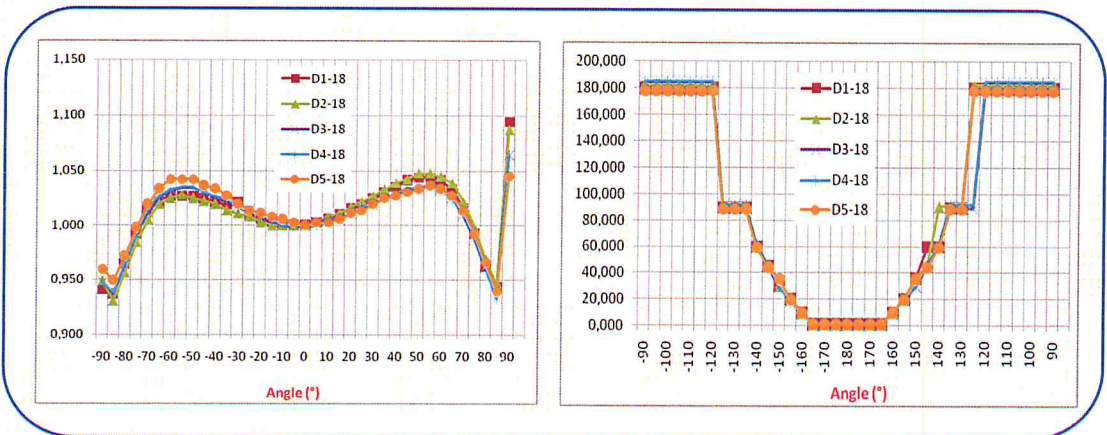
L'atténuation selon les différentes épaisseurs du filtre est graduelle d'une part et d'autre part les dimensions du filtre sont limitées et vue de face le filtre présente une forme parallélépipédique (difficulté de pertinence pour les champs à caractère géométrique carré), ces résultats s'expliquent par le fait que le signal n'est pas important aux faibles dimensions passe par un maximum pour un champ assez centré sur la surface du filtre (10cm<sup>2</sup>) puis chute aux bords de celui-ci.



p. 112 - Figure 64 : Filtre en coin.



p. 112 - Figure 65 : Courbes des facteurs correctifs  $C_A$  à l'entrée (à gauche) et à la sortie (à droite) du faisceau 6MV.



p. 112 - Figure 66 : Courbes des facteurs correctifs  $C_A$  à l'entrée (à gauche) et à la sortie (à droite) du faisceau 18MV.

Concernant la correction par rapport à l'obliquité du faisceau on constate que les résultats diffèrent entre les deux énergies à l'entrée du faisceau. En effet pour le 6MV les facteurs sont constants autour de la valeur 0° de part et d'autre jusqu'à 50° puis chutent au-delà de cette angulation, par contre pour le 18MV les valeurs augmentent autour de 0° puis diminuent à partir de 50°. Ceci a été constaté lors de la prise des mesures, que les valeurs autour de 0° ont tendance à être assez stable pour le 6MV mais décroissent pour le 18MV, en revanche pour des angles supérieurs à

50° les valeurs croissent pour les deux énergies. Cependant à la sortie du faisceau la même allure est obtenue pour les deux faisceaux et se traduit par de faibles lectures des diodes pour des angles importants de la gantry .

Ces résultats obtenus pour l'obliquité caractérisent le type de diodes utilisées qui présentent des formes plates dont la lecture s'affecte fortement quand le faisceau n'est pas perpendiculaire à sa surface, d'autre part les allures des courbes obtenues présentent bien des réponses coniques et symétriques (spécificités de ce type de diodes).

Sur les champs conformationnels sélectionnés fortuitement, le test effectué pour la présence du MLC nous a indiqué que la lecture ne varie pas dans les deux cas (avec ou sans MLC). De ce fait nous n'apporteront aucune correction aux mesures par rapport à ce paramètre.

Champ conformationnel	X1 / X2	Y1 / Y2	Lecture avec MLC ( cGy )	Lecture sans MLC ( cGy )
Oblique postérieur gauche	4,600 /5,500	5,500/4,00	-36,000	-36,000
Latéral gauche	4,600/4,800	5,400/4,00	-36,000	-35,900
Oblique postérieur droit	5,700/4,900	5,600/4,100	-36,100	-36,100

p. 113 - *Tableau 6 : Test du MLC sur des champs conformationnels.*

#### V.IV. DOSIMETRIE IN VIVO SUR PATIENTS

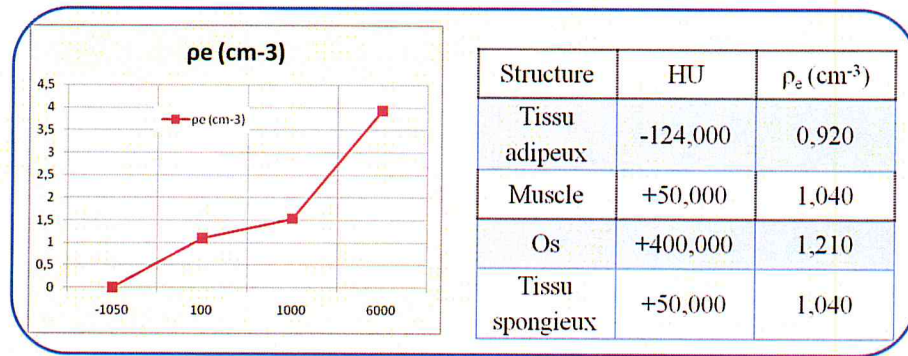
Les paramètres des plans de traitement des onze patients ainsi que les résultats obtenus pour les doses mesurées à mi-épaisseur et à la profondeur du maximum de l'énergie sont présentés sous forme de tableaux au niveau de l'annexe IV.

Aussi sont présentés dans ces tableaux les valeurs calculées par le TPS Eclipse des doses à mi-épaisseur et à la profondeur du maximum de l'énergie, afin de confronter les valeurs mesurées à celles calculées par le AAA.

Du fait que le faisceau est à chaque mesure prise perpendiculaire à la surface de la diode la correction due à l'obliquité du faisceau est prise égale à l'unité.

Hormis le paramètre de l'obliquité du faisceau les lectures des diodes à l'entrée et à la sortie du faisceau ( $L_E, L_S$ ) ont été corrigées ( $L_{EC}, L_{SC}$ ) par tous les facteurs établis. Les valeurs des facteurs correctifs ont été tirées par interpolation à partir des courbes établies.

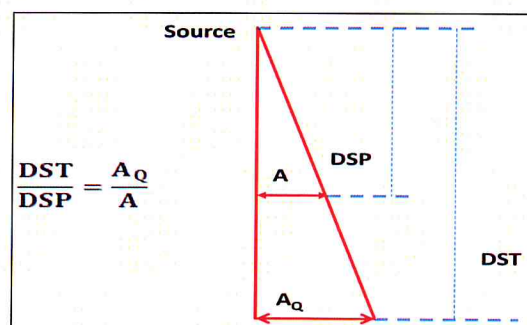
Pour évaluer les épaisseurs radiologiques ( $e'$ ), quatre milieux ont été pris en considération ; le tissu adipeux, le muscle, l'os et le tissu spongieux localisé à l'intérieur de la structure osseuse. Les valeurs des densités électroniques de chaque structure tirées à partir de la courbe de calibration sont présentées ci-dessous.



p. 114 - Figure 67: Courbe de calibration CT est les densités électroniques des structures.

Les valeurs des rapports tissu-maximum RTM ont été calculées en tenant compte des épaisseurs radiologiques et de l'épaisseur des capuchons de Build-up  $e_{max}$  pour chaque type de diode. Par ailleurs et tel qu'il est défini dans l'équation 31 le RTM a été calculé avec une distance source-peau ( $f$ ) égale à 100cm, des profondeurs  $Z$  spécifiées à chaque fois dans l'équation et  $Z_{max}$  fait référence à la profondeur du maximum de l'énergie relative aux dimensions du champ défini à la surface.

La conversion des dimensions du champ en profondeur  $A_Q$ , vers des dimensions de champ défini à la surface  $A$  est réalisée en faisant intervenir le facteur d'agrandissement.



p. 114 - Figure 68: Géométrie des faisceaux à la surface et en profondeur.

Les techniques de traitement étant isocentriques le facteur  $F_{DST}$  défini dans l'équation 22 a été calculé pour chaque faisceau avant de l'inclure dans l'équation d'évaluation de la dose N° 21.

Les résultats obtenus pour chaque faisceau à mi-épaisseur  $D_{1/2}$  ainsi que leur somme par balistique de traitement sont indiqués dans tableaux au niveau de l'annexe IV. Les doses à la profondeur du maximum de l'énergie  $D_3$  sont également mentionnées dans ces tableaux.

Les écarts ( $\Delta$ ) ont été calculés entre les valeurs mesurées et les valeurs calculées tirées du TPS ECLIPSE nous donnons dans ce qui suit la définition de chacun :

- $\Delta_{1/2}$  : écart entre les deux valeurs  $D_{1/2}$  (mesurée) et  $D_{1/2\text{TPS}}$  (calculée) de la dose à mi-épaisseur.
- $\Delta_3$  : écart entre les deux valeurs  $D_3$  (mesurée) et  $D_{3\text{TPS}}$  (calculée) de la dose à 3cm (maximum de l'énergie 18MV).
- $\Delta_{1,4}$  : écart entre les deux valeurs  $D_{1,4}$  (mesurée) et  $D_{1,4\text{TPS}}$  (calculée) de la dose à 1,4cm (maximum de l'énergie 6MV).
- $\Delta_T$  : écart entre les valeurs  $D_T$  (mesurée) et  $D_{T\text{TPS}}$  (calculée) de la dose totale (somme des doses individuelles de chaque faisceau pour une balistique).

En prenant pour référence les doses calculées  $D_C$  par le TPS nous calculons les écarts des  $D_M$  de la manière suivante :

$$\Delta = (D_C - D_M / D_C) * 100 \quad (39)$$

Les résultats obtenus indiquent les points suivants :

Les trois doses totales relatives aux plans à quatre faisceaux indiquent des écarts inférieurs à 5% et sur les douze faisceaux de ces trois patients un seul écart est observé supérieur à 5% pour une estimation de la dose à 3cm. Donc un taux de 100% relatif à des tolérances inférieures à 5% est observé pour l'estimation de la dose totale ainsi que pour la dose à mi-épaisseur.

En ce qui concerne la balistique à six faisceaux, sur sept patients nous avons obtenu aussi un taux de 100% des écarts relatifs à la dose totale dont les valeurs sont inférieures à 5%. Par ailleurs sur les 42 faisceaux sept d'entre eux relatifs aux doses à mi-épaisseurs montrent des écarts supérieurs à 5%, aussi cinq faisceaux associés à la mesure de la dose à 3cm indiquent des écarts supérieurs à 5%.

Dans le cas de la tumeur cérébrale toutes les évaluations de la dose montrent des écarts inférieurs à 5%.

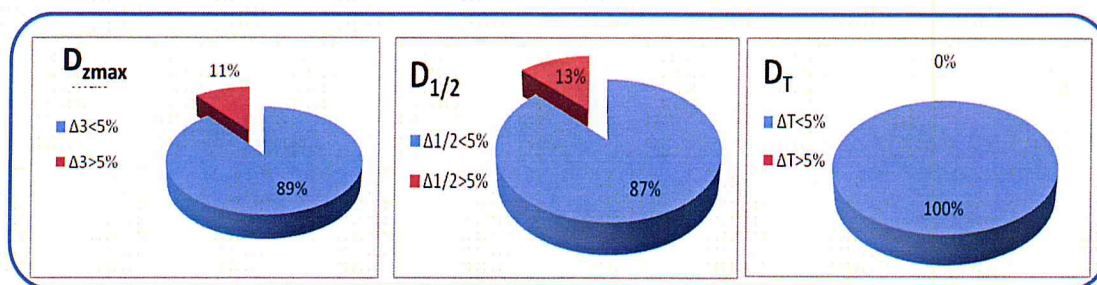
PLAN 4 Faisceaux / 3 Patients / 12 Faisceaux en total						
	D <sub>3</sub>		D <sub>1/2</sub>		D <sub>T</sub>	
	Δ <sub>3</sub> <5%	Δ <sub>3</sub> >5%	Δ <sub>1/2</sub> <5%	Δ <sub>1/2</sub> >5%	Δ <sub>T</sub> <5%	Δ <sub>T</sub> >5%
Nombre de faisceaux	11	1	12	0	3	0
PLAN 6 Faisceaux / 7 Patients / 42 Faisceaux en total						
	D <sub>3</sub>		D <sub>1/2</sub>		D <sub>T</sub>	
	Δ <sub>3</sub> <5%	Δ <sub>3</sub> >5%	Δ <sub>1/2</sub> <5%	Δ <sub>1/2</sub> >5%	Δ <sub>T</sub> <5%	Δ <sub>T</sub> >5%
Nombre de faisceaux	37	5	35	7	7	0
PLAN 2 Faisceaux / 1 Patients / 2 Faisceaux en total						
	Δ <sub>1,4</sub> <5%	Δ <sub>1,4</sub> >5%	Δ <sub>1/2</sub> <5%	Δ <sub>1/2</sub> >5%	Δ <sub>T</sub> <5%	Δ <sub>T</sub> >5%
Nombre de faisceaux	2	0	2	0	1	0

p. 116 - Tableau 7 : Récapitulatif des résultats des écarts obtenus par plan de traitements.

Au total et sur les onze plans de traitement impliquant 56 faisceaux nous avons obtenu pour les évaluations des doses D<sub>zmax</sub>(à la profondeur du maximum de l'énergie), D<sub>1/2</sub> et D<sub>T</sub> les résultats suivants :

11 PLANS / 56 Faisceaux					
D <sub>zmax</sub>		D <sub>1/2</sub>		D <sub>T</sub>	
Δ <sub>3</sub> <5%	Δ <sub>3</sub> >5%	Δ <sub>1/2</sub> <5%	Δ <sub>1/2</sub> >5%	Δ <sub>T</sub> <5%	Δ <sub>T</sub> >5%
50 Faisceaux 89,286%	6 Faisceaux 10,714%	49 Faisceaux 87,500%	7 Faisceaux 12,500 %	11 Plans 100 %	0 Plan 0 %

p. 116 - Tableau 8 : Récapitulatif des résultats dosimétriques sur les onze patients.



p. 116 - Figure 69: Représentation par secteur des résultats obtenus sur les 11 patients.

Un autre paramètre a été évalué pour tous les plans de traitement est celui de l'indice de conformation. Pour tous ces plans cet indice reste inférieur à 2, ceci nous permet de conclure avec une certaine réserve que les règles de réalisation des plans de traitement sont respectées selon les recommandations du ROTG. Ce paramètre a lui tout seul ne suffit pas pour juger la qualité d'un plan de traitement, en effet cet indice n'inclut pas dans sa définition le paramètre qui évoque l'irradiation des tissus

sains, un calcul des HDV est nécessaire à chaque planification. Nous concluons que tenir compte seulement de l'indice de conformation mène tout droit vers des erreurs systématiques.

## V.V. DOSIMETRIE SUR LE FANTOME ANTHROPOMORPHIQUE CIRS

Deux irradiations ont été réalisées sur le fantôme CIRS avec quatre diodes (deux diodes différentes à chaque irradiation), et comme pour le cas des irradiations sur les patients les lectures des diodes ont été corrigées par les facteurs déjà établis.



p. 117 - Figure 70 : Vue coronaire sur la balistique de traitement du poumon CIRS.

La figure 49 montre la disposition des quatre faisceaux de la balistique. Elle fait apparaître aussi les deux milieux traversés par les faisceaux la structure pulmonaire et la structure 2 (densité proche de celle de l'eau). La moelle épinière est écartée des trajectoires des faisceaux. Comme pour le cas des patients on tire les valeurs des densités électroniques à partir de la courbe de calibration CT.

Structure	HU	$\rho_e$ (cm <sup>-3</sup> )
Poumon	-800,000	0,200
Structure2	-10,000	1,006

p. 117 - Tableau 9 : Densités électroniques des structures du fantôme CIRS.

Tout en tenant compte des épaisseurs radiologiques la dose à la profondeur du maximum de l'énergie (1,4cm) a été déterminée pour les quatre faisceaux. Les résultats sont présentés au niveau de l'annexe IV et dans ce qui suit nous exposons la méthodologie adoptée pour l'évaluation de la dose à mi-épaisseur.

La figure 49 nous indique que le point d'évaluation de la dose à mi-épaisseur est situé au niveau du poumon sauf pour le cas du faisceau OPD. La dose obtenue pour les trois autres faisceaux sera corrigée par le RTA donné par l'équation 36.



Champ	$e'/2$ (cm)	$A_Q$ (cm <sup>2</sup> )	$A$ (cm <sup>2</sup> )	PSF	PDD (%)	$Z_{max}$ (cm)	RTA
OAD	5,100	6,000	5,000	1,027	85,600	1,750	0,938
OAG	7,225	6,000	5,000	1,027	75,700	1,750	0,863
OPG	3,580	6,000	6,000	1,031	92,900	1,750	0,993

p. 118 - *Tableau 10 : Calcul du rapport tissu air RTA.*

D'autre part et toujours hormis pour le faisceau OPD on remarque que les lectures des diodes relevées à la sortie du faisceau ont des valeurs importantes. En observant le parcours des faisceaux on voit que les trois faisceaux après qu'ils aient traversé la structure pulmonaire ils sont faiblement atténués par une petite épaisseur de la structure 2, ce qui n'est pas le cas pour l'OPD qui est atténué par une épaisseur importante une fois sorti du poumon.

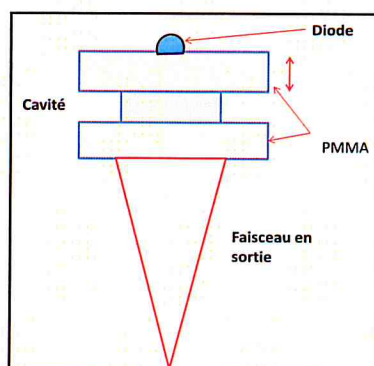
Un autre cas contraire à celui de l'OPD est le faisceau OAG qui traverse d'abord une épaisseur assez importante de la structure 2, aborde la structure pulmonaire et finit son parcours sur une petite épaisseur de la structure 2.

Suite à ces constatations nous avons testé la lecture d'une diode à la sortie du faisceau en présence d'hétérogénéité. Trois types de plaques de plexiglas sont utilisés, les densités électroniques relevées sur le TPS de ces trois plaques sont indiquées dans le tableau suivant :

Plaque	HU	$\rho_e$ (cm <sup>-3</sup> )
Poumon rose inhalation	-786,000	0,209
Poumon blanc exhalation	-486,000	0,505
Cavité vide air	-988,000	0,024

p. 118 - *Tableau 11 : Nombre d'Unité Hounsfield et densités électronique des plaques de plexiglas.*

La lecture de la diode est testée en présence et en l'absence d'hétérogénéité en effectuant deux types de mesure, la première consiste à faire varier l'épaisseur (AH) des plaque de PMMA homogène au dessus de la cavité et la deuxième mesure est réalisée en plaçant une épaisseur importante de PMMA homogène avant la cavité. En l'absence d'hétérogénéité la cavité est remplacée par une épaisseur identique de la cavité en PMMA.



p. 119 - Figure 71 : Géométrie du dispositif expérimental du test de la lecture de la diode en présence d'hétérogénéité.

