



ECOLE CENTRALE DE  
NANTES

1 rue de la Noë  
BP 92101  
44321 Nantes Cedex 3  
FRANCE

STAGE INGENIEUR DE TROISIEME ANNEE  
Juin 2003 – Septembre 2003  
OPTION : ENERGETIQUE

TITRE DU RAPPORT DE STAGE :

**SYSTEMES D'IMAGERIE POUR LE CONTROLE DE  
TRAITEMENT EN RADIOTHERAPIE**

SEBBAN Marie

**Maître de stage :** Chantal GINESTET  
David SARRUT

**Lieu du stage :** Centre Léon Bérard  
( Centre de Lutte Contre le Cancer)  
28 rue Laënnec, 69373 Lyon



## Remerciements

Je remercie Mme Chantal Ginestet, mon maître de stage pour son encadrement et son investissement. Sa rigueur scientifique et ses nombreux conseils ont été d'une précieuse aide durant ces trois mois.

J'adresse également ma reconnaissance à David Sarrut, maître de conférence, délégué à l'unité de recherche du Centre Léon Bérard, qui m'a initié à la recherche scientifique, en balisant mes premiers pas dans ce domaine. Son enthousiasme et ses qualités pédagogiques m'ont beaucoup apporté.

Je remercie Christian Carrie, chef du département de radiothérapie du Centre, pour avoir eu la gentillesse de m'accueillir dans son service.

Les physiciens Claude Malet, Frédéric Lafay, Frédéric Gassa et la dosimétriste Peggy Dubbs, m'ont intégré dans leur équipe, m'ont conseillé tout au long de mon stage et m'ont aussi fait découvrir la pratique au quotidien de leur métier. Je les remercie tout particulièrement.

Merci à Vlad Boldea, doctorant, pour ses conseils et son aide dans le traitement de mes données expérimentales..

Je remercie Myriam Ayadi et Jean-Noël Badel, physiciens médicaux du Centre et doctorants, qui m'ont guidé dans mes premiers pas en physique médicale. Leurs conseils et leurs soutiens amicaux ont été très importants pour moi.

Je tiens à dire quel plaisir ça a été pour moi de travailler ces trois mois auprès de tous les membres du service de radiothérapie.

## Sommaire de la Partie 1

### Les systèmes d'imagerie de contrôle en radiothérapie aidant au repositionnement patient

<b>Introduction</b> -----	<b>p.4</b>
<b>I- L'imagerie portale</b> -----	<b>p.9</b>
I-1) Matrice de chambres d'ionisation-----	p.12
I-2) Système à caméra-----	p.14
I-3) Matrice de silicium amorphe-----	p.16
<b>II- Cone beam CT</b> -----	<b>p.22</b>
II-1) Cone beam CT faisceaux kV-----	p.23
II-2) Cone beam CT faisceaux MV-----	p.24
<b>III- Système vidéo</b> -----	<b>p.29</b>
<b>IV- Laser</b> -----	<b>p.33</b>
<b>V- Scanner dans la salle de traitement</b> -----	<b>p.36</b>
<b>Les ultrasons et la tomographie à émission de positons, introduction</b> -----	<b>p.40</b>
<b>VI- Les ultrasons</b> -----	<b>p.41</b>
<b>VII- La Tomographie à Emission de Positons</b> -----	<b>p.45</b>
<b>Conclusion</b> -----	<b>p.48</b>

## INTRODUCTION

### *Contexte du stage*

J'ai effectué dans le cadre de ma formation d'ingénieur de l'Ecole Centrale de Nantes, un stage ingénieur de trois mois au sein de l'équipe de physique du département de radiothérapie du Centre Léon Bérard, Centre de lutte contre le Cancer de la région Rhône-Alpes. J'ai côtoyé des physiciens et dosimétristes du département ainsi que des chercheurs du laboratoire LIRIS de l'université Lumière Lyon 2 délégués à l'unité recherche du département de radiothérapie du Centre.

### *Contexte médical*

Les Centres de Lutte Contre le Cancer traitent environ 15% de l'ensemble des cancers et, avec les CHU, la quasi-totalité des cancers rares, complexes et difficiles à prendre en charge.

Les CLCC, sont représentés par une Fédération nationale des Centres de Lutte Contre le Cancer (FNCLCC) qui est très active dans le domaine des protocoles thérapeutiques, des Comités de Patients dans les essais cliniques (Lyon, Marseille) et de l'information aux patients (SOR Patient). A la différence des CHU et des autres hôpitaux publics, les CLCC sont dirigés par des médecins.

Le cancer représente la deuxième cause de mortalité en France après les maladies cardiovasculaires.(cf. figure 1)



**Figure 1**-part des décès dus au cancer sur l'ensemble des décès en France (1995)

La radiothérapie est une des armes thérapeutiques avec la chirurgie du traitement local du cancer.

La radiothérapie consiste à exposer une partie du corps à des radiations ionisantes. Le principe des radiations ionisantes consiste à délivrer une certaine quantité d'énergie dont l'importance modifie l'ADN des cellules sans les tuer directement. Les cellules mourront après, lorsqu'elles auront besoin de leur ADN. Ces méthodes ne sont pas spécifiques des cellules cancéreuses mais celles-ci y sont plus sensibles que les cellules saines.

De plus par applications répétées, on peut faire apparaître un différentiel entre les cellules cancéreuses et les cellules saines en faveur de ces dernières. (effet différentiel) (Annexe1). L'étalement et le fractionnement des traitements protègent plus les tissus qui ont une capacité de restauration et de repopulation élevée.

Les radiations ionisantes en radiothérapie sont produites par deux types de mécanisme :

La désintégration d'atomes radioactifs naturels ou artificiels ( photons  $\gamma$  et électrons)

L'accélération artificielle de particules (photons X, électrons...)

Ces radiations ionisantes sont produites au moyen d'un accélérateur linéaire (ou de sources de cobalt) (Annexe 2 et 3)

La radiothérapie est née, à la fin du siècle dernier, de deux découvertes différentes : celle tout d'abord des rayons X (1895), puis celle de la radioactivité (1896). Les premiers cancers sont guéris par rayons X vers 1902. Mais cette technique ne permet d'irradier que les tumeurs superficielles. Vers, 1950, les accélérateurs de particules permettent d'obtenir de meilleurs taux de guérison. (Annexe 4)

La radiothérapie et la chirurgie contrôlent localement près de 50% des tumeurs qu'elles traitent, elles sont par contre impuissantes contre les métastases viscérales à distance. C'est pourquoi, on associe plus souvent à ces traitements locaux, la chimiothérapie qui constitue un traitement général du cancer, détruisant les foyers tumoraux déjà essaimés par la tumeur primitive.

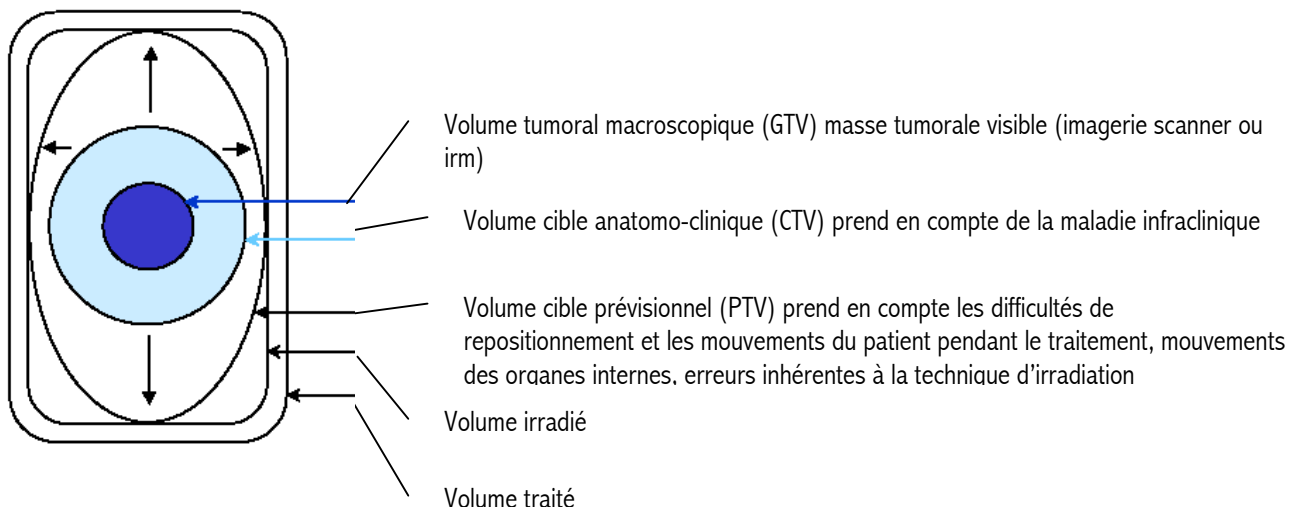
On parle de « coopération spatiale »[1]

Le contrôle local du cancer bien que n'étant pas suffisant est nécessaire pour traiter les tumeurs. Plus le contrôle local est amélioré et plus le risque de métastase diminue.

Définition des différents volumes utilisés par les médecins et les physiciens : selon l'I.C.R.U.

62

[2]



**Figure 2**-schéma représentant les différents volumes irradiés

Le traitement d'une tumeur par radiothérapie nécessite de délivrer un maximum de dose sur un volume cible bien sélectionné tout en épargnant au mieux les organes avoisinants dont l'irradiation peut être responsable de complications.

Présentation de la radiothérapie conformationnelle et de la radiothérapie par modulation d'intensité

### ***Radiothérapie conformationnelle***

Le but de la radiothérapie conformationnelle est de :

- délivrer une dose homogène dans le volume tumoral et dans un volume cible adapté au type de tumeur
- diminuer la dose délivrée aux organes sains, et donc de ce fait diminuer la toxicité
- augmenter éventuellement la dose dans le volume tumoral sans augmenter l'incidence des effets toxiques

Pour cela, le médecin prescrit le traitement en indiquant les différents volumes cibles cliniques à irradier, les organes à risque à éviter ainsi que la dose totale, le fractionnement et l'étalement.

Il note également les organes à risque et la dose maximale pour chacun d'entre eux.

Ensuite, il définit avec le physicien la balistique d'irradiation ou « dosimétrie » visant à optimiser la distribution de la dose dans le volume cible. Celle-ci s'effectue à partir des données anatomiques internes du patient obtenues au moyen d'un simulateur (appareil de radioscopie qui reproduit les paramètres balistiques de l'irradiation y compris les mouvements de la tête de traitement de l'appareil), via un logiciel de planimétrie (données supplémentaires si nécessaires au moyen d'I.R.M.\*). Des reconstructions tridimensionnelles sont réalisées avec possibilité de projections sur tous les plans de l'espace. (DRR ou projections par reconstruction : Digitally Reconstructed Radiographs). Ce procédé permet une vue depuis la source (Beam Eye View) des différents volumes sous n'importe quel angle de l'espace.

Coupe par coupe, le physicien doit repérer le volume cible tumoral ainsi que les organes à risque.

La validation de la balistique de traitement se fait par l'analyse de la distribution des doses. (Annexe 5 et 6)

On cherche à avoir une excellente homogénéité à l'intérieur du PTV et à faire en sorte que l'isodose de référence qui représente 95% de la dose à l'isocentre se conforme à la forme du PTV tout en s'assurant que les organes à risque ne reçoivent pas plus que leurs tolérances respectives. Ces tolérances représentent la dose limite créant 5% de séquelles au bout de 5 ans. (Annexe 7). Des outils avancés comme des histogrammes dose-volume permettent d'apprécier les différentes distributions de dose. (Annexe 8).

Cette dosimétrie permet donc de donner les meilleures conditions d'irradiation qui permettront d'irradier un volume qui épousera au mieux le volume tumoral. L'avancée des technologies a permis l'utilisation de modificateurs de faisceaux afin de parvenir à l'irradiation optimale.

**Filtre en coin** : dièdre métallique destiné à déformer les isodoses de base,

**Bolus\*** : matériau équivalent tissu ramenant le 100% de la dose à la peau

**Collimateur multilames\*** (cf. figure 3)

Lorsque le physicien et le radiothérapeute sont satisfaits de la dosimétrie réalisée, des coupes de plans intéressants sont imprimées et la prescription et la balistique d'irradiation sont détaillées. Les paramètres de l'irradiation, en particulier les renseignements nécessaires à la mise en place des faisceaux sont inscrits sur une fiche de traitement.

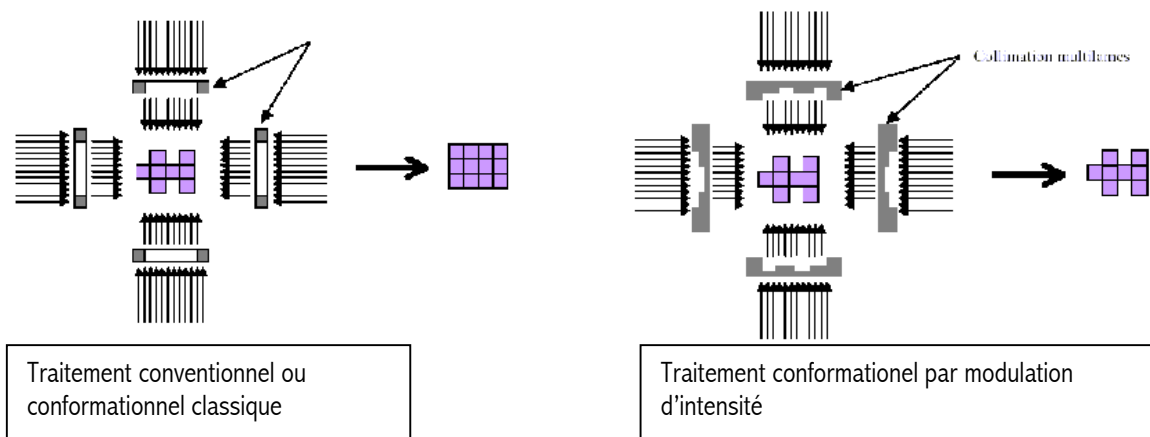
Ce système est très performant et permet de jouer sur les caractéristiques des faisceaux dans les dimensions de l'espace.

**Radiothérapie conformationnelle par modulation d'intensité (RMCI = IMRT en anglais)**

Alors qu'en radiothérapie conformationnelle classique, la distribution de dose dans un plan perpendiculaire à l'axe du faisceau est homogène, en radiothérapie par modulation d'intensité, la répartition spatiale du rayonnement au sein de chaque faisceau est volontairement modifiée.

Les zones du champ traité sont irradiées plus ou moins longuement et ne reçoivent donc pas la même dose. Ainsi, à partir des données cliniques, un algorithme adapté calcule la modulation d'intensité de chaque faisceau (réalisée au moyen de collimateurs multi lames (C.M.L.) dynamiques) permettant d'obtenir la distribution de dose optimale. [3]

On calcule les profils d'intensité, connaissant les contraintes physiques. On parle de « planification inverse ».



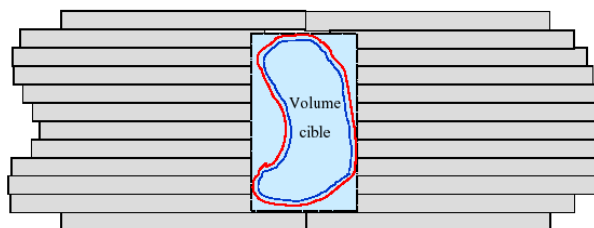
En fonction du mode de distribution de la modulation d'intensité on distingue :

- la radiothérapie avec modulation d'intensité statique ou segmentaire, où l'émission de rayons X est interrompue pendant le déplacement des lames du MLC : « step and shoot »
- la modulation d'intensité dynamique dans laquelle le déplacement des lames et leur vitesse définissent les paramètres d'intensité. : « sliding window »

**Légendes :**

- Limite du volume cible
- Limite de la marge de sécurité
- Lames du MLC (collimateur multilames)
- Collimateurs secondaires

Collimateur multilames



## **Importance du positionnement en radiothérapie [4]**

Ces techniques d'irradiations sophistiquées ne permettent d'améliorer l'irradiation de la tumeur tout en préservant les organes sensibles que si le plan de traitement est correctement réalisé lors de l'irradiation du patient. Il faut donc s'assurer que le traitement effectif reproduit ce qui est planifié. Pour cela, il est entre autre nécessaire que la position du patient lors du traitement soit la plus proche possible de la position lors de la simulation scanner. Pour approcher au plus près ce but, le volume traité doit coïncider au mieux au volume cible.

De plus, du fait, du fractionnement et de l'étalement des traitements de radiothérapies, la reproductibilité de la position du patient pendant toute la durée du traitement est très importante. Pour cela, il existe différents systèmes de contentions qui permettent d'immobiliser le patient et de le repositionner facilement à chaque séance (masque thermoformé...). La vérification de la position patient est actuellement assurée au moyen notamment de systèmes d'imagerie plus ou moins perfectionnés.

Ces systèmes ont beaucoup intéressé les chercheurs, et leur développement est le fruit de la coopération de scientifiques issus de différents domaines tels que l'informatique, l'ingénierie, l'énergétique, la médecine...

Les objectifs de ce stage sont d' :

- Effectuer une recherche bibliographique sur ces différents systèmes d'imagerie
- Effectuer une recherche bibliographique sur les applications en dosimétrie d'un de ces systèmes d'imagerie : le système d'imagerie portale
- Etudier le fonctionnement du nouveau système d'imagerie portale du Centre Léon Bérard I-View GT d'Elekta et d'étudier les possibilités d'application de ce système pour le calcul de dose.

Je développerai dans une première partie de mon rapport le résultat de recherches bibliographiques sur les systèmes d'imagerie aidant au repositionnement du patient lors d'un traitement de radiothérapie externe.

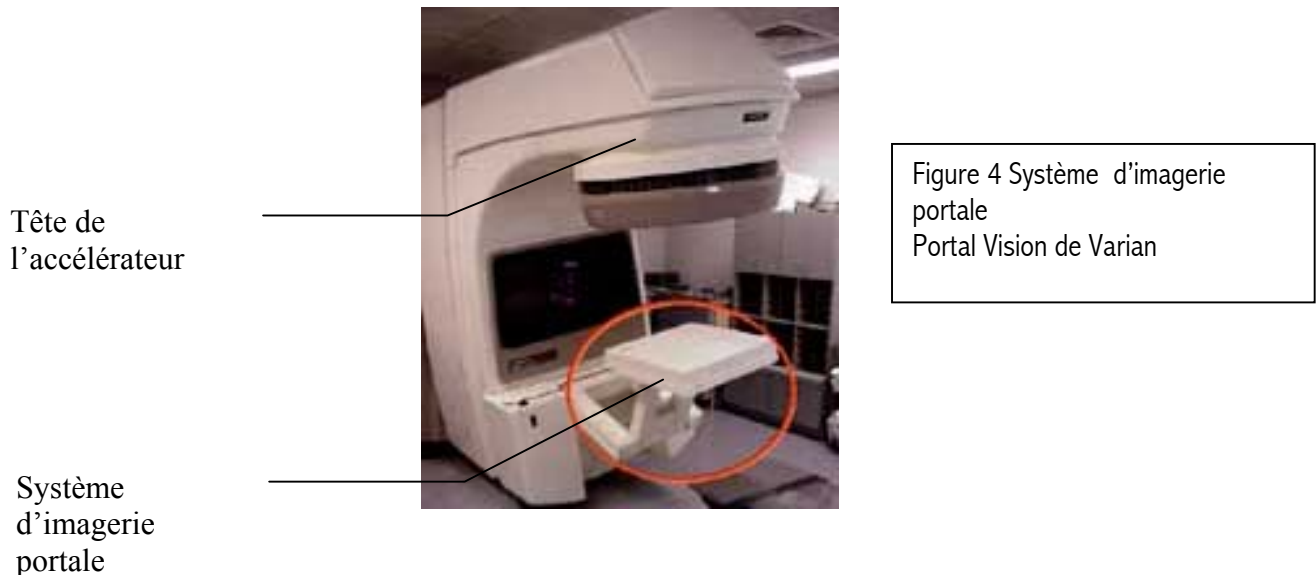
Dans une deuxième partie de mon rapport, je développerai l'application potentielle pour le calcul de dose des systèmes d'imagerie portale ainsi que l'application potentielle de cette dosimétrie portale pour la vérification du traitement de radiothérapie. Dans un premier temps, je rapporterai les résultats d'essais publiés sur le calcul de dose au moyen d'image portale, puis dans un deuxième temps je détaillerai les résultats d'expériences effectuées au Centre Léon Bérard sur l'I-View GT d'Elekta (système d'imagerie portale au silicium amorphe).

1. J.-J. Mazon, T.L., A. Maugis, *Techniques d'irradiation des cancers*, ed. VIGOT. 1993.
2. I.C.R.U. 29, C.S.-S., *Assurance de qualité en radiothérapie externe*.
3. S. NAUDY, B.N., *Introduction à la radiothérapie par modulation d'intensité*, in *Bases pratiques en radiothérapie externe*, A.P.H.C.R.A., Editor. 2002: Dijon.
4. Clippe, S., *Aide au positionnement du patient en radiothérapie conformationnelle par l'utilisation de techniques de recalage d'images 2D et 3D*, in *Ingénierie médicale et biologique*. 1999/2000, Laboratoire ERIC, Université Lumière Lyon 2 : Lyon. p. 63.



## I- Les systèmes d'imagerie portale

Le système d'imagerie portale est un système d'imagerie positionné sous la table de traitement (cf. figure 4) de radiothérapie, donnant au moyen du faisceau de rayons X issu de l'accélérateur, une image du champ d'irradiation. Ce système est souvent évoqué par ses initiales anglaises E.P.I.D. pour « Electronic Portal Imaging Device » ou système d'imagerie portale électronique).



Ce système d'imagerie permet donc **un contrôle « en ligne »** de la position du patient pendant le traitement ainsi que de la balistique d'irradiation (cf. partie II)

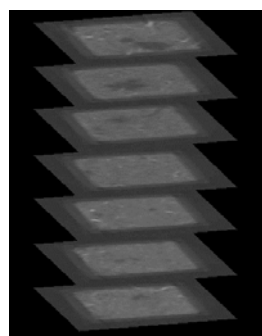
Cette technologie n'est pas nouvelle, les premiers systèmes ont été expérimentés il y a plus de 40 ans, mais le premier système n'a été commercialisé qu'en 1988. Les systèmes d'imagerie portale ont d'abord été développés dans un cadre clinique et académique, puis ensuite comme pour beaucoup d'autres technologies, ont été le fruit d'un partenariat académique/ industriel (cf. tableau 1) :

**Tableau 1-** Exemple de partenariat académique / industrielle

<b>Système</b>	<b>Université</b>
Varian Portal Vision	The Netherlands Cancer Institute Amsterdam
Philips SRI-100 (maintenant I View d'Elekta)	Daniel den Hoed Cancer center Rotterdam
Infimed Theraview	London regional Cancer Center Ontario
Siemens beamview	Manitoba Cancer Foundation Winnipeg

Afin de vérifier le bon positionnement du patient, on procède à l'acquisition d'une image portale avant ou pendant le traitement. Cette image est ensuite comparée à une image de référence. Cette image de référence peut-être un film pris lors de la simulation, une image portale précédemment validée par le médecin ou finalement une DRR.