AH(cm)	$L_{RAH}$ (cGy)	$L_{RSH}$ (cGy)	$L_{BAH}$ (cGy)	$L_{BSH}$ (cGy)	$L_{AAH}$ (cGy)	$L_{ASH}$ (cGy)
1	-30,300	-25,400	-28,300	-25,400	-32,800	-29,700
2	-28,700	-23,800	-26,800	-23,800	-31,200	-28,100
3	-27,300	-22,600	-25,500	-22,600	-29,800	-26,600
4	-25,800	-21,300	-24,000	-21,300	-28,200	-25,100
15	-13,200	-10,800	-12,400	-10,800	-14,600	-12,900

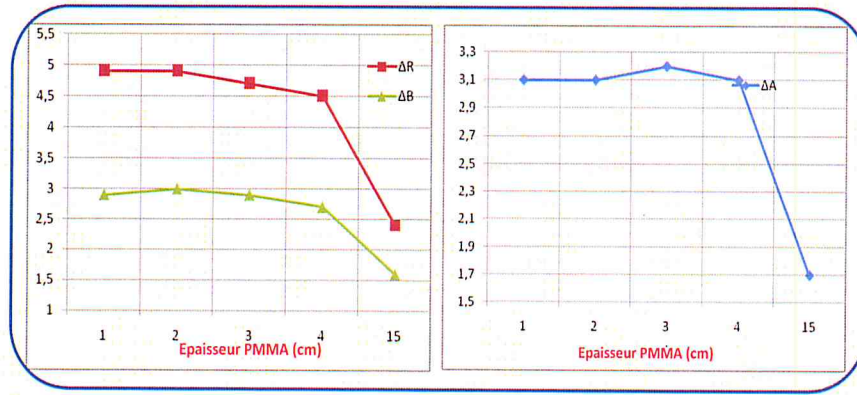
p. 119 - Tableau 12 : Lectures de diodes en présence et en l'absence des différentes cavités.

- $L_{RAH}$ ,  $L_{RSH}$  : lectures des diodes avec et sans cavité poumon rose (inhalation).
- $L_{BAH}$ ,  $L_{BSH}$  : lectures des diodes avec et sans cavité poumon blanc (exhalation).
- $L_{AAH}$ ,  $L_{ASH}$  : lectures des diodes avec et sans cavité vide (air).

La différence des lectures  $\Delta_R$ (inhalation),  $\Delta_B$ (exhalation) et  $\Delta_A$ (air) en valeurs absolues entre les deux dispositions (avec et sans cavité) est déterminée et des courbes représentant ces écarts en fonction des épaisseurs AH sont tracées.

AH(cm)	$\Delta_R$ (cGy)	$\Delta_B$ (cGy)	$\Delta_A$ (cGy)
1	4,900	2,900	3,100
2	4,900	3,000	3,100
3	4,700	2,900	3,200
4	4,500	2,700	3,100
15	2,400	1,600	1,700

p. 119 - Tableau 13 : Valeurs des écarts des lectures en présence et en l'absence des cavités.



p. 120 - Figure 72 : Courbes représentatives des écarts des lectures des diodes en fonction de l'épaisseur AH.

En fonction de la profondeur d'évaluation de la dose à (mi-épaisseur  $e'$ ) des trois faisceaux, la correction a été apportée à partir de ces courbes par interpolation.

Faisceau	$e'$ (cm)	$\Delta_R$ (cGy)	$\Delta_B$ (cGy)	$\Delta_A$ (cGy)
OAD	10,200	4,440	2,660	3,050
OAG	14,450	4,810	2,960	3,140
OPG	7,160	5,000	2,900	3,100

p. 120 - Tableau 14 : Les écarts associés aux profondeurs d'évaluation de la dose.

Une seule mesure est effectuée pour l'épaisseur (15cm) en PMMA avant la cavité est réalisée, les résultats obtenus sont donnés dans le tableau suivant. Cette correction est appliquée uniquement au faisceau OAG.

LRAH (cGy)	LRSH (cGy)	LBAH (cGy)	LBSH (cGy)	LAAH (cGy)	LASH (cGy)
-12,000	-10,000	-11,200	-10,000	-13,300	-11,900
$\Delta_R$ (cGy)		$\Delta_B$ (cGy)		$\Delta_A$ (cGy)	
2,000		1,200		1,400	

p. 120 - Tableau 15 : Lecture et écarts des lectures de la diode pour le deuxième type de mesure.

Trois évaluations de la dose ont été faites selon les trois corrections établies. Les nouvelles lectures des diodes pour les trois faisceaux en tenant compte de ces deux corrections sont données dans le tableau suivant :

IRRADIATION 1				IRRADIATION 2		
Faisceau	L <sub>SR</sub> (cGy)	L <sub>SB</sub> (cGy)	L <sub>SA</sub> (cGy)	L <sub>SR</sub> (cGy)	L <sub>SB</sub> (cGy)	L <sub>SA</sub> (cGy)
OAD	-8,960	-10,740	-10,350	-7,660	-9,440	-9,050
OAG	-8,190	-10,840	-10,460	-8,390	-11,040	-10,660
OPG	-7,100	-9,200	-9,00	-7,300	-9,400	-9,200

p. 121 - Tableau 16 : Lectures corrigées des diodes à la sortie du faisceau.

En tenant compte de ces corrections de lectures des diodes à la sortie des faisceaux ainsi que de la correction rapport tissu air RTA nous avons calculé les doses à mi-épaisseur ainsi que les doses totales. Les écarts par rapport aux doses calculées par Eclipse sont également évalués. Les résultats sont indiqués dans les tableaux ci-dessous pour les deux irradiations du fantôme CIRS.

Fantôme CIRS / IRRADIATION1								
SANS CORRECTION RTA								
	D <sub>1/2</sub> (cGy)				Δ <sub>1/2</sub> (%)			
	OAD	OAG	OPD	OPG	OAD	OAG	OPD	OPG
Inhalation	53,598	72,167	41,043	44,422	-1,373	<b>-8,648</b>	1,778	-0,972
Exhalation	56,379	76,155		47,744	<b>-6,633</b>	<b>-14,652</b>		<b>-8,523</b>
Air	55,769	75,583		47,428	<b>-5,481</b>	<b>-13,791</b>		<b>-7,804</b>
AVEC CORRECTION RTA								
	D <sub>1/2</sub> (cGy)				Δ <sub>1/2</sub> (%)			
	OAD	OAG	OPD	OPG	OAD	OAG	OPD	OPG
Inhalation	50,272	62,306	41,043	44,091	4,917	<b>6,198</b>	1,778	-0,220
Exhalation	52,880	65,749		47,389	-0,017	1,015		<b>-7,716</b>
Air	52,309	65,255		47,075	1,064	1,758		<b>-7,002</b>

p. 121 - Tableau 17 : Résultats des doses à mi-épaisseur sur le fantôme CIRS lors de sa première irradiation.

Fantôme CIRS / IRRADIATION1				
	SANS CORRECTION RTA		AVEC CORRECTION RTA	
	D <sub>T</sub> (cGy)	Δ <sub>T</sub> (%)	D <sub>T</sub> (cGy)	Δ <sub>T</sub> (%)
Inhalation	211,229	-3,001	197,712	3,590
Exhalation	221,321	<b>-7,922</b>	207,061	-0,9689
Air	219,823	<b>-7,192</b>	205,682	-0,296

p. 121 - Tableau 18 : Résultats des doses totales sur le fantôme CIRS pour sa première irradiation.

Fantôme CIRS / IRRADIATION2								
SANS CORRECTION RTA								
	D <sub>1/2</sub> (cGy)				Δ <sub>1/2</sub> (%)			
	OAD	OAG	OPD	OPG	OAD	OAG	OPD	OPG
Inhalation	52,129	73,166	41,150	45,169	1,403	<u>-10,152</u>	1,521	-2,670
Exhalation	54,951	77,263		48,522	-3,933	<u>-16,320</u>		<u>-10,291</u>
Air	54,333	76,676		48,203	-2,764	<u>-15,436</u>		<u>-9,566</u>
AVEC CORRECTION RTA								
	D <sub>1/2</sub> (cGy)				Δ <sub>1/2</sub> (%)			
	OAD	OAG	OPD	OPG	OAD	OAG	OPD	OPG
Inhalation	48,895	63,168	41,150	44,833	<u>7,521</u>	4,899	1,521	-1,907
Exhalation	51,541	66,706		48,161	2,516	-0,426		<u>-9,471</u>
Air	50,961	66,198		47,844	3,613	0,338		<u>-8,751</u>

p. 122 - *Tableau 19 : Résultats des doses à mi-épaisseur sur le fantôme CIRS pour sa deuxième irradiation.*

Fantôme CIRS / IRRADIATION 2				
	SANS CORRECTION RTA		AVEC CORRECTION RTA	
	D <sub>T</sub> (cGy)	Δ <sub>T</sub> (%)	D <sub>T</sub> (cGy)	Δ <sub>T</sub> (%)
Inhalation	211,615	-3,189	198,047	3,427
Exhalation	221,886	<u>-8,198</u>	207,558	-1,211
Air	220,361	<u>-7,454</u>	206,154	-0,526

p. 122 - *Tableau 20 : Résultats des doses totales sur le fantôme CIRS pour sa deuxième irradiation.*

Sur l'ensemble des résultats obtenus pour les deux irradiations nous constatons par rapport à la correction RTA que bien que certain faisceaux présentent des écarts qui dépassent les 5% mais pour les écarts relatifs aux doses totales les écarts restent inférieurs à 5%. D'autre part le rapport RTA a considérablement corrigé beaucoup de valeurs de doses par contre pour certains faisceaux les écarts restent sensiblement supérieurs à 5% malgré leur diminution.

Concernant les corrections faites par rapport à la présence d'hétérogénéité incluant une structure à faible densité, les résultats montrent que les valeurs de doses obtenues faisant référence à la correction relative à la cavité du poumon en inhalation indiquent les meilleurs résultats comparativement aux cas du poumon en exhalation et à la cavité d'air, cela s'explique par le fait que la cavité de la plaque utilisée possède une densité qui se rapproche le mieux de celle du poumon CIRS.

Nous n'avons pas exposé tous les résultats obtenus sans aucune correction faite, cependant on peut dire qu'hormis le faisceau OPD dont l'écart obtenu (sans

correction) et pour la dose à mi-épaisseur est égal respectivement pour la première et la deuxième irradiation à 1,778% et à 1,521%, les résultats obtenus s'écartent énormément des valeurs calculées par le TPS pour les autres faisceaux. Des écarts de 15% ont été observés sur les doses totales et des écarts dépassant les 20% sur les doses à mi-épaisseur. Face à ces écarts nous avons essayé de traiter les résultats obtenus en essayant d'associer à chaque écart une explication physique et d'apporter à chaque faisceau une correction adéquate qui tiens compte essentiellement des structures (épaisseur et densité) traversées par les faisceaux. La détermination de l'indice de conformation pour le poumon CIRS indique une valeur supérieure à 2 (surdosage) ceci s'explique par le faite que la balistique choisie a été appliquée fidèlement sans aucune modification. Cette démarche préméditée à été choisie pour mettre l'accent sur les erreurs systématiques qui peuvent être commises en reproduisant des dosimétries identiques sans pour autant les adapter à chaque cas clinique et pour chaque patient.

---

## Conclusion

La dosimétrie in vivo en radiothérapie externe est une ligne de défense supplémentaire indispensable dans les processus organisationnels des services de radiothérapie. Elle permet de vérifier la dose délivrée au patient. Dans ce sens, on passe du traitement prévisionnel, effectué sur les consoles informatiques, à la réalisation du traitement réel sur le patient. Comme elle permet aussi de détecter la plupart des erreurs systématiques et ainsi contribuer à la qualité des traitements.

Les erreurs dues aux opérations humaines et aux défaillances techniques sont de natures aléatoires ou systématiques. La mise en œuvre, dans le cadre d'un programme d'Assurance de Qualité des traitements, de contrôle par mesure in vivo a pour objectif de prévenir ces erreurs et d'en limiter la fréquence.

Plusieurs études ont comparé différents algorithmes de calcul de dose en étudiant l'impact dosimétrique lié à l'implémentation d'un nouvel algorithme, l'objectif principal de ces études était d'évaluer la prise en compte des hétérogénéités dans des conditions cliniques. Ces études ont été réalisées sur des patients représentant différentes localisations tumorales. Elles ont montré que la distribution de dose dans le volume cible et la protection des tissus sains varient selon l'algorithme de calcul de dose. Les auteurs recommandent de réaliser des analyses dosimétriques avant d'adopter un nouvel algorithme en clinique. Ils recommandent également d'entreprendre une discussion entre les physiciens et les oncologues pour mettre en évidence les effets et les potentielles conséquences d'un tel changement. Ils prennent en compte la dose délivrée au point de référence et aux organes à risque. Ces études ont classé les algorithmes de calcul de dose en deux types :

- **Type A** : les algorithmes qui ne modélisent pas le transport des électrons dans la direction latérale ; ces algorithmes sont les méthodes de Batho, ETAR et Fast Fourier Transform convolution, tous basés sur Pencil Beam.
- **Type B** : les algorithmes qui modélisent le transport des électrons dans la direction latérale tels que Collaps Cone Convolution et Analytica Anisotropic.

Ces études ont conclu que les algorithmes type (B) sont plus exacts au niveau de l'interface et dans l'hétérogénéité. Ces algorithmes ont donné des résultats proches de ceux des simulations Monte Carlo.

Le travail que nous avons entrepris a porté sur la dosimétrie in vivo par semi-conducteurs sur onze patients traités avec des faisceaux conformationnels, et sur une irradiation pulmonaire réalisée sur un fantôme anthropomorphique. L'objectif étant d'évaluer la dose pour chaque faisceau à mi-épaisseur, à la profondeur du maximum de l'énergie et la dose totale, afin de les confronter aux calculs de dose du TPS. Pour cela l'équipement que nous avons utilisé consiste en un lot de diodes à semi-conducteurs.

Par ailleurs et avant de réaliser ces mesures une caractérisation de ces diodes a été effectuée incluant la détermination des facteurs de calibration mais aussi tous les facteurs correctifs susceptibles d'influencer leurs réponses.

Les résultats sur la caractérisation des diodes nous a confirmé certaines spécificités techniques propres aux diodes à semi-conducteurs de type N, telles que l'influence du bas de débit de dose sur leur sensibilité, et leur réponse angulaire en fonction de l'obliquité du faisceau par rapport à leur surface.

Globalement les résultats dosimétriques effectués sur les onze patients sont satisfaisants, les écarts obtenus qui dépassent les 5% ne permettent pas de mettre en cause la qualité des traitements ni celui du calcul du TPS. Ces écarts peuvent être associés à la difficulté de la mise en place des diodes. En outre il est recommandé de faire deux mesures sur un même patient au début et à la fin de son traitement, aussi il faut réaliser des mesures in vivo sur toute l'année pour juger la qualité de traitement et faire le bilan des erreurs systématiques et aléatoires au sein d'un service de radiothérapie.

Par ailleurs les résultats obtenus pour les deux irradiations sur le fantôme anthropomorphique n'ont pas donné entière satisfaction en les analysant par faisceau, mais la dose totale reste inférieure à 5% avec correction par le facteur RTA et la correction des doses à la sortie du faisceau par rapport à la faible densité du poumon. Il serait intéressant de faire plus d'investigations pour les cas des plans de traitement impliquant des structures à faibles densités. Dans notre étude nous avons tenté



d'introduire des facteurs correctifs mais la confirmation d'une méthodologie est basée d'une part sur les expériences recueillies mais également sur la réalisation de plusieurs tests sur les fantômes anthropomorphiques.

Enfin, faire face à une échéance c'est toujours difficile pour le physicien d'effectuer assez de mesures et pouvoir les interpréter. Dans notre cas nous avons rencontré des problèmes de réalisation d'un nombre important de mesure dues aux pannes répétitives de l'accélérateur mais aussi à la grève du corps paramédical qui a touché les hôpitaux sur le territoire national ce qui a constitué par ailleurs notre limite d'exploration. Nos ambitions étaient nombreuses mais les difficultés rencontrées ne nous ont pas permis d'aborder ce thème sous tous ses aspects.

# ANNEXES

<b>Annexe I</b>
-----------------

## LINEARITE ET REPRODUCTIBILITE DES DIODES

UM	Diode D1-6		Diode D1-18	
	Lecture (cGy)	Facteur de linéarité	Lecture (cGy)	Facteur de linéarité
50	-16,400	$F_L = -0,324$	-18,700	$F_L = -0,368$
100	-32,500		-36,900	
150	-48,800		-55,300	
200	-65,200		-73,800	
250	-81,500		-92,100	
300	-97,800		-110,500	
350	-114,000		-128,900	
400	-130,000		-147,400	

*Tableau AI-1 : Linéarité de la lecture des diodes.*

UM	Diode D1-6		Diode D1-18		
	Lecture (cGy)		Lecture (cGy)		
100	-32,600	-32,600	-36,800	-36,800	$L_{moy} = -36,825$ $\delta = 0,040$
	-32,600	-32,600	-36,800	-36,900	
	-32,700	-32,600	-36,900	-36,900	
	-32,600	-32,500	-36,800	-36,800	
	-32,600	-32,600	-36,900	-36,800	
	-32,600	-32,600	-36,800	-36,800	
	-32,600	-32,700	-36,900	-36,800	
	-32,600	-32,600	-36,80	-36,800	
	-32,600	-32,600	-36,80	-36,800	
	-32,600	-32,600	-36,800	-36,800	
	-32,600	-32,600	-36,800	-36,800	

*Tableau AI-2 : Reproductibilité de la lecture des diodes.*

## Annexe II

### FACTEURS DE CALIBRATION DES DIODES

E = 6MV			A L'ENTREE DU FAISCEAU	
V=-250V (nC)	V=250V (nC)	V=-100V (nC)	P = 989.740 hPa T = 21.400 °C K <sub>TP</sub> = 1,028 K <sub>POL</sub> = 0,999 K <sub>S</sub> = 1,006	
-21,850	21,820	-21,700		
-21,860	21,830	-21,720		
-21,850	21,820	-21,710		
-21,860	21,810	-21,700		
-21,840	21,810	-21,720		
-21,860	21,820	-21,710		
-21,860	21,800	-21,700		
-21,860	21,810	-21,700		
-21,850	21,810	-21,710		
-21,860	21,810	-21,700		
<b>L<sub>moy</sub>(nC)</b>	-21,855	21,814	-21,707	D <sub>w</sub> = 1,027 Gy

Tableau AII.1 : Lectures de la chambre à l'entrée du faisceau pour le 6MV.

E = 6MV			A LA SORTIE DU FAISCEAU	
V=-250V (nC)	V=250V (nC)	V=-100V (nC)	P = 992,800 hPa T = 22,300 °C K <sub>TP</sub> = 1,028 K <sub>POL</sub> = 1,001 K <sub>S</sub> = 1,002	
-9,464	9,482	-9,449		
-9,462	9,474	-9,441		
-9,450	9,478	-9,434		
-9,463	9,483	-9,437		
-9,451	9,480	-9,436		
-9,452	9,482	-9,441		
-9,456	9,470	-9,436		
-9,461	9,472	-9,430		
-9,469	9,484	-9,435		
-9,461	9,472	-9,433		
<b>L<sub>moy</sub>(nC)</b>	-9,459	9,477	-9,437	D <sub>w</sub> = 0,443 Gy

Tableau AII.2 : Lectures de la chambre à la sortie du faisceau pour le 6MV.

E = 18MV			A L'ENTREE DU FAISCEAU	
V=-250V (nC)	V=250V (nC)	V=-100V (nC)	P = 989.3004hPa T = 20,000°C K <sub>TP</sub> = 1,024 K <sub>POL</sub> = 0.999 K <sub>S</sub> = 1,012	
-21,650	21,600	-21,380		
-21,650	21,640	-21,380		
-21,650	21,630	-21,400		
-21,650	21,620	-21,390		
-21,650	21,610	-21,390		
-21,640	21,610	-21,390		
-21,650	21,600	-21,380		
-21,650	21,610	-21,380		
-21,650	21,600	-21,380		
-21,650	21,600	-21,380		
<b>L<sub>moy</sub>(nC)</b>	-21,649	21,612	-21,385	D <sub>w</sub> = 1,018 Gy

Tableau AII.3 : Lectures de la chambre à l'entrée du faisceau pour le 18MV.