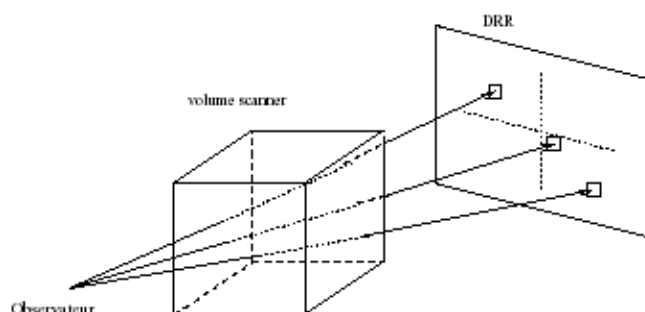
Ces projections sont simulées informatiquement à l'aide d'algorithmes de rendu volumique mimant la physique des rayons X. (cf. fig 5)



Coupes scanner



Reconstruction à partir des  
coupes scanner d'un volume  
scanner



**Figure 5-** Principe du « lancer de rayons » pour la génération de DRR

(cf. mémoire de DEA de Sébastien Clippe) [1]

La comparaison image portale / DRR, bien que n'étant encore que visuelle, est assez commode.

En effet, les radiothérapeutes ont directement accès aux DRR de la simulation, qui sont visualisables sur la même interface que les images portales numérisées.

La possibilité de comparer de façon automatique ces deux images intéresse beaucoup les chercheurs et de nombreuses recherches sont en cours dans ce domaine, notamment au centre Léon Bérard (D. Sarrut, V. Boldea, C. Ginestet, S. Clippe, C. Malet, C. Carrie) [1,2]

Jusqu'à récemment, les films portaux étaient le seul moyen de contrôler la position patient lors d'un traitement de radiothérapie.

Alors que la manipulation des films n'est pas commode et requière de la part du personnel hospitalier un temps non négligeable ( positionnement de la cassette d'entreposage,

positionnement du film, développement dans la chambre noire...), les images portales obtenues au moyen d'EPID sont numériques et sont ainsi immédiatement utilisables.

Le temps d'acquisition de l'image portale est très inférieur au temps nécessaire pour placer le film et obtenir l'image. L'utilisation des EPIDs permet donc de réduire les mouvements du patient entre le moment de l'acquisition de l'image et le traitement. De plus, l'interface des logiciels de post traitement associé aux systèmes d'imagerie portale commercialisé permet d'ajuster le contraste de l'image portale.

Le point faible de cette technologie est inhérent à son principe de fonctionnement à savoir l'acquisition d'une image haute énergie sont de qualité très moyenne. La technologie associée aux images portales s'est beaucoup développée et de grands progrès ont été réalisés afin d'améliorer qualité des images obtenues avec en particulier le développement récent des systèmes à base de matrice de silicium amorphe.

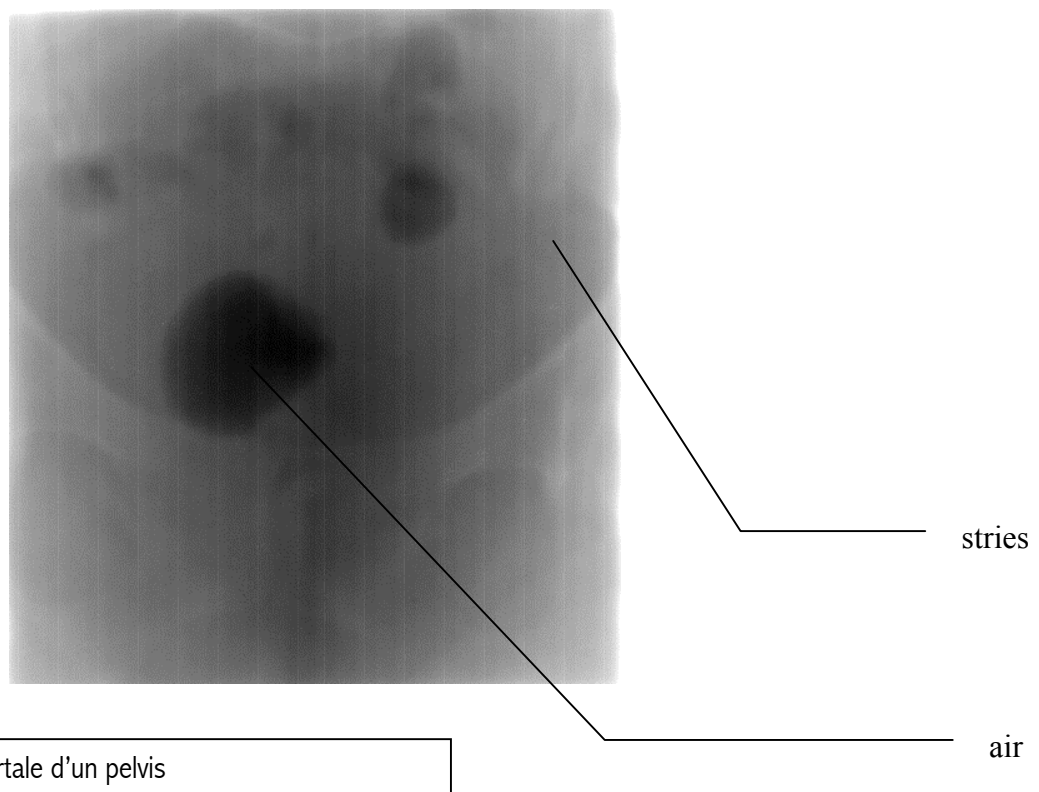
L'acquisition d'images portales devrait devenir grâce aux progrès à venir (développement du matériel et des logiciels associés, adaptation et préparation de l'implantation clinique) une acquisition de routine effectuée de façon systématique lors de tout traitement de radiothérapie. A ce jour les systèmes d'imagerie portale sont encore très sous utilisés.

Les trois principaux systèmes d'imagerie portale développés sont : [3, 4]

**1-Système à matrice de chambre d'ionisation**

**2-Système à caméra : Ecran fluorescent + miroir + caméra**

**3-Système de matrice au silicium amorphe**



## I-1) Système à matrice de chambre d'ionisation[5]

Les systèmes de ce type ont été développés initialement au Netherlands Cancer Institute à partir de 1984 par l'équipe dirigée par H.Meertens et M. van, Herk [5]

Ce détecteur est constitué de 2 cartes de circuits imprimés double face gravées chacune intérieurement de 256 bandes étroites et parallèles qui servent d'électrodes. (cf. fig.6) On a ainsi deux jeux d'électrodes perpendiculaires séparés par un trou de 0.8 mm rempli par un diélectrique (iso octane ou 2,2,4-triméthylpentane) qui s'ionise quand le système est irradié.

La surface active de la matrice est de  $32.5 \times 32.5 \text{ cm}^2$

Le volume situé à l'intersection de 2 électrodes de plans différents constitue une petite chambre d'ionisation et correspond à un pixel de l'image obtenue.

L'espacement des électrodes est généralement de  $1.27 \text{ mm}$

Les électrodes situées sur la carte la plus éloignée de la source sont appelées électrodes « signal ». Elles sont connectées à un détecteur de faible courant. Ces électrodes constituent ce qu'on appelle les colonnes d'électrodes

Les électrodes situées sur l'autre carte sont appelées électrodes « haute tension » : lignes d'électrodes

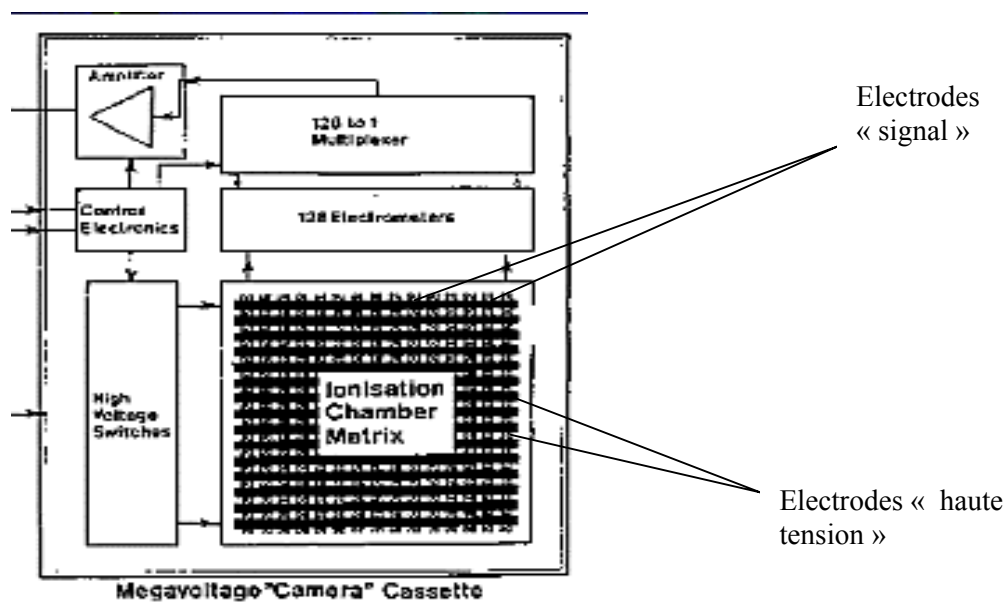


Figure 6- Schéma d'un détecteur à base de matrice de chambres d'ionisation

### *Acquisition de l'image :*

On applique une haute tension (250 V) à chaque ligne d'électrodes successivement pendant 20 ms et on mesure le signal généré dans les colonnes d'électrodes. L'acquisition se fait en moyenne en 5.5 s

Il existe cependant aussi une procédure rapide, de faible résolution de 1.5 s qui s'effectue par application à deux électrodes à la fois de la haute tension pendant 10 ms. (« acquisition en mode double exposition »)

### *Avantages :*

Taille compacte, système peu encombrant et léger, images sans distorsions géométriques, pas de partie mobile

### *Inconvénient :*

Système de balayage pour l'acquisition : une seule (sur 256) électrode haute tension est active à la fois ce qui est loin d'être idéal. On n'utilise pas tout le rayonnement disponible en aval du patient.

L'électronique associée ne doit pas être irradiée

Le signal mesuré par l'EPID dépend du taux de formation et de recombinaison des paires d'ions.

Le taux de formation varie comme la dose reçue dans la matrice.

Le taux de recombinaison varie comme la concentration des ions de la matrice au carré.

Le diélectrique doit être très pur pour éviter les recombinaisons

Même quand aucune tension n'est appliquée sur les électrodes, on a un taux (faible) de recombinaison dans le diélectrique. Ainsi, on mesure quand même un signal. La concentration des paires d'ions peut augmenter jusqu'à l'obtention d'un équilibre.

Le signal mesuré ne dépend pas tant de la dose reçue pendant les 20 ms pendant lesquelles la haute tension est appliquée à l'électrode que de l'historique de l'irradiation de l'électrode. Le signal mesuré est 6 à 7 fois plus grand que s'il n'y avait pas d'intégration de charge dans le diélectrique.

La période effective de l'intégration de charge ( $\approx 0.5$  s) est toujours court par rapport au temps total d'acquisition ( $\approx 5.5$  s). Une grande partie du rayonnement ne génère pas de signal mesurable.

Ce système requière de plus haute dose que d'autres systèmes d'imagerie portale.

Ce système doit être calibré de façon routinière.

Ce système à « développement » est susceptible de créer des artefacts si le taux de dose dans l'accélérateur change au cours de l'acquisition. On doit ainsi attendre ( $\approx 1.0$  s) que le système se stabilise avant de commencer l'acquisition.

**Tableau 2-** Caractéristique d'un système de ce type commercialisé :

Varian Portal Vision[6]

<b>Surface vue à l'isocentre</b>	32*32 cm <sup>2</sup>
<b>Temps d'acquisition</b>	6s (mode standard) 3s (mode rapide) 1.5s (systèmes les plus récents)
<b>Pixels de l'image</b>	256*256
<b>Résolution spatiale</b>	2 mm

## **I-2) Système à caméra Ecran fluorescent + miroir + caméra [7, 8]**

Cet EPID datant de 1980 est le premier système d'imagerie de contrôle basé sur le principe de la fluorescence. C'est aussi le premier système d'imagerie portale jamais développé.

### *Description du système :*

Il est constitué d'une plaque métallique suivi d'un écran fluorescent (phosphore / oxysulfite de gadolinium  $Gd_2O_2S$ ) [9] similaire aux écrans utilisés en radiologie. Les photons créés par l'irradiation sont transformés en électrons dans la plaque métallique puis en lumière visible (verte) à la sortie de l'écran. Ces photons de fluorescence diffusés à travers l'écran sont détectés par une caméra par l'intermédiaire d'un ou plusieurs miroirs positionnés à  $45^\circ$  afin d'éviter l'irradiation de la caméra.

Le signal vidéo de la caméra est digitalisé et visualisé sur un écran de contrôle.

La caméra est le plus souvent une caméra CCD (charge-coupled device) ou dispositif de transfert de charge (DTC). La particularité de ce dispositif est de se comporter comme une version électronique de l'œil humain. Grâce à des millions de photo sites ou photodiodes, l'information optique est transformée en charge électrique. Chaque photo site a un contact électrique spécifique. Plus la charge sur le photo-site est grande, plus le pixel associé sera clair. On a une acquisition en balayage de l'image par rangée, après chaque acquisition, la charge est supprimée, ainsi chaque rangée est couplée à la suivante. Ce dispositif permet un transport du signal avec le moins de bruit possible.

Les photo-sites répondent à la lumière et non à la couleur. Pour obtenir une image finale comportant des couleurs, on dispose de filtre sur chaque pixel, on a ainsi une interpolation couleur.

Dans l'EPID considéré plus haut, on a une caméra CCD à balayage lent avec un temps d'intégration plus grand et donc un SNR\* (rapport signal/ bruit) plus important.

Sur certains systèmes à caméra, il existe 3 modes d'acquisition : court/ moyen / rapide

Du mode choisi dépend le nombre de trames (nombre de pixel de l'image) utilisées pour réaliser l'image sachant que deux trames sont nécessaires au minimum pour acquérir une image.

### *Avantages :*

Détecteur rapide, acquisition de l'image en 3s en mode rapide

Le détecteur englobe toute la surface d'irradiation et donc tout le rayonnement sortant du patient est susceptible de générer un signal dans l'EPID.

### *Inconvénients :*

La lumière après avoir été diffusée dans l'écran fluorescent est émise dans toutes les directions (avec une probabilité égale) or seuls les photons émis dans un cône de dimension déterminée par la focale de l'objectif de la caméra sont réellement « vus » par celle-ci.

On a ainsi une efficacité de collection de l'ordre de 0.1 à 0.01%.

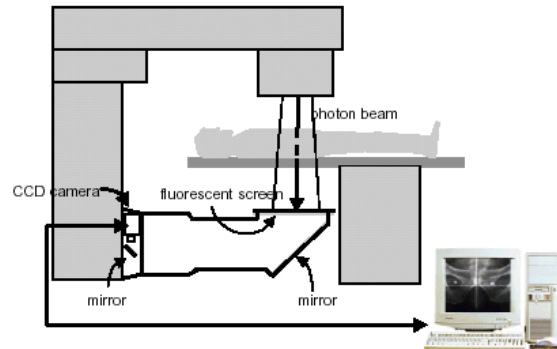
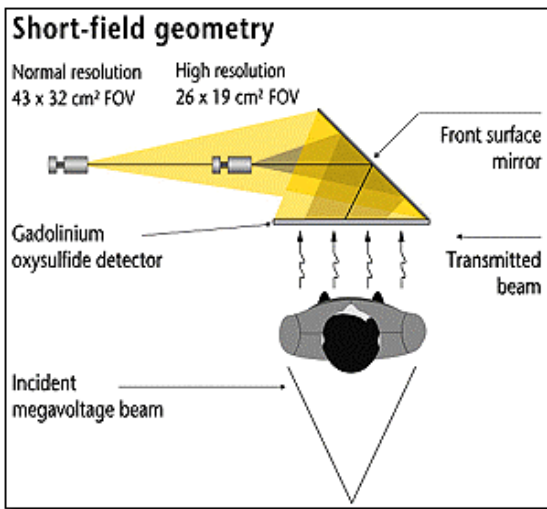


Figure 7 et 8- Schémas de fonctionnement des systèmes d'imagerie portale à caméra :

Efficacité de collection du système :

$$\varepsilon = k(\tau M / (1+M^2)^2 f^2)$$

- avec  $\tau$  facteur de transmission de la lentille ( $\approx 0.9$ )
- $M$  facteur d'agrandissement de la lentille ( $M > 1$ )
- $K$  coefficient = 1/16 caractérisant le fait que tout point de l'écran se comporte comme une source isotropique
- $f$  grandeur caractérisant la lentille (longueur focale / diamètre)

L'efficacité de collection dépend donc principalement de la chaîne optique (miroir + objectif de la caméra). Les efforts se concentrent sur son optimisation (cf. tableau 3). Une meilleure efficacité de collection permet de obtenir une meilleure qualité de l'image. En effet, des photons n'appartenant pas au cône optique récepteur de la caméra n'engendrent pas de signal. De plus, tous les petits signaux produits par le bruit de la caméra, les pré amplificateurs peuvent cacher des faibles signaux que l'on voudrait mesurer.

Tableau 3-Méthode pour améliorer la chaîne optique[3] :

Augmenter l'efficacité de collection du système	En augmentant l'ouverture de la lentille	Perte de la résolution
Augmenter la lumière diffusée par l'écran	En augmentant la taille de l'écran FS	Perte de la résolution
	En augmentant l'épaisseur de l'écran FS	Perte de la résolution (au contraire on essaie de diminuer cette épaisseur)

Un autre inconvénient de cette technologie est bien sûr son encombrement.

**Tableau 4-** Tableau récapitulant les principaux systèmes d'imagerie portale de ce type commercialisés :

<b>Fournisseur</b>	<b>Appareil</b>
Elekta	iView
Siemens	Beamview
Varian	Portal Vision v4, v5
Eliav	Portpro
Infimed	Theraview

**Tableau 5-** Caractéristiques des systèmes commercialisés :

<b>Fournisseur</b>	<b>Elekta</b>	<b>Siemens</b>	<b>Eliav</b>	<b>Infimed/GE</b>
<b>Nom</b>	<b>I View</b>	<b>Beamview</b>	<b>Portpro</b>	<b>Theraview/ Targetview system</b>
<b>Plaque d'entrée</b>	1.5 mm d'acier	1 mm laiton	1.5 mm acier	1.5 mm laiton
<b>Ecran</b>	Fuji HR-16 40*39 cm <sup>2</sup>	Lanex rapide 41*33 cm <sup>2</sup>	Oxysulfite de gadolinium 43*32 cm <sup>2</sup>	Lanex rapide
<b>Caméra</b>	Hitachi KP-M1 CCD 512*256 pixels	Newvicon à tube	CCD haute performance 753*488 pixels	Plumbicon à tube 512*512 pixels
<b>Distance iso détecteur</b>	60 cm	39 cm	68 à 178 cm	26 à 78 cm
<b>Champ fixe vu à l'iso centre</b>	19*24 cm <sup>2</sup>	24*30 cm <sup>2</sup>	38*29 cm <sup>2</sup> 26*19 cm <sup>2</sup>	Diamètre 31 cm
<b>Mécanique</b>	démontable	rétractable	Horizontale verticale et oblique	Partiellement rétractable et démontable



### I-3) Système de matrice au silicium amorphe[10-12]

Ce système est le système d'imagerie portale le plus récent.

Grâce aux développements des technologies des matériaux, des détecteurs constitués par une fine couche de silicium amorphe ont vu le jour.

Les détecteurs sont en fait constitués de capteurs de lumière fabriqués au moyen de dépôt de matériaux semi-conducteur sur un substrat en verre de 1 mm d'épaisseur. Cette matrice de silicium amorphe est posée au contact d'une plaque de métal et d'un écran fluorescent.

Pour chacun des pixels de l'image finale correspond sur le détecteur une photodiode de type nip et un transistor spécial F.E.T (Field Effect Transistor).

Après irradiation de l'écran, la photodiode stocke une charge électrique jusqu'à la lecture de la matrice. Cette acquisition se fait en appliquant un voltage haute tension successivement à chaque ligne de contrôle. Cette tension rend les F.E.T de la ligne conducteur. Ceux ci agissent comme des interrupteurs laissant le courant passer dans leur colonne associée ( ou ligne de données : data line) qui rejoint le circuit électronique extérieur. Le signal est lu simultanément dans toutes les colonnes via un amplificateur de charge associé à un multiplexer. Chaque photodiode est ainsi échantillonnée indépendamment.

On distingue la détection directe et indirecte du rayonnement. Lorsqu'on superpose à l'écran fluorescent des éléments de stockage photo sensible on parle de détection indirecte (figure 9 et 10). Pour les EPID considérés ici, on fait appel surtout à ce mode de détection ; Il existe cependant un mode de détection direct où le rayonnement est directement détecté par des photoconducteurs puis stocké dans des éléments de stockages (capacités).

On peut noter que dans ce procédé, le signal n'est pas transféré d'un pixel à son voisin mais directement du pixel à l'amplificateur.

Tous les transistors d'une rangée sont connectés ensemble à une seule ligne de contrôle

#### *Avantages :*

Ce système d'imagerie est un système très compacte détectant près de 30% de la lumière émise. Il est constitué de capteurs très résistants au rayonnement. Ces matrices offrent une grande surface de détection. Le plus souvent, on a des surfaces actives de 41\*41 cm<sup>2</sup>, constitué de 1024\*1024 éléments (soit de cotés égal à 0.4mm) : soit **une très bonne résolution spatiale**.

Une des grandes différences de cette acquisition avec celle réalisée dans les matrices de chambre d'ionisation est le fait que bien que la matrice soit lue de façon séquentielle par balayage, le détecteur acquiert des données 2D complètes. Quand la lecture d'une ligne se fait,, les autres pixels sont toujours sensibles à la radiation et stocke une charge qui sera prise en compte. C'est ainsi une combinaison d'information qui s'effectue.

Tout le rayonnement issu du patient est susceptible de générer un signal dans l'image finale.