E = 18MV			A LA SORTIE DU FAISCEAU	
V=-250V (nC)	V=250V (nC)	V=-100V (nC)	P = 993,49 hPa T = 22,9°C K <sub>TP</sub> = 1,02997 K <sub>POL</sub> = 1,00067 K <sub>S</sub> = 1,00401	
-12,660	12,680	-12,580		
-12,660	12,680	-12,570		
-12,650	12,670	-12,570		
-12,660	12,670	-12,570		
-12,650	12,680	-12,560		
-12,650	12,670	-12,560		
-12,650	12,660	-12,560		
-12,650	12,680	-12,560		
-12,660	12,650	-12,560		
L <sub>moy</sub> (nC)	-12,654	12,671	-12,565	D <sub>w</sub> = 0,595 Gy

Tableau AII.4 : Lecture de la chambre à la sortie du faisceau pour le 18 MV.

	E=6 MV		A L'ENTREE DU FAISCEAU		
	D1-6	D2-6	D3-6	D4-6	D5-6
R(100) [c Gy]	-33,100	-34,500	-33,000	33,000	-32,400
F <sub>cal</sub>	-3,102	-2,976	-3,112	3,112	-3,169
T(°c)	19,000	19,000	18,900	18,400	19,000

Tableau AII.5 : Facteurs de calibrations à l'entrée du faisceau (6MV).

	E=6 MV		A LA SORTIE DU FAISCEAU		
	D1-6	D2-6	D3-6	D4-6	D5-6
R(100) [c Gy]	-14,200	-14,400	-13,900	-14,200	-13,900
F <sub>cal</sub>	-3,122	-3,079	-3,189	-3,122	-3,189
T(°c)	22,700	22,800	22,900	22,900	23,00

Tableau AII.6 : Facteurs de calibrations à la sortie du faisceau (6MV).

	E=18 MV		A L'ENTREE DU FAISCEAU		
	D1-18	D2-18	D3-18	D4-18	D5-18
R(100) [c Gy]	-37,700	-37,800	-36,500	-37,600	-36,800
F <sub>cal</sub>	-2,701	-2,694	-2,790	-2,708	-2,767
T(°c)	20,000	19,700	19,600	19,400	19,300

Tableau AII.7 : Facteurs de calibrations à l'entrée du faisceau (18MV).

	E=18 MV		A LA SORTIE DU FAISCEAU		
	D1-18	D2-18	D3-18	D4-18	D5-18
R(100) [c Gy]	-19,400	-19,600	-19,100	-19,800	-18,800
F <sub>cal</sub>	-3,065	-3,034	-3,114	-3,004	-3,164
T(°c)	23,100	23,200	23,100	23,200	23,300

Tableau AII.8 : Facteurs de calibrations à la sortie du faisceau (18MV).

## Annexe III

### CARACTERISATION DES DIODES

A l'entrée du faisceau				
Type de diode	DSD (cm)	$d_{\max}$ (cm) diode	$d_{\max}$ (cm) chambre d'ionisation	$C_{\text{DSP1}}$
6-12 MV	98,15	1,85	1,4	0,991
15-25 MV	96,96	3,04	3	0,997
A la sortie du faisceau				
Type de diode	$P_D$ (cm)	$P_C$ (cm)	$C_{\text{DSP1post}}$	
6-12 MV	20,825	19,397	0,976	
15-25 MV	22,372	19,397	0,952	

Tableau A.III.1 : Facteurs correctifs  $C_{\text{DSP1}}$  liés à la DSP reflétant la différence des distances source-détecteur de la chambre et des diodes.

DSP (cm)	E=6MV A L'ENTREE DU FAISCEAU				
	D1-6	D2-6	D3-6	D4-6	D5-6
	R1/R100	R2/R100	R3/R100	R4/R100	R5/R100
80	1,569	1,563	1,563	1,578	1,566
85	1,389	1,384	1,385	1,394	1,385
90	1,24	1,233	1,236	1,245	1,235
95	1,111	1,108	1,11	1,116	1,109
100	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
105	0,907	0,903	0,907	0,909	0,905
110	0,826	0,821	0,827	0,827	0,823
115	0,756	0,75	0,755	0,758	0,752
120	0,695	0,69	0,693	0,697	0,691
125	0,639	0,634	0,636	0,641	0,635
130	0,593	0,588	0,589	0,593	0,587

Tableau A.III.2 : Lectures des diodes normalisées à 100cm à l'entrée du faisceau 6MV.

DSP (cm)	E=6MV A L'ENTREE DU FAISCEAU				
	L1 (nC)	L2 (nC)	L3 (nC)	$L_M$ (nC)	$L_M / L_{M100}$
80	-33,960	-33,970	-33,960	-33,9633	1,554
85	-30,150	-30,140	-30,140	-30,1433	1,379
90	-26,910	-26,900	-26,910	-26,9067	1,231
95	-24,210	-24,200	-24,200	-24,2033	1,107
100	-21,860	-21,850	-21,860	-21,8567	1,000
105	-19,880	-19,880	-19,880	-19,8800	0,910
110	-18,120	-18,110	-18,120	-18,1167	0,829
115	-16,630	-16,620	-16,610	-16,6200	0,760
120	-15,300	-15,290	-15,290	-15,2933	0,700
125	-14,080	-14,080	-14,090	-14,0833	0,644
130	-13,030	-13,080	-13,030	-13,0467	0,597

Tableau A.III.3 : Lectures de la chambre en fonction de la DSP à l'entrée du faisceau 6MV.

E=6MV					
A L'ENTREE DU FAISCEAU					
$C_{DSP2}$					
DSP (cm)	D1-6	D2-6	D3-6	D4-6	D5-6
80	0,99	0,995	0,994	0,985	0,992
85	0,993	0,997	0,996	0,989	0,996
90	0,993	0,998	0,996	0,989	0,996
95	0,997	0,999	0,997	0,992	0,998
100	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
105	1,003	1,007	1,002	1,001	1,005
110	1,004	1,01	1,002	1,002	1,007
115	1,005	1,014	1,007	1,003	1,011
120	1,007	1,014	1,01	1,004	1,012
125	1,007	1,015	1,013	1,005	1,014
130	1,007	1,015	1,014	1,006	1,017

Tableau A.III.4 : Facteurs correctifs  $C_{SSD2}$  liés à la DSP à l'entrée du faisceau 6MV.

E=6MV					
A LA SORTIE DU FAISCEAU					
DSP (cm)	R1 /R100	R2/R100	R3/R100	R4/R100	R5/R100
80	1,406	1,405	1,402	1,406	1,403
85	1,283	1,281	1,282	1,284	1,281
90	1,176	1,175	1,175	1,176	1,175
95	1,081	1,081	1,081	1,084	1,081
100	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
101	0,983	0,983	0,983	0,983	0,983

Tableau A.III.5 : Lectures des diodes normalisées à 100cm à la sortie du faisceau 6MV.

E=6MV					
A LA SORTIE DU FAISCEAU					
DSP (cm)	L1 (nC)	L2(nC)	L3(nC)	$L_M$ (nC)	$L_M/L_{M100}$
80	-10,890	-10,860	-10,870	-10,873	1,398
85	-9,955	-9,926	-9,939	-9,940	1,278
90	-9,132	-9,106	-9,129	-9,122	1,173
95	-8,409	-8,400	-8,401	-8,403	1,080
100	-7,787	-7,772	-7,776	-7,778	1,000
101	-7,678	-7,672	-7,675	-7,675	0,987

Tableau A.III.6 : Lectures de la chambre en fonction de la DSP à la sortie du faisceau 6MV.

E=6MV					
A LA SORTIE DU FAISCEAU					
$C_{DSP2}$					
DSP (cm)	D1-6	D2-6	D3-6	D4-6	D5-6
80	0,994	0,995	0,997	0,994	0,996
85	0,996	0,997	0,997	0,995	0,997
90	0,997	0,998	0,998	0,997	0,998
95	0,999	0,999	0,999	0,997	0,999
100	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
101	1,004	1,004	1,004	1,004	1,004

Tableau A.III.7 : Facteurs correctifs  $C_{DSP2}$  liés à la DSP à la sortie du faisceau 6MV.

DSP (cm)	E=18MV A L'ENTREE DU FAISCEAU				
	D1-18	D2-18	D3-18	D4-18	D5-18
	R1 /R100	R2/R100	R3/R100	R4/R100	R5/R100
80	1,592	1,591	1,588	1,591	1,588
85	1,403	1,404	1,404	1,401	1,401
90	1,246	1,243	1,245	1,245	1,243
95	1,113	1,112	1,113	1,113	1,112
100	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
105	0,907	0,906	0,907	0,908	0,906
110	0,825	0,824	0,824	0,823	0,821
115	0,751	0,753	0,753	0,749	0,749
120	0,688	0,69	0,69	0,689	0,687
125	0,634	0,633	0,635	0,633	0,631
130	0,588	0,586	0,585	0,583	0,580

Tableau A.III.8 : Lectures des diodes normalisées à 100cm à l'entrée du faisceau 18MV.

DSP (cm)	E=18MV A L'ENTREE DU FAISCEAU				
	L1 (nC)	L2 (nC)	L3 (nC)	L <sub>M</sub> (nC)	L <sub>M</sub> /L <sub>M100</sub>
80	-33,590	-33,530	-33,590	-33,570	1,552
85	-29,860	-29,840	-29,840	-29,847	1,380
90	-26,660	-26,620	-26,620	-26,633	1,232
95	-23,940	-23,900	-23,900	-23,913	1,106
100	-21,630	-21,620	-21,620	-21,623	1,000
105	-19,670	-19,630	-19,640	-19,647	0,909
110	-17,920	-17,900	-17,910	-17,910	0,828
115	-16,420	-16,400	-16,390	-16,403	0,759
120	-15,100	-15,080	-15,080	-15,087	0,698
125	-13,920	-13,890	-13,890	-13,900	0,643
130	-12,920	-12,900	-12,890	-12,903	0,597

Tableau A.III.9 : Lectures de la chambre en fonction de la DSP à l'entrée du faisceau 18MV.

DSP (cm)	E=18MV A L'ENTREE DU FAISCEAU				
	C <sub>DSP2</sub>				
	D1-18	D2-18	D3-18	D4-18	D5-18
80	0,975	0,976	0,978	0,976	0,977
85	0,984	0,983	0,983	0,985	0,985
90	0,988	0,991	0,99	0,989	0,991
95	0,994	0,994	0,994	0,993	0,994
100	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
105	1,002	1,002	1,002	1,001	1,002
110	1,004	1,006	1,005	1,006	1,009
115	1,01	1,008	1,008	1,012	1,013
120	1,013	1,011	1,012	1,013	1,015
125	1,015	1,015	1,013	1,015	1,019
130	1,015	1,019	1,02	1,023	1,028

Tableau A.III.10 : Facteurs correctifs C<sub>DSP2</sub> liés à la DSP à l'entrée du faisceau 18MV.



DSP (cm)	E=18MV A LA SORTIE DU FAISCEAU				
	D1-18	D2-18	D3-18	D4-18	D5-18
	R1 /R100	R2/R100	R3/R100	R4/R100	R5/R100
80	1,434	1,435	1,435	1,437	1,437
85	1,304	1,304	1,304	1,307	1,305
90	1,187	1,188	1,187	1,190	1,187
95	1,086	1,088	1,086	1,087	1,086
100	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
101	0,981	0,982	0,983	0,983	0,983

Tableau A.III.11 : Lectures des diodes normalisées à 100cm à la sortie du faisceau 18MV.

DSP (cm)	E=18MV A LA SORTIE DU FAISCEAU				
	L1 (nC)	L2(nC)	L3(nC)	L <sub>M</sub> (nC)	L <sub>M</sub> /L <sub>M100</sub>
80	-16,630	-16,600	-16,600	-16,610	1,428
85	-15,130	-15,110	-15,100	-15,113	1,300
90	-13,790	-13,770	-13,770	-13,777	1,185
95	-12,640	-12,610	-12,610	-12,620	1,085
100	-11,630	-11,650	-11,610	-11,630	1,000
101	-11,460	-11,440	-11,440	-11,447	0,984

Tableau A.III.12 : Lectures de la chambre en fonction de la DSP à la sortie du faisceau 18MV.

DSP (cm)	E=18MV A LA SORTIE DU FAISCEAU				
	C <sub>DSP2</sub>				
	D1-18	D2-18	D3-18	D4-18	D5-18
80	0,996	0,995	0,995	0,994	0,994
85	0,997	0,997	0,997	0,995	0,996
90	0,998	0,997	0,998	0,996	0,998
95	0,999	0,997	0,999	0,998	0,999
100	1	1	1	1	1
101	1,003	1,002	1,001	1,001	1,001

Tableau A.III.13 : Facteurs correctifs C<sub>DSP2</sub> liés à la DSP à la sortie du faisceau 18MV.

Champ (cm <sup>2</sup> )	E=6MV A L'ENTREE DU FAISCEAU				
	D1-6	D2-6	D3-6	D4-6	D5-6
	R/R <sub>10</sub>	R/R <sub>10</sub>	R/R <sub>10</sub>	R/R <sub>10</sub>	R/R <sub>10</sub>
1	0,880	0,889	0,890	0,890	0,884
2	0,895	0,901	0,899	0,899	0,893
3	0,910	0,915	0,916	0,914	0,908
4	0,925	0,929	0,931	0,933	0,927
5	0,943	0,946	0,946	0,945	0,942
6	0,955	0,957	0,961	0,960	0,954
7	0,967	0,969	0,970	0,972	0,966
8	0,979	0,980	0,979	0,982	0,976
9	0,988	0,989	0,991	0,994	0,988
10	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
11	1,006	1,006	1,006	1,009	1,003
12	1,012	1,011	1,015	1,018	1,009
13	1,021	1,020	1,021	1,024	1,018
14	1,024	1,026	1,027	1,031	1,021
15	1,030	1,031	1,033	1,037	1,031
16	1,036	1,034	1,036	1,040	1,034
17	1,042	1,040	1,042	1,046	1,040
18	1,045	1,045	1,045	1,049	1,043
19	1,051	1,048	1,051	1,055	1,046
20	1,054	1,051	1,054	1,058	1,049
21	1,057	1,054	1,054	1,061	1,055
22	1,060	1,060	1,060	1,067	1,058
23	1,066	1,063	1,063	1,067	1,064
24	1,066	1,063	1,069	1,073	1,064
25	1,072	1,068	1,069	1,076	1,067
26	1,072	1,071	1,072	1,080	1,070
27	1,078	1,074	1,075	1,083	1,073
28	1,081	1,077	1,081	1,086	1,076

Tableau A.III.14 : Lectures des diodes normalisées à 10 cm<sup>2</sup> à l'entrée du faisceau 6MV.

champ (cm <sup>2</sup> )	E=6MV A L'ENTREE DU FAISCEAU				
	L1 (nC)	L2 (nC)	L3 (nC)	L <sub>M</sub> (nC)	L <sub>M</sub> /L <sub>M10</sub>
1	-6,844	-6,844	-6,839	-6,842	0,313
2	-15,130	-15,130	-15,130	-15,130	0,692
3	-19,360	-19,350	-19,360	-19,357	0,885
4	-20,140	-20,140	-20,160	-20,147	0,921
5	-20,540	-20,540	-20,530	-20,537	0,939
6	-20,870	-20,870	-20,870	-20,870	0,954
7	-21,160	-21,150	-21,170	-21,160	0,968
8	-21,420	-21,430	-21,420	-21,423	0,980
9	-21,660	-21,650	-21,640	-21,650	0,990
10	-21,860	-21,870	-21,880	-21,870	1,000
11	-22,070	-22,060	-22,050	-22,060	1,009
12	-22,240	-22,260	-22,260	-22,253	1,018
13	-22,410	-22,410	-22,410	-22,410	1,025
14	-22,540	-22,560	-22,560	-22,553	1,031
15	-22,670	-22,650	-22,670	-22,663	1,036
16	-22,790	-22,800	-22,800	-22,797	1,042
17	-22,900	-22,900	-22,900	-22,900	1,047
18	-23,000	-23,010	-23,030	-23,013	1,052
19	-23,100	-23,110	-23,110	-23,107	1,057
20	-23,200	-23,220	-23,210	-23,210	1,061
21	-23,290	-23,290	-23,290	-23,290	1,065
22	-23,370	-23,360	-23,370	-23,367	1,068
23	-23,410	-23,440	-23,430	-23,427	1,071
24	-23,510	-23,520	-23,510	-23,513	1,075
25	-23,580	-23,590	-23,560	-23,577	1,078
26	-23,640	-23,620	-23,640	-23,633	1,081
27	-23,700	-23,700	-23,700	-23,700	1,084
28	-23,760	-23,750	-23,740	-23,750	1,086

Tableau A.III.15 : Lectures de la chambre en fonction de la taille du champ à l'entrée du faisceau 6MV.

Champ (cm <sup>2</sup> )	E=6MV				
	A L'ENTREE DU FAISCEAU				
	C <sub>FS</sub>				
	D1-6	D2-6	D3-6	D4-6	D5-6
1	0,355	0,352	0,352	0,352	0,354
2	0,773	0,768	0,770	0,769	0,775
3	0,972	0,968	0,966	0,968	0,974
4	0,996	0,992	0,989	0,988	0,994
5	0,996	0,993	0,992	0,994	0,997
6	0,999	0,997	0,993	0,994	1,000
7	1,000	0,999	0,997	0,995	1,001
8	1,001	0,999	1,000	0,998	1,004
9	1,002	1,001	0,999	0,996	1,002
10	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
11	1,003	1,003	1,003	1,000	1,006
12	1,005	1,006	1,003	0,999	1,008
13	1,004	1,005	1,004	1,000	1,006
14	1,007	1,006	1,004	1,001	1,010
15	1,006	1,005	1,003	1,000	1,006
16	1,006	1,008	1,006	1,003	1,008
17	1,005	1,007	1,005	1,001	1,007
18	1,007	1,007	1,007	1,003	1,009
19	1,005	1,008	1,006	1,001	1,010
20	1,007	1,010	1,007	1,003	1,012
21	1,008	1,010	1,011	1,004	1,009
22	1,008	1,008	1,008	1,001	1,010
23	1,005	1,008	1,008	1,004	1,007
24	1,009	1,012	1,006	1,002	1,010
25	1,006	1,009	1,009	1,001	1,010
26	1,008	1,009	1,008	1,001	1,010
27	1,005	1,009	1,008	1,001	1,010
28	1,005	1,009	1,005	1,000	1,009

Tableau A.III.16 : Facteurs correctifs liés à la taille du champ à l'entrée du faisceau 6MV.

Champ (cm <sup>2</sup> )	E=6MV A LA SORTIE DU FAISCEAU				
	D1-6 R/R <sub>10</sub>	D2-6 R/R <sub>10</sub>	D3-6 R/R <sub>10</sub>	D4-6 R/R <sub>10</sub>	D5-6 R/R <sub>10</sub>
1	0,689	0,691	0,692	0,681	0,681
2	0,739	0,748	0,744	0,739	0,731
3	0,782	0,789	0,786	0,773	0,773
4	0,824	0,829	0,821	0,815	0,815
5	0,857	0,862	0,863	0,849	0,849
6	0,891	0,894	0,897	0,882	0,891
7	0,924	0,927	0,923	0,916	0,916
8	0,950	0,951	0,949	0,950	0,941
9	0,975	0,976	0,974	0,975	0,941
10	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
11	1,017	1,016	1,026	1,017	1,017
12	1,042	1,041	1,043	1,042	1,042
13	1,059	1,057	1,060	1,059	1,059
14	1,076	1,073	1,077	1,076	1,076
15	1,092	1,098	1,094	1,092	1,092
16	1,109	1,106	1,103	1,109	1,109
17	1,118	1,114	1,120	1,118	1,118
18	1,134	1,130	1,137	1,134	1,134
19	1,143	1,146	1,145	1,143	1,143
20	1,151	1,154	1,154	1,160	1,151
21	1,168	1,163	1,162	1,168	1,168
22	1,176	1,171	1,179	1,176	1,176
23	1,185	1,179	1,179	1,185	1,185
24	1,193	1,187	1,197	1,193	1,193
25	1,202	1,195	1,197	1,202	1,193
26	1,210	1,203	1,205	1,210	1,202
27	1,210	1,211	1,214	1,210	1,210
28	1,218	1,220	1,214	1,218	1,218

Tableau A.III.17 : Lectures des diodes normalisées à 10 cm<sup>2</sup> à la sortie du faisceau 6MV.

champ (cm <sup>2</sup> )	E=6MV A LA SORTIE DU FAISCEAU				
	L1 (nC)	L2 (nC)	L3 (nC)	L <sub>M</sub> (nC)	L <sub>M</sub> /L <sub>M10</sub>
1	-2,314	-2,313	-2,316	-2,314	0,298
2	-4,873	-4,864	-4,868	-4,868	0,627
3	-5,924	-5,921	-5,916	-5,920	0,762
4	-6,311	-6,310	-6,315	-6,312	0,813
5	-6,609	-6,603	-6,602	-6,605	0,850
6	-6,892	-6,886	-6,885	-6,888	0,887
7	-7,138	-7,140	-7,147	-7,142	0,920
8	-7,378	-7,368	-7,362	-7,369	0,949
9	-7,589	-7,582	-7,587	-7,586	0,977
10	-7,778	-7,752	-7,770	-7,767	1,000
11	-7,959	-7,957	-7,954	-7,957	1,024
12	-8,115	-8,114	-8,114	-8,114	1,045
13	-8,264	-8,263	-8,261	-8,263	1,064
14	-8,389	-8,403	-8,391	-8,394	1,081
15	-8,519	-8,520	-8,521	-8,520	1,097
16	-8,634	-8,631	-8,634	-8,633	1,112
17	-8,731	-8,735	-8,738	-8,735	1,125
18	-8,817	-8,819	-8,817	-8,818	1,135
19	-8,907	-8,906	-8,908	-8,907	1,147
20	-8,977	-8,978	-8,984	-8,980	1,156
21	-9,053	-9,059	-9,056	-9,056	1,166
22	-9,120	-9,118	-9,121	-9,120	1,174
23	-9,184	-9,183	-9,187	-9,185	1,183
24	-9,245	-9,229	-9,245	-9,240	1,190
25	-9,290	-9,284	-9,285	-9,286	1,196
26	-9,339	-9,337	-9,341	-9,339	1,202
27	-9,380	-9,383	-9,385	-9,383	1,208
28	-9,415	-9,403	-9,400	-9,406	1,211

Tableau A.III.18 : Lectures de la chambre en fonction de la taille du champ à la sortie du faisceau 6MV.

champ (cm <sup>2</sup> )	E=6MV A LA SORTIE DU FAISCEAU				
	C <sub>FS</sub>				
	D1-6	D2-6	D3-6	D4-6	D5-6
1	0,432	0,431	0,430	0,438	0,438
2	0,848	0,838	0,843	0,848	0,857
3	0,975	0,967	0,969	0,986	0,986
4	0,987	0,980	0,990	0,997	0,997
5	0,992	0,987	0,985	1,002	1,002
6	0,996	0,992	0,988	1,005	0,996
7	0,995	0,992	0,996	1,004	1,004
8	0,999	0,997	1,000	0,999	1,008
9	1,002	1,001	1,002	1,002	1,038
10	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
11	1,008	1,008	0,999	1,008	1,008
12	1,003	1,004	1,002	1,003	1,003
13	1,005	1,007	1,004	1,005	1,005
14	1,005	1,007	1,004	1,005	1,005
15	1,004	0,999	1,003	1,004	1,004
16	1,002	1,005	1,008	1,002	1,002
17	1,006	1,010	1,004	1,006	1,006
18	1,001	1,005	0,999	1,001	1,001
19	1,003	1,000	1,001	1,003	1,003
20	1,004	1,001	1,002	0,997	1,004
21	0,998	1,003	1,003	0,998	0,998
22	0,998	1,003	0,996	0,998	0,998
23	0,998	1,003	1,003	0,998	0,998
24	0,997	1,002	0,994	0,997	0,997
25	0,995	1,000	0,999	0,995	1,002
26	0,994	0,999	0,998	0,994	1,001
27	0,998	0,997	0,995	0,998	0,998
28	0,994	0,993	0,998	0,994	0,994

Tableau A.III.19 : Facteurs correctifs liés à la taille du champ à la sortie du faisceau 6MV.

champ (cm <sup>2</sup> )	E=18MV A L'ENTREE DU FAISCEAU				
	D1-18 R/R <sub>10</sub>	D2-18 R/R <sub>10</sub>	D3-18 R/R <sub>10</sub>	D4-18 R/R <sub>10</sub>	D5-18 R/R <sub>10</sub>
1	0,885	0,885	0,882	0,881	0,880
2	0,895	0,896	0,890	0,892	0,890
3	0,908	0,909	0,904	0,905	0,904
4	0,924	0,922	0,920	0,923	0,920
5	0,940	0,939	0,934	0,937	0,936
6	0,955	0,955	0,951	0,953	0,952
7	0,969	0,968	0,964	0,966	0,965
8	0,979	0,981	0,978	0,979	0,979
9	0,992	0,995	0,986	0,989	0,989
10	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
11	1,010	1,011	1,008	1,011	1,011
12	1,018	1,016	1,016	1,018	1,019
13	1,026	1,027	1,022	1,024	1,024
14	1,031	1,032	1,027	1,029	1,032
15	1,037	1,037	1,033	1,037	1,035
16	1,042	1,043	1,038	1,042	1,040
17	1,047	1,045	1,044	1,045	1,045
18	1,050	1,051	1,049	1,050	1,051
19	1,055	1,056	1,052	1,053	1,053
20	1,058	1,059	1,055	1,058	1,056
21	1,060	1,061	1,060	1,061	1,061
22	1,063	1,067	1,060	1,063	1,064
23	1,065	1,067	1,066	1,066	1,067
24	1,071	1,070	1,069	1,069	1,070
25	1,071	1,072	1,071	1,071	1,072
26	1,073	1,078	1,074	1,074	1,075
27	1,076	1,078	1,074	1,077	1,075
28	1,079	1,080	1,077	1,079	1,078

Tableau A.III.20 : Lectures des diodes normalisées à 10 cm<sup>2</sup> à l'entrée du faisceau 18MV.



champ (cm <sup>2</sup> )	E=18MV A L'ENTREE DU FAISCEAU				
	L1 (nC)	L2 (nC)	L3 (nC)	L <sub>M</sub> (nC)	L <sub>M</sub> /L <sub>M10</sub>
1	-5,755	-5,753	-5,750	-5,753	0,265
2	-13,760	-13,760	-13,760	-13,760	0,635
3	-17,950	-17,950	-17,950	-17,950	0,828
4	-19,180	-19,170	-19,170	-19,173	0,885
5	-19,780	-19,780	-19,760	-19,773	0,912
6	-20,240	-20,240	-20,230	-20,237	0,934
7	-20,650	-20,650	-20,640	-20,647	0,953
8	-21,030	-21,030	-21,030	-21,030	0,970
9	-21,360	-21,370	-21,360	-21,363	0,986
10	-21,670	-21,680	-21,670	-21,673	1,000
11	-21,980	-21,950	-21,950	-21,960	1,013
12	-22,200	-22,210	-22,200	-22,203	1,024
13	-22,420	-22,430	-22,420	-22,423	1,035
14	-22,630	-22,620	-22,620	-22,623	1,044
15	-22,790	-22,780	-22,790	-22,787	1,051
16	-22,940	-22,940	-22,940	-22,940	1,058
17	-23,070	-23,060	-23,070	-23,067	1,064
18	-23,190	-23,200	-23,200	-23,197	1,070
19	-23,300	-23,300	-23,300	-23,300	1,075
20	-23,400	-23,410	-23,400	-23,403	1,080
21	-23,460	-23,460	-23,470	-23,463	1,083
22	-23,550	-23,560	-23,560	-23,557	1,087
23	-23,620	-23,630	-23,620	-23,623	1,090
24	-23,710	-23,700	-23,700	-23,703	1,094
25	-23,760	-23,760	-23,770	-23,763	1,096
26	-23,830	-23,810	-23,820	-23,820	1,099
27	-23,870	-23,880	-23,880	-23,877	1,102
28	-23,930	-23,940	-23,930	-23,933	1,104

Tableau A.III.21 : Lectures de la chambre en fonction de la taille du champ à l'entrée du faisceau 18MV.

champ (cm <sup>2</sup> )	E=18MV				
	A L'ENTREE DU FAISCEAU				
	C <sub>FS</sub>				
	D1-18	D2-18	D3-18	D4-18	D5-18
1	0,300	0,300	0,301	0,301	0,302
2	0,709	0,709	0,713	0,712	0,713
3	0,912	0,911	0,916	0,915	0,916
4	0,957	0,959	0,961	0,958	0,962
5	0,971	0,972	0,977	0,974	0,975
6	0,977	0,978	0,982	0,980	0,981
7	0,984	0,984	0,988	0,986	0,987
8	0,991	0,989	0,992	0,991	0,992
9	0,993	0,991	0,999	0,996	0,996
10	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
11	1,003	1,003	1,005	1,003	1,003
12	1,006	1,008	1,008	1,006	1,006
13	1,008	1,008	1,012	1,011	1,010
14	1,012	1,011	1,016	1,014	1,011
15	1,014	1,013	1,018	1,014	1,016
16	1,016	1,015	1,019	1,016	1,018
17	1,016	1,018	1,019	1,019	1,018
18	1,020	1,019	1,020	1,019	1,019
19	1,019	1,018	1,022	1,021	1,020
20	1,021	1,020	1,024	1,021	1,022
21	1,021	1,020	1,021	1,021	1,020
22	1,023	1,019	1,025	1,022	1,021
23	1,023	1,022	1,023	1,023	1,022
24	1,021	1,023	1,023	1,023	1,023
25	1,024	1,023	1,023	1,024	1,023
26	1,024	1,020	1,023	1,023	1,022
27	1,024	1,022	1,026	1,023	1,025
28	1,024	1,022	1,025	1,023	1,025

Tableau A.III.22 : Facteurs correctifs liés à la taille du champ à l'entrée du faisceau 18MV.

champ (cm <sup>2</sup> )	E=18MV A LA SORTIE DU FAISCEAU				
	D1-18	D2-18	D3-18	D4-18	D5-18
	R/R <sub>10</sub>	R/R <sub>10</sub>	R/R <sub>10</sub>	R/R <sub>10</sub>	R/R <sub>10</sub>
1	0,647	0,646	0,642	0,638	0,640
2	0,788	0,790	0,782	0,784	0,781
3	0,842	0,840	0,838	0,843	0,837
4	0,875	0,878	0,872	0,876	0,876
5	0,908	0,906	0,899	0,903	0,904
6	0,929	0,934	0,922	0,930	0,927
7	0,951	0,956	0,950	0,951	0,949
8	0,973	0,972	0,966	0,968	0,966
9	0,989	0,989	0,983	0,989	0,983
10	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
11	1,011	1,017	1,011	1,016	1,011
12	1,027	1,028	1,022	1,027	1,022
13	1,033	1,039	1,028	1,032	1,034
14	1,043	1,044	1,039	1,043	1,039
15	1,054	1,055	1,045	1,054	1,051
16	1,060	1,061	1,056	1,059	1,056
17	1,065	1,066	1,061	1,065	1,062
18	1,071	1,072	1,067	1,070	1,067
19	1,076	1,077	1,073	1,076	1,073
20	1,082	1,083	1,073	1,081	1,079
21	1,087	1,088	1,078	1,086	1,084
22	1,092	1,088	1,084	1,086	1,090
23	1,092	1,094	1,089	1,092	1,090
24	1,098	1,099	1,095	1,097	1,096
25	1,103	1,099	1,095	1,103	1,096
26	1,103	1,105	1,101	1,108	1,101
27	1,109	1,105	1,101	1,108	1,107
28	1,109	1,110	1,106	1,114	1,107

Tableau A.III.23 : Lectures des diodes normalisées à 10 cm<sup>2</sup> à la sortie du faisceau 18MV.

champ (cm <sup>2</sup> )	E=18MV A LA SORTIE DU FAISCEAU				
	L1 (nC)	L2 (nC)	L3 (nC)	L <sub>M</sub> (nC)	L <sub>M</sub> /L <sub>M10</sub>
1	-3,263	-3,246	-3,245	-3,251	0,279
2	-7,379	-7,376	-7,370	-7,375	0,634
3	-9,321	-9,315	-9,330	-9,322	0,801
4	-10,030	-10,030	-10,030	-10,030	0,862
5	-10,450	-10,440	-10,440	-10,443	0,897
6	-10,770	-10,760	-10,760	-10,763	0,925
7	-11,030	-11,030	-11,030	-11,030	0,948
8	-11,270	-11,250	-11,260	-11,260	0,968
9	-11,460	-11,450	-11,450	-11,453	0,984
10	-11,640	-11,640	-11,630	-11,637	1,000
11	-11,780	-11,780	-11,780	-11,780	1,012
12	-11,920	-11,910	-11,920	-11,917	1,024
13	-12,040	-12,030	-12,030	-12,033	1,034
14	-12,140	-12,130	-12,130	-12,133	1,043
15	-12,240	-12,220	-12,230	-12,230	1,051
16	-12,310	-12,310	-12,310	-12,310	1,058
17	-12,390	-12,390	-12,380	-12,387	1,064
18	-12,460	-12,460	-12,450	-12,457	1,070
19	-12,530	-12,520	-12,520	-12,523	1,076
20	-12,580	-12,570	-12,580	-12,577	1,081
21	-12,650	-12,630	-12,630	-12,637	1,086
22	-12,690	-12,690	-12,690	-12,690	1,091
23	-12,740	-12,730	-12,730	-12,733	1,094
24	-12,790	-12,770	-12,780	-12,780	1,098
25	-12,820	-12,820	-12,820	-12,820	1,102
26	-12,860	-12,860	-12,860	-12,860	1,105
27	-12,900	-12,890	-12,890	-12,893	1,108
28	-12,930	-12,920	-12,920	-12,923	1,111

Tableau A.III.24 : Lectures de la chambre en fonction de la taille du champ à la sortie du faisceau 18MV.

champ (cm <sup>2</sup> )	E=18MV				
	A LA SORTIE DU FAISCEAU				
	C <sub>FS</sub>				
	D1-18	D2-18	D3-18	D4-18	D5-18
1	0,432	0,432	0,435	0,438	0,436
2	0,804	0,802	0,810	0,809	0,812
3	0,951	0,954	0,956	0,950	0,957
4	0,985	0,981	0,989	0,984	0,983
5	0,989	0,990	0,998	0,994	0,992
6	0,995	0,991	1,003	0,995	0,998
7	0,997	0,992	0,998	0,996	0,998
8	0,995	0,995	1,001	1,000	1,001
9	0,995	0,995	1,001	0,995	1,001
10	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
11	1,001	0,996	1,001	0,996	1,001
12	0,997	0,997	1,002	0,997	1,002
13	1,001	0,996	1,006	1,002	1,000
14	0,999	0,999	1,003	0,999	1,003
15	0,997	0,996	1,006	0,997	1,000
16	0,998	0,997	1,002	0,998	1,002
17	0,999	0,998	1,003	1,000	1,002
18	1,000	0,999	1,003	1,000	1,003
19	1,000	0,999	1,003	1,000	1,003
20	0,999	0,998	1,008	1,000	1,002
21	0,999	0,998	1,007	0,999	1,002
22	0,998	1,002	1,006	1,004	1,001
23	1,002	1,000	1,004	1,002	1,004
24	1,000	0,999	1,003	1,001	1,003
25	0,999	1,002	1,006	0,999	1,006
26	1,002	1,000	1,004	0,997	1,004
27	0,999	1,003	1,007	1,000	1,001
28	1,002	1,000	1,004	0,997	1,003

Tableau A.III.25 : Facteurs correctifs liés à la taille du champ à la sortie du faisceau 18MV.

Débit (UM/min)	E=6MV				
	A L'ENTREE DU FAISCEAU				
	D1-6	D2-6	D3-6	D4-6	D5-6
	R/R <sub>400</sub>	R/R <sub>400</sub>	R/R <sub>400</sub>	R/R <sub>400</sub>	R/R <sub>400</sub>
80	1,009	1,009	1,009	1,012	1,006
160	1,003	1,003	1,003	1,006	1,000
240	1,003	1,000	1,000	1,002	1,000
320	1,002	1,002	1,000	1,002	1,000
400	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000

Tableau A.III.26 : Lectures des diodes normalisées à 400UM/min à l'entrée du faisceau 6MV.

Débit (UM/min)	E=6MV A L'ENTREE DU FAISCEAU				
	L <sub>1</sub>	L <sub>2</sub>	L <sub>3</sub>	L <sub>M</sub>	L <sub>M</sub> /L <sub>M400</sub>
80	-22,300	-22,300	-22,340	-22,313	1,021
160	-22,030	-22,030	-22,030	-22,030	1,008
240	-21,930	-21,910	-21,920	-21,920	1,003
320	-21,910	-21,900	-21,910	-21,907	1,002
400	-21,860	-21,850	-21,860	-21,857	1,000

Tableau A.III.27 : Lectures de la chambre en fonction du débit à l'entrée du faisceau 6MV.

Débit (UM/min)	E=6MV A L'ENTREE DU FAISCEAU				
	C <sub>D</sub>				
	D1-6	D2-6	D3-6	D4-6	D5-6
80	1,012	1,012	1,012	1,009	1,015
160	1,005	1,005	1,005	1,002	1,008
240	1	1,003	1,003	1,001	1,003
320	1	1	1,002	1	1,002
400	1	1	1	1	1

Tableau A.III.28 : Facteurs correctifs liés au débit de dose à l'entrée du faisceau 6MV.

Débit (UM/min)	E=6MV A LA SORTIE DU FAISCEAU				
	D1-6	D2-6	D3-6	D4-6	D5-6
	R/R <sub>400</sub>	R/R <sub>400</sub>	R/R <sub>400</sub>	R/R <sub>400</sub>	R/R <sub>400</sub>
80	1,008	1,008	1,009	1,008	1,008
160	1,000	1,000	1,000	1,008	1,000
240	1,000	1,000	1,000	1,005	1,000
320	1,000	1,000	1,000	1,003	1,000
400	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000

Tableau A.III.29 : Lectures des diodes normalisées à 400UM/min à la sortie du faisceau 6MV.

Débit (UM/min)	E=6MV A LA SORTIE DU FAISCEAU				
	L <sub>1</sub>	L <sub>2</sub>	L <sub>3</sub>	L <sub>M</sub>	L <sub>M</sub> /L <sub>M400</sub>
80	-7,987	-7,996	-7,990	-7,991	1,027
160	-7,880	-7,875	-7,876	-7,877	1,013
240	-7,834	-7,829	-7,835	-7,833	1,007
320	-7,806	-7,796	-7,801	-7,801	1,003
400	-7,787	-7,772	-7,776	-7,778	1,000

Tableau A.III.30 : Lectures de la chambre en fonction du débit à la sortie du faisceau 6MV.

Débit (UM/min)	E=6MV A LA SORTIE DU FAISCEAU				
	C <sub>D</sub>				
	D1-6	D2-6	D3-6	D4-6	D5-6
80	1,019	1,019	1,019	1,019	1,019
160	1,013	1,013	1,013	1,004	1,013
240	1,007	1,007	1,007	1,002	1,007
320	1,003	1,003	1,003	1	1,003
400	1	1	1	1	1

Tableau A.III.31 : Facteurs correctifs liés au débit de dose à la sortie du faisceau 6MV.