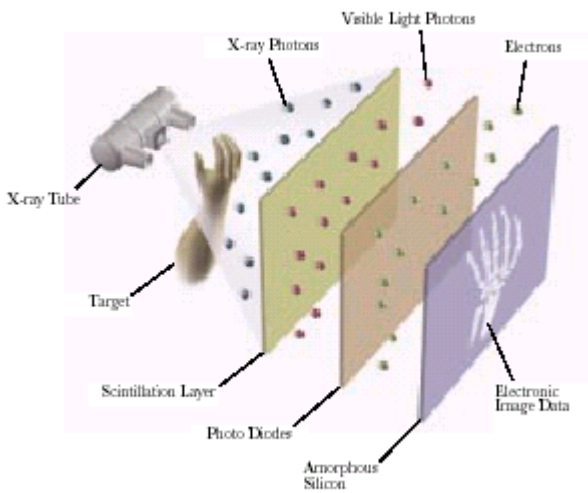
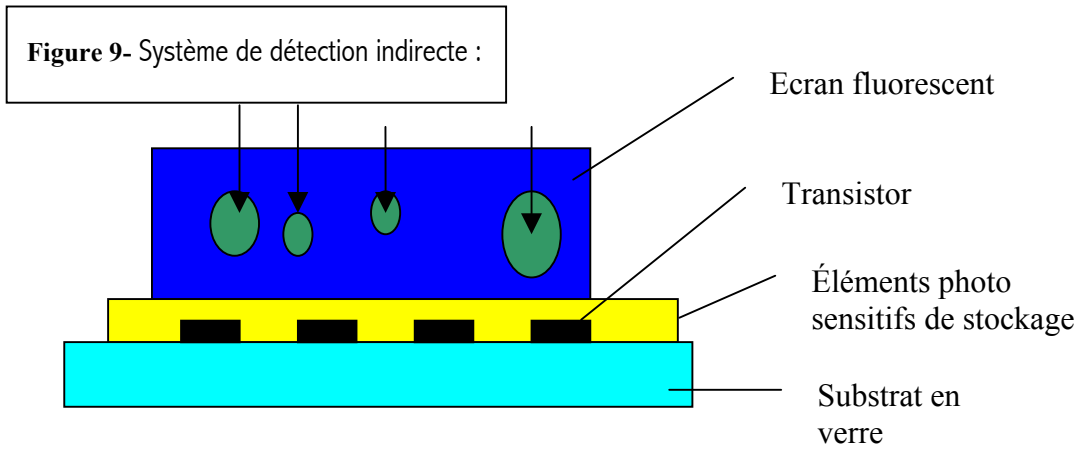
#### *Inconvénients :*

L'image brute présente des artéfacts\*.

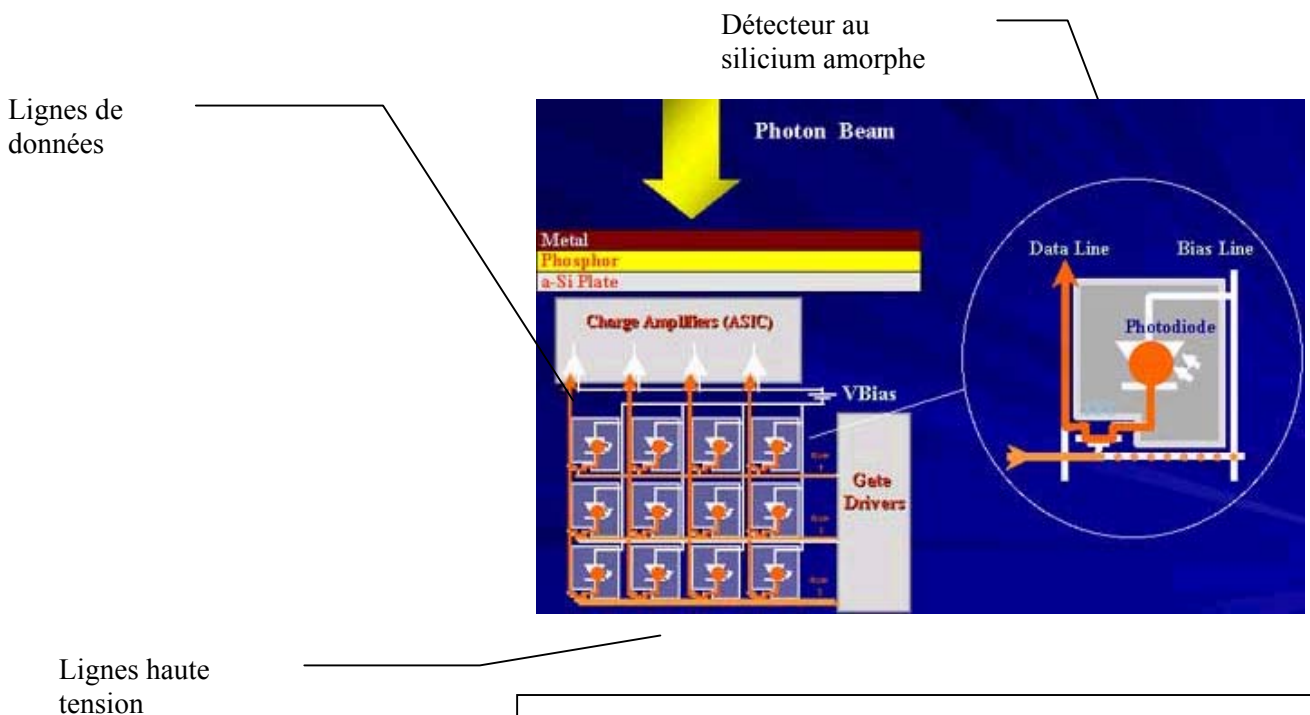
Le bruit généré dans les préamplificateur évolue de façon croissante avec la taille de la machine.

La matrice de silicium amorphe en elle-même très résistante mais l'électronique extérieure associée est très radio sensible et doit donc être placée le plus loin possible du rayonnement.

Cependant, en augmentant la longueur des câbles, on perd en qualité de l'image car le bruit est aussi une fonction croissante de la longueur des câbles.



**Figure 10-** Dessin illustrant les étapes de la détection du rayonnement à l'aide de ce système d'imagerie portale



**Figure 11-** Schémas de fonctionnement des détecteurs à base de matrice de silicium amorphe :

Tableau 6- Caractéristiques des systèmes commercialisés :

Fournisseur	Varian	Elekta	Siemens	Siemens	Bioscan
<b>Nom</b>	AS500	IView GT	FP-A	FP-B	Iris
<b>Surface de détection utile</b>	40*30 cm <sup>2</sup>	41*41 cm <sup>2</sup>			41*41 cm <sup>2</sup>
<b>Pixels de l'image</b>	512*384	1024*1024	1024*1024	1024*1024	1024*1024
<b>Résolution spatiale</b>	0.784 mm	0.4 mm	0.4 mm	0.4 mm	
<b>Champ fixe vu à l'iso centre</b>	28*21 cm <sup>2</sup>	26*26 cm <sup>2</sup>			Jusqu'à 35*35 cm <sup>2</sup>
<b>Dose</b>	5	100	100	142	
<b>CNR</b>	260	448	611	635	
<b>Nombre images/s</b>	3	2.5			3.5 à 12 selon taille de champs
<b>Visualisation dynamique</b>					oui
<b>Dosimétrie portale</b>	Disponible version 6.5	prévue			inclue

L' *I-View GT* est le système basé sur une matrice au silicium amorphe développé par Elekta la société ayant racheté Philips dans ce domaine. L'ancien modèle à caméra *I-View* est aussi connu sous le nom de SRI-100 Philips.

**Tableau 7-** Tableau comparatif des différents systèmes d'imagerie portale :

	<b>Avantages</b>	<b>Inconvénients</b>
<b>Système à matrice de chambre d'ionisation</b>	<p>Taille compacte                      Peu encombrant et léger                      Images sans distorsions géométriques                      Pas de partie mobile</p>	<p>Le diélectrique doit être très pur                      L'électronique associé ne doit pas être irradié                      Période effective d'intégration de charge ( 0.5 s) petite devant temps totale d'acquisition (5.5 s)                      Requière de plus haute dose que autres systèmes                      Système à balayage                      On n'utilise pas tout le rayonnement disponible en aval du patient</p>
<b>Système à caméra</b>	<p>Détecteur englobant toute la surface d'irradiation : tout le rayonnement issu du patient est susceptible de générer un signal dans le système                      Détecteur rapide (acquisition de l'image en 3s pour le mode rapide)</p>	<p>Efficacité de collection de la chaîne optique : 0.01%-0.1%                      Système volumineux                      La caméra ne doit pas être irradiée                      Durée de vie de la caméra est limitée                      Bruit de la caméra doit être faible</p>
<b>Système à matrice de silicium amorphe</b>	<p>Grande surface de détection                      Capteurs très résistants aux rayonnements                      Système d'imagerie très compacte détectant 30 % de la lumière émise                      Malgré système de balayage, acquisition complète des données 2D                      Résolution de l'image obtenue</p>	<p>Image brute présente des artefacts                      Bruit généré dans préamplificateur                      Matrice radiorésistance mais l'électronique associée est radio sensible : bruit augmente avec longueur des câbles...</p>

## Bibliographie sur l'imagerie portale

1. Clippe, S., *Aide au positionnement du patient en radiothérapie conformationnelle par l'utilisation de techniques de recalage d'images 2D et 3D*, in *Ingénierie médicale et techniques* Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2003. **56**(1): p. 259-65
2. Clippe, S., *Patient setup error measurement using 3D intensity-based image registration techniques*. 1999/2000, Laboratoire ERIC, Université Lumière Lyon 2: Lyon..
3. Munro P, B.D., *Portal Imaging Technology: Past, Present, and Future*. Semin Radiat Oncol, 1995. **5**(2): p. 115-133.
4. Shalev, S. *State of the Art in Electronic Portal Imaging*. in *XIIIth International Conference on the Use of Computers in Radiation Therapy*. 1997. Salt Lake City.
5. H Meertens, M.v.H.a.J.W., *A liquid ionisation detector for digital radiography of therapeutic megavoltage photon beams*. Phys. Med. Biol., 1985. **30**(4): p. 313-321.
6. M van Herk, H.M., *A matrix ionisation chamber imaging device for on-line patient set-up verification during radiotherapy*. Radiother. Oncol, 1988. **11**: p. 369-378.
7. Ezz A, M.P., Porter AT, Battista J, Jaffray DA, Fenster A, Osborne S., *Daily monitoring and correction of radiation field placement using a video-based portal imaging system: a pilot study*. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 1992. **22**(1): p. 159-65.
8. Visser AG, H.H., Althof VG, Swanenburg BN, *Performance of a prototype fluoroscopic radiotherapy imaging system*. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 1990. **18**(1): p. 43-50.
9. A G Glendinning, S.G.H.a.D.E.B., *Measurement of the response of Gd<sub>2</sub>O<sub>2</sub>S:Tb phosphor to 6 MV x-rays*. Phys. Med. Biol., 2001. **46**: p. 517-530.
10. Munro P, B.D., *X-ray quantum limited portal imaging using amorphous silicon flat-panel arrays*. Med Phys, 1998. **25**(5): p. 689-702.
11. Antonuk LE, Y.J., Huang W, Siewerdsen JH, Boudry JM, el-Mohri Y, Marx MV, *A real-time, flat-panel, amorphous silicon, digital x-ray imager*. Radiographics, 1995. **15**(4): p. 993-1000.
12. Antonuk LE, Y.J., Huang W, Sandler H, Siewerdsen JH, el-Mohri Y, *Megavoltage imaging with a large-area, flat-panel, amorphous silicon imager*. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2001. **36**(3): p. 661-72.

## II- Le cone beam

Alors que pour la tomographie conventionnelle, la reconstruction d'images 3D est effectuée à partir de coupes 2D prises par « tranche », dans la technologie « cone beam » la reconstruction s'effectue directement en une seule opération au moyen d'acquisition d'images projectives 2D prises à des intervalles angulaires régulier autour du patient.

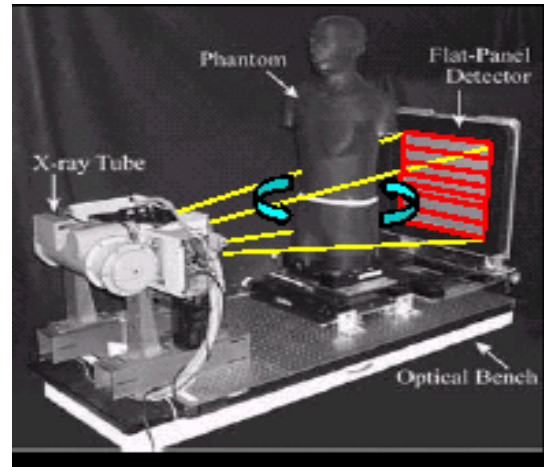
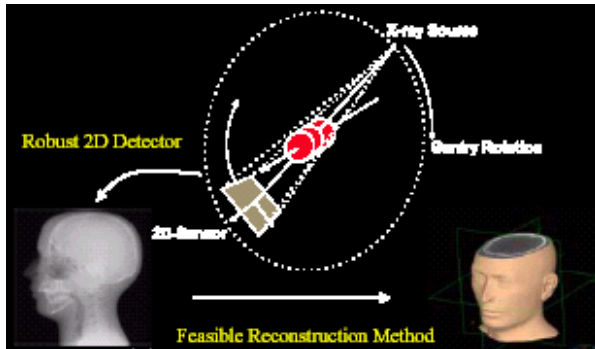


Figure 12 et 13- schémas de fonctionnement du cone beam

Le terme « cone beam » est lié au système d'acquisition des images. Le faisceaux de rayons X utilisé pour former l'image a la forme d'une cône.

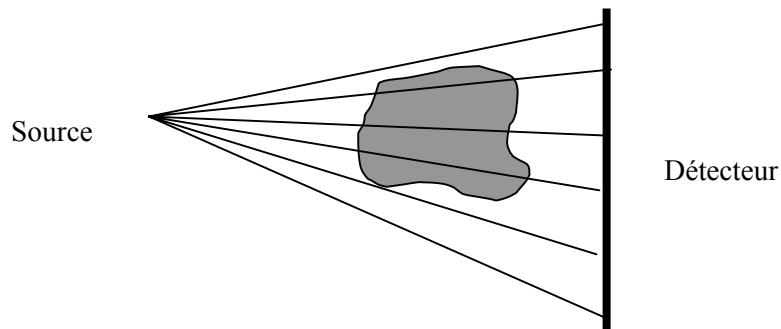


Figure 14- schémas de fonctionnement du cone beam

Les récentes découvertes dans le domaine de l'imagerie ont ouvert la voie au développement de systèmes de tomographie cone beam très perfectionnés utilisant comme détecteurs des panneaux de silicium amorphe identiques à ceux employés en imagerie portale..

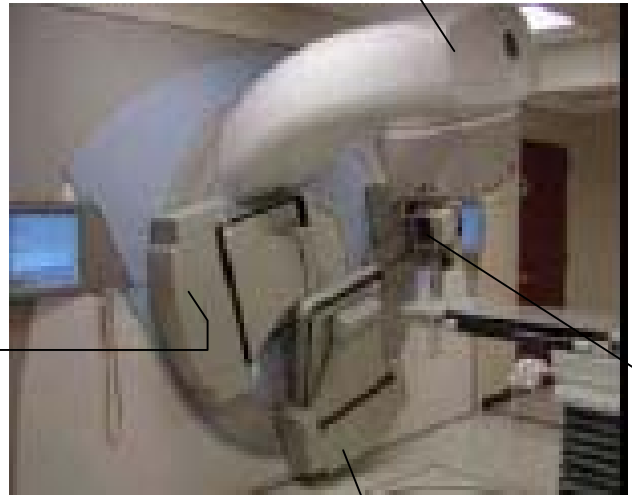
En effet, les nouveaux systèmes d'imagerie portale à base de matrice de silicium amorphe permettent l'acquisition de nombreuses images 2D d'une qualité suffisante (même issue d'un faisceau haute énergie) pour permettre la reconstruction 3D. Ce détecteur est une composante clé de la technologie du « cone beam ».

On distingue la tomographie cone beam utilisant des faisceaux haute énergie MV MCVT (3D Mega-voltage CT), c'est à dire les faisceaux utilisés lors du traitement, et la tomographie cone beam utilisant des faisceaux de plus faibles énergies (kV) générés par une source de rayons X kV ajoutée à l'accélérateur.

## II-1) Acquisition d'images kV

**Figure 15-** Photo du système de cone beam kV de Elekta Synergy™  
Mis en place au William Beaumont Hospital  
Royal Oak, MI

Tête de  
l'accélérateur



Détecteur du système  
« cone beam kV »

Détecteur du système  
d'imagerie portale

Tube à  
rayons X

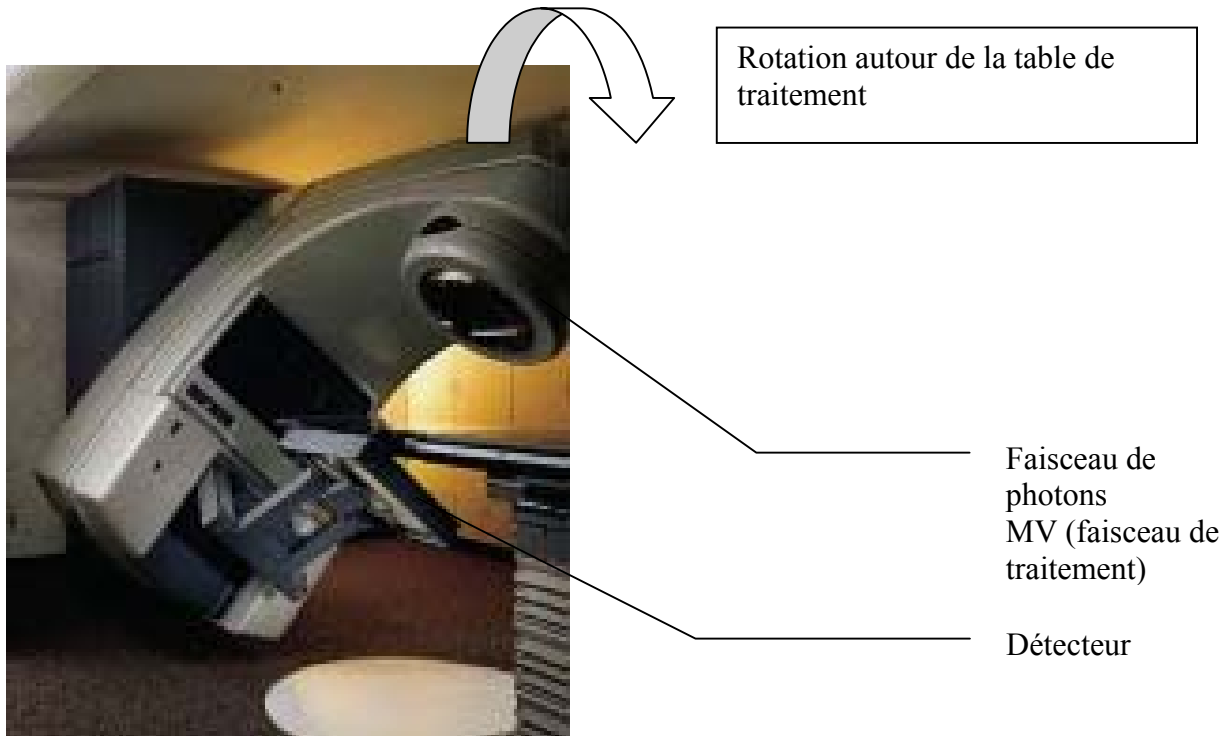
**Tableau 8-** Etapes successives de recherches menées au W.B. Hospital ayant permis le développement du premier système d'imagerie « cone beam kV » :

<b>1992</b>	Début de la collaboration entre l'équipe de recherche menée par John Wong du Washington University Medical Center's Mallinkrodt Institute of Radiology et David Jaffray du Canadian University dès 1992.
<b>1995</b>	au W.B. Hospital, l'équipe de recherche met au point un système de reconstruction d'image volumique à partir de faisceau de rayons X kV La sensibilité du détecteur (alors basé sur la technologie CCD), était le facteur limitant au développement de cette technologie, la dose nécessaire à la formation d'image de grande qualité était trop importante (10-15 cGy)
<b>1997</b>	l'équipe assemble un système de cone beam kV sur un SL 20
<b>1997</b>	Première utilisation de la technologie des panneaux en silicium amorphe pour des systèmes cone beam kV
<b>1998</b>	Mise au point d'un système cone beam kV utilisant un détecteur de 21*21 cm
<b>2001</b>	Systèmes les plus récents utilisent détecteur de 41*41 cm.

Les caractéristiques de ce système ainsi que les résultats d'essais démontrant la grande résolution des images 3D reconstruites, ont été rapportés dans un article de D. Jaffray et al. en 2002.

Ces caractéristiques sont résumées dans un tableau récapitulatif proposé à la fin de cette section.

## II-2) Acquisition d'images MV



**Figure 16-**« cone beam MV »

Illustration : L'équipe de recherche du Mémorial Sloan –Kettering Cancer Center dirigé par Kolby Sidhu a publié en 2002 les résultats de ces travaux qui démontrent pour la première fois la faisabilité de l'installation clinique d'un système de vérification cone beam haute énergie lors de thérapies perfectionnées telles que la radiothérapie conformationnelle et l'IMRT.[3]

Les faisceaux prévus pour la reconstruction 3D sont dans ce système élaborés de façon à épouser au mieux la forme du volume cible comme lors de la planification du plan de traitement en radiothérapie conformationnelle. Ce système utilise 21 faisceaux non orientés déterminés à des intervalles angulaires réguliers de  $10^\circ$  sur le gantry.

(La plage de valeur dans laquelle la rotation du gantry doit s'effectuer pour assurer la reconstruction volumique doit être au minimum de  $180^\circ + 2 * (\text{intervalle angulaire})$  ; ici, on a bien  $200^\circ$  )

La planification des faisceaux du cone beam se fait comme pour le plan de traitement standard pour une prescription à l'isodose 95%.



Le traitement ainsi que l'acquisition des images ont été réalisés en utilisant 80% des données du plan standard de traitement et 20% des données du plan conçus pour les faisceaux cone beam.

Les résultats ont montré que la vérification au moyen du cone beam ne perturbait pas l'homogénéité de la dose délivrée au volume cible et aboutissait à des doses tout à fait acceptables pour les structures critiques. Pour le poumon par exemple, le volume recevant 20 Gy ou plus (tolérance pour le poumon) reste constant.

Ce système d'imagerie, en particulier, le système d'imagerie « cone beam kV », semble être un des systèmes offrant les plus grandes perspectives d'avenir dans le domaine de l'imagerie de contrôle.

Le système d'imagerie « cone beam MV », est basé sur une reconstruction volumique au moyen d'images portales prises à des intervalles angulaires réguliers. Cette technique est dans la suite logique des essais de rendu volumique au moyen de 2 ou trois images portales.

Cette technique intimement liée à celle de l'imagerie portale n'avait pas d'applications cliniques du fait :

- De la trop faible résolution des images obtenues
- Des très larges champs
- Des doses trop importantes nécessaires

Mais grâce aux développements des panneaux de silicium amorphe, cette technologie a bénéficié d'un nouvel essor [2]. En effet, ces EPIDs permettent d'obtenir des images de meilleure résolution spatiale et de bonne sensibilité au moyen de faisceaux MV et de ce fait ont permis d'élargir le champ d'application clinique du « cone beam MV ».