Débit (UM/min)	E=18MV A L'ENTREE DU FAISCEAU				
	D1-18	D2-18	D3-18	D4-18	D5-18
	R/R <sub>400</sub>	R/R <sub>400</sub>	R/R <sub>400</sub>	R/R <sub>400</sub>	R/R <sub>400</sub>
80	1,010	1,008	1,005	1,008	1,008
160	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
240	0,997	1,000	0,997	1,000	1,000
320	1,000	1,000	0,997	1,000	1,000
400	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000

Tableau A.III.32 : Lectures des diodes normalisées à 400UM/min à l'entrée du faisceau 18MV.

Débit (UM/min)	E=18MV A L'ENTREE DU FAISCEAU				
	L <sub>1</sub>	L <sub>2</sub>	L <sub>3</sub>	L <sub>M</sub>	L <sub>M</sub> /L <sub>M400</sub>
80	-22,030	-21,980	-21,980	-21,997	1,017
160	-21,740	-21,720	-21,720	-21,727	1,005
240	-21,660	-21,640	-21,650	-21,650	1,001
320	-21,660	-21,650	-21,650	-21,653	1,001
400	-21,630	-21,620	-21,620	-21,623	1,000

Tableau A.III.33 : Lectures de la chambre en fonction du débit à l'entrée du faisceau 18MV.

Débit (UM/min)	E=18MV A L'ENTREE DU FAISCEAU				
	C <sub>D</sub>				
	D1-18	D2-18	D3-18	D4-18	D5-18
80	1,007	1,009	1,012	1,009	1,009
160	1,005	1,005	1,005	1,005	1,005
240	1,004	1,001	1,004	1,001	1,001
320	1,001	1,001	1,004	1,001	1,001
400	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000

Tableau A.III.34 : Facteurs correctifs liés au débit de dose à l'entrée du faisceau 18MV.

Débit (UM/min)	E=18MV A LA SORTIE DU FAISCEAU				
	D1-18	D2-18	D3-18	D4-18	D5-18
	R/R <sub>400</sub>	R/R <sub>400</sub>	R/R <sub>400</sub>	R/R <sub>400</sub>	R/R <sub>400</sub>
80	1,005	1,011	1,006	1,011	1,006
160	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
240	1,000	1,000	0,997	1,000	1,000
320	1,000	1,000	0,994	1,000	1,000
400	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000

Tableau A.III.35 : Lectures des diodes normalisées à 400UM/min à la sortie du faisceau 18MV.

Débit (UM/min)	E=18MV A LA SORTIE DU FAISCEAU				
	L <sub>1</sub>	L <sub>2</sub>	L <sub>3</sub>	L <sub>M</sub>	L <sub>M</sub> /L <sub>M400</sub>
80	-11,890	-11,870	-11,860	-11,873	1,021
160	-11,720	-11,710	-11,710	-11,713	1,007
240	-11,660	-11,660	-11,660	-11,660	1,003
320	-11,640	-11,640	-11,640	-11,640	1,001
400	-11,630	-11,650	-11,610	-11,630	1,000

Tableau A.III.36 : Lectures de la chambre en fonction du débit à la sortie du faisceau 18MV.

		E=18MV A LA SORTIE DU FAISCEAU				
		$C_D$				
Débit (UM/min)		D1-18	D2-18	D3-18	D4-18	D5-18
80		1,015	1,01	1,015	1,01	1,015
160		1,007	1,007	1,007	1,007	1,007
240		1,003	1,003	1,006	1,003	1,003
320		1,001	1,001	1,006	1,001	1,001
400		1	1	1	1	1

Tableau A.III.37 : Facteurs correctifs liés au débit de dose à la sortie du faisceau 18MV.

		E=6MV A L'ENTREE DU FAISCEAU				
		D1-6	D2-6	D3-6	D4-6	D5-6
Filtre (right)	Champ (cm <sup>2</sup> )	R/R <sub>0</sub>	R/R <sub>0</sub>	R/R <sub>0</sub>	R/R <sub>0</sub>	R/R <sub>0</sub>
15°	5	0,756	0,751	0,757	0,783	0,766
	10	0,734	0,730	0,734	0,749	0,740
	15	0,762	0,763	0,763	0,782	0,772
	20	0,767	0,770	0,771	0,789	0,781
30°	5	0,600	0,598	0,599	0,618	0,607
	10	0,584	0,588	0,579	0,596	0,584
	15	0,610	0,609	0,610	0,625	0,617
	20	0,619	0,622	0,620	0,636	0,630
45°	5	0,467	0,465	0,464	0,479	0,471
	10	0,452	0,449	0,451	0,462	0,453
	15	0,474	0,474	0,471	0,484	0,478
	20	0,477	0,481	0,479	0,491	0,484
60°	5	0,378	0,378	0,379	0,388	0,383
	7	0,381	0,375	0,372	0,387	0,380
	10	0,371	0,366	0,364	0,379	0,370
	15	0,387	0,388	0,384	0,395	0,389

Tableau A.III.38 : Lectures des diodes normalisées par rapport aux champs ouverts à l'entrée du faisceau 6MV.



Filtre (right)	Champ (cm <sup>2</sup> )	E=6MV				
		A L'ENTREE DU FAISCEAU				
		L <sub>1</sub> (nC)	L <sub>2</sub> (nC)	L <sub>3</sub> (nC)	L <sub>M</sub> (nC)	L <sub>M</sub> / L <sub>0</sub>
15°	5	-15,500	-15,470	-15,480	-15,483	0,754
	10	-16,560	-16,560	-16,560	-16,560	0,757
	15	-17,190	-17,190	-17,200	-17,193	0,759
	20	-17,750	-17,730	-17,710	-17,730	0,764
30°	5	-12,320	-12,320	-12,330	-12,323	0,600
	10	-13,220	-13,220	-13,230	-13,223	0,605
	15	-13,820	-13,810	-13,830	-13,820	0,610
	20	-14,350	-14,370	-14,360	-14,360	0,619
45°	5	-9,676	-9,673	-9,674	-9,674	0,471
	10	-10,350	-10,350	-10,360	-10,353	0,473
	15	-10,800	-10,780	-10,790	-10,790	0,476
	20	-11,200	-11,180	-11,190	-11,190	0,482
60°	5	-7,871	-7,870	-7,878	-7,873	0,383
	7	-8,124	-8,115	-8,126	-8,122	0,384
	10	-8,472	-8,473	-8,476	-8,474	0,387
	15	-8,852	-8,838	-8,843	-8,844	0,390

Tableau A.III.39 : Lectures de la chambre pour les différents filtres à l'entrée du faisceau 6MV.

Filtre (right)	Champ (cm <sup>2</sup> )	E=6MV				
		A L'ENTREE DU FAISCEAU				
		C <sub>F</sub>				
		D1-6	D2-6	D3-6	D4-6	D5-6
15°	5	0,998	1,004	0,996	0,963	0,984
	10	1,032	1,037	1,031	1,011	1,023
	15	0,996	0,994	0,994	0,970	0,983
	20	0,996	0,992	0,991	0,968	0,978
30°	5	1,000	1,004	1,001	0,971	0,988
	10	1,036	1,028	1,044	1,014	1,035
	15	0,999	1,002	1,000	0,975	0,988
	20	0,999	0,995	0,997	0,973	0,982
45°	5	1,009	1,012	1,016	0,984	1,001
	10	1,047	1,055	1,050	1,025	1,046
	15	1,005	1,005	1,011	0,984	0,997
	20	1,010	1,002	1,007	0,981	0,996
60°	5	1,015	1,013	1,013	0,987	1,001
	7	1,008	1,023	1,031	0,992	1,011
	10	1,044	1,057	1,064	1,022	1,047
	15	1,009	1,005	1,015	0,987	1,004

Tableau A.III.40 : Facteurs correctifs C<sub>F</sub> liés à la présence du filtre à l'entrée du faisceau 6MV.

		E=6MV A LA SORTIE DU FAISCEAU				
Filtre (right)	Champ (cm <sup>2</sup> )	D1-6 R/R <sub>0</sub>	D2-6 R/R <sub>0</sub>	D3-6 R/R <sub>0</sub>	D4-6 R/R <sub>0</sub>	D5-6 R/R <sub>0</sub>
15°	5	0,794	0,792	0,792	0,802	0,792
	10	0,765	0,764	0,761	0,765	0,756
	15	0,800	0,793	0,797	0,800	0,792
	20	0,803	0,796	0,800	0,797	0,796
30°	5	0,647	0,642	0,644	0,653	0,653
	10	0,622	0,626	0,615	0,622	0,613
	15	0,654	0,644	0,648	0,654	0,646
	20	0,664	0,655	0,659	0,659	0,650
45°	5	0,520	0,519	0,515	0,525	0,525
	10	0,504	0,496	0,496	0,496	0,496
	15	0,523	0,519	0,523	0,523	0,515
	20	0,526	0,521	0,526	0,522	0,518
60°	5	0,422	0,425	0,426	0,436	0,426
	7	0,427	0,421	0,426	0,431	0,431
	10	0,412	0,415	0,410	0,412	0,412
	15	0,438	0,430	0,430	0,431	0,431

Tableau A.III.41 : Lectures des diodes normalisées par rapport aux champs ouverts à la sortie du faisceau 6MV.

		E=6MV A LA SORTIE DU FAISCEAU				
Filtre (right)	Champ (cm <sup>2</sup> )	L <sub>1</sub> (nC)	L <sub>2</sub> (nC)	L <sub>3</sub> (nC)	L <sub>M</sub> (nC)	L <sub>M</sub> / L <sub>0</sub>
15°	5	-5,149	-5,140	-5,143	-5,144	0,779
	10	-6,138	-6,166	-6,143	-6,141	0,791
	15	-6,644	-6,644	-6,641	-6,643	0,780
	20	-7,032	-7,029	-7,040	-7,034	0,783
30°	5	-4,204	-4,200	-4,201	-4,202	0,636
	10	-4,993	-4,992	-4,994	-4,993	0,643
	15	-5,435	-5,432	-5,436	-5,434	0,638
	20	-5,777	-5,774	-5,772	-5,774	0,643
45°	5	-3,385	-3,379	-3,387	-3,384	0,512
	10	-3,988	-3,977	-3,981	-3,982	0,513
	15	-4,365	-4,359	-4,355	-4,360	0,512
	20	-4,638	-4,638	-4,633	-4,636	0,516
60°	5	-2,817	-2,815	-2,819	-2,817	0,427
	7	-3,041	-3,036	-3,039	-3,039	0,425
	10	-3,382	-3,364	-3,373	-3,373	0,434
	15	-3,665	-3,657	-3,664	-3,662	0,430

Tableau A.III.42 : Lectures de la chambre pour les différents filtres à la sortie du faisceau 6MV.

		E=6MV				
		A LA SORTIE DU FAISCEAU				
		$C_F$				
Filtre (right)	Champ (cm <sup>2</sup> )	D1-6	D2-6	D3-6	D4-6	D5-6
15°	5	0,981	0,983	0,983	0,971	0,983
	10	1,034	1,035	1,039	1,034	1,045
	15	0,975	0,984	0,978	0,975	0,984
	20	0,976	0,984	0,979	0,983	0,984
30°	5	0,983	0,992	0,989	0,974	0,974
	10	1,034	1,027	1,045	1,034	1,048
	15	0,976	0,990	0,984	0,976	0,987
	20	0,968	0,982	0,975	0,975	0,990
45°	5	0,986	0,987	0,995	0,976	0,976
	10	1,017	1,034	1,034	1,034	1,034
	15	0,978	0,987	0,978	0,978	0,993
	20	0,982	0,991	0,982	0,990	0,996
60°	5	1,012	1,005	1,002	0,979	1,002
	7	0,996	1,011	0,999	0,987	0,987
	10	1,055	1,047	1,059	1,055	1,055
	15	0,980	1,000	1,000	0,998	0,998

Tableau A.III.43 : Facteurs correctifs  $C_F$  liés à la présence du filtre à sortie du faisceau 6MV.

		E=18MV				
		A L'ENTREE DU FAISCEAU				
Filtre (right)	Champ (cm <sup>2</sup> )	D1-18	D2-18	D3-18	D4-18	D5-18
		R/R <sub>0</sub>	R/R <sub>0</sub>	R/R <sub>0</sub>	R/R <sub>0</sub>	R/R <sub>0</sub>
15°	5	0,816	0,835	0,810	0,797	0,797
	10	0,788	0,797	0,800	0,784	0,786
	15	0,816	0,832	0,805	0,791	0,792
	20	0,822	0,841	0,816	0,800	0,804
30°	5	0,682	0,698	0,676	0,669	0,670
	10	0,660	0,674	0,670	0,660	0,661
	15	0,692	0,706	0,681	0,672	0,673
	20	0,703	0,720	0,693	0,681	0,687
45°	5	0,501	0,513	0,501	0,492	0,489
	10	0,484	0,495	0,492	0,485	0,484
	15	0,508	0,521	0,503	0,494	0,491
	20	0,517	0,530	0,514	0,504	0,501
60°	5	0,407	0,416	0,412	0,400	0,402
	7	0,400	0,417	0,407	0,399	0,399
	10	0,396	0,406	0,404	0,396	0,396
	15	0,411	0,430	0,416	0,407	0,406

Tableau A.III.44 : Lectures des diodes normalisées par rapport aux champs ouverts à l'entrée du faisceau 18MV.

Filtre (right)	Champ (cm <sup>2</sup> )	E=18MV A L'ENTREE DU FAISCEAU				
		L <sub>1</sub> (nC)	L <sub>2</sub> (nC)	L <sub>3</sub> (nC)	L <sub>M</sub> (nC)	L <sub>M</sub> /L <sub>0</sub>
15°	5	-15,880	-15,860	-15,860	-15,867	0,802
	10	-17,290	-17,290	-17,290	-17,290	0,798
	15	-18,170	-18,160	-18,160	-18,163	0,797
	20	-18,940	-18,900	-18,910	-18,917	0,808
30°	5	-13,370	-13,340	-13,340	-13,350	0,675
	10	-14,580	-14,570	-14,580	-14,577	0,673
	15	-15,450	-15,440	-15,430	-15,440	0,678
	20	-16,180	-16,170	-16,160	-16,170	0,691
45°	5	-10,010	-10,030	-10,030	-10,023	0,507
	10	-10,950	-10,950	-10,950	-10,950	0,505
	15	-11,610	-11,590	-11,590	-11,597	0,509
	20	-12,180	-12,160	-12,160	-12,167	0,520
60°	5	-8,272	-8,250	-8,253	-8,258	0,418
	7	-8,605	-8,596	-8,602	-8,601	0,417
	10	-9,020	-9,018	-9,019	-9,019	0,416
	15	-9,627	-9,634	-9,614	-9,625	0,422

Tableau A.III.45 : Lectures de la chambre pour les différents filtres à l'entrée du faisceau 18MV.

Filtre (right)	Champ (cm <sup>2</sup> )	E=18MV A L'ENTREE DU FAISCEAU				
		C <sub>F</sub>				
		D1-18	D2-18	D3-18	D4-18	D5-18
15°	5	0,983	0,961	0,990	1,007	1,006
	10	1,012	1,001	0,998	1,018	1,015
	15	0,977	0,958	0,99	1,007	1,006
	20	0,984	0,961	0,99	1,01	1,005
30°	5	0,989	0,967	0,998	1,009	1,007
	10	1,020	0,998	1,003	1,02	1,018
	15	0,979	0,960	0,995	1,009	1,007
	20	0,983	0,960	0,997	1,015	1,006
45°	5	1,011	0,988	1,012	1,031	1,037
	10	1,043	1,021	1,027	1,041	1,044
	15	1,003	0,978	1,012	1,031	1,037
	20	1,005	0,980	1,012	1,032	1,037
60°	5	1,027	1,004	1,014	1,044	1,040
	7	1,040	0,999	1,025	1,046	1,045
	10	1,050	1,024	1,03	1,05	1,050
	15	1,027	0,981	1,014	1,038	1,040

Tableau A.III.46 : Facteurs correctifs C<sub>F</sub> liés à la présence du filtre à l'entrée du faisceau 18MV.

		E=18MV A LA SORTIE DU FAISCEAU				
Filtre (right)	Champ (cm <sup>2</sup> )	D1-18 R/R <sub>0</sub>	D2-18 R/R <sub>0</sub>	D3-18 R/R <sub>0</sub>	D4-18 R/R <sub>0</sub>	D5-18 R/R <sub>0</sub>
15°	5	0,826	0,848	0,807	0,802	0,801
	10	0,793	0,812	0,804	0,800	0,792
	15	0,830	0,848	0,813	0,805	0,802
	20	0,834	0,852	0,818	0,815	0,807
30°	5	0,695	0,713	0,683	0,677	0,678
	10	0,674	0,691	0,676	0,676	0,674
	15	0,701	0,723	0,690	0,687	0,684
	20	0,714	0,730	0,698	0,695	0,688
45°	5	0,509	0,518	0,503	0,497	0,491
	10	0,495	0,495	0,486	0,481	0,493
	15	0,521	0,529	0,513	0,502	0,503
	20	0,528	0,536	0,521	0,510	0,510
60°	5	0,419	0,427	0,410	0,407	0,404
	7	0,423	0,428	0,412	0,409	0,408
	10	0,408	0,420	0,413	0,411	0,404
	15	0,428	0,440	0,422	0,415	0,417

Tableau A.III.47 : Lectures des diodes normalisées par rapport aux champs ouverts à la sortie du faisceau 18MV.

		E=18MV A LA SORTIE DU FAISCEAU				
Filtre (right)	Champ (cm <sup>2</sup> )	L <sub>1</sub> (nC)	L <sub>2</sub> (nC)	L <sub>3</sub> (nC)	L <sub>M</sub> (nC)	L <sub>M</sub> /L <sub>0</sub>
15°	5	-8,581	-8,566	-8,563	-8,570	0,821
	10	-9,593	-9,584	-9,597	-9,589	0,824
	15	-10,080	-10,070	-10,080	-10,077	0,824
	20	-10,420	-10,410	-10,410	-10,413	0,828
30°	5	-7,263	-7,257	-7,250	-7,257	0,695
	10	-8,145	-8,134	-8,148	-8,142	0,700
	15	-8,583	-8,577	-8,583	-8,581	0,702
	20	-8,909	-8,897	-8,899	-8,902	0,708
45°	5	-5,350	-5,341	-5,342	-5,344	0,512
	10	-5,986	-5,971	-5,683	-5,880	0,505
	15	-6,387	-6,384	-6,385	-6,385	0,522
	20	-6,651	-6,648	-6,646	-6,648	0,529
60°	5	-4,414	-4,411	-4,412	-4,412	0,423
	7	-4,682	-4,681	-4,674	-4,679	0,424
	10	-5,068	-5,065	-5,066	-5,066	0,435
	15	-5,328	-5,320	-5,320	-5,323	0,435

Tableau A.III.48 : Lectures de la chambre pour les différents filtres à la sortie du faisceau 18MV.

Filtre (right)	Champ (cm <sup>2</sup> )	E=18MV A LA SORTIE DU FAISCEAU				
		C <sub>F</sub>				
		D1-18	D2-18	D3-18	D4-18	D5-18
15°	5	0,993	0,968	1,016	1,023	1,024
	10	1,038	1,015	1,024	1,030	1,040
	15	0,993	0,971	1,014	1,023	1,027
	20	0,993	0,972	1,013	1,016	1,026
30°	5	1,000	0,974	1,017	1,027	1,025
	10	1,038	1,013	1,035	1,036	1,038
	15	1,001	0,971	1,017	1,021	1,025
	20	0,992	0,970	1,014	1,018	1,030
45°	5	1,005	0,987	1,017	1,030	1,043
	10	1,022	1,020	1,020	1,060	1,022
	15	1,003	0,987	1,017	1,039	1,039
	20	1,002	0,987	1,015	1,037	1,036
60°	5	1,008	0,990	1,031	1,038	1,047
	7	1,003	0,992	1,030	1,037	1,039
	10	1,068	1,037	1,053	1,060	1,076
	15	1,017	0,990	1,030	1,048	1,043

Tableau A.III.40 : Facteurs correctifs C<sub>F</sub> liés à la présence du filtre à la sortie du faisceau 18MV.

Angle ( ° )	6MV A L'ENTREE DU FAISCEAU				
	D1-6	D2-6	D3-6	D4-6	D5-6
	$R_0/R$	$R_0/R$	$R_0/R$	$R_0/R$	$R_0/R$
-90	0,888	0,902	0,893	0,885	0,879
-85	0,872	0,882	0,882	0,878	0,870
-80	0,888	0,891	0,889	0,889	0,889
-75	0,913	0,919	0,913	0,914	0,916
-70	0,936	0,944	0,938	0,937	0,942
-65	0,960	0,962	0,963	0,959	0,959
-60	0,974	0,980	0,980	0,976	0,979
-55	0,985	0,994	0,994	0,988	0,991
-50	0,994	0,997	1,000	0,997	0,994
-45	0,997	1,000	1,000	0,997	0,997
-40	0,994	1,000	1,000	0,997	0,997
-35	0,994	1,000	1,000	0,997	0,997
-30	0,997	1,000	0,997	0,997	0,997
-25	0,997	1,000	1,000	1,000	1,000
-20	0,994	1,000	0,997	1,000	0,997
-15	0,997	1,003	0,997	1,000	0,997
-10	0,997	1,003	0,997	1,003	0,997
-5	0,997	1,000	1,000	1,000	1,000
0	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
5	0,997	1,003	1,000	1,000	1,000
10	0,997	1,000	1,000	1,000	1,000
15	0,997	1,003	1,000	1,000	1,000
20	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
25	0,997	1,003	1,000	1,000	1,000
30	0,997	1,000	1,000	1,000	1,000
35	0,997	1,000	1,000	1,000	1,000
40	0,997	0,997	1,000	1,000	0,997
45	0,997	0,997	1,000	1,000	1,000
50	0,997	0,994	0,997	0,997	0,997
55	0,991	0,986	0,991	0,988	0,988
60	0,977	0,972	0,977	0,973	0,976
65	0,960	0,954	0,960	0,954	0,959
70	0,941	0,934	0,941	0,935	0,940
75	0,918	0,914	0,918	0,909	0,916
80	0,893	0,889	0,893	0,887	0,891
85	0,879	0,882	0,877	0,882	0,879
90	0,941	0,914	0,910	0,910	0,950

Tableau A.III.41 : Facteurs correctifs  $C_A$  liés à l'obliquité à l'entrée du faisceau 6MV.

Angle ( ° )	6MV A LA SORTIE DU FAISCEAU				
	D1-6	D2-6	D3-6	D4-6	D5-6
	$R_0/R$	$R_0/R$	$R_0/R$	$R_0/R$	$R_0/R$
-90	119,000	123,000	117,000	118,000	119,000
-95	119,000	123,000	117,000	118,000	119,000
-100	119,000	123,000	117,000	118,000	119,000
-105	59,500	123,000	58,500	118,000	119,000
-110	59,500	61,500	58,500	59,000	59,500
-115	59,500	61,500	58,500	59,000	59,500
-120	59,500	61,500	58,500	59,000	59,500
-125	59,500	61,500	58,500	59,000	59,500
-130	39,667	61,500	39,000	39,333	59,500
-135	39,667	41,000	39,000	39,333	39,667
-140	29,750	15,375	29,250	29,500	29,750
-145	23,800	24,600	23,400	23,600	23,800
-150	17,000	17,571	16,714	16,857	17,000
-155	11,900	12,300	11,700	11,800	11,900
-160	7,933	7,688	7,800	7,867	7,438
-165	1,202	1,206	1,206	1,192	1,102
-170	1,133	1,139	1,136	1,135	1,035
-175	1,008	1,008	1,009	1,009	1,000
180	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
175	1,167	1,171	1,170	1,168	1,008
170	1,178	1,183	1,182	1,180	1,035
165	1,253	1,255	1,245	1,255	1,112
160	7,933	8,200	7,800	7,867	7,438
155	11,900	12,300	11,700	11,800	11,900
150	17,000	17,571	16,714	16,857	17,000
145	23,800	24,600	23,400	23,600	23,800
140	25,000	30,750	29,250	29,500	29,750
135	29,750	41,000	39,000	39,333	39,667
130	39,667	61,500	39,000	59,000	59,500
125	39,667	61,500	58,500	59,000	59,500
120	59,500	61,500	58,500	59,000	59,500
115	59,500	61,500	58,500	59,000	59,500
110	59,500	123,000	58,500	59,000	59,500
105	59,500	123,000	117,000	118,000	59,500
100	59,500	123,000	117,000	118,000	119,000
95	119,000	123,000	117,000	118,000	119,000
90	119,000	123,000	117,000	118,000	119,000

Tableau A.III.42 : Facteurs correctifs  $C_A$  liés à l'obliquité à la sortie du faisceau 6MV.



Angle (°)	18MV A L'ENTREE DU FAISCEAU				
	D1-18	D2-18	D3-18	D4-18	D5-18
	$R_0/R$	$R_0/R$	$R_0/R$	$R_0/R$	$R_0/R$
-90	0,941	0,949	0,948	0,948	0,959
-85	0,936	0,930	0,938	0,938	0,949
-80	0,965	0,957	0,963	0,964	0,971
-75	0,992	0,984	0,992	0,992	0,997
-70	1,013	1,005	1,011	1,016	1,019
-65	1,021	1,019	1,025	1,027	1,033
-60	1,027	1,025	1,031	1,033	1,042
-55	1,027	1,027	1,034	1,036	1,042
-50	1,027	1,025	1,034	1,036	1,042
-45	1,024	1,022	1,031	1,030	1,036
-40	1,021	1,019	1,025	1,027	1,033
-35	1,019	1,014	1,022	1,024	1,027
-30	1,021	1,011	1,017	1,016	1,019
-25	1,008	1,008	1,014	1,013	1,014
-20	1,005	1,003	1,011	1,008	1,011
-15	1,003	1,000	1,003	1,005	1,008
-10	1,000	1,000	1,003	1,000	1,005
-5	1,000	1,000	1,000	1,000	1,003
0	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
5	1,003	1,003	1,003	1,000	1,003
10	1,005	1,008	1,006	1,003	1,003
15	1,011	1,011	1,006	1,005	1,005
20	1,016	1,016	1,011	1,011	1,011
25	1,019	1,022	1,017	1,016	1,014
30	1,024	1,027	1,020	1,019	1,019
35	1,030	1,033	1,025	1,024	1,025
40	1,035	1,039	1,028	1,027	1,027
45	1,041	1,042	1,034	1,033	1,030
50	1,044	1,048	1,034	1,036	1,033
55	1,044	1,048	1,037	1,036	1,036
60	1,041	1,045	1,034	1,033	1,033
65	1,032	1,039	1,025	1,024	1,027
70	1,016	1,022	1,008	1,011	1,014
75	0,992	0,997	0,986	0,990	0,992
80	0,962	0,969	0,961	0,962	0,966
85	0,943	0,947	0,936	0,933	0,940
90	1,095	1,087	1,064	1,065	1,045

Tableau A.III.43 : Facteurs correctifs  $C_A$  liés à l'obliquité à l'entrée du faisceau 18MV.

Angle ( ° )	18MV				
	A LA SORTIE DU FAISCEAU				
	D1-18	D2-18	D3-18	D4-18	D5-18
	R <sub>0°</sub> /R	R <sub>0°</sub> /R	R <sub>0°</sub> /R	R <sub>0°</sub> /R	R <sub>0°</sub> /R
-90	180,000	182,000	179,000	185,000	178,000
-95	180,000	182,000	179,000	185,000	178,000
-100	180,000	182,000	179,000	185,000	178,000
-105	180,000	182,000	179,000	185,000	178,000
-110	180,000	182,000	179,000	185,000	178,000
-115	180,000	182,000	179,000	185,000	178,000
-120	180,000	182,000	179,000	185,000	178,000
-125	90,000	91,000	89,500	92,500	89,000
-130	90,000	91,000	89,500	92,500	89,000
-135	90,000	91,000	89,500	92,500	89,000
-140	60,000	60,667	59,667	61,667	59,333
-145	45,000	45,500	44,750	46,250	44,500
-150	30,000	30,333	29,833	30,833	35,600
-155	20,000	20,222	19,889	18,500	19,778
-160	10,000	9,579	9,944	9,737	9,889
-165	1,071	1,071	1,078	1,063	1,072
-170	0,994	0,995	0,994	0,989	0,994
-175	0,994	0,995	0,994	0,989	0,994
180	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
175	1,011	1,011	1,011	1,005	1,011
170	1,029	1,028	1,029	1,022	1,029
165	1,104	1,103	1,098	1,101	1,099
160	10,000	10,111	9,421	9,737	9,889
155	20,000	20,222	19,889	20,556	19,778
150	36,000	36,400	29,833	30,833	35,600
145	60,000	45,500	44,750	46,250	44,500
140	60,000	91,000	59,667	61,667	59,333
135	90,000	91,000	89,500	92,500	89,000
130	90,000	91,000	89,500	92,500	89,000
125	180,000	182,000	89,500	92,500	178,000
120	180,000	182,000	179,000	185,000	178,000
115	180,000	182,000	179,000	185,000	178,000
110	180,000	182,000	179,000	185,000	178,000
105	180,000	182,000	179,000	185,000	178,000
100	180,000	182,000	179,000	185,000	178,000
95	180,000	182,000	179,000	185,000	178,000
90	180,000	182,000	179,000	185,000	178,000

Tableau A.III.44 : Facteurs correctifs  $C_A$  liés à l'obliquité à la sortie du faisceau 18MV.

## Annexe IV

## RESULTATS DOSIMETRIQUES

Patient 1		Plan 1 / Prostate / 18MV			
	Champ	Post	Lat gh	Ant	Lat dt
A l'entrée	Diode	D4-18	D4-18	D4-18	D4-18
	L <sub>E</sub> (cGy)	-38,100	-27,200	-33,500	-26,700
	L <sub>E</sub> *F <sub>CAL</sub> (cGy)	103,202	75,898	93,477	74,503
	T(°)	19,600	19,600	19,600	19,600
	C <sub>DSP2</sub>	0,997	0,997	0,997	0,997
	C <sub>FS</sub>	0,996	0,992	0,999	0,992
	L <sub>EC</sub> (cGy)	101,211	73,429	92,140	72,107
A la sortie	Diode	D3-18	D3-18	D3-18	D3-18
	L <sub>S</sub> (cGy)	-15,200	-5,300	-14,100	-5,100
	L <sub>S</sub> *F <sub>CAL</sub> (cGy)	47,330	15,920	42,353	15,319
	T(°)	19,600	19,600	19,600	19,600
	C <sub>DSP2</sub>	1,001	1,001	0,996	1,000
	C <sub>FS</sub>	0,995	1,001	1,001	1,001
	L <sub>SC</sub> (cGy)	44,868	15,162	40,188	14,585
D <sub>1/2</sub> (cGy)	71,644	33,191	64,900	32,479	
D <sub>1/2TPS</sub> (cGy)	70,042	33,317	64,225	33,008	
Δ <sub>1/2</sub> (%)	-2,288	0,379	-1,051	1,603	
DSP (cm)	87,900	80,400	89,600	80,700	
DSP OPP(cm)	89,600	80,700	87,900	80,400	
e (cm)	22,500	38,900	22,500	38,900	
e'(cm)	24,050	40,550	24,050	40,550	
A <sub>Q</sub> (cm <sup>2</sup> )	9,000	8,000	9,000	8,000	
A (cm <sup>2</sup> )	8,000	6,000	8,000	6,000	
PDD(e'/2) [%]	73,700	51,500	73,700	51,500	
PDD(e'+emax) [%]	39,400	20,700	39,400	20,700	
RTM (e'/2)	0,867	0,692	0,867	0,692	
RTM (e'+emax)	0,596	0,396	0,596	0,396	
F <sub>DST</sub>	0,981	0,749	0,981	0,749	
PDD(3+emax) [%]	93,800	94,200	93,800	94,200	
RTM(3)	0,933	0,928	0,933	0,928	
D <sub>3</sub> [cGy]	94,385	68,174	85,926	66,947	
D <sub>TPS3</sub> (cGy)	94,717	67,550	86,692	66,642	
Δ <sub>3</sub> [%]	0,350	-0,924	0,883	-0,457	
D <sub>T</sub> = 202,214 cGy					
D <sub>TPS</sub> = 200,592 cGy					
Δ <sub>T</sub> = -0,809 %					
V <sub>95%</sub> = 239,100cc		V <sub>PTV</sub> = 146,100cc		I <sub>C</sub> = 1,636	

Tableau A.IV.1 : Résultats dosimétriques du patient 1.

Patient 2		Plan 1 / Prostate / 18MV			
	Champ	Post	Lat gh	Ant	Lat dt
A l'entrée	Diode	D2-18	D1-18	D1-18	D1-18
	L <sub>E</sub> (cGy)	-37,400	-24,800	-34,500	-24,100
	L <sub>E</sub> *F <sub>CAL</sub> (cGy)	100,770	66,998	93,203	67,809
	T(°)	19,700	19,700	19,700	19,700
	C <sub>DSP2</sub>	0,988	0,979	0,988	0,979
	C <sub>FS</sub>	0,989	0,984	0,991	0,984
	L <sub>EC</sub> (cGy)	98,106	64,305	90,977	65,109
A la sortie	Diode	D1-18	D2-18	D2-18	D2-18
	L <sub>S</sub> (cGy)	-15,000	-5,500	-15,200	-5,200
	L <sub>S</sub> *F <sub>CAL</sub> (cGy)	45,985	16,689	46,123	15,770
	T(°)	19,700	19,700	19,700	19,700
	C <sub>DSP2</sub>	1,023	0,998	0,997	0,997
	C <sub>FS</sub>	0,995	0,992	0,995	0,992
	L <sub>SC</sub> (cGy)	44,511	15,697	43,552	14,839
D <sub>1/2</sub> (cGy)	69,832	32,677	65,882	32,655	
L <sub>1/2TPS</sub> (cGy)	69,708	33,250	65,092	32,950	
Δ <sub>1/2</sub> (%)	-0,177	1,722	-1,214	0,895	
DSP (cm)	87,900	82,000	89,600	82,300	
DSP OPP(cm)	89,600	82,300	87,900	82,000	
e (cm)	22,500	35,700	22,500	35,700	
e' (cm)	24,200	36,310	24,200	36,310	
A <sub>Q</sub> (cm <sup>2</sup> )	8,000	7,000	8,000	7,000	
A (cm <sup>2</sup> )	7,000	6,000	7,000	6,000	
PDD(e'/2) [%]	73,400	56,700	73,400	56,700	
PDD(e'+emax) [%]	38,600	23,800	38,600	23,800	
RTM (e'/2)	0,861	0,735	0,861	0,735	
RTM (e'+emax)	0,583	0,429	0,583	0,429	
F <sub>DST</sub>	0,979	0,817	0,979	0,817	
PDD(3+emax) [%]	94,100	94,200	94,100	94,200	
RTM(3)	0,932	0,928	0,932	0,928	
D <sub>3</sub> [cGy]	91,428	59,703	84,803	60,450	
D <sub>3TPS</sub> (cGy)	94,392	63,042	87,075	62,808	
Δ <sub>3</sub> [%]	3,140	5,296	2,609	3,756	
D <sub>T</sub> = 201,046 cGy					
D <sub>TTPS</sub> = 201,00 cGy					
Δ <sub>T</sub> = -0,023 %					
V <sub>95%</sub> =164,000 cc		V <sub>PTV</sub> =112,400 cc		I <sub>C</sub> =1,459	

Tableau A.IV.2 : Résultats dosimétriques du patient 2.

Patient 3		Plan 1 / Prostate / 18MV			
	Champ	Post	Lat gh	Ant	Lat dt
A l'entrée	Diode	D1-18	D1-18	D1-18	D1-18
	$L_E$ (cGy)	-34,000	-33,900	-30,400	-33,700
	$L_E * F_{CAL}$ (cGy)	91,852	91,582	82,127	91,042
	T(°)	20,800	20,800	20,800	20,800
	$C_{DSP2}$	0,982	0,976	0,988	0,977
	$C_{FS}$	0,993	0,991	0,993	0,991
	$L_{EC}$ (cGy)	89,387	88,351	80,394	87,881
A la sortie	Diode	D2-18	D2-18	D2-18	D2-18
	$L_S$ (cGy)	-14,200	-6,100	-12,800	-5,600
	$L_S * F_{CAL}$ (cGy)	43,088	18,510	38,840	16,993
	T(°)	20,800	20,800	20,800	20,800
	$C_{DSP2}$	0,997	0,998	0,997	0,998
	$C_{FS}$	0,995	0,995	0,995	0,995
	$L_{SC}$ (cGy)	40,688	17,486	36,684	16,049
$D_{1/2}$ (cGy)	64,313	39,629	57,888	38,916	
$L_{TPS}$ (cGy)	62,567	40,775	57,850	39,508	
$\Delta_{1/2}$ (%)	-2,792	2,809	-0,065	1,500	
DSP (cm)	87,700	80,500	89,800	80,900	
DSP OPP(cm)	89,800	80,900	87,700	80,500	
e (cm)	22,500	38,600	22,500	38,600	
e' (cm)	23,400	40,500	23,400	40,500	
$A_Q$ (cm <sup>2</sup> )	9,000	8,000	9,000	8,000	
A (cm <sup>2</sup> )	8,000	6,000	8,000	6,000	
PDD(e'/2) [%]	74,800	51,500	74,800	51,500	
PDD(e'+emax) [%]	40,500	20,800	40,500	20,800	
RTM (e'/2)	0,875	0,692	0,875	0,692	
RTM (e'+emax)	0,607	0,398	0,607	0,398	
$F_{DST}$	0,989	0,749	0,989	0,749	
PDD(3+emax) [%]	93,800	94,200	93,800	94,200	
RTM(3)	0,933	0,928	0,933	0,928	
$D_3$ [cGy]	83,358	82,028	74,972	81,591	
$D_{3TPS}$ (cGy)	84,750	83,308	77,192	81,750	
$\Delta_3$ [%]	1,642	1,537	2,875	0,194	
$D_T = 200,746$ cGy					
$D_{TPS} = 200,700$ cGy					
$\Delta_T = -0,023$ %					
$V_{95\%} = 189,800$ cc		$V_{PTV} = 120,300$ cc		$I_C = 1,578$	

Tableau A.IV.3 : Résultats dosimétriques du patient 3.