**Tableau 9-** Tableau récapitulatif des caractéristiques de systèmes décrits dans la presse [2-4]

	<b>William Beaumont Hospital Royal Oak</b>	<b>Memorial Kettering Center New York</b>	<b>Sloan- Cancer</b>	<b>Ginzton Center Montain View</b>	<b>Technology</b>	<b>UCSF San Francisco</b>
<b>Date de publication</b>	2002	2002		2003		2002
<b>Commentaire</b>	Présente un système utilisant des faisceaux kV	Présente un procédé de tomographie cone beam utilisant des faisceaux conformationnels				
<b>Accélérateur</b>	Elekta SL 20	Varian Varian Clinac 2100EX		Varian 2100C/D-S/N 207 6 MV		
<b>Tube à rayons X</b>	Varian Eureka Rad-92	Utilisation des rayons X MV issus du faisceau de traitement				
<b>Détecteur</b>	Panneau en silicium amorphe PerkinElmer Optoelectronics RID 1640	Panneau en silicium amorphe Varian aS 500		Panneau en silicium amorphe Paxscan 4030A Scintillateur CsI		Panneau en silicium amorphe
<b>Surface du détecteur</b> <b>Pixels de l'image</b> <b>Résolution</b> <b>Champ fixe vu à l'isocentre</b>	41*41 cm <sup>2</sup> 1024*1024  0.4 mm 26.5*26.5 cm <sup>2</sup>	40*30 cm <sup>2</sup> 512*384  0.76mm 22*29 cm <sup>2</sup>		a :Si 38.8*28.5cm <sup>2</sup> 2048*1536 1024*768 0.194mm	CsI 39.7*29.8cm <sup>2</sup>  0.38mm	41*41 cm <sup>2</sup>
<b>Distance entre le point focal et l'isocentre</b>	100 cm	100 cm		100 cm		100 cm
<b>Distance point focal – détecteur</b>	155 cm	135 cm		145 cm		133 cm
<b>Algorithme de reconstruction</b>	<b>Feldkamp</b>					
<b>Temps d'exposition</b>	25 ms	1.5 s				
<b>Dose utilisée pour former les images</b>		2 cGy par projections soit 50 cGy à 200 cGy		16 cGy		0.08 cGy par projections soit 15 cGy
<b>Vitesse de rotation du gantry</b>	2°/s					
<b>Incrémentation angulaire moyenne</b>	1.1°	1°		1°		2°
<b>Temps d'exposition par image</b>	25 ms					
<b>Intervalle entre l'acquisition de deux images successives</b>	570 ms					
<b>Nombre de projections utilisées</b>	330	21				
<b>Temps d'acquisition</b>	188 s	7 min pour 100 images		6mn pour (1024*768)		
<b>Résolution spatiale</b>	0.7 mm	Sensibilité aux différences de contraste 2% Résolution spatiale 2 mm		1% pour large structures		

**Tableau 10-** Tableau récapitulatif des avantages et inconvénients des système d'imagerie « cone beam » pour le repositionnement patient [1-4]

Avantages	Inconvénients	Corrections apportées
<p>Champ fixe vue à l'isocentre grand</p> <p>Faisceaux de photons X kV : meilleur qualité de l'image</p> <p><b>Excellente résolution spatiale dans les 3 dimensions (0.7 mm)</b>  <b>(Alors que scanner : résolution spatiale dans la direction axiale limitée à l'épaisseur des coupes (0.1 cm))</b></p> <p>Fournit directement des informations 3D sur la position du GTV            En une seule rotation volume 3D formé : pas de superposition de coupes scanner</p> <p>Uniformité du contraste et de la résolution spatiale            Peu sensible au bruit du système et aux artefacts</p> <p><b>Très bonne sensibilité pour les tissus mous</b></p> <p>Très adapté aux détecteurs aux silicium amorphe            Profite du développement technologique fait dans le domaine des images portales</p> <p>Utilisable malgré des conditions géométriques non idéales (corrections très efficaces)</p> <p>Des machines de reconstruction grande vitesse sont disponibles commercialement et peuvent être adaptés au système cone beam CT            Les données peuvent être référencés directement par rapport à la machine de traitement sans l'utilisation de marques corporelles...</p> <p>Position du patient la même lors du traitement et lors de l'acquisition volumique</p>	<p>Encombrement pour systèmes kV</p> <p>Vitesse angulaire du gantry varie lors de l'acquisition (gantry tourne de 360°)            Plus d'image acquise près de 0° que 180°</p> <p>La projection de l'isocentre sur le détecteur se déplace lorsque le gantry tourne</p> <p><b>La non-rigidité du système</b> se manifeste par :</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Réduction de la visibilité des détails</li> <li>• Création d'artefacts (défaut de repérage)</li> <li>• Introduction de stries qui s'accroissent pour des objets de grand contraste, possibilité d'obscurcissement de structures d'intérêt de faible contraste</li> </ul> <p>Rayonnement de photons diffusés dans la structure du système:</p> <p>Artefacts</p> <p>Mauvais rapport signal/contraste (CNR)</p> <p>Temps d'acquisition 180 s            Acquisition 0.285s/image</p> <p>Artefacts dues à la respiration et au péristaltisme</p> <p>Bruit très dépendant du DQE du détecteur</p>	<p>SSD de 150 à 160 cm éliminant presque totalement les artefacts dus aux photons diffusés</p> <p>90s grâce à amélioration des systèmes permettant une acquisition de 30 images / s ce qui permettrait l'acquisition de 330 projections en 15 s (mais la vitesse angulaire maximale de rotation du gantry 1 tour/mn devient un facteur limitant)</p>

**Tableau 11-** Tableau synthétisant les différences des deux systèmes « cone beam » kV et MV :

<b>Système cone beam kV</b>		<b>Système cone beam MV</b>	
<b>Avantages</b>	<b>Inconvénients</b>	<b>Avantages</b>	<b>Inconvénients</b>
Faisceaux de faible énergie : bonne qualité de l'image	Encombrement : tube à rayons X + détecteur à rajouter sur les structures actuelles	Facilité d'implantation,  Variante de l'imagerie portale	Faisceaux haute énergie, résolution spatiale moins bonne, Dose encore importante pour le patient

### **Bibliographie sur le cone beam**

1. Jaffray DA, S.J., Wong JW, Martinez AA., *Flat-panel cone-beam computed tomography for image-guided radiation therapy*. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2002. **53**(5): p. 1337-1349.
2. Ford EC, C.J., Mueller K, Sidhu K, Todor D, Mageras G, Yorke E, Ling CC, Amols H, *Cone-beam CT with megavoltage beams and an amorphous silicon electronic portal imaging device: potential for verification of radiotherapy of lung cancer*. Med Phys, 2002. **29**(12): p. 2913-24.
3. Sidhu K, F.E., Spirou S, Yorke E, Chang J, Mueller K, Todor D, Rosenzweig K, Mageras G, Chui C, Ling CC, Amols H, *Optimization of conformal thoracic radiotherapy using cone-beam CT imaging for treatment verification*. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2003. **55**(3): p. 757-67.
4. Seppi EJ, M.P., Johnsen SW, Shapiro EG, Tognina C, Jones D, Pavkovich JM, Webb C, Mollov I, Partain LD, Colbeth RE, *Megavoltage cone-beam computed tomography using a high-efficiency image receptor*. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2003. **55**(3): p. 793-803.

### III-Les systèmes vidéo

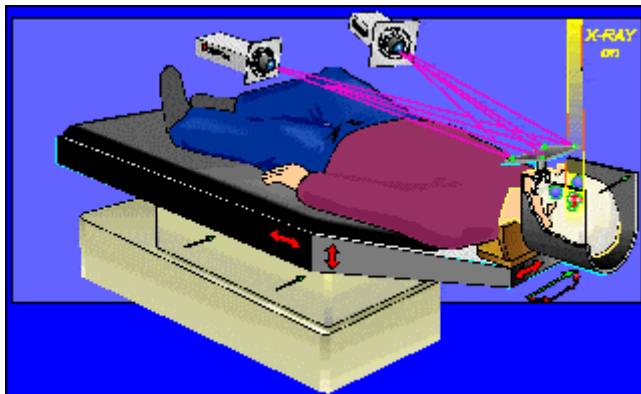
Les images vidéo digitales de l'anatomie superficielle du patient fournissent une quantité très importante d'informations mais celles-ci sont souvent peu utilisées. Le positionnement patient à l'aide de systèmes vidéo a été pour la première fois proposé en 1975 par l'équipe dirigé par W.G. Connor à Tucson en Arizona. [1]. Le système de Connor se composait d'une caméra CCTV, un moniteur et des magnétoscopes associés.

Une fois la simulation et le plan de traitement réalisés, le patient est positionné pour sa première séance de traitement à l'aide d'un film ou d'une image portale. L'image de cette position donnée par la caméra CCTV\* est stockée sur un disque vidéo. Cette image est ensuite comparée à celle prise lors d'autres traitements, au moyen d'un système de soustraction d'images. La différence entre les deux images est visualisable sur un moniteur dans la salle de traitement. Le repositionnement du patient s'effectue de façon à faire correspondre les deux images vidéos.

Lorsque le patient est positionné correctement, l'image est transférée sur un moniteur dans la salle de contrôle. Les mouvements du patient pendant le traitement peuvent être ainsi détectés et l'irradiation peut à tout moment être interrompue afin de procéder à un nouveau repositionnement du patient.

A Heidelberg et à Chicago ont été développés dans la fin des années 90 des systèmes plus performants. [2-4] :

Ces systèmes utilisent une paire de caméras digitales CCD\* capables de détecter des marqueurs réfléchissants, de calculer leurs positions dans l'espace 3D et de mesurer leurs déplacements. Les déplacements des marqueurs par rapport à leurs positions initiales sont visualisés sur des moniteurs en temps réel.



**Figure 16.** Schéma du P.P.S.U (Patient positioning sensor unit) développé à Heidelberg pour l'aide au positionnement lors de la radiothérapie fractionnée des régions de la tête et du cou

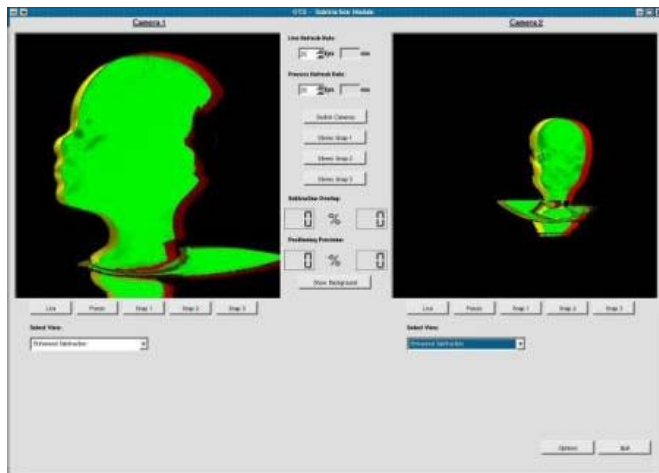
Ces déplacements sont, comme pour les systèmes plus anciens, visualisables au moyen de système de soustraction d'image.

Cette technique est décrite plus en détail par l'équipe de l'université d'Heidelberg.[4, 5]

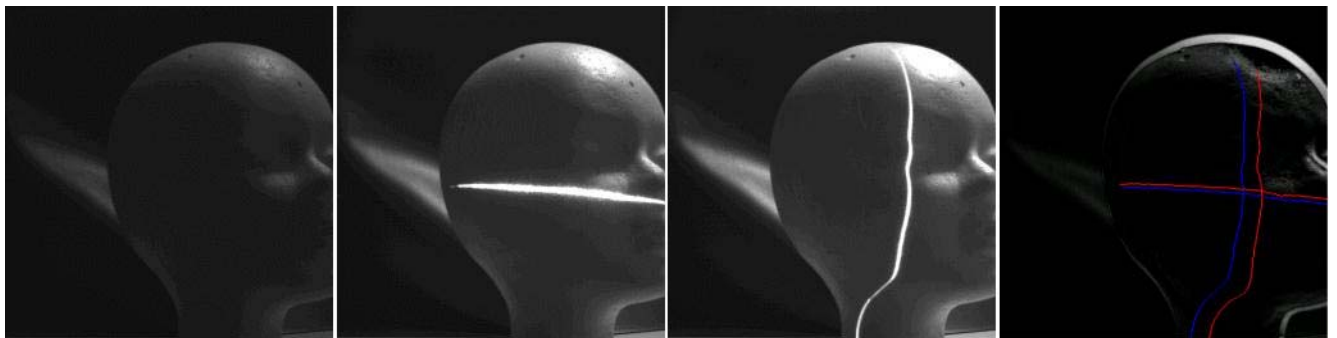
Elle consiste en une soustraction des valeurs de pixel de l'image représentant le patient dans la position actuelle à ceux de l'image de référence du scanner CT.

(Pixel noir si les deux positions sont exactement identiques)

De nombreux progrès ont été réalisés dans les techniques de soustraction d'image. La colorisation et le repérage par laser par exemple permettent l'obtention d'images plus facilement interprétables. (cf. fig. 16 et 17)



**Figure 17.** Soustraction standard à l'aide de couleur :  
jaune position souhaitée,  
rouge position actuelle,  
vert :superposition



**Figure 18.** Soustraction d'image à l'aide de laser  
Image sans le laser, images avec laser horizontal, vertical  
Soustraction d'image entre images avec laser et sans : image avec  
laser rouge où ligne bleue ligne de référence

Ce système n'est efficace que s'il existe une bonne corrélation entre l'anatomie externe et interne du patient. On estime que c'est plus particulièrement le cas pour la tête et le cou, c'est pour cette raison que les principales applications se sont limitées aux patients à traiter au niveau de ces régions.

La technique de soustraction d'images quoique surfacique, présente de nombreux avantages :

- Elle permet de détecter presque immédiatement des très faibles erreurs de positionnement (moins de 1mm et moins de 1°) et de ce fait permet des corrections de la position patient avant que l'irradiation soit commencée.
- Ces images vidéo présentent par rapport à des radiographies classiques l'intérêt de ne pas nécessiter une irradiation pour leur obtention.
- Ces images sont souvent d'une meilleure qualité que des radiographies classiques et sont plus faciles à interpréter pour les manipulateurs. En effet, ce sont des images représentant l'anatomie surfacique du patient, le repositionnement du patient est donc facilement et directement visualisable.

Par contre, un positionnement précis de l'anatomie surfacique du patient n'équivaut pas à un repositionnement précis du volume cible.  
 Les images portales, elles non plus, ne permettent qu'un repositionnement d'anatomie radiographiques (anatomie osseuse, cavité d'air...) mais pas des tissus tumoraux mous.

L'équipe de Chicago a comparé sur plusieurs patients la précision du positionnement patient lors d'un repositionnement à l'aide de lasers et d'un repositionnement à l'aide de lasers et de système vidéo. Les résultats de leurs expériences ont montré que lorsqu'on ajoutait un système de vérification vidéo au système par laser, les erreurs de positionnement étaient diminuées de 66%.

**Tableau 12-** Tableau récapitulatif avantages et inconvénients de ce système :

<b>Avantages</b>	<b>Inconvénients</b>
Détection immédiate de faibles erreurs de positionnement Translation < 1 mm Rotation < 1°	Utilisation actuelle limitée à certaines régions du corps (tête et cou)
Ne nécessite pas d'irradiation du patient	Pas d'image de l'anatomie interne
Pratique d'utilisation Repositionnement directement visualisable grâce à la soustraction d'image	Pour le premier positionnement nécessite l'utilisation d'images portales

**Tableau 13-** Tableau récapitulatif des sources bibliographiques utilisées :

	<b>Patient repositioning and motion detection using a video cancellation system</b>	<b>A videogrammetric system for computer-controlled non invasive patient positioning</b>	<b>Initial clinical experience with a video-based patient positioning system</b>
<b>Premier auteur</b>	W.G. Connor,	C. Lappe	L.S. Johnson
<b>Lieu</b>	Tucson, Arizona	Heidelberg	Chicago
<b>Date de publication</b>	1975	1997	1999
<b>Commentaire</b>	Premier système développé	Description d'un projet datant de 1990 PPSU Patient positioning sensor unit	
<b>Caméras utilisées</b>	2 caméras CCTV	2 caméras CCD 1 caméra près du laser latéral gauche <b>LAT caméra</b> latérale gauche 1 caméra juste au-dessus du pieds de la table de traitement <b>API caméra</b> antérieur- postérieur- inférieur Images stéréoscopiques de marqueurs externes	
<b>Région traitée pour lequel le système vidéo est adapté</b>	Tête et cou		
<b>Précision obtenue</b>	1 mm	0.6 mm	0.5 mm 0.5°
<b>Champ fixe vue à l'isocentre</b>			30*25 cm <sup>2</sup>

### **Bibliographie sur les systèmes vidéo**

1. W G Connor, M.L.M.B., R Veomett, J Hicks, R C Miller, E Mayer and N Sheeley, *Patient repositioning and motion detection using a video cancellation system*. Technical Innovations, 1975.
2. Johnson LS, M.B., Hadley SW, Pelizzari CA, Haraf DJ, Chen GT, *Initial clinical experience with a video-based patient positioning system*, in *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 1999. p. 205-213.
3. Milliken BD, R.S., Hamilton RJ, Johnson LS, Chen GT, *Performance of a video-image-subtraction-based patient positioning system*. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 1997. **38**(4): p. 855-66.
4. C Lappe, S.h., M Braun, O Pastyr, V Sturm and W Schlegel. *A videogrammetric system for computer-controlled non-invasive patient positioning*. in *XIIIth International Conference on the Use of Computers in Radiation Therapy*. 1997. Salt Lake City.
5. G Kuhr, C.L., W Schlegel. *Patient Positioning Sensor Unit (PPSU) for stereotactically guided fractionated radiotherapy*. in *ESTRO 17 Annual Meeting*. 1998. Edinburgh.



## IV- Le Laser

Le positionnement par laser est une méthode très classique en radiothérapie externe. C'est pourquoi, je ne reviendrais que de manière très général sur son principe de fonctionnement.

*Caractéristiques d'un faisceau laser utilisé pour le positionnement :*

Ces faisceaux sont unidirectionnels, intenses, monochromatiques et cohérents.

Le mot LASER est en fait l'acronyme de " Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation ", ce qui signifie que l'utilisation de la technique dite d'émission stimulée permet d'amplifier la lumière, et donc de produire de la lumière qui peut transporter une énorme quantité d'énergie. Le processus d'émission de la lumière d'un laser, l'émission stimulée, est responsable de toutes ces caractéristiques. La lumière produite autrement que par émission stimulée est distribuée sur un domaine spectral relativement large, empêchant la fabrication d'une source monochromatique puissante. De plus, l'énergie rayonnée est généralement mal dirigée et on ne peut améliorer sa directivité qu'en sacrifiant de l'intensité. Toutes ces limitations sont donc levées pour des sources cohérentes comme c'est le cas pour un laser.

**Tableau 14-** Comparaison de la puissance et de l'intensité de différentes sources lumineuses

Source	Puissance (W)	Intensité (W/m <sup>2</sup> )
Soleil	$4 \times 10^{26}$	(à la surface de Terre) 1400
Ampoule à incandescence	100	(à 1 m de l'ampoule) 8
Laser hélium-néon	$5 \times 10^{-3}$	1100
Laser à CO <sub>2</sub>	20	$4 \times 10^6$

La puissance es lasers médicaux doit être assez faible pour ne pas brûler la peau.

Les lasers commercialisés sont soit rouge (longueur d'onde : 630 nm ) soit vert (longueur d'onde : 530 nm). L'avantage de la ligne laser verte est sa bonne visibilité sur toute pigmentation de la peau, et sa durabilité. Ce sont cependant les lasers les plus chers, c'est pourquoi on leur préfère le plus souvent les lasers rouges dans la plupart des structures hospitalières.

*Principe du positionnement par laser*

Le positionnement au moyen de lasers est la première étape du repositionnement patient. Bien que dans la plupart des cas, ne suffisant pas, cette étape est nécessaire, utile et très commode pour les manipulateurs.

Lors de la simulation, des lasers fixes permettent de repérer différents plans notamment par la technique des trois faisceaux (cf voir figure 19 et tableau 15) . Grâce à eux les manipulateurs ou les radiothérapeutes marquent des repères sur la peau du patient ce qui permettra un premier positionnement du patient sur la table de traitement par superposition des tracés de la peau avec les lasers fixes de l'accélérateur.

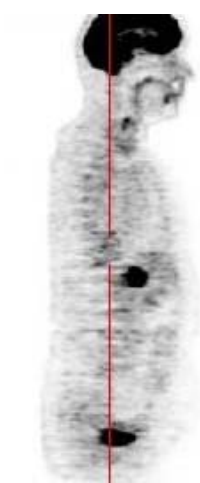
Les lasers d'alignement donnent de plus lors de la simulation, à l'opérateur, une indication du niveau de la première coupe, garantissant ainsi que les organes d'intérêt sont à l'intérieur du champ de vue.