Patient 4		Plan 2 / Prostate / 18MV					
	Champ	OPG	LAT GH	OAG	OAD	LAT DT	OPD
A l'entrée	Diode	D1-18	D1-18	D1-18	D1-18	D1-18	D1-18
	L <sub>E</sub> (cGy)	-28,400	-26,400	-17,300	-17,800	-25,000	-28,800
	L <sub>E</sub> *F <sub>CAL</sub> (cGy)	76,724	71,321	46,737	48,087	67,538	77,804
	T(°)	20,000	20,000	20,000	20,000	20,000	20,000
	C <sub>DSP2</sub>	0,974	0,979	0,988	0,988	0,980	0,974
	C <sub>FS</sub>	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
	L <sub>EC</sub> (cGy)	74,472	69,643	46,026	47,347	65,983	75,516
A la sortie	Diode	D2-18	D2-18	D2-18	D2-18	D2-18	D2-18
	L <sub>S</sub> (cGy)	-6,600	-5,500	-5,900	-5,800	-5,300	-6,700
	L <sub>S</sub> *F <sub>CAL</sub> (cGy)	20,027	16,689	17,903	17,599	16,082	20,330
	T(°)	20,000	20,000	20,000	20,000	20,000	20,000
	C <sub>DSP2</sub>	0,998	0,997	0,997	0,997	0,997	0,998
	C <sub>FS</sub>	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
	L <sub>SC</sub> (cGy)	19,017	15,828	16,976	16,687	15,249	19,304
D <sub>1/2</sub> (cGy)	39,397	35,447	28,786	29,224	33,689	40,520	
L <sub>TTPS</sub> (cGy)	41,478	33,348	28,991	28,513	33,161	41,557	
Δ <sub>1/2</sub> (%)	5,017	-6,295	0,710	-2,493	-1,592	2,495	
DSP (cm)	78,900	82,400	89,200	89,100	82,700	78,800	
DSP OPP(cm)	87,700	82,700	83,100	83,200	82,400	87,700	
e (cm)	33,400	34,900	27,700	27,700	34,900	33,500	
e' (cm)	35,200	36,160	29,400	29,570	36,160	34,370	
A <sub>Q</sub> (cm <sup>2</sup> )	10,000	10,000	10,000	10,000	10,000	10,000	
A (cm <sup>2</sup> )	8,000	8,000	9,000	9,000	8,000	8,000	
PDD(e'/2) [%]	58,500	57,300	65,900	65,800	57,300	59,500	
PDD(e'+emax) [%]	25,200	24,200	31,900	31,800	24,200	25,900	
RTM (e'/2)	0,758	0,749	0,809	0,809	0,749	0,766	
RTM (e'+emax)	0,451	0,439	0,522	0,522	0,439	0,458	
F <sub>DST</sub>	0,843	0,829	0,914	0,913	0,829	0,855	
PDD(3+emax) [%]	93,800	93,800	93,600	93,600	93,800	93,800	
RTM(3)	0,933	0,933	0,927	0,927	0,933	0,933	
D <sub>3</sub> [cGy]	69,450	64,946	42,666	43,890	61,533	70,423	
D <sub>3TTPS</sub> (cGy)	73,978	61,830	43,365	43,596	62,196	74,965	
Δ <sub>3</sub> [%]	6,122	-5,040	1,613	-0,674	1,065	6,059	
D <sub>T</sub> = 207,063 cGy							
D <sub>TTPS</sub> = 207,048 cGy							
Δ <sub>T</sub> = -0,007 %							
V <sub>95%</sub> =307,400 cc		V <sub>PTV</sub> =189,100 cc			I <sub>C</sub> =1,626		

Tableau A.IV.4 : Résultats dosimétriques du patient 4.

Patient 5		Plan 2 / Prostate / 18MV					
Champ		OPG	LAT GH	OAG	OAD	LAT DT	OPD
A l'entrée	Diode	D1-18	D1-18	D1-18	D1-18	D1-18	D1-18
	L <sub>E</sub> (cGy)	-32,600	-31,000	-20,100	-19,000	-28,300	-32,800
	L <sub>E</sub> *F <sub>CAL</sub> (cGy)	88,070	83,748	54,301	51,329	76,454	88,610
	T(°)	20,5	20,5	20,5	20,5	20,5	20,5
	C <sub>DSP2</sub>	0,971	0,985	0,973	0,986	0,975	0,972
	C <sub>FS</sub>	0,991	0,991	0,991	0,991	0,991	0,991
	L <sub>EC</sub> (cGy)	84,475	81,519	52,232	49,993	73,624	85,073
A la sortie	Diode	D2-18	D2-18	D2-18	D2-18	D2-18	D2-18
	L <sub>S</sub> (cGy)	-6,400	-4,800	-5,900	-6,000	-5,000	-5,600
	L <sub>S</sub> *F <sub>CAL</sub> (cGy)	19,420	14,565	17,903	18,206	15,172	16,993
	T(°)	20,5	20,5	20,5	20,5	20,5	20,5
	C <sub>DSP2</sub>	0,999	0,997	0,998	0,997	0,998	0,999
	C <sub>FS</sub>	0,995	0,995	0,995	0,995	0,995	0,995
	L <sub>SC</sub> (cGy)	18,359	13,739	16,917	17,179	14,332	16,061
D <sub>1/2</sub> (cGy)	38,660	34,170	30,779	28,914	31,551	40,635	
L <sub>TTPS</sub> (cGy)	39,696	34,596	30,952	30,548	32,978	38,252	
Δ <sub>1/2</sub> (%)	2,608	1,229	0,560	5,350	4,327	-6,229	
DSP (cm)	77,300	78,800	86,400	86,900	79,600	77,900	
DSP OPP(cm)	84,300	79,600	82,900	82,900	78,800	83,700	
e (cm)	38,400	41,600	30,700	30,200	41,600	38,400	
e' (cm)	40,230	42,670	31,160	33,500	42,670	37,000	
A <sub>Q</sub> (cm <sup>2</sup> )	8,000	8,000	8,000	8,000	8,000	8,000	
A (cm <sup>2</sup> )	6,000	6,000	7,000	7,000	6,000	6,000	
PDD(e'/2) [%]	51,700	49,200	63,200	60,300	49,200	55,600	
PDD(e'+emax) [%]	20,900	19,400	29,200	26,600	19,400	23,100	
RTM (e'/2)	0,693	0,673	0,788	0,767	0,673	0,725	
RTM (e'+emax)	0,399	0,383	0,491	0,463	0,383	0,421	
F <sub>DST</sub>	0,752	0,717	0,890	0,861	0,717	0,804	
PDD(3+emax) [%]	94,200	94,200	94,100	94,100	94,200	94,200	
RTM(3)	0,928	0,928	0,932	0,932	0,928	0,928	
D <sub>3</sub> [cGy]	78,429	75,684	48,677	46,590	68,355	78,985	
D <sub>3TTPS</sub> (cGy)	81,096	74,887	49,991	48,826	71,526	78,265	
Δ <sub>3</sub> [%]	3,288	-1,065	2,629	4,581	4,433	-0,919	
D <sub>T</sub> = 204,710 cGy							
D <sub>TTPS</sub> = 207,022 cGy							
Δ <sub>T</sub> = 1,117 %							
V <sub>95%</sub> =137,300cc		V <sub>PTV</sub> =93,500cc			I <sub>C</sub> =1,468		

Tableau A.IV.5 : Résultats dosimétriques du patient 5.

Patient 6		Plan 2 / Prostate / 18MV					
	Champ	OPG	LAT GH	OAG	OAD	LAT DT	OPD
A l'entrée	Diode	D4-18	D3-18	D3-18	D3-18	D3-18	D4-18
	L <sub>E</sub> (cGy)	-25,000	-23,600	-16,900	-17,000	-23,800	-25,300
	L <sub>E</sub> *F <sub>CAL</sub> (cGy)	67,718	65,852	47,157	47,436	66,410	68,531
	T(°)	20,000	20,000	20,000	20,000	20,000	20,000
	C <sub>DSP2</sub>	0,980	0,981	0,989	0,988	0,982	0,979
	C <sub>FS</sub>	1,000	0,999	0,999	1,000	0,999	0,996
	L <sub>EC</sub> (cGy)	66,156	64,381	46,454	46,727	65,003	66,644
A la sortie	Diode	D3-18	D4-18	D4-18	D4-18	D4-18	D3-18
	L <sub>S</sub> (cGy)	-4,500	-4,900	-7,700	-7,700	-3,500	-6,300
	L <sub>S</sub> *F <sub>CAL</sub> (cGy)	14,012	14,718	23,129	23,129	10,513	19,617
	T(°)	20,000	20,000	20,000	20,000	20,000	20,000
	C <sub>DSP2</sub>	1,014	0,999	0,996	0,997	0,998	1,016
	C <sub>FS</sub>	1,000	0,995	0,995	1,000	0,995	1,001
	L <sub>SC</sub> (cGy)	13,506	13,907	21,811	21,924	9,922	18,969
D <sub>1/2</sub> (cGy)	33,958	34,943	33,847	33,518	33,713	36,193	
L <sub>TTPS</sub> (cGy)	35,226	34,083	32,874	32,987	32,457	35,565	
Δ <sub>1/2</sub> (%)	3,600	-2,525	-2,959	-1,611	-3,872	-1,765	
DSP (cm)	82,200	83,100	89,100	88,600	84,100	81,700	
DSP OPP(cm)	84,500	84,100	88,700	88,600	83,100	84,800	
e (cm)	33,300	32,800	22,200	22,800	32,800	33,500	
e' (cm)	34,600	31,000	23,270	24,310	31,000	34,520	
A <sub>Q</sub> (cm <sup>2</sup> )	10,000	9,000	9,000	10,000	9,000	9,000	
A (cm <sup>2</sup> )	8,000	7,000	8,000	9,000	8,000	7,000	
PDD(e'/2) [%]	59,300	63,400	75,100	73,500	63,900	58,900	
PDD(e'+emax) [%]	25,700	29,300	40,700	39,200	29,700	25,500	
RTM (e'/2)	0,765	0,790	0,877	0,863	0,799	0,756	
RTM (e'+emax)	0,456	0,491	0,609	0,593	0,500	0,450	
F <sub>DST</sub>	0,853	0,893	0,992	0,976	0,900	0,846	
PDD(3+emax) [%]	93,800	94,100	93,800	93,600	93,800	94,100	
RTM(3)	0,933	0,932	0,933	0,927	0,933	0,932	
D <sub>3</sub> [cGy]	61,695	59,998	43,321	43,315	60,619	62,107	
D <sub>3TTPS</sub> (cGy)	61,652	61,178	44,287	45,357	58,613	62,483	
Δ <sub>3</sub> [%]	-0,069	1,929	2,182	4,501	-3,422	0,601	
D <sub>T</sub> = 206,172 cGy							
D <sub>TTPS</sub> = 203,191 cGy							
Δ <sub>T</sub> = -1,467 %							
V <sub>95%</sub> =302,600cc		V <sub>PTV</sub> = 196,400cc			I <sub>C</sub> = 1,541		

Tableau A.IV.6 : Résultats dosimétriques du patient 6.



Patient 7		Plan 2 / Prostate / 18MV					
	Champ	OPG	LAT GH	OAG	OAD	LAT DT	OPD
A l'entrée	Diode	D3-18	D3-18	D3-18	D3-18	D3-18	D3-18
	L <sub>E</sub> (cGy)	-30,800	-24,600	-17,000	-20,100	-24,100	-30,300
	L <sub>E</sub> *F <sub>CAL</sub> (cGy)	85,943	68,643	47,436	56,086	67,248	84,548
	T(°)	19,200	19,200	19,200	19,200	19,200	19,200
	C <sub>DSP2</sub>	0,977	0,978	0,986	0,986	0,979	0,977
	C <sub>FS</sub>	1,000	1,000	1,005	1,005	1,000	1,000
	L <sub>EC</sub> (cGy)	83,669	66,962	46,864	55,387	65,636	82,358
A la sortie	Diode	D4-18	D4-18	D4-18	D4-18	D4-18	D4-18
	L <sub>S</sub> (cGy)	-7,200	-4,900	-5,800	-6,400	-4,900	-7,000
	L <sub>S</sub> *F <sub>CAL</sub> (cGy)	21,627	14,718	17,422	19,224	14,718	21,026
	T(°)	19,200	19,200	19,200	19,200	19,200	19,200
	C <sub>DSP2</sub>	1,002	1,000	0,997	0,997	1,000	1,001
	C <sub>FS</sub>	1,000	1,000	0,996	0,996	1,000	1,000
	L <sub>SC</sub> (cGy)	20,599	13,994	16,448	18,154	13,990	20,019
D <sub>1/2</sub> (cGy)	42,418	31,966	27,574	32,044	31,441	41,611	
L <sub>TPS</sub> (cGy)	41,674	34,926	28,983	32,330	35,148	42,478	
Δ <sub>1/2</sub> (%)	-1,786	8,474	4,861	0,886	10,546	2,041	
DSP (cm)	78,800	80,700	87,200	86,900	81,200	79,400	
DSP OPP(cm)	85,300	81,200	84,200	84,700	80,700	85,400	
e (cm)	35,900	38,100	28,600	28,400	38,100	35,200	
e' (cm)	37,320	38,730	33,150	33,030	38,730	37,260	
A <sub>Q</sub> (cm <sup>2</sup> )	11,000	10,000	11,000	11,000	10,000	10,000	
A (cm <sup>2</sup> )	9,000	8,000	10,000	10,000	8,000	8,000	
PDD(e'/2) [%]	56,100	54,200	61,400	61,500	54,200	56,000	
PDD(e'+emax) [%]	23,500	22,300	27,600	27,800	22,300	23,400	
RTM (e'/2)	0,740	0,724	0,779	0,779	0,724	0,739	
RTM (e'+emax)	0,434	0,420	0,478	0,480	0,420	0,432	
F <sub>DST</sub>	0,814	0,790	0,871	0,871	0,790	0,813	
PDD(3+emax) [%]	93,800	93,800	93,600	93,600	93,800	93,800	
RTM(3)	0,933	0,933	0,927	0,927	0,933	0,933	
D <sub>3</sub> [cGy]	78,027	62,446	43,442	51,342	61,210	76,804	
D <sub>3TPS</sub> (cGy)	78,848	62,783	44,535	50,104	61,487	78,648	
Δ <sub>3</sub> [%]	1,041	0,536	2,455	-2,471	0,451	2,344	
D <sub>T</sub> = 207,055 cGy							
D <sub>TTPS</sub> = 215,539cGy							
Δ <sub>T</sub> = 3,936 %							
V <sub>95%</sub> =430,800cc		V <sub>PTV</sub> =260,900cc			I <sub>C</sub> =1,651		

Tableau A.IV.7 : Résultats dosimétriques du patient 7.

Patient 8		Plan 2 / Prostate / 18MV					
	Champ	OPG	LAT GH	OAG	OAD	LAT DT	OPD
A l'entrée	Diode	D1-18	D1-18	D1-18	D1-18	D1-18	D1-18
	L <sub>E</sub> (cGy)	-28,200	-26,300	-19,800	-18,700	-29,600	-28,500
	L <sub>E</sub> *F <sub>CAL</sub> (cGy)	76,183	71,050	53,490	50,519	79,966	76,994
	T(°)	21,400	21,400	21,400	21,400	21,400	21,400
	C <sub>DSP2</sub>	0,975	0,977	0,985	0,986	0,976	0,975
	C <sub>FS</sub>	1,000	0,993	1,000	1,000	0,993	0,993
	L <sub>EC</sub> (cGy)	74,041	68,781	52,555	49,645	77,277	74,355
A la sortie	Diode	D2-18	D2-18	D2-18	D2-18	D2-18	D2-18
	L <sub>S</sub> (cGy)	-6,200	-4,900	-6,800	-6,800	-5,500	-6,300
	L <sub>S</sub> *F <sub>CAL</sub> (cGy)	18,813	14,868	20,634	20,634	16,689	19,117
	T(°)	21,400	21,400	21,400	21,400	21,400	21,400
	C <sub>DSP2</sub>	0,998	0,998	0,997	0,997	0,998	0,998
	C <sub>FS</sub>	0,995	0,995	0,995	0,995	0,995	0,995
	L <sub>SC</sub> (cGy)	17,784	14,050	19,479	19,479	15,771	18,069
D <sub>1/2</sub> (cGy)	36,768	31,461	33,419	32,519	35,342	35,644	
L <sub>TPS</sub> (cGy)	36,670	32,457	32,374	32,600	33,939	35,830	
Δ <sub>1/2</sub> (%)	-0,268	3,067	-3,228	0,248	-4,134	0,520	
DSP (cm)	79,500	81,100	86,800	87,000	80,100	79,600	
DSP OPP(cm)	84,100	80,100	86,400	86,400	81,100	83,300	
e (cm)	36,400	38,800	26,800	26,600	38,800	37,100	
e' (cm)	38,100	41,000	28,310	27,600	41,000	40,000	
A <sub>Q</sub> (cm <sup>2</sup> )	10,000	9,000	10,000	10,000	9,000	9,000	
A (cm <sup>2</sup> )	8,000	7,000	9,000	9,000	7,000	7,000	
PDD(e'/2) [%]	55,100	51,400	67,400	68,600	51,400	52,400	
PDD(e'+emax) [%]	22,900	18,900	33,200	33,900	18,900	19,900	
RTM (e'/2)	0,732	0,697	0,820	0,829	0,697	0,704	
RTM (e'+emax)	0,427	0,366	0,535	0,540	0,366	0,380	
F <sub>DST</sub>	0,801	0,760	0,928	0,941	0,760	0,771	
PDD(3+emax) [%]	93,800	94,100	93,600	93,600	94,100	94,100	
RTM(3)	0,933	0,932	0,927	0,927	0,932	0,932	
D <sub>3</sub> [cGy]	69,047	64,099	48,717	46,020	72,017	69,293	
D <sub>3TPS</sub> (cGy)	67,074	67,552	48,822	48,583	70,757	68,043	
Δ <sub>3</sub> [%]	-2,942	5,112	0,214	5,275	-1,781	-1,837	
D <sub>T</sub> = 205,154cGy							
D <sub>TPS</sub> = 203,870cGy							
Δ <sub>T</sub> = -0,630 %							
V <sub>95%</sub> =298,600cc		V <sub>PTV</sub> =166,100cc			I <sub>C</sub> =1,798		

Tableau A.IV.8 : Résultats dosimétriques du patient 8.

Patient 9		Plan 2 / Prostate / 18MV					
	Champ	OPG	LAT GH	OAG	OAD	LAT DT	OPD
A l'entrée	Diode	D3-18	D3-18	D3-18	D3-18	D3-18	D3-18
	L <sub>E</sub> (cGy)	-26,800	-25,800	-17,300	-16,200	-24,000	-26,300
	L <sub>E</sub> *F <sub>CAL</sub> (cGy)	74,782	71,991	48,273	45,204	66,969	73,386
	T(°)	19,200	19,200	19,200	19,200	19,200	19,200
	C <sub>DSP2</sub>	0,978	0,979	0,989	0,990	0,980	0,979
	C <sub>FS</sub>	1,000	0,999	1,000	0,999	0,999	1,000
	L <sub>EC</sub> (cGy)	72,899	70,244	47,587	44,576	65,398	71,647
A la sortie	Diode	D4-18	D4-18	D4-18	D4-18	D4-18	D4-18
	L <sub>S</sub> (cGy)	-7,100	-5,700	-6,500	-6,600	-5,100	-6,000
	L <sub>S</sub> *F <sub>CAL</sub> (cGy)	21,327	17,121	19,524	19,825	15,319	18,022
	T(°)	19,200	19,200	19,200	19,200	19,200	19,200
	C <sub>DSP2</sub>	1,001	1,000	0,996	0,996	0,999	1,000
	C <sub>FS</sub>	1,000	0,995	1,000	0,995	0,995	1,000
	L <sub>SC</sub> (cGy)	20,296	16,194	18,496	18,683	14,480	17,133
D <sub>1/2</sub> (cGy)	40,039	35,313	31,765	31,002	32,633	40,039	
L <sub>TPS</sub> (cGy)	39,552	33,678	30,783	31,113	32,904	39,552	
Δ <sub>1/2</sub> (%)	-1,231	-4,854	-3,191	0,356	0,825	-1,231	
DSP (cm)	80,100	81,400	89,300	90,000	82,100	81,400	
DSP OPP(cm)	87,100	82,100	86,300	87,200	81,400	86,900	
e (cm)	32,800	36,500	24,400	22,800	36,500	31,700	
e' (cm)	34,030	36,700	25,610	24,110	36,700	32,380	
A <sub>Q</sub> (cm <sup>2</sup> )	10,000	9,000	10,000	9,000	9,000	10,000	
A (cm <sup>2</sup> )	8,000	7,000	9,000	8,000	7,000	8,000	
PDD(e'/2) [%]	59,900	56,300	71,500	73,600	56,300	62,000	
PDD(e'+emax) [%]	26,200	23,200	37,200	39,300	23,200	35,420	
RTM (e'/2)	0,769	0,736	0,849	0,866	0,736	0,784	
RTM (e'+emax)	0,461	0,423	0,575	0,595	0,423	0,609	
F <sub>DST</sub>	0,859	0,817	0,961	0,980	0,817	0,837	
PDD(3+emax) [%]	93,800	94,100	93,600	93,800	94,100	93,800	
RTM(3)	0,933	0,932	0,927	0,933	0,932	0,933	
D <sub>3</sub> [cGy]	67,983	65,463	44,112	41,570	60,946	66,815	
D <sub>3TPS</sub> (cGy)	67,391	65,004	43,174	42,165	63,270	63,848	
Δ <sub>3</sub> [%]	-0,877	-0,705	-2,173	1,412	3,672	-4,647	
D <sub>T</sub> = 207,901cGy							
D <sub>TPS</sub> = 205,930cGy							
Δ <sub>T</sub> = -0,957 %							
V <sub>95%</sub> =331,000cc		V <sub>PTV</sub> =200,800cc			I <sub>C</sub> =1,648		

Tableau A.IV.9 : Résultats dosimétriques du patient 9.

Patient 10		Plan 2 / Prostate / 18MV					
	Champ	OPG	LAT GH	OAG	OAD	LAT DT	OPD
A l'entrée	Diode	D4-18	D3-18	D3-18	D3-18	D3-18	D4-18
	L <sub>E</sub> (cGy)	-25,300	-24,300	-16,700	-16,800	-24,000	-26,000
	L <sub>E</sub> *F <sub>CAL</sub> (cGy)	68,531	67,806	46,599	46,878	66,969	70,427
	T(°)	19,600	19,600	19,600	19,600	19,600	19,600
	C <sub>DSP2</sub>	0,981	0,979	0,988	0,988	0,979	0,981
	C <sub>FS</sub>	1,000	1,000	1,005	1,000	1,000	1,000
	L <sub>EC</sub> (cGy)	67,049	66,171	46,128	46,190	65,353	68,848
A la sortie	Diode	D3-18	D4-18	D4-18	D4-18	D4-18	D3-18
	L <sub>S</sub> (cGy)	-6,900	-5,100	-7,100	-6,300	-5,100	-7,500
	L <sub>S</sub> *F <sub>CAL</sub> (cGy)	21,485	15,319	21,327	18,924	15,319	23,354
	T(°)	19,600	19,600	19,600	19,600	19,600	19,600
	C <sub>DSP2</sub>	1,011	1,000	0,996	0,996	1,000	1,013
	C <sub>FS</sub>	1,000	1,000	0,996	1,000	1,000	1,000
	L <sub>SC</sub> (cGy)	20,658	14,565	20,134	17,930	14,566	22,493
D <sub>1/2</sub> (cGy)	39,824	30,657	31,429	30,868	30,347	41,071	
L <sub>TPS</sub> (cGy)	40,009	30,483	33,170	31,522	30,787	41,117	
Δ <sub>1/2</sub> (%)	0,462	-0,571	5,248	2,074	1,431	0,113	
DSP (cm)	82,900	81,000	88,700	88,900	81,000	82,500	
DSP OPP(cm)	87,900	81,000	85,800	85,800	81,000	87,800	
e (cm)	29,200	38,000	25,500	25,300	38,000	29,700	
e'(cm)	30,260	41,000	27,250	25,530	41,000	31,000	
A <sub>Q</sub> (cm <sup>2</sup> )	10,000	10,000	11,000	10,000	10,000	10,000	
A (cm <sup>2</sup> )	8,000	8,000	10,000	9,000	8,000	8,000	
PDD(e'/2) [%]	64,800	51,700	69,300	71,600	51,700	63,900	
PDD(e'+emax) [%]	30,600	20,200	35,000	37,200	20,200	29,800	
RTM (e'/2)	0,805	0,703	0,841	0,850	0,703	0,799	
RTM (e'+emax)	0,510	0,393	0,558	0,574	0,393	0,502	
F <sub>DST</sub>	0,908	0,759	0,949	0,963	0,759	0,899	
PDD(3+emax) [%]	93,800	93,800	93,500	93,600	93,800	93,800	
RTM(3)	0,933	0,933	0,932	0,927	0,933	0,933	
D <sub>3</sub> [cGy]	62,527	61,708	43,005	42,817	60,946	64,204	
D <sub>3TPS</sub> (cGy)	62,948	60,713	41,030	45,148	61,235	65,543	
Δ <sub>3</sub> [%]	0,668	-1,639	-4,812	5,162	0,472	2,043	
D <sub>T</sub> = 204,195cGy							
D <sub>TPS</sub> = 207,087cGy							
Δ <sub>T</sub> = 1,397 %							
V <sub>95%</sub> =269,700cc		V <sub>PTV</sub> = 152,000cc			I <sub>C</sub> = 1,774		

Tableau A.IV.10 : Résultats dosimétriques du patient 10.

Patient 11		Plan 1 / Tumeur cérébrale /6MV	
	Champ	LAT GH	LAT DT
A l'entrée	Diode	D1-6	D2-6
	$L_E(\text{cGy})$	-41,100	-49,900
	$L_E * F_{CAL}(\text{cGy})$	127,511	148,530
	$T(^{\circ})$	19,700	19,700
	$C_{DSP2}$	0,996	0,999
	$C_{FS}$	1,006	1,005
	$L_{EC}(\text{cGy})$	127,024	145,063
A la sortie	Diode	D2-6	D1-6
	$L_S(\text{cGy})$	-21,000	-23,000
	$L_S * F_{CAL}(\text{cGy})$	64,652	71,807
	$T(^{\circ})$	19,700	19,700
	$C_{DSP2}$	1,006	1,002
	$C_{FS}$	0,999	1,004
	$L_{SC}(\text{cGy})$	54,126	60,434
$D_{1/2}(\text{cGy})$		91,333	103,608
$L_{TPS}(\text{cGy})$		93,280	105,284
$\Delta_{1/2}(\%)$		2,087	1,592
DSP (cm)		93,900	90,300
DSP OPP(cm)		90,300	93,900
e (cm)		15,800	15,800
e'(cm)		15,000	15,000
$A_Q(\text{cm}^2)$		15,000	15,000
$A(\text{cm}^2)$		14,000	14,000
PDD(e'/2) [%]		76,900	76,900
PDD(e'+emax) [%]		46,700	46,700
RTM (e'/2)		0,865	0,865
RTM (e'+emax)		0,624	0,624
$F_{DST}$		1,008	1,008
PDD(1,4+emax) [%]		94,4	94,4
RTM(1,4)		0,938	0,938
$D_{1,4}[\text{cGy}]$		119,087	135,999
$D_{1,4TPS}(\text{cGy})$		117,64	134,052
$\Delta_{1,4}[\%]$		-1,230	-1,452
$D_T = 194,941\text{cGy}$			
$D_{TPS} = 198,564\text{cGy}$			
$\Delta_T = 1,825\%$			
$V_{95\%} = 1729,700\text{cc}$	$V_{PTV} = 976,400\text{cc}$	$I_C = 1,772$	

Tableau A.IV.11 : Résultats dosimétriques du patient 11.

Fantôme CIRS		Irradiation1 / Poumon / 6MV				
	Champ	OAD	OAG	OPD	OPG	
A l'entrée	Diode	D1-6	D1-6	D1-6	D1-6	
	L <sub>E</sub> (cGy)	-24,500	-38,900	-20,600	-20,300	
	L <sub>E</sub> *F <sub>CAL</sub> (cGy)	76,010	120,685	63,910	62,980	
	T(°)	19,000	19,000	19,000	19,000	
	C <sub>DSP2</sub>	0,993	0,993	0,997	0,997	
	C <sub>FS</sub>	0,999	0,999	0,999	0,999	
	L <sub>EC</sub> (cGy)	75,152	118,627	63,095	62,498	
A la sortie	Diode	D2-6	D2-6	D2-6	D2-6	
	L <sub>S</sub> (cGy)	-13,400	-15,000	-7,400	-12,100	
	L <sub>SH</sub> (cGy)	-8,960	-8,190		-7,100	Inhalation
		-10,740	-10,840	-7,400	-9,200	Exhalation
		-10,350	-10,460		-9,000	Air
	L <sub>SH</sub> *F <sub>CAL</sub> (cGy)	27,585	25,214		21,859	Inhalation
		33,065	33,373	22,782	28,324	Exhalation
		31,864	32,203		27,708	Air
	T(°)	19,700	19,700	19,700	19,700	
	C <sub>DSP2</sub>	1,002	1,001	1,006	1,006	
C <sub>FS</sub>	0,992	0,992	0,992	0,992		
L <sub>SHC</sub> (cGy)	26,543	24,410		21,128	Inhalation	
	31,819	32,314	22,174	27,383	Exhalation	
	30,663	31,181		26,787	Air	
L <sub>TSPS</sub> (cGy)	52,871	66,423	41,786	43,994		
DSP (cm)	89,400	84,600	94,800	94,700		
DSP OPP(cm)	92,300	94,900	80,200	87,600		
e (cm)	18,300	20,500	25,000	17,700		
e'(cm)	10,200	14,450	18,250	7,160		
A <sub>Q</sub> (cm <sup>2</sup> )	6,000	6,000	6,000	6,000		
A (cm <sup>2</sup> )	5,000	5,000	6,000	6,000		
PDD(e'/2) [%]	85,600	75,500	68,200	92,700		
PDD(e'+emax) [%]	56,700	44,000	35,800	68,500		
RTM (e'/2)	0,913	0,838	0,784	0,961		
RTM (e'+emax)	0,688	0,575	0,499	0,786		
F <sub>DST</sub>	1,054	1,009	0,963	1,062		
PDD(1,4+emax) [%]	94,400	94,400	94,400	94,400		
RTM(1,4)	0,938	0,938	0,938	0,938		
D <sub>1,4</sub> [cGy]	70,456	111,214	59,153	58,593		
D <sub>1,4TSPS</sub> (cGy)	74,800	113,506	60,417	61,086		
Δ <sub>1,4</sub> [%]	<u>5,807</u>	2,019	2,092	4,081		
D <sub>TTPS</sub> = 205,074 cGy						
V <sub>95%</sub> = 117,900cc	V <sub>PTV</sub> = 58,200cc		I <sub>C</sub> = 2,025			

Tableau A.IV.12 : Résultats dosimétriques du fantôme CIRS de l'irradiation 1.

Fantôme CIRS		Irradiation2 / Poumon / 6MV				
	Champ	OAD	OAG	OPD	OPG	
A l'entrée	Diode	D3-6	D3-6	D3-6	D3-6	
	L <sub>E</sub> (cGy)	-24,800	-39,100	-20,800	-20,600	
	L <sub>E</sub> *F <sub>CAL</sub> (cGy)	77,174	121,673	64,726	64,104	
	T(°)	22,000	22,000	22,000	22,000	
	C <sub>DSP2</sub>	0,993	0,993	0,997	0,997	
	C <sub>FS</sub>	0,999	0,999	0,999	0,999	
	L <sub>EC</sub> (cGy)	75,877	119,313	63,522	63,098	
A la sortie	Diode	D4-6	D4-6	D4-6	D4-6	
	L <sub>S</sub> (cGy)	-12,100	-15,200	-7,200	-12,300	
	L <sub>SH</sub> (cGy)	-7,660	-8,390		-7,300	Inhalation Exhalation Air
		-9,440	-11,040	-7,200	-9,400	
		-9,050	-10,660		-9,400	
	L <sub>SH</sub> *F <sub>CAL</sub> (cGy)	23,915	26,194		22,791	Inhalation Exhalation Air
		29,472	34,467	22,479	29,347	
		28,254	33,281		29,347	
	T(°)	22,000	22,000	22,000	22,000	
	C <sub>DSP2</sub>	1,002	1,001	1,006	1,006	
C <sub>FS</sub>	0,992	0,992	0,992	0,992		
L <sub>SHC</sub> (cGy)	23,032	25,704		21,936	Rose - Inhalation Blanc – Exhalation Vide - Air	
	28,385	33,824	21,971	28,247		
	27,212	32,660		28,247		
L <sub>TPS</sub> (cGy)	52,871	66,423	41,786	43,994		
DSP (cm)	89,400	84,600	94,800	94,700		
DSP OPP(cm)	92,300	94,900	80,200	87,600		
e (cm)	18,300	20,500	25,000	17,700		
e'(cm)	10,200	14,450	18,250	7,160		
A <sub>Q</sub> (cm <sup>2</sup> )	6,000	6,000	6,000	6,000		
A (cm <sup>2</sup> )	5,000	5,000	6,000	6,000		
PDD(e'/2) [%]	85,600	75,500	68,200	92,700		
PDD(e'+emax) [%]	56,700	44,000	35,800	68,500		
RTM (e'/2)	0,913	0,838	0,784	0,961		
RTM (e'+emax)	0,688	0,575	0,499	0,786		
F <sub>DST</sub>	1,054	1,009	0,963	1,062		
PDD(1,4+emax) [%]	94,400	94,400	94,400	94,400		
RTM(1,4)	0,938	0,938	0,938	0,938		
D <sub>1,4</sub> [cGy]	75,877	119,313	63,522	63,098		
D <sub>1,4TPS</sub> (cGy)	74,800	113,506	60,417	61,086		
Δ <sub>1,4</sub> [%]	4,898	1,452	1,431	3,160		
D <sub>TPS</sub> = 205,074 cGy						
V <sub>95%</sub> = 117,900cc	V <sub>PTV</sub> = 58,200cc		I <sub>C</sub> = 2,025			

Tableau A.IV.13 : Résultats dosimétriques du fantôme CIRS de l'irradiation 2.

## REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- [1] : Ben Mijnheer . Quality assurance of treatment planning systems, practical examples for non IMRT photon-beams. ESTRO. 2004.
- [2] : Dominique GOYET et al. Société Française De Physique Médicale, Guide pour la mise en œuvre en radiothérapie externe de l'assurance de qualité par mesures in vivo par dosimètres thermoluminescents et semi-conducteurs. Rapport S.F.P.M n° 18-2000.
- [3] : Hélène BEAUVAIS MARCH (INCa) et al. L'Institut National du Cancer avec la collaboration, la Société Française de Physique Médicale, Autorité de Sûreté Nucléaire. Guide pour la pratique quotidienne de la dosimétrie in vivo en radiothérapie externe. Octobre 2008.
- [4] : Niroomand-Rad, A., Blackwell, C.R., Coursey, B.M., Gall, K.P., Galvin, J.M., McLaughlin, W.L., Meigooni, A.S., Nath, R., Rodgers, J.E. Soares, C.G., *AAPM-55-Radiochromic film dosimetry*. Med Phys, 1998. **25**(11): p. 2093-115.
- [5] : Bjarngard, B.E., Tsai, J.S. Rice, R.K., Doses on the central axes of narrow 6-MV xray beams. Med Phys, 1990. **17**(5): p. 794-9.
- [6] : Ulmer W, Harder D A Triple Gaussian Pencil Beam Model for Photon Beam Treatment Planning Z. Med. Phys. 5 (1995) 25-30
- [7] : Ulmer W, Harder D Applications of a Triple Gaussian Pencil Beam Model for Photon Beam Treatment Planning Z. Med. Phys. 6 (1996) 68-74
- [8] : Ulmer W, Brenneisen W Application of an Analytical Pencil Beam Model to Stereotactic Radiation Therapy Planning Journal of Radiosurgery, Vol 1, No.3, 1998
- [9] : Sievinen J, Ulmer W, Kaissl W AAA Photon Dose Calculation Model in Eclipse "White Paper" 2005, compris sur le CD du cours.
- [10] : Manuel de référence des algorithmes Eclipse P/N B500298R01A et ultérieurs (version 7.3.10 : P/N B401653 Rev M et ultérieures).
- [11] : AAA Photon Dose Calculation Model in Eclipse™ Janne Sievinen, Waldemar Ulmer, Wolfgang Kaissl. Varian Medical Systems Finland Oy, Helsinki, Finland Max-Planck-Institut für Biophysik, Göttingen, Germany Varian Medical Systems Imaging Laboratory GmbH, Baden, Switzerland.
- [12] : Nacim Betrouni, Maximilien Vermande, David Pasquier, Salah Maouche4, Jean Rousseau. Repositionnement du patient en radiothérapie conformationnelle du cancer de la prostate par recalage d'images échographiques et d'images de résonance magnétique. 3 janvier 2006.
- [13] : Zerhouni sanae. Place de la radiotherapie dans le lymphome de hodgkin de l'adulte. Université sidi mohammed ben abdellah faculte de medecine et de pharmacie. Année 2011.



- [14] : Fabrice Lorchel. Etude de mobilité organique et impact dosimétrique de l'asservissement respiratoire dans la radiothérapie des cancers de l'œsophage. 20 AVRIL 2007. Institut National Polytechnique De Lorraine.
- [15] : Philippe Boissard. Dosimétrie *in vivo* en radiothérapie externe avec imageurs portaux au silicium amorphe: de la méthode à la validation clinique. mars 2012. Université Toulouse III Paul Sabatier.
- [16] : M. Abdulhamid Chaikh. Méthodologie d'évaluation des impacts cliniques et dosimétriques d'un changement de procédure en radiothérapie : Aspect – Radio physique et médical. 13.03.2012. Université de Grenoble.
- [17] : Batiste Blanpain. Vers un calcul en temps réel de la dose dans un fantôme segmenté en mailles homogènes. Octobre 2009. Université de Toulouse.
- [18] : Robin Garcia. Validations dosimétriques des conditions cliniques des radiothérapies thoraciques. Septembre 2009. l'Université Toulouse III - Paul Sabatier.
- [19] : Pr Pierre-Gilles de Gennes. Pr Pierre Bey. Pr Jean-Marc Cosset. Dr Alain Fourquet. Dr Philippe Giraud. La radiothérapie Après un siècle d'évolution, des nouveaux traitements « sculptés » à la forme de la tumeur. Conférence de presse du 6 octobre 2003.
- [20] : André BRIDIER -Frédéric JOUSSARD -Guillaume FRANCOIS -Dimitri LEFKOPOULOS. Mise en oeuvre de la dosimétrie *in vivo* dans un département de radiothérapie : expérience de l'Institut Gustave Roussy. Journées dosimétrie SFRP –27 et 28 Mai 2008 –Paris.
- [21] : User's Guide QED™ Detector Model 1112 through 1116. Sun Nuclear corporation. Document 1112011, Rev C 10 Nov 2005.
- [22] : J.M. Bachaud, C. Massabeau. Perspectives de la radiothérapie externe. Institut Claudius Regaud. Septembre 2009.
- [23] : R. T. Ekaia. La radiothérapie conformationnelle. Centre Frederic Joliot.
- [24] : André BRIDIER -Frédéric JOUSSARD -Guillaume FRANCOIS -Dimitri LEFKOPOULOS. Mise en oeuvre de la dosimétrie *in vivo* dans un département de radiothérapie : expérience de l'Institut Gustave Roussy. Service de Physique Médicale – Institut Gustave Roussy 94805 Villejuif Cedex. Journées dosimétrie SFRP –27 et 28 Mai 2008 –Paris.
- [25] : Dominique Huyskens et al. Practical Guidelines For The Implementation of *in vivo* Dosimetry with diodes in external radiotherapy with photon beams (Entrance dose). Physics for clinical radiotherapy Booklet No. 5.
- [25] : Philips Healthcare, une division de Royal Philips Electronics [www.philips.com/healthcare](http://www.philips.com/healthcare) . Healthcare@philips.com.