**Tableau 15-** Système des trois faisceaux lasers [1]

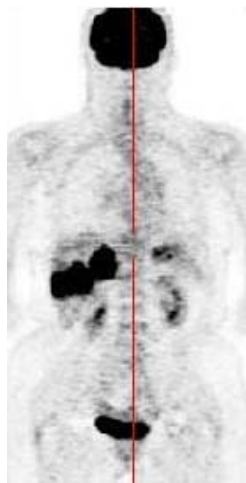
		Faisceau laser latéral	
		Plan Vertical transverse	Plan Horizontal coronal
Faisceau laser sagittal	Plan sagittal contenant l'isocentre	Droite confondue avec l'axe du faisceau en position verticale	Droite confondue avec droite de rotation du bras

Intersection des trois plans :  
isocentre de l'accélérateur

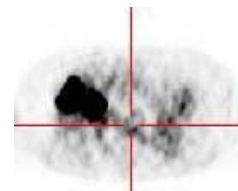
Sinogrammes tep



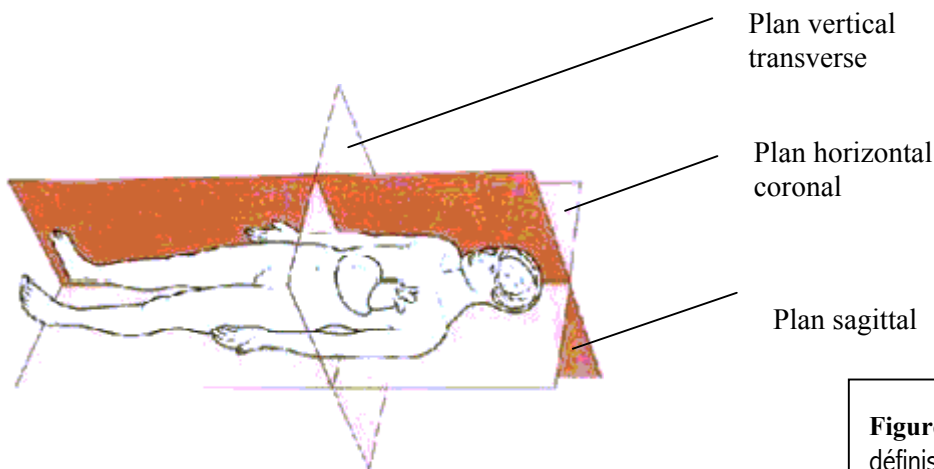
**Plan sagittal**



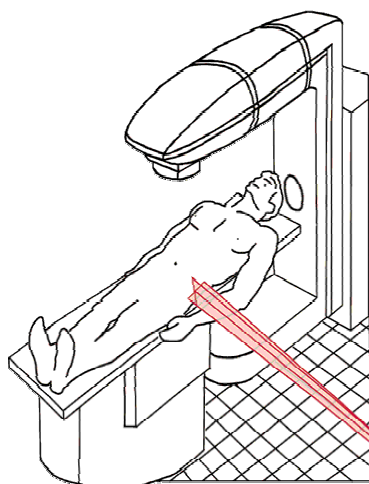
**Plan coronal**



**Plan transaxial ou vertical transverse**



**Figure 19-** Les différents plans définis par les lasers



**Figure 20-**Alignement au moyen d'un laser rouge

**Tableau 16-** Caractéristiques de certains lasers médicaux commercialisés [2]

	<b>Apollo red</b>	<b>Apollo green</b>	<b>CL-606</b>	<b>CL-505-CH</b>	<b>LS-1/2/3</b>
Type de laser	Diode laser	diodes laser à corps solide	Diode laser	diodes laser à corps solide	
	LAP	LAP	CEMARLIGNE	CEMARLIGNE	Centralite LS
<b>Largeur du faisceau à 4 m</b>	< 1 mm	< 1 mm	0.5 mm à 2 m	1 mm à 3 m	0.9-1.2 mm à 3 m
<b>Longueur du faisceau</b>	3 m à 3 m	3 m à 3 m	0.5-3 m à 2 m	0.75 m à 3 m	
<b>Longueur d'onde</b>	635 nm	532 nm	526 nm	630-670 nm	650 nm
<b>Couleur</b>	Rouge	Vert	Vert	Rouge	Rouge
<b>Puissance de sortie</b>	< 1 mW	< 1 mW	< 1.5 mW	0.5-3,5 mW	< 1 mW
	II	II	II	II	II
<b>Puissance d'alimentation</b>	110/230 V AC/ 5V DC	110/230 V AC/ 5V DC	120 V AC 300 Hz	95-265 V AC 50/60 Hz	115-220 V AC 50/60 Hz
<b>Tension moyenne</b>	5 V DC	5 V DC	5 V DC		
<b>Consommation de puissance</b>	1 W	10 W		1 W	
<b>Température de fonctionnement</b>	0-40 °	15-30 °	10-30 °	0-45 °	
<b>Dimensions hauteur*largeur*profondeur</b>	200*110*100 mm <sup>3</sup>	200*110*100 mm <sup>3</sup>	152*324*89 mm <sup>3</sup>	230*103*70 mm <sup>3</sup>	5.5*3.9*13
<b>Poids</b>	2.3 kg	2.3 kg		1.5 kg	
<b>Précision de l'ajustement de l'iso centre</b>	0.5 mm	0.5 mm			< 0.1 mm

#### **Bibliographie sur le laser**

1. J.-J. Mazon, T.L., A. Maugis, *Techniques d'irradiation des cancers*, ed. VIGOT. 1993.
2. site internet <http://www.lap-laser.com/> ; <http://www.cemarelectro.ca/en/products/index.html> ; [http://www.diacorinc.com/pdfs/centra\\_handheld.pdf](http://www.diacorinc.com/pdfs/centra_handheld.pdf)

## V-Scanner dans la salle de traitement

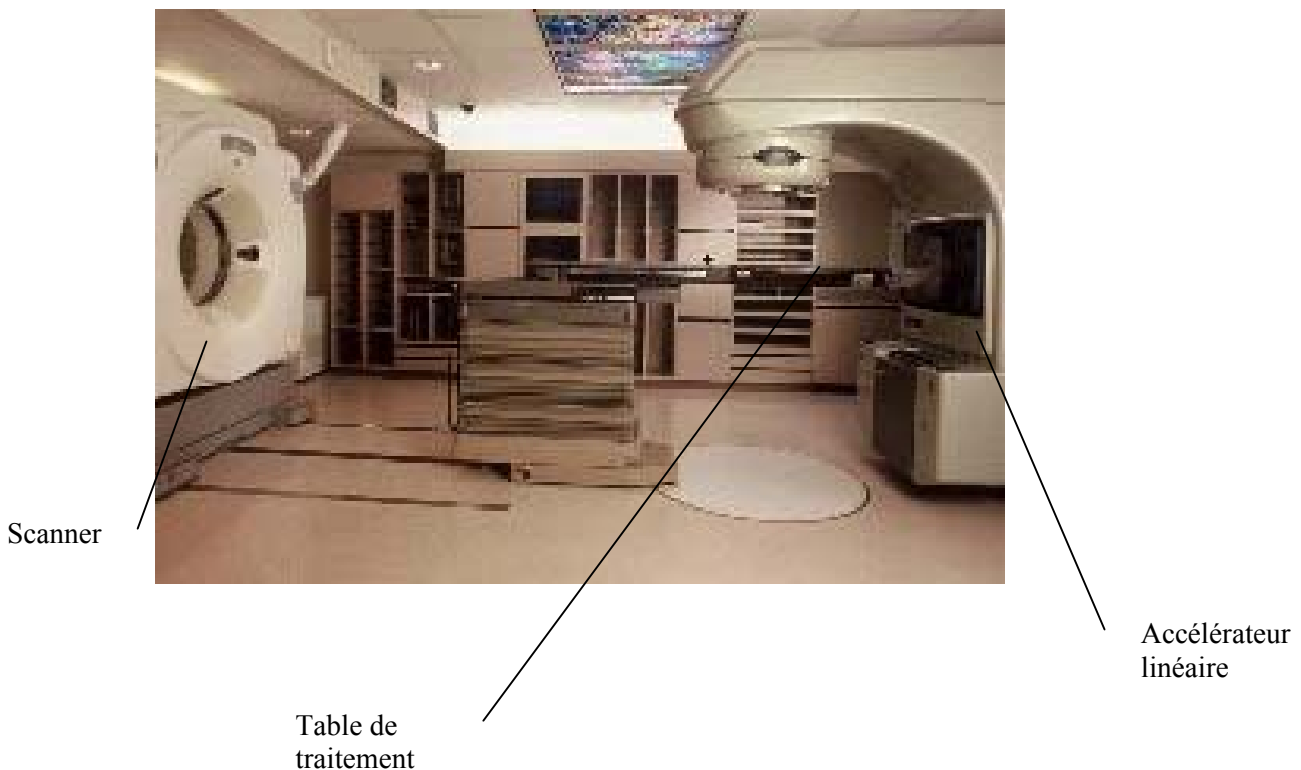
Une méthode simple mais coûteuse pour réduire les erreurs de positionnement entre la position du patient lors de la simulation scanner et sa position lors du traitement est d'intégrer un scanner\* dans la salle de traitement !! Après avoir immobilisé le patient sur la table de traitement, on procède à l'acquisition d'images scanners (TDM) pour localiser très précisément la tumeur. Ce type de système très récent n'est rapporté que depuis 2003. [1-3]

On peut citer à ce sujet le chercheur physicien Wong : « c'est une idée simple, c'est étrange qu'il ait fallu autant de temps pour que des chercheurs l'envisage »

La table sur laquelle est allongé le patient est la même pour le passage au scanner et pour le traitement. Entre le scanner et l'accélérateur, on l'a fait pivoter de 180°. L'axe de rotation du gantry de l'accélérateur est coaxiale avec celui du gantry du scanner.

Lorsqu'on tourne la table de traitement du côté du scanner, l'isocentre de l'accélérateur est aussi l'origine des coordonnées du scanner.

Lors du passage dans le scanner, c'est le gantry du scanner qui se déplace le long du patient et non l'inverse comme dans les systèmes scanner conventionnels (diagnostic ou de simulation).



**Figure 21.** Photo d'un dispositif « scanner + accélérateur »

Les images prises au scanner permettent une localisation précise et en 3D des structures internes du patient par rapport aux faisceaux de traitement. Le scanner donne aussi d'autres informations qui peuvent être utilisées pour calculer les doses que reçoit effectivement le patient dans la position de traitement.

Ce système permet d'éviter d'autres techniques de positionnement conventionnelles plus astreignantes tels que les immobilisations et tracés sur le corps.

**Tableau 17-** Tableau récapitulatif, avantages, inconvénients :

<b>Avantages</b>	<b>Inconvénients</b>
Précision du système	Coût
Pas de déplacement du patient entre le scanner et l'accélérateur	Très volumineux Salle de traitement à reconcevoir
Données scanner de la position du volume cible pour la position effective du patient pendant le traitement	Même réduit, le mouvement entre le scanner et l'accélérateur entraîne des incertitudes.
Informations 3D	Mouvement du patient Précision de la table

Ce système présente bien sûr l'inconvénient d'être très volumineux et très cher.

Se surajoutant aux scanners de diagnostic et de simulation, un scanner supplémentaire doit être immobilisé dans la salle de traitement. Ce scanner doit la plupart du temps être modifié pour permettre la translation du gantry afin d'obtenir un système le plus précis possible. Ce système ne peut certainement pas s'adapter à n'importe quelle salle de traitement. Ces salles doivent être complètement repensées pour s'adapter au mieux à l'introduction de ce nouvel appareil. Le centre accueillant ce dispositif doit être prêt à investir d'importantes sommes pour le seul repositionnement de patient.

Nous concluons sur les avantages indéniables de ce système. Ce système permet de vérifier avec une très grande précision la position du patient au début et au cours du traitement. Le patient reste immobile entre les acquisitions scanner et l'irradiation. Cette technique paraît donc être adaptée aux irradiations complexes actuelles : lors des radiothérapies conformationnelles 3D ou lors des radiothérapies par modulation d'intensité où les marges sont très réduites et où bien sûr la vérification fréquente de la position du volume cible est nécessaire.



**Figure 22.** Image du système PRIMATOM utilisé principalement pour les cancer du poumon et de la prostate (marge de 3 mm)

L'article de Kuriyama[2] fournit de très nombreuses précisions sur le système utilisé. Je n'ai pas trouvé d'autres publications aussi exhaustive quant aux renseignements fournis sur le système. Je me permets d'introduire un tableau ne faisant référence qu'à ce système pour donner un ordre d'idée des caractéristiques des éléments utilisées lors de l'implantation de ce système d'aide au positionnement.

**Tableau 18-** Caractéristiques du système développé au National Defense Medical College de Tokorozawa au Japon

<b>National Defense Medical College Tokorozawa (Japon)</b>													
	2003												
<b>Linac</b>	EXL-15DP Mitsubishi												
<b>Energie du faisceau</b>	6,10 MV												
<b>MLC</b>	60 paire de lames												
<b>CT scanner</b>	HiSpeed DX/i GE Medical system modifié : gantry mobile Smart Gantry GE-Yokogawa Medical Systems 2000 kg												
<b>Ouverture du gantry du CT scanner</b>	70 cm ouverture maximale : latérale : 110 mm verticale : 320 mm												
<b>Mouvement de la table de traitement</b>	32cm vertical 11cm horizontal latéral 5.5cm gauche 5.5cm droit												
	3.0 cm/s 7.5 cm/s												
<b>Table</b>	MTC-22CS Mitsubishi Electric Co.												
<b>Plaque en carbone</b>	GE-Yokogawa Medical System 6cm 42cm												
<b>Déplacement de la table de traitement</b>	Rotation de 180°												
<b>Rotation de la table de traitement</b>	Latéral :0.20 mm Longitudinal :0.18 mm Vertical : 0.39 mm												
<b>Gantry CT</b>	Position par rapport au centre d'un fantôme :												
	<table border="1"> <thead> <tr> <th>200 mm</th> <th>400 mm</th> <th>600 mm</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>La :0,1</td> <td>La :0,33</td> <td>La :0,30</td> </tr> <tr> <td>Lo :0,3</td> <td>Lo :0,33</td> <td>Lo :0,10</td> </tr> <tr> <td>Ve :0,3</td> <td>Ve 0,08</td> <td>Ve : 0,10</td> </tr> </tbody> </table>	200 mm	400 mm	600 mm	La :0,1	La :0,33	La :0,30	Lo :0,3	Lo :0,33	Lo :0,10	Ve :0,3	Ve 0,08	Ve : 0,10
200 mm	400 mm	600 mm											
La :0,1	La :0,33	La :0,30											
Lo :0,3	Lo :0,33	Lo :0,10											
Ve :0,3	Ve 0,08	Ve : 0,10											
<b>CT linac</b>	Latéral :0.20 mm Longitudinal : 0.18 mm Vertical : 0.39 mm												

## **Bibliographie sur les systèmes de scanner placé dans la salle de traitement**

1. Court L, R.I., Mohan R, Dong L, *Evaluation of mechanical precision and alignment uncertainties for an integrated CT/LINAC system*. Med Phys, 2003. **30**(6): p. 1198-210.
2. Kuriyama K, O.H., Sano N, Komiyama T, Aikawa Y, Tateda Y, Araki T, Uematsu M, *A new irradiation unit constructed of self-moving gantry-CT and linac*. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2003. **55**(2): p. 428-35.
3. Onishi H, K.K., Komiyama T, Tanaka S, Sano N, Aikawa Y, Tateda Y, Araki T, Ikenaga S, Uematsu M, *A new irradiation system for lung cancer combining linear accelerator, computed tomography, patient self-breath-holding, and patient-directed beam-control without respiratory monitoring devices*. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2003. **56**(1): p. 14-20.

## **Introduction Ultrason et Tomographie à émission de positons**

Les ultrason et la Tomographie à Emission de Positons (T.E.P.) sont des outils classiques de diagnostic qui présentent également un intérêt potentiel pour le positionnement patient.

Comme les systèmes d'imagerie portale, de cone beam ou scanner..., ces systèmes permettent de visualiser des régions d'intérêt de l'anatomie du patient. Le positionnement en radiothérapie, qui s'effectue par exemple au moyen d'une image portale de référence, de coupes scanner, de DRRs, peut aussi bien s'effectuer à l'aide de données issues d'une acquisition par ultrason ou par T.E.P..

Des images peuvent aussi être prises entre chaque séance et ainsi permettre une correction de la position patient.

Du fait des lois physiques qui régissent leur fonctionnement, ces outils d'imagerie ont des caractéristiques et propriétés spécifiques qui les rendent plus ou moins adaptés à certains types de volume cible et à certains types de traitement.

La T.E.P. n'est pas utile en radiothérapie, cependant il m'a paru intéressant de citer son intérêt pour le repositionnement patient dans un autre type de traitement (hadronthérapie).

**Tableau 19**

<b>Système d'imagerie</b>	<b>applications</b>
Ultrasons	Cancer de la prostate
T.E.P.	Uniquement pour l'hadronthérapie : tumeur profonde, à proximité d'organes à risque



## **VI-Ultrasons**

### ***Principe de l'imagerie par ultrason***

L'imagerie par ultrason est une méthode qui permet d'obtenir des images du corps humain par l'utilisation d'ondes sonores de haute fréquence. Un son émis dans une structure est en partie absorbé par les éléments qui la compose et en partie réfléchi, comme par un miroir, en direction de la sonde qui l'a envoyé.

L'analyse de ce phénomène, son interprétation et sa traduction sur un support, écran, bande son, papier, renseignent sur la structure étudiée. La sonde échographique fonctionne donc à la fois comme un émetteur et un récepteur pour obtenir une image des organes à l'intérieur du corps. Plus la structure est éloignée, plus l'ultrason mettra de temps à revenir.

L'ordinateur contenu dans la machine convertit ce temps en distance par rapport à la sonde. Il indique alors par un point sur une ligne où se trouve la structure en question. Les autres émetteurs contigus sur la sonde génèrent plusieurs lignes parallèles les unes aux autres. Elles couvrent ainsi tout l'écran.

La machine construit à partir de ces traits un dessin formé de milliers de points qui représente une coupe de l'endroit où l'on a placé la sonde.

### ***Utilisation des ultrasons pour le repositionnement en radiothérapie***

Les ultrasons permettent d'obtenir des images d'organes non visibles sur les systèmes d'imagerie classiques (PID...). On utilise une sonde ultrasons couplée à un système de localisation 3D dans l'espace de traitement, de manière à disposer d'un référentiel pouvant être mis en correspondance avec le référentiel dosimétrique de l'examen scanner

Le système le plus connu est le système dénommé BAT [1-6](B-mode acquisition and targeting) mis au point au début des années 2000.

Les données du système BAT peuvent être intégrées au système de planification de traitement, pour ainsi prendre en compte les mouvements de l'organe d'intérêt.

- Ce système d'imagerie par ultrason détermine le déplacement nécessaire de l'isocentre à effectuer pour se recalculer au volume cible
- Le système fournit le déplacement dans les trois dimensions nécessaires pour que les volumes correspondent.
- Il est capable d'utiliser l'isocentre de la machine, pour faire correspondre les données CT avec les données acquises par ultrason.

Par la connaissance précise du mouvement des organes et leur intégration dans le système de planification de traitement, les marges prises autour de ces organes peuvent être réduites.

### *Application : tumeur de la prostate*



**Figure 23.** Emma Pietracupa, technologue en radio oncologie au CUSM\*, utilise un dispositif faisant appel à l'ultrason pour repérer la position de la prostate du patient  
\*Centre universitaire de santé McGill

Pour l'instant, en cancérologie, l'imagerie par ultrason n'est vraiment intéressante que dans le cas de la tumeur de la prostate, dans la mesure où cet organe ne se voit pas sur une image PID ou RX classique, et ne peut pas être localisée avec précision par rapport aux structures osseuses environnantes (la prostate se déplace en fonction du taux de remplissage de la vessie et du rectum).

Résultats des essais cliniques de repositionnement de la prostate :

Le système BAT[3] d'imagerie par ultrason a révélé que la prostate lors d'un traitement classique pouvait bouger en moyenne de 1 cm dans n'importe quelle direction par rapport à sa position prévue lors d'un traitement de radiothérapie.

Cette méthode a été comparée à une méthode plus conventionnelle de positionnement (imagerie portale).

**Tableau 20-** Déplacement de l'isocentre pour tenir compte du mouvement de la prostate[5] :

Révéle par...	système d'imagerie par ultrason	Système d'imagerie portale
<b>direction latérale</b>	0,32 +/- 0,46 cm	0,05+/-0,24 cm
<b>direction antero-postérieure</b>	0,32+/-0,56 cm	-0,11+/-0,29 cm
<b>direction supéro-inférieur</b>	0,31 +/- 0,73 cm	0.01 +/- 0,11 cm

**Tableau 21-** Tableau récapitulant les avantages et les inconvénients du système d'imagerie :

<b>Application</b>	Localisation de la prostate
<b>Avantages</b>	<p>Permet d'obtenir des images d'organes non visibles sur les systèmes d'imagerie classique (prostate)</p> <p>Technique simple et pratique.</p> <p>Technique non ionisante</p> <p>Qualité des images acceptable dans 95 % des cas</p> <p>Acquisition d'images réalisables cliniquement en 5 minutes</p> <p>Les données du système BAT peuvent être intégrées au système de planification de traitement, pour ainsi prendre en compte les mouvement de la prostate.</p> <p>grâce au BAT</p> <p>90 % déplacement latéral &lt; 0.2 cm</p> <p>83% déplacement AP &lt; 0.2 cm</p> <p>Erreurs d'alignement de 3 %</p> <p>Des essais ont montré que sans localisation par BAT, volume clinique serait sorti du PTV dans 23.3 à 41.8 % des cas[1]</p> <p>Utilisation couplée des images portales et du système BAT</p> <p>Cette technique permet de distribuer une dose de radiation plus concentrée aux tissus cancéreux, ce qui réduit les dommages potentiels causés aux tissus sains</p>
<b>Limite du système</b>	<p>Application qui n'est intéressante que pour la localisation de la prostate</p> <p>Qualité de l'image obtenue</p> <p>Facteur jouant sur la qualité de l'image[7] :</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>La profondeur à l'isocentre</li> <li>L'épaisseur des tissus entourant la vessie</li> <li>La position de la prostate par rapport à la symphyse pubienne</li> </ul> <p>Précision du système de localisation 3D auquel ce système est associé</p>

Dans l'avenir, cette technologie novatrice pourrait être appliquée au traitement d'autres sites, comme l'utérus, le rein et les nodules lymphatiques

## Bibliographie sur les systèmes de positionnement au moyen d'ultrasons

1. Little DJ, D.L., Levy LB, Chandra A, Kuban DA, *Use of portal images and BAT ultrasonography to measure setup error and organ motion for prostate IMRT: implications for treatment margins*. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2003. **56**(5): p. 1218-24.
2. Chandra A, D.L., Huang E, Kuban DA, O'Neill L, Rosen I, Pollack A, *Experience of ultrasound-based daily prostate localization*. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2003. **56**(2): p. 436-47.
3. Falco T, S.G., Kaufmann C, Belanger I, Procaccini C, Charrois C, Evans M, *Ultrasound imaging for external-beam prostate treatment setup and dosimetric verification*. Med. Dosim., 2002. **27**(4): p. 271-273.
4. Morr J, D.T., Tsai JS, Engler M, Wazer DE, *Implementation and utility of a daily ultrasound-based localization system with intensity-modulated radiotherapy for prostate cancer*. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2002. **53**(5): p. 1124-9.
5. Trichter F, E.R., *Prostate localization using transabdominal ultrasound imaging*. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2003. **56**(5): p. 1225-33.
6. Lattanzi J, M.S., Pinover W, Horwitz E, Das I, Schultheiss TE, Hanks GE, *A comparison of daily CT localization to a daily ultrasound-based system in prostate cancer*. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 1999. **43**(4): p. 719-25.
7. Serago CF, C.S., Buskirk SJ, Ezzell GA, Collie AC, Vora SA, *Initial experience with ultrasound localization for positioning prostate cancer patients for external beam radiotherapy*. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2002. **53**(5): p. 1130-8.
8. Narayana V, R.P., Winfield RJ, McLaughlin PW, *Impact of ultrasound and computed tomography prostate volume registration on evaluation of permanent prostate implants*. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 1997. **39**(2): p. 341-6.

## VII-Tomographie à émission de positons

Le principe de la tomographie à émission de positons\* repose sur l'injection d'une molécule marquée par un isotope radioactif. (remplacement à l'intérieur de la molécule d'un atome naturel par un atome chimiquement identique mais émettant des positons). Cet isotope est produit par un accélérateur de particules appelé cyclotron\*.

La molécule utilisée dans les cas qui nous intéressent est une molécule proche du glucose : 18F-fluoro-deoxyglucose (FDG) molécule marquée au fluor 18

La molécule se fixe dans les cellules fortement consommatrices de glucose, comme le sont celles des tissus tumoraux.

Principe de la localisation :

Les positons ont un parcours moyen très réduit dans la matière. Après dissipation de son énergie cinétique par collision, le positon s'annihile avec un électron en émettant deux photons  $\gamma$  de 511 keV à  $180^\circ$  l'un de l'autre.

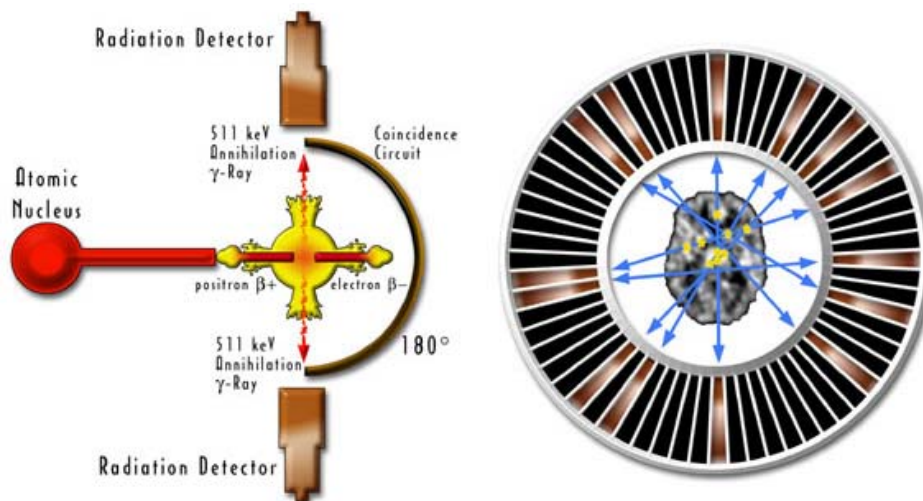


Figure 24.principe de la tomographie par émission de positons

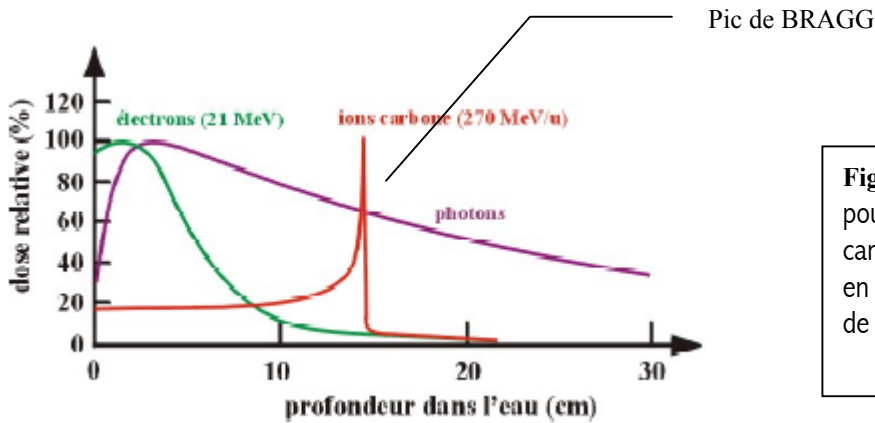
Les rayonnements émis lors de l'annihilation fournissent des informations sur la localisation et la quantité d'émetteurs  $\beta^+$  dans la matière.

En utilisant deux détecteurs face à face, il est possible de détecter les deux photons en coïncidence.

La différence de parcours des deux photons du lieu d'annihilation au détecteur permet de localiser l'évènement

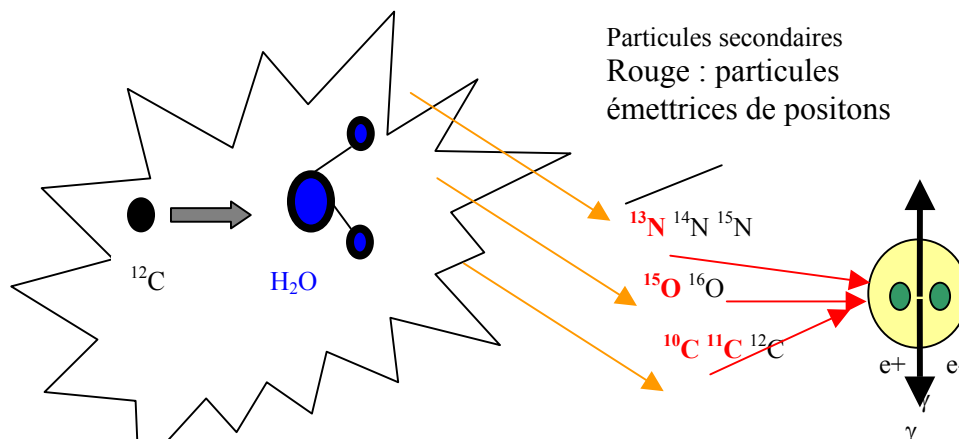
Une caméra TEP permet de détecter les photons  $\gamma$  et de reconstruire une image de la concentration en positons. La TEP constitue donc une technique d'imagerie tomographique 3D permettant de reconstruire en 3D le volume tumoral fonctionnel.

La TEP ne peut constituer une technique d'imagerie de contrôle qu'en hadronthérapie. En effet, en hadronthérapie, on utilise des faisceaux d'ions carbone, dont les propriétés physiques et biologiques permettent un dépôt de dose élevé en fin de parcours ainsi qu'une faible diffusion latérale. Pic de Bragg



**Figure 25 :** comparaison des dépôts de doses pour des photons, des électrons et des ions carbone. On remarque la précision de ce dépôt en profondeur pour les ions carbone : c'est le pic de Bragg

Application : tumeurs très radiorésistantes, tumeurs placées en profondeur, tumeurs à proximité d'organes sensibles  
 Les interactions physiques entre les ions et la matière traversée (eau++) entraînent des phénomènes de fragmentation et par suite la production de particules légères



**Figure 26.** principe de la tep en hadronthérapie

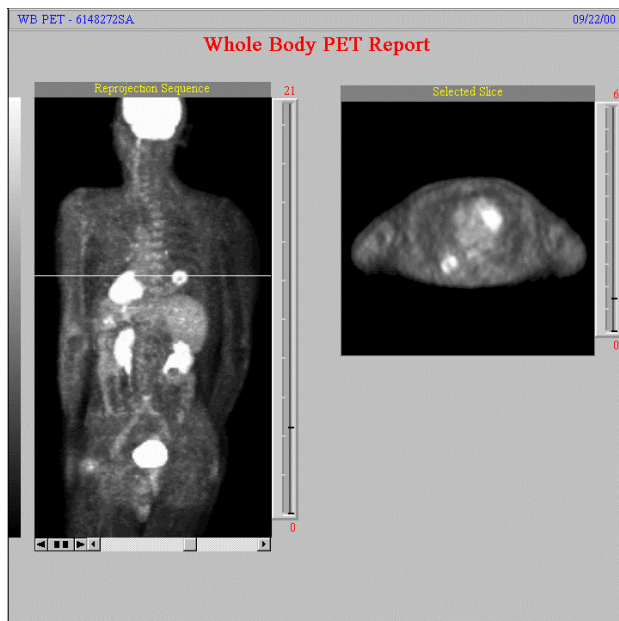
Ces particules secondaires sont émettrices de positons et peuvent ainsi être détectées par la TEP.  
 La TEP en ligne in vivo permet un calcul de la distribution spatiale et dosimétrique du faisceau primaire et constitue donc un outil de contrôle en temps réel .



**Figure 27.** Salle de traitement d'hadronthérapie du centre GSI à Darmstadt (Allemagne)

Tableau 22-Tableau récapitulatif, avantages, inconvénients :

Avantages	Inconvénients
Reconstruction volumique 3D	
Très spécifique à l'hadronthérapie	



**Figure 26.** -sinogrammes\* tep

### **Bibliographie sur les systèmes de tomographie à émission de positons pour le positionnement patient en hadronthérapie**

1. SAPPEY-MARINIER D., du CERMEP, Hôpital Neurologique, Université Claude Bernard Lyon 1, Lyon, *L'imagerie TEP en hadronthérapie*
2. site internet : <http://etoile.univ-lyon1.fr/> ;
3. REMILLIEUX J., de l'Institut de Physique Nucléaire, Université Claude Bernard Lyon 1, Villeurbanne, *Hadronthérapie par ions légers : état du projet ETOILE*

## **Conclusion**

Le bon positionnement du patient lors de tout traitement de radiothérapie est essentiel pour que l'irradiation prévue lors de la simulation soit correctement effectuée et ce de façon reproductible dans la salle de traitement.

Les technologies nouvelles ont conduit au développement de systèmes d'imagerie de contrôle de plus en plus sophistiqués grâce à l'amélioration de techniques anciennes (des premiers systèmes d'imagerie portale à caméra au système à matrice de silicium amorphe), et à la création de procédure totalement innovante (scanner dans la salle de traitement, cone beam).

Se posent deux problématiques, d'une part le choix de la technique d'imagerie selon la précision souhaitée pour l'irradiation d'une tumeur donnée suivant sa localisation et d'autre part l'appréciation rigoureuse de la balance avantages inconvénients de chaque technique, les deux étant évidemment liés.

Le scanner, les systèmes d'imagerie portale et de cone beam, fournissent des informations en 2D ou 3D sur l'anatomie interne du patient. Ils nécessitent cependant souvent des irradiations supplémentaires ainsi qu'un aménagement de la salle de traitement coûteux et encombrant.

Les images surfaciques vidéo, et les images obtenues par ultrasons de médiocre qualité mais commodes et ne nécessitant pas d'irradiation supplémentaires sont parfois adaptées et suffisantes pour le positionnement patient.

Le développement de ces différents systèmes (en particulier la généralisation des systèmes « cone beam kV », qui malgré un coût important ainsi qu'un encombrement non négligeable, fournissent des images reconstruites 3D de résolution spatiale très performante) permettra d'optimiser les traitements de radiothérapie toujours plus audacieux et efficaces.



## Sommaire Partie 2

### Images portales et calcul de dose

<b>I- Introduction</b> -----	<b>p. 50</b>
<b>II- Relation entre la dose reçue et la valeur d'intensité des pixels</b> -----	<b>p. 51</b>
II-1) Acquisition d'images portales-----	p. 51
a) Système utilisé-----	p. 51
b) Correction pour la non-linéarité du système-----	p. 51
II-2) Mesure de dose-----	p. 52
a) La chambre d'ionisation : LA référence-----	p. 52
b) Notion de profondeur optimale-----	p. 52
II-3) La réponse de l'EPID : G/ Dp-----	p. 52
a) Définition-----	p. 52
b) Variation de cette réponse pour variations certains facteurs-----	p. 53
II-4) Explication de la relation entre valeur d'intensité des pixels et dose reçue	p. 55
a) Fonction de dispersion-----	p. 55
b) Une relation de déconvolution-----	p. 56
c) Simplification de la relation pour des cas particuliers-----	p. 57
<b>III- Image de distribution de dose portale (Portal Dose Image)</b> -----	<b>p. 59</b>
III-1) Dédution de la dose sur l'axe à partir de la dose portale méthode pour vérifier le nombre d'unité moniteur délivré-----	p.59
III-2) Correction des données du scanner de simulation à partir des valeurs de doses fournies par les P.D.I.- Algorithme de correction-----	<b>p.60</b>
<b>IV- Conclusion</b> -----	<b>p.61</b>
<b>V- Annexes</b> -----	<b>p.62</b>
<b>VI- Bibliographie</b> -----	<b>p.64</b>
<b>VII – Présentation des protocole expérimentaux effectués             au Centre Léon Bérard sur le système d'imagerie I-View GT</b> -----	<b>p.65</b>

## **Introduction**

Les images portales permettent comme nous l'avons vu précédemment de repositionner le patient sur la table de traitement par comparaison visuelle d'une image DRR de référence avec une image portale du patient au début du traitement.

Je me suis intéressée plus particulièrement à un autre aspect des images portales : le calcul de dose.

**Cette utilisation est moins courante, et n'est parfois pas envisagée par les constructeurs de système d'imagerie portale. Dans ce chapitre, je voudrais expliciter, à travers une synthèse de mes recherches bibliographiques, la richesse des informations fournies par les images portales, notamment en matière de calcul de dose. Les vérifications permises par ces données sont multiples : aussi bien pour les valeurs de dose reçue par le patient, que pour son repositionnement.**

Les chercheurs se sont basés sur le fait que la moyenne de valeurs d'intensité de pixels dans un R.O.I particulier dépend de la fluence des photons sur la surface correspondante du récepteur et que la distribution de dose est proportionnelle à la fluence du faisceau entrant dans le patient. Ainsi, une nouvelle méthode de calcul de dose est apparue présentant de nombreux avantages, en particulier dans la vérification de traitement grâce aux comparaisons d'images de distribution de doses portales (P.D.I).

Dans ma recherche bibliographique, il m'a semblé intéressant d'illustrer dans une première sous-partie, la recherche d'une relation entre valeurs de doses et intensité des pixels, par le compte-rendu des recherches d'une même équipe :

L'équipe de Rotterdam aux Pays-Bas dirigé entre autre B.J.M. Heijmen et K.L. Pasma du **Dr Daniel den Hoed Cancer Center**.

D'autres équipes ont bien sûr travaillé dans ce domaine, et par l'intermédiaire de quelques-unes de leurs publications, je présenterais dans une deuxième partie les applications de cette dosimétrie pour la vérification de traitement.

Je présenterais enfin le compte-rendu des expériences que nous avons mené au Centre Léon Bérard sur l'I-View GT d'Elekta.

## II- Relation entre la dose reçue et la valeur d'intensité des pixels

### II-1) Acquisition d'images portales

#### a) Système utilisé

Les images portales ont été effectuées sur un système d'imagerie portale à caméra : I-View d'Elekta (alors SRI-100 Philips). Les caractéristiques de ce système ont été développées dans la première partie de mon rapport. Des moyennes des valeurs d'intensité des pixels ont été réalisées dans des régions d'intérêt (Region of Interest R.O.I.) des systèmes étudiés (région de fantôme, partie anatomique de patients).

Le système à caméra n'est pas le seul système d'imagerie portale permettant des calculs de dose, c'est cependant celui pour lesquels les résultats les plus détaillées ont été publiés. On peut cependant citer les applications en dosimétrie de système à chambre d'ionisation (voir les travaux de l'équipe du Netherlands Cancer Institute dirigé par M. Essers\* ) ou même plus récemment la dosimétrie à l'aide de systèmes d'imagerie portale à base de matrice de silicium amorphe

#### b) Non-linéarité du système[1]

Pour ce détecteur, la valeur de l'intensité des pixels  $G$  qui nous intéresse est en fait une valeur corrigée de  $G_r$  mesurée directement sur l'image portale afin de prendre en compte la non-linéarité des composants du SRI-100. La non-linéarité observée est principalement due à la non-linéarité des composants électroniques de l'EPID. Mais, une correction supplémentaire doit être effectuée pour tenir compte de la différence potentielle de sensibilité entre l'EPID et la chambre d'ionisation lors d'un changement spectral du faisceau de traitement. ( ici crée par la présence du patient ou d'un fantôme)

En n'effectuant qu'une correction pour la non-linéarité de l'électronique de l'EPID soit en variant le temps d'intégration de la caméra CCD ( faire varier  $T_{int}$ , temps d'intégration de charge de la caméra CCD, ne change pas le spectre du faisceau), on remarque que la réponse de l'EPID dépend encore sensiblement de l'épaisseur de l'absorbeur (1.5 %) (moins toutefois qu'en absence de correction).

Lors de la correction pour la non-linéarité de l'EPID, le rapport entre  $G$  et  $D_p$ , la dose portale ou dose au niveau du système d'imagerie portale ne dépend quasi plus de l'épaisseur de l'absorbeur (0.4%), (cf. Fig. 1)

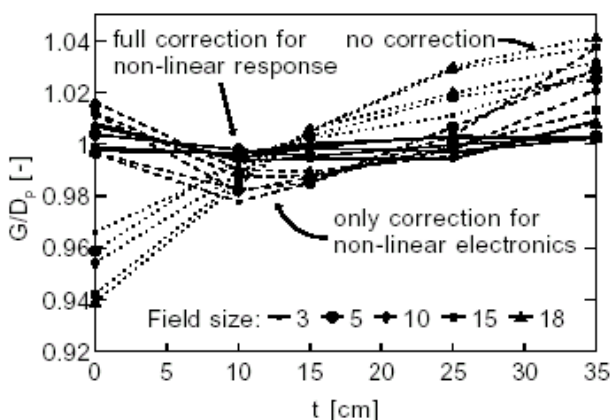


Figure 1 : Réponse de l'EPID pour différentes tailles de champ,  
Sans correction  
Avec correction de la non linéarité électronique  
Avec correction totale de la non linéarité du système ( non linéarité électronique + différence de sensibilité)

## II-2) Mesure de dose

Les chambres d'ionisation constituent « LA » référence pour le calcul de dose. C'est au moyen de chambres d'ionisation plates, que les chercheurs ont effectué leurs calculs de dose.

L'objectif de ce calcul de dose est de les lier aux mesures de G effectués par l'EPID pour une possible calibration de l'appareil à des fins dosimétriques.

Il est ainsi nécessaire de faire correspondre au mieux les conditions dans lesquelles ces deux mesures sont effectuées. En effet, des différences importantes entre ces systèmes sont à noter, on peut citer entre autre le fait que :

- La conversion entre l'énergie reçue et le signal mesuré est différente pour les deux systèmes
- L'écran fluorescent n'est pas constitué de matière équivalente eau.
- La géométrie de l'écran diffère de celle des fantômes utilisés pour les mesures de dose.

On suppose l'existence d'une profondeur optimale  $d_{ic}$  pour l'emplacement de la chambre d'ionisation [2] dans le fantôme qui conduira à la meilleure proportionnalité entre les deux signaux.

Cette profondeur est en fait égale à l'épaisseur équivalente eau de l'écran de l'EPID.

Pour la déterminer, on mesure pour différentes tailles de champ  $\Omega$  et différentes profondeurs  $d_{ic}$  la réponse sur l'axe du faisceau pour des absorbeurs homogènes de matière équivalente à l'eau, de différentes épaisseurs  $t$  et à des distances différentes de la source  $L$ .

On définit :

$$\sigma^2 (\Omega, d_{ic}) = 1/N_{t,L} * \left( \frac{G(t, L, \Omega) / Dp(t, L, \Omega, d_{ic})}{\langle G(t, L, \Omega) / Dp(t, L, \Omega, d_{ic}) \rangle_{t, L}} - 1 \right)^2$$

$d_{ic}$  est défini comme la valeur pour laquelle  $\sigma = \langle \sigma (\Omega, d_{ic}) \rangle_{\Omega}$  est minimal.

## II-3) Réponse de l'EPID

### a) Définition

La réponse du système d'imagerie portale est définie par le rapport de la valeur d'intensité d'un pixel donnée de l'image portale sur la dose portale correspondante.

$$\mathbf{Gr / Dp}$$

b) *Variation de la réponse*[3]

Afin de déduire la dose reçue de dose au moyen de des valeurs d'intensité de pixels, il est important de connaître la façon dont varie la réponse de l'EPID au fil des jours (pour une reproductibilité des mesures), selon le nombre d'unité moniteur utilisé pour former l'image, l'épaisseur de l'absorbeur et la taille du champ utilisé.

Pour illustrer ces variations, je me baserais sur une publication datant de 1995 de l'équipe hollandaise :

Conditions expérimentales :

Les expériences suivantes ont été réalisées à l'aide d'un fantôme en polyéthylène (dimensions : 35\*35 cm et 2.5 cm d'épaisseur).

Dans une première série d'expériences **(A)**, l'équipe a étudié l'influence sur la réponse du système d'imagerie portale du nombre d'unité moniteur délivré par l'accélérateur.

( mesures pour *plage de 80 à 220 U.M.*, taille du champ fixé à 10\*10 cm, épaisseur d'absorbeur dans le champ d'irradiation : 20 cm).

Ensuite, a été étudiée l'influence de l'épaisseur d'absorbeur placé dans le champ d'irradiation sur la réponse du système. **(B)**, (mesures pour *plage de 10 à 29 cm*, pour différents tailles de champ fixées : *plage de 6\*6 cm à 20\*20 cm et pour 100 U.M.* délivré par l'accélérateur)

Dans une troisième série d'expérience **(C)**, l'influence de la taille de champ a été étudiée (mesures pour *plage de 3\*3 cm à 20\*20 cm* sans aucun absorbeur placé dans le champ d'irradiation et pour *100 U.M.* délivré par l'accélérateur)

Finalement, la reproductibilité de la réponse du système a été étudié en réalisant 14 mesures sur une période de 32 jours, avec pour taille de champ 30\*30 cm, 150 U.M. délivré par l'accélérateur. **(D)**

Résultats :

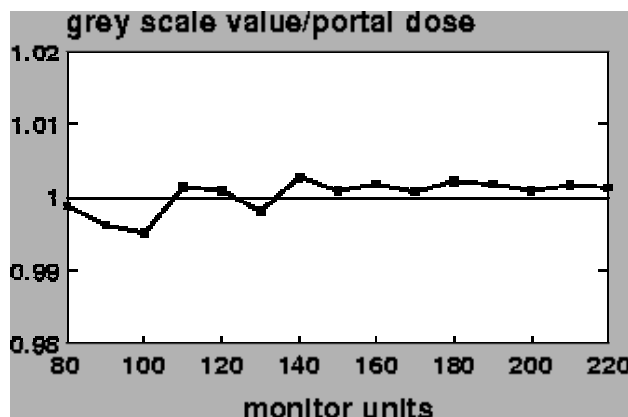


Figure 2 : A)  
Variation de la réponse de l'EPID en fonction du nombre d'unité moniteur délivré par l'accélérateur et utilisée pour faire l'image

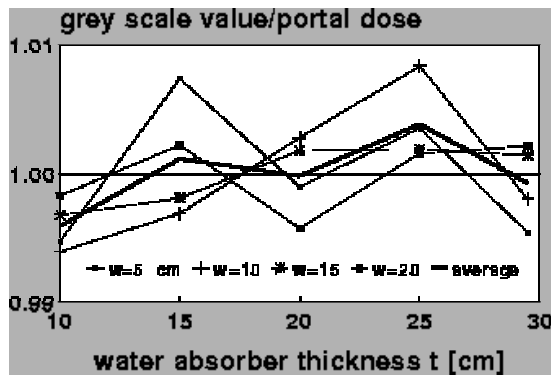


Figure 3 : B)  
Variation de la réponse de l'EPID en fonction de l'épaisseur équivalent eau de l'absorbeur

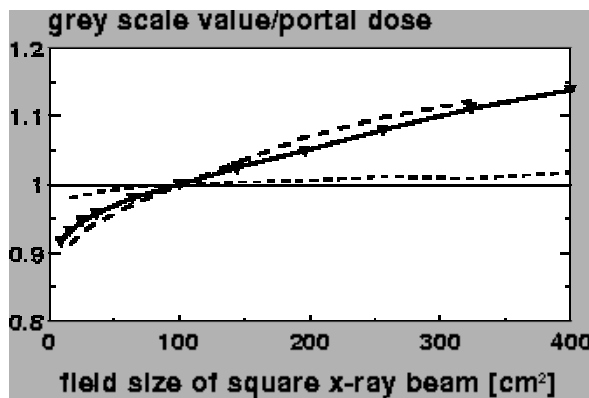


Figure 4: C)  
Variation de la réponse de l'EPID en fonction de la taille du champ

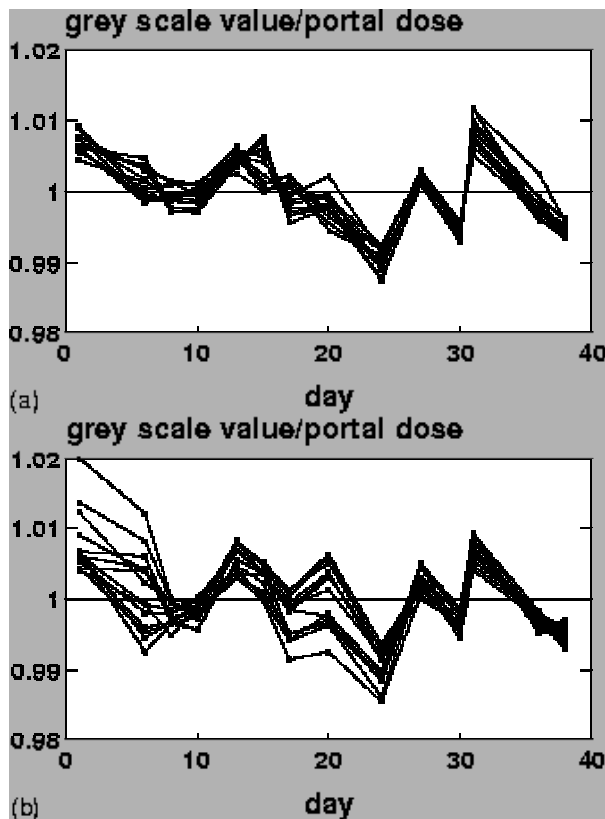


Figure 5 : D)  
Reproductibilité de la réponse de l'EPID

La réponse de l'EPID ne varie pas significativement selon les jours, l'épaisseur de l'absorbeur ou le nombre d'U.M. délivré.

Cependant, il est à noter qu'une variation importante est **l'augmentation de la réponse de l'EPID avec la taille du champ. Cela est principalement dû à la contribution de la lumière diffusée au signal EPID.**

Les photons visibles produits à la sortie de l'écran fluorescent ne génèrent pas seulement une intensité G au pixel correspondant de l'image EPID mais aussi augmentent l'intensité des pixels des autres points de l'image.

Cette contribution des photons diffusés doit être correctement prise en compte lors de la recherche d'une relation explicite entre G et dose portale.

#### **II-4) Explication d'une relation entre G et Dp [3]** *Fonction de dispersion K(r)*

On utilise une fonction K( r ) décrivant le fait que la réponse de l'EPID par cm<sup>2</sup> de surface de l'écran fluorescent irradiée augmente lorsqu'on se rapproche de l'axe du faisceau. (r : distance à l'axe du faisceau)

Cette fonction permet de prendre en compte le phénomène de diffusion cité plus haut.

Cette fonction est définie par une méthode itérative, en mesurant G/Dp des champs wn\*wn (n=1,...,N) et en estimant que la réponse du système est égale approximativement à

$$\frac{G}{Dp}(wn) = \int K_n ((x'^2+y'^2)^{1/2}) dx' dy'$$

Le détail de la méthode est explicité dans l'article de l'équipe de Rotterdam publié en 1995 dans le Phys.Med.Biol.

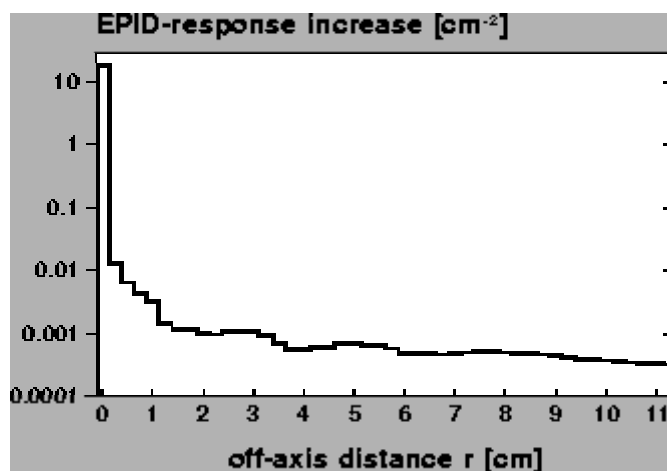


Figure 6 : Fonction de dispersion K(r)

b) *Un relation de déconvolution*

Afin de prendre en compte la réponse locale de l'EPID, une relation plus complexe est explicitée :

$$G(x,y) = \frac{G}{Dp} \Big|_{10 \times 10} \int_{(x',y') \in f} Dp(x,y) * S(x,y) * Kn \left( ((x'-x)^2 + (y'-y)^2)^{1/2} \right) dx' dy' \quad \text{©}$$

$G(x,y)$  intensité du pixel  $(x,y)$  de l'image portale et  $Dp(x',y')$  la dose correspondante au point  $(x',y')$

$S$  est déterminée par la valeur de  $G/Dp$  pour un petit champ de  $3 \times 3 \text{ cm}^2$  centré autour de  $(x',y')$  et normalisé sur l'axe du faisceau ( $S(0,0)=1$ ).

**L'intégrale de convolution reflète l'idée que pour une distribution de dose portale non homogène derrière le patient ou dans le cas de faisceau d'intensité modulée, l'incidence de la fonction  $K(r)$  doit être modulée avec l'intensité locale du faisceau qui est considérée comme proportionnelle à  $Dp(x',y') * S(x',y')$**

On a plus généralement :

$$G = G/Dp \Big|_{ref} Dp * S \otimes K$$

On peut obtenir  $S$  par une méthode itérative en faisant des mesures avec différentes tailles de champ et une épaisseur d'absorbeur et une SSD fixe en utilisant une déconvolution.

$$DpS)_{i+1} = (G/Dp \Big|_{ref})^{-1} \lambda G + (I - \lambda K) \otimes P (DpS)_i$$

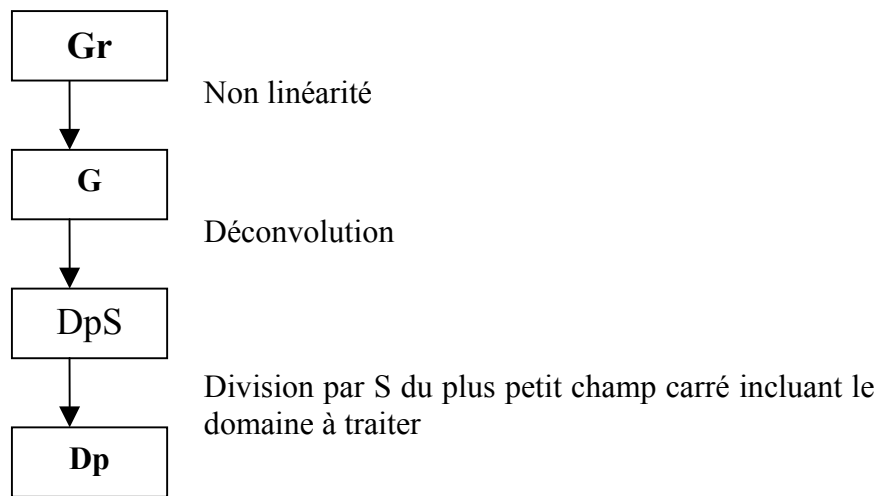
Selon  $(y)$ ,  $S$  ne dépend pas trop de la taille du champ (voir figure 8, pour coordonnées)

Selon  $(x)$ ,  $S$  dépend de façon très significative de la taille du champ quand la distance écran fluorescent / miroir diminue

Cela est dû au fait que pour les points proches du miroir,  $S$  ne corrige pas seulement les erreurs dues aux changements de sensibilité locale de l'EPID mais aussi ceux dues aux défauts de la fonction  $K(r)$ .



En pratique clinique :



*c) Simplification de la relation :*

Pour la région du thorax, des essais[3] ont permis de démontrer qu'il était possible d'utiliser une relation linéaire entre G et Dp.

On vérifie en fait expérimentalement que la relation entre G et Dp est linéaire en comparant G tiré de (L) avec les valeurs de G mesurés :

$$G(x,0) = C Dp(x,0)S(x,0) \quad (L) \quad \text{avec } C = G/Dp \cdot 10^{10}$$

Il a été obtenu un bon accord (S.D. < 1-2% hors pénombre) entre les valeurs de G mesuré et ceux obtenus grâce à l'équation (L) pour l'irradiation d'un fantôme de thorax) sauf dans la région médiastinale (écart de 7%)

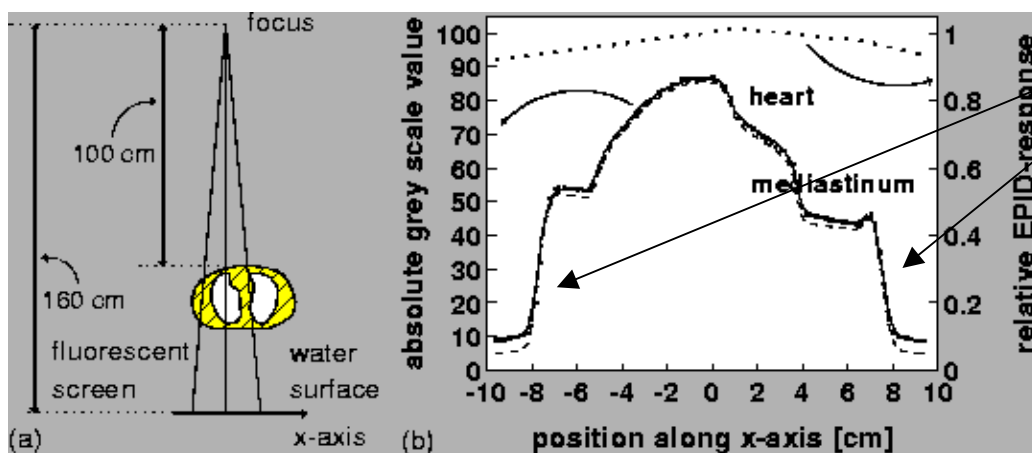


Figure7 : schéma explicatif des essais réalisés  
 Ligne pleine : valeur d'intensité de pixels données par équation complète.  
 Ligne avec tiret : valeur à partir de relation linéaire entre  $G(x,0)$  and  $Dp(x,0)$ .  
 Ligne en pointillé : réponse relative de l'EPID selon l'axe des x normalisé à 1

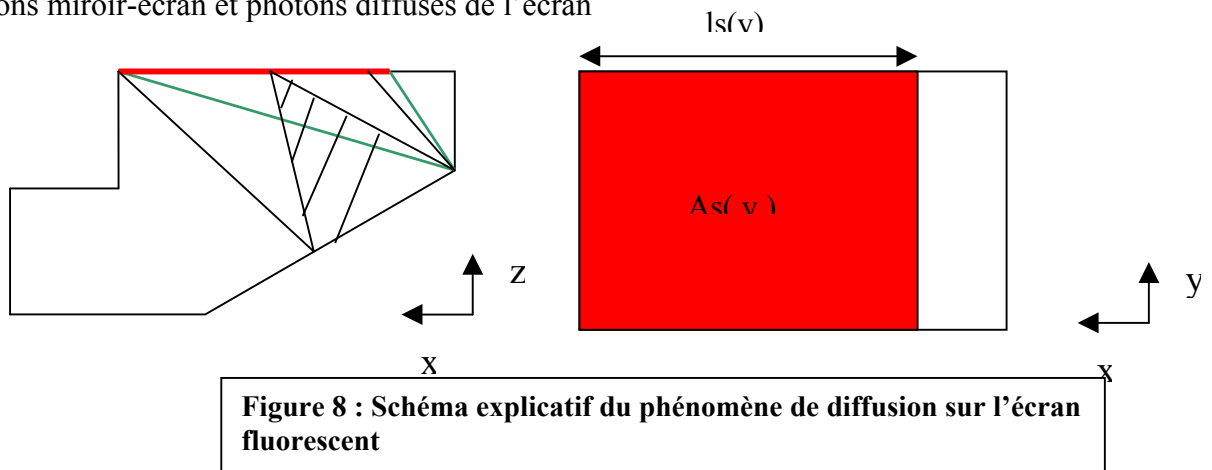
Les effets de la diffusion des photons sont telles que la distribution des valeurs d'intensité des pixels mesurée au moyen d'EPID et normalisée à la valeur sur l'axe diffère de la distribution normalisée de la dose portale même après une correction de la non-uniformité spatiale de la réponse EPID ( terme  $S(x,y)$ ). les formules vues plus haut donne des résultats qui doivent être interprétés avec précaution lorsqu'on étudie la région du thorax ou dans le cas de faisceau à intensité modulé

En définissant la position précise où des phénomènes de diffusion sont susceptibles de se produire, on peut simplifier la relation entre intensité des pixels et dose reçue.[2] (cf. Fig. 8)

En effet, on peut séparer la réponse de l'EPID en deux composantes distinctes :

Première contribution : photons se réfléchissant sur le miroir et atteignant la lentille de la caméra CCD.

Deuxième contribution : « diffusion » photons atteignant la lentille après de multiples réflexions miroir-écran et photons diffusés de l'écran



**Figure 8 : Schéma explicatif du phénomène de diffusion sur l'écran fluorescent**

$$K(x,y ; x',y') = \underbrace{\delta(x-x' ; y-y')}_{1\text{ère contribution}} + \underbrace{\varepsilon(x,y ; x',y')}_{2\text{ème contribution}}$$

$$G(x,y) = [G/Dp]_{\text{ref}} * S(x,y) * Dp(x,y) + \int_{As(y)} \varepsilon(x,y ; x',y') G(x',y') dx'dy'$$

On définit f : fonction de distribution de l'effet de diffusion

$$\int_{As(y)} \varepsilon(x,y ; x',y') G(x',y') dx'dy' = \langle G \rangle (y) f(y ; w(y))$$

on a ainsi

$$G(x,y) = [G/Dp]_{\text{ref}} * S(x,y) * Dp(x,y) + \langle G \rangle (y) f(y ; w(y))$$

**Soit**

$$Dp(x,y) = [G/Dp]_{\text{ref}} * \frac{(\langle G(x,y) \rangle - \langle G \rangle (y) f(y ; w(y)))}{S(x,y)}$$

### III-Image de distribution de doses portales (Portal Dose Image)

Grâce aux relations trouvées entre valeurs de pixels et dose reçue, on peut obtenir au moyen des images portales des images représentant la distribution de dose reçue au niveau du détecteur : **image de distribution de doses portales (ou en anglais Portal Dose Image)**

Les PDI mesurées sont comparées avec les PDI prévues grâce à une méthode de calcul de dose 3D et des données CT. et constituent ainsi un outil de vérification du traitement de radiothérapie délivré.

La comparaison des PDI prévues avec les PDI mesurées surpasse la comparaison image portale / DRR par la richesse des informations fournies.

En effet, cette comparaison peut révéler :

Déviations de la valeur cGy / U.M.

Déviations du profil du faisceau

Des erreurs dans le transfert de données du TPS (système de planification de traitement) au système de traitement

Déviations entre l'anatomie du patient pendant le traitement et l'anatomie lors du scanner

De plus, les PDI prennent en compte la contribution des photons primaires et celle des photons diffusés, ce qui n'est pas le cas des DRRs.

#### **III-1) Déduction de la dose sur l'axe à partir de la dose portale – méthode pour vérifier le nombre d'unité moniteur délivré**

La comparaison de ces images ne permet cependant pas de détecter des erreurs dans le nombre d'unité moniteur délivré par l'accélérateur. En effet, le nombre d'U.M. délivré pour un faisceau est utilisé pour le traitement et pour la prédiction des PDI.

L'équipe du Daniel den Hoed Cancer Center propose une méthode simple pour vérifier le nombre d'U.M. calculé pour un faisceau de traitement. [4]

Il m'a semblé intéressant de citer cette méthode car à travers elle, est détaillé un principe simple de déduction de la dose sur l'axe du patient à partir de la dose portale fournie par les PDI.

$$D_p(x,y) = T(x,y) * D_{p,o}(x,y)$$

$$D_5 = D_{p,o} * C(w,SSD)$$

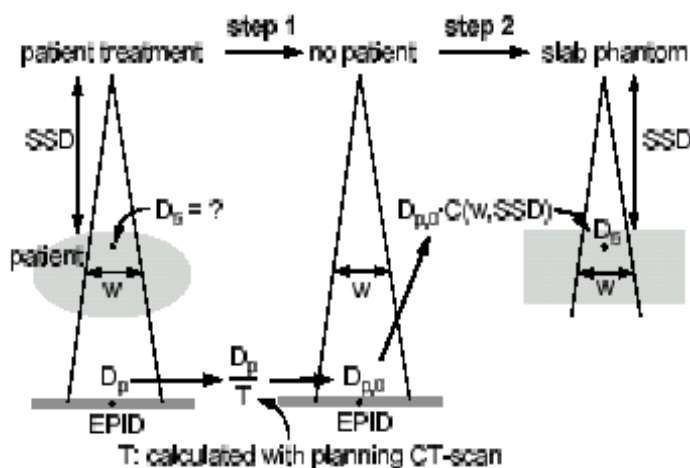


Figure 9 : Schéma explicatif de la méthode de déduction de la dose  $D_5$  à partir de la dose portale  $D_p$

Pour chaque champ, la dose portale mesurée ( $D_p$ ) est utilisée pour trouver la dose correspondante reçue par le patient sur l'axe à 5 cm de profondeur. ( $D_5$ ) dose qui est comparée avec la dose prévue ( grâce à distribution relative de dose calculée par le TPS (Treatment planning system) et à la dose prescrite à l'iso centre (ici 2 Gy)) (cf. Fig. 9)

Calcul de  $T(x,y)$  basée sur données scanner du patient et sur la géométrie de l'irradiation.  $C$  déterminé par une série de mesure où on a fait varier la distance source-détecteur(SSD) de 75 à 95 cm et  $w=6,8,10,12,14$  cm avec un fantôme d'épaisseur équivalent eau.25 cm.

Une corrélation entre les différences entre doses portales prévues et mesurées et les différences correspondantes entre les doses patients prévues et déduites est effectuée. La comparaison de ces deux différences révèle donc les erreurs dans le calcul du nombre d'unité moniteur délivré.

### **III-2) Correction des données du scanner de simulation à partir des valeurs de doses fournies par les P.D.I. - Algorithme de correction [5]**

En supposant que les grosses erreurs de positionnement sont corrigeables, les différences restantes entre les deux images sont dues à des incertitudes inévitables lors du traitement qui ne sont pas prises en compte lors du plan de traitement.

Une équipe de recherche (Ying et al.) propose que ces différences soient utilisées dans un algorithme itératif de correction afin de modifier les données du plan de traitement et d'améliorer ainsi les estimations de dose patient.

Le rapport dose prévue /dose mesurée ( $= \text{RATIO}_i$ ) est comparé à un seuil de tolérance La distribution des valeurs du  $\text{RATIO}_i$  est utilisée pour modifier les données scanner CT grâce à une « correction CT ».

Une étude « pseudo » aveugle a été réalisée afin de mettre au point cette correction.

On désigne le volume « CT » utilisé dans plan de traitement. Les investigateurs se sont mis d'accord sur des règles pour la « correction CT ».

La construction du vrai volume traité mettant en évidence les erreurs CT est inconnue pour les investigateurs développant l'algorithme itératif de correction.

Ceux construisant l'erreur « CT » ne connaissent pas le développement de l'algorithme.

Les résultats obtenus pour des simulations de mouvement de poumons sont très encourageants pour la suite. Les différences entre les doses prévues au moyen de calculs effectués sur un volume scanner corrigé et les doses mesurées sont très largement diminuées. Les résultats de ces simulations montrent qu'il est possible d'utiliser les PDI mesurés pour estimer de façon très précise la dose patient. Cette estimation est basée sur le bon choix du modèle de correction « CT ». Idéalement la correction « CT » devrait décrire comment l'anatomie peut varier pendant le traitement.. La forme des poumons serait mieux évaluée si on disposait d'information PDI de plusieurs champs.

## **IV-Conclusion**

La dosimétrie au moyen des images portales permet

De fournir des informations sur la dose reçue par le patient

D'obtenir des images de distribution de dose portale qui sont plus facilement interprétable que de simples images portales et qui peuvent être directement comparées à des images de distribution de doses portales ou PDIs prévisionnels qui remplaceraient alors les DRRs.

Ces informations dosimétriques sont alors aussi utile pour le repositionnement patient.

Comme celui développé plus haut, des algorithmes de corrections, se basant sur les valeurs de dose prévues et reçues peuvent être mis en place.

De nombreux problèmes doivent être levés pour que cette dosimétrie au moyen d'images portales soit utilisé de façon effective pour la vérification de traitement. La modélisation physique au moyen des valeurs de dose pose encore des difficultés et les informations fournies ne permettent pas de connaître de façon exacte et précise le positionnement des différentes structures. Il existe, en effet, beaucoup de problèmes de géométrie liés à ces calculs. De plus, ces calculs de dose dépendent de façon très importantes du type d'appareil utilisé. La généralisation de méthodes de déduction de doses portales se révèle difficile.

Ces quelques problèmes cités de façon non exhaustive doivent être résolus afin de permettre le développement et l'utilisation routinière de cette dosimétrie. Celle ci pourrait offrir de nouvelles perspectives très intéressantes quant à la vérification de traitement de radiothérapie externe.

Il m'a semblé intéressant d'introduire en annexe un tableau récapitulant les conditions expérimentales des expériences menées par l'équipe du **Dr Daniel den Hoed Cancer Center**. (Annexe 1 ). De plus, un schéma très sommaire fourni en annexe résume la méthode de comparaison d'images de distribution de doses portales pour la vérification de traitement. (Annexe 2)

## V-Annexes

Tableau-Conditions expérimentales des expériences du Dr. Daniel Hoed Cancer Center

	<i>« Portal dose measurment in radiotherapy using an E.P.I.D. » [3]</i>	<i>« Accurate portal dose measurment with a fluoroscopic E.P.I.D. for open and wedged beams and dynamic multileaf collimation » [1]</i>	<i>« Dosimetric verification of intensity modulated beams produced with dynamic multileaf collimation » [6]</i>	<i>« Characterization of a high-elbow fluoroscopic E.P.I.D. for portal dosimetry » [2]</i>
<b>Centre de recherche</b>	Dr Daniel den Hoed Cancer Centre, Rotterdam, The Netherlands			
<b>Année de publication</b>	1995	1998	1999	2000
<b>Surface du R.O.I. utilisé pour calculer G</b>	1 cm <sup>2</sup>	1.5 cm <sup>2</sup>	1.5 cm <sup>2</sup>	1.5 cm <sup>2</sup>
<b>Chambre d'ionisation pour mesure de dose</b>	NE-2571	N31002	N31002	N31002
<b>Fantôme utilisé pour mesure de dose</b>	Polyéthylène	Polystyrène	Polystyrène	Polystyrène
<b>Surface</b>	35*35 cm <sup>2</sup>	« mini fantôme » 7*7 cm <sup>2</sup>	« mini fantôme » 7*7 cm <sup>2</sup>	« mini fantôme » 7*7 cm <sup>2</sup>
<b>Epaisseur</b>	25 cm	5 cm	5 cm	5 cm
<b>Profondeur de la chambre d'ionisation</b>	1.0 cm	2.5 cm	2 cm (10 MV) 2.5 cm (25 MV)	5 mm + dic (3 cm)
<b>Distance source-surface du fantôme</b>	160 cm	157.5 cm	158 cm (10) 157.5 cm (25)	150cm – dic
<b>Distance source-surface du détecteur E.P.I.D.</b>	160 cm	160 cm	100 cm puis facteur 1.6	150 cm
<b>Nombre d'unité moniteur utilisé</b>	100 U.M. sauf pour expérience sur la dépendance de la réponse en fonction du nombre d'U.M.	192 U.M.	150 U.M.	150 U.M.
<b>Accélérateur</b>	Philips SL 75-10 340 U.M. /min	MM50 Racetrack Microtron 300U.M. / min	MM50 Racetrack Microtron 200U.M./min (10) 300U.M./min (25)	MM50 Racetrack Microtron 300U.M. / min
<b>Energie du faisceau</b>	6 MV	6MV et 25 MV	10 MV et 25 MV	25 MV
<b>Type d'EPID</b>	Système à caméra Ancien SRI-100	Système à caméra RAPID	Système à caméra Ancien SRI-100	Système à caméra RAPID
<b>Poids de l'EPID</b>	15 kg	16.3 kg		
<b>Epaisseur de l'écran F.S.</b>	1.65 mm	2.65 mm	2.65 mm	3 mm
<b>Champ détectable à l'iso centre</b>	27*21 cm <sup>2</sup>	25*19 cm <sup>2</sup>	32 paires de lames de largeur 1.25 cm	25*25 cm <sup>2</sup>
<b>Temps d'acquisitions des images portales</b>	38 s	38.4 s	28.8 s	30 s



## **VI-Bibliographie**

1. K. L. Pasma, M.K., J.C.J. de Boer, A. G. Visser and B J M Heijmen, *Accurate portal dose measurement with a fluoroscopic electronic portal imaging device (EPID) for open and wedged beams and dynamic multileaf collimation*. Phys Med Biol., 1998. **43**(8): p. 2047-60.
2. J.C.J. de Boer, B.J.M.H., K L Pasma, and A. G. Visser, *Characterization of a high-elbow, fluoroscopic electronic portal imaging device for portal dosimetry*. Phys Med Biol., 2000. **45**(1).
3. B.J.M. Heijmen, K.L.P., M. Kroonwijk, V.G.M. Althof, J.C.J. de Boer, A.G. Visser and H. Huizenga, *Portal dose measurement in radiotherapy using an electronic portal imaging device (EPID)*. Phys Med Biol., 1995. **40**(11): p. 1943-55.
4. Pasma KL, K.M., Quint S, Visser AG, Heijmen BJ, *Transit dosimetry with an electronic portal imaging device (EPID) for 115 prostate cancer patients*. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 1999. **45**(5): p. 1297-303.
5. Ying XG, G.L., Wong JW, *Portal dose images. II: Patient dose estimation*. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 1990. **18**(6): p. 1465-75.
6. K.L. Pasma, M.L.P.D., M. Kroonwijk, A.G. Visser and B. J. M. Heijmen, *Dosimetric verification of intensity modulated beams produced with dynamic multileaf collimation using an electronic portal imaging device*. Med Phys, 1999. **26**(11): p. 2373-8.



## **VII-Présentation des protocoles**

### **Evaluer les possibilités dosimétriques du système d'imagerie portale I-View GT**

#### **Protocole 1 (p.65)**

Premiers essais de mise en relation des dose portale ( $D_p$ ) au niveau de l'I-View avec des valeurs d'intensité de pixels (G) d'images portales acquises.

#### **Protocole 2 (p.94)**

Evaluation des variations des valeurs d'intensité de pixels des images portales en fonction des paramètres de l'irradiation et d'acquisition des images portales

#### **Protocole 3 (p.111)**

Evaluation de la variation de la réponse du système ( $G / D_p$ ) en fonction de la taille du champ

Cette partie présente les expériences que nous avons menées au Centre Léon Bérard sur un système d'imagerie portale très récent basé sur une matrice de silicium amorphe : l'I-View GT commercialisé par Elekta

Le but des différentes expériences menées dans le cadre de mon stage au Centre Léon Bérard est d'évaluer les possibilités dosimétriques de l'I-View GT.

Soit évaluer s'il est possible de lier les valeurs d'intensité de pixels des images portales obtenues avec des valeurs de dose mesurées à l'aide de films ou de chambre d'ionisation ainsi que visualiser quelle est la variation de la réponse de l'I-View avec la variation des paramètres du système (frame averaging) et des paramètres d'irradiation (taille de champ, débit de dose de l'accélérateur) ?

## **Protocole 1 :**

### **I-Introduction et objectif**

Dans un premier protocole, nous présentons le fantôme utilisé pour les différentes expériences ainsi que les résultats des premiers essais réalisés :

- Acquisition d'images portales, acquisition d'un film portal (ou gammagraphie : film de contrôle réalisé au moyen de faisceau haute énergie), mesure de dose réalisée au niveau de l'I-View GT à l'aide d'une chambre d'ionisation.
- Mise en relation des valeurs d'intensité des pixels avec les valeurs de dose mesurées.
- Evaluation de la reproductibilité de la réponse de l'I-View GT

### **II-Matériel et méthode**

Nous avons utilisé pour nos expériences :

Un faisceau de photons d'énergie **6MV**, issu de l'accélérateur **SL-15** d'Elekta, sur lequel est intégré le système d'imagerie portale au silicium amorphe **I-View GT** d'Elekta.

La distance source-isocentre est fixée à **100 cm**, la distance source détecteur est pour ce système d'imagerie portale de **160 cm**.

Le champ détectable à l'isocentre est de  $26*26 \text{ cm}^2$ .

Pour les différentes mesures effectuées lors de ce premier protocole, la taille du champ d'irradiation a été fixée à **25\*25 cm<sup>2</sup>**.

#### **II-1) Présentation du fantôme et de son positionnement**

Le fantôme utilisé est constitué de la superposition de plaques de plexiglas de 10.5 mm d'épaisseur de différentes tailles. Une vue 3D (figure1) ainsi que des coupes selon différents plans sont présentées sur les figures 3, 4 et 5. Le faisceau haute énergie issue de l'accélérateur est atténué de façon plus ou moins importante selon l'épaisseur de l'absorbeur placé sur la table de traitement.

Pour chaque plage de même épaisseur, nous pourrons grâce à ce dispositif avoir accès à des valeurs de dose (mesurées à l'aide d'une chambre d'ionisation ou d'un film portal) que nous pourrons relier aux valeurs d'intensité des pixels de l'image portale.

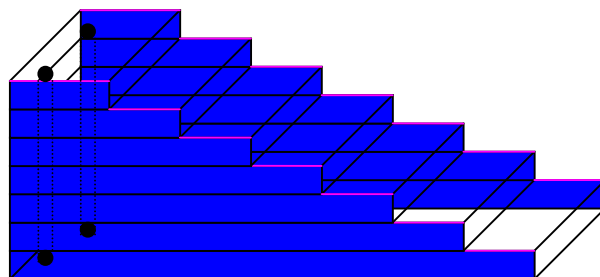
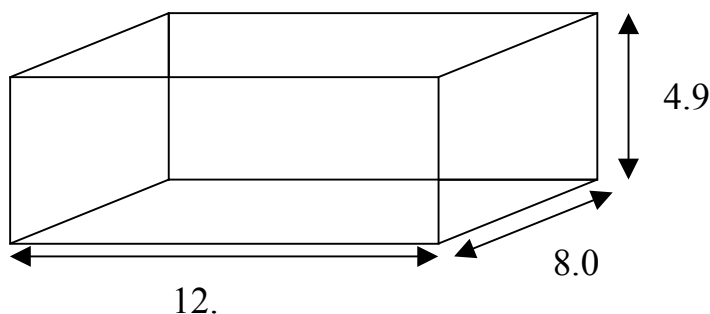


Figure 2-Vue en 3D du fantôme « escalier » en plexiglas

Afin d'exprimer par la suite les valeurs de dose ou d'intensité de pixels en fonction d'une épaisseur d'absorbeur, nous calculons la densité du plexiglas en mesurant précisément les côtes d'un volume donné de plexiglas à l'atelier. Le bloc est schématisé figure 2. Le bloc de plexiglas est pesé à la pharmacie du Centre.



Volume : 486.28 cm<sup>3</sup>  
Poids : 581 g

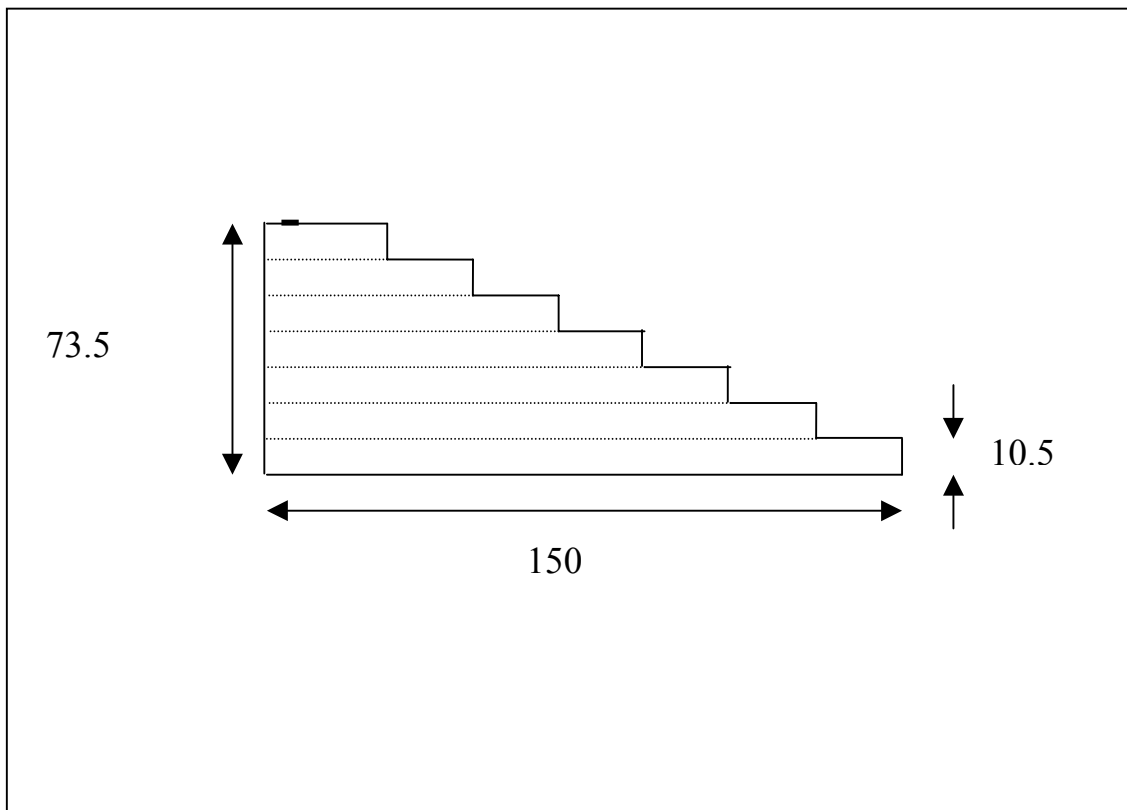
**Densité : 1.195 g.cm<sup>-3</sup>**

Figure 3-côte du bloc de plexiglas utilisé pour le calcul de la densité

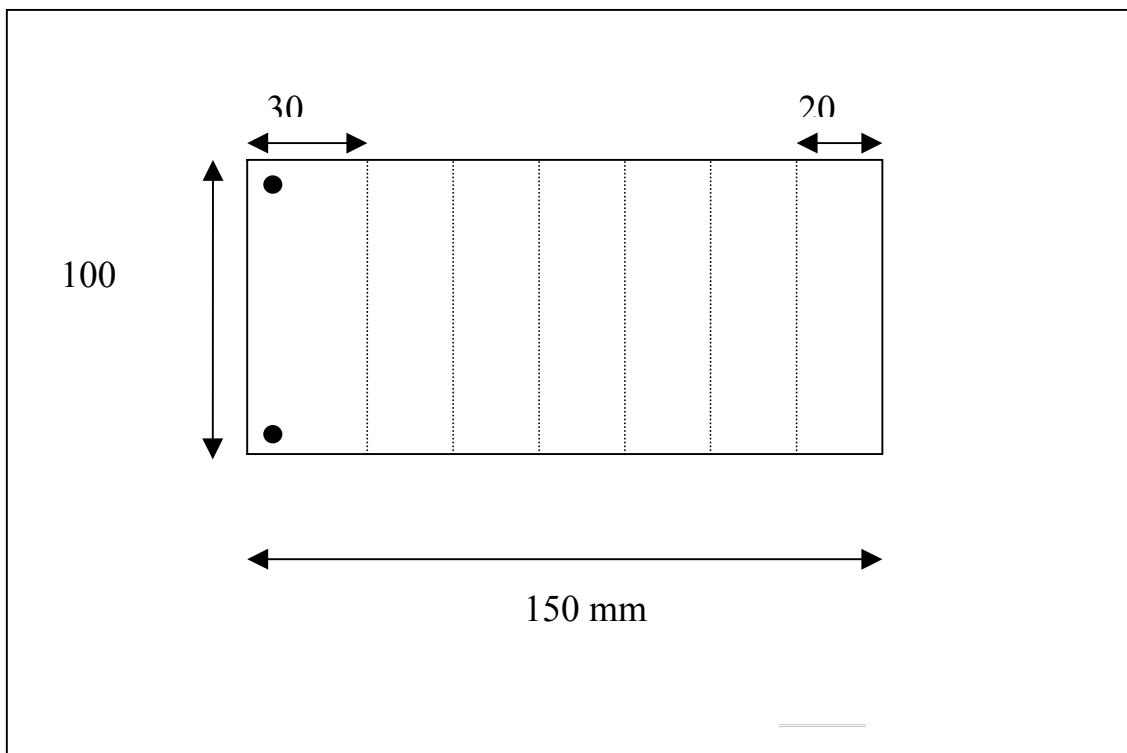
On peut ainsi exprimer les épaisseurs équivalentes pour une densité de matériau égale à 1 (eau) des différentes marches du fantôme : tableau 1

Tableau 23

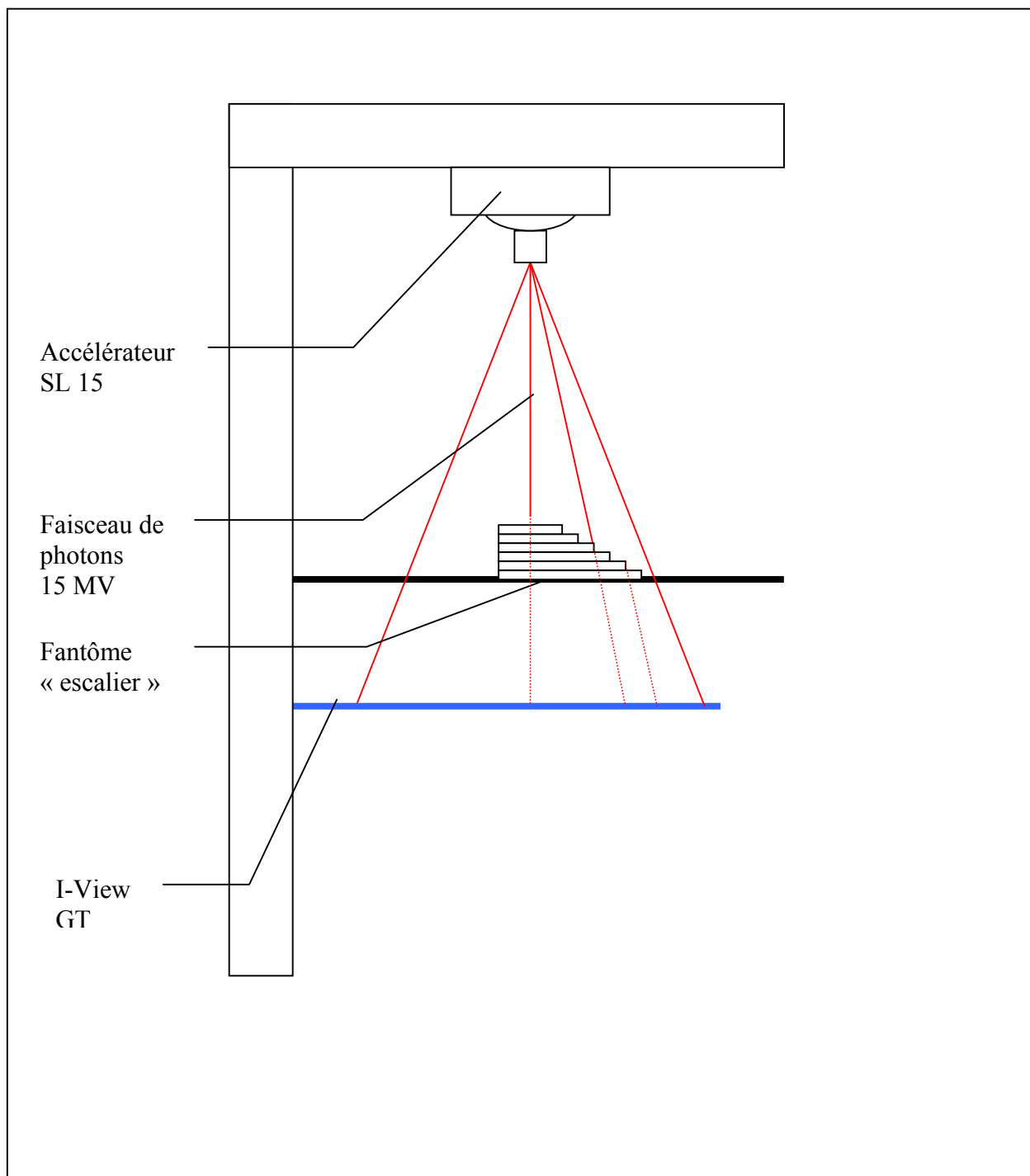
Position de la chambre	Épaisseur des marches densité= 1.195 g.cm <sup>-3</sup> (mm)	Épaisseur équivalente pour densité= 1 g.cm <sup>-3</sup> (mm)
1 <sup>ère</sup> marche	10,34	12,36
2 <sup>ème</sup> marche	20,68	24,71
3 <sup>ème</sup> marche	31,02	37,07
4 <sup>ème</sup> marche	41,36	49,42
5 <sup>ème</sup> marche	51,7	61,78
6 <sup>ème</sup> marche	72,38	86,49



**Figure 3- côtes du fantôme « escalier », plan vertical**



**Figure 4-côte du fantôme « escalier », plan horizontal**



**Figure 5-schéma du montage expérimental : positionnement du fantôme sur l'accélérateur SL-15**

On positionne le fantôme de façon précise afin d'assurer la reproductibilité de l'expérience. La figure 6 présente une vue d'ensemble du dispositif expérimental. Le fantôme est positionné sur la table de traitement à l'aide des lasers de la salle de traitement ainsi que d'un gabarit schématisé sur la figure 6. Le fantôme est placé de telle sorte que l'isocentre soit au centre du bord de la troisième marche.

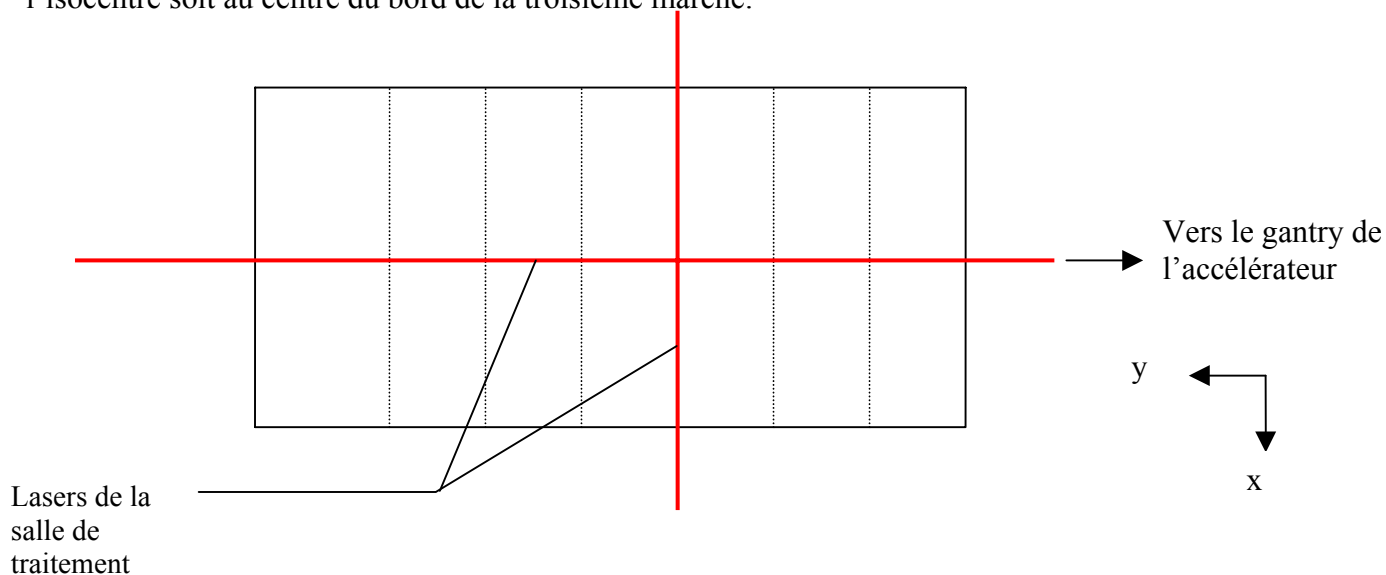


Figure 6-schéma représentant la position du fantôme sur la table de traitement

## II-2 ) Acquisition d'une image portale avec le fantôme placé sur la table de traitement

Acquisition d'une image portale : fantôme positionné de la façon détaillée plus haut, irradiation au moyen de l'accélérateur SL 15

Nombre d'unité moniteur utilisé : 10 U.M.

Débit de dose : 200

L'image portale est exportée au format jpeg loseless qui permet de compresser le fichier sans perdre de données (à la différence du losy jpeg).

L'ensemble des logiciels utilisés pour ces expériences a été développé par V. Boldea doctorant en informatique au Centre Léon Bérard. Ainsi, des programmes en C++ permettant de décompresser le fichier jpeg loseless ainsi que de transformer ces données au format « raw » : format où les valeurs d'intensité peuvent être comprises entre 0 et 64536 (stockage sous 16 bits) ont été mis au point. A partir de ce format et à l'aide d'autres programmes, nous avons accès à des fichiers .gif (codage sur 8 bits : perte de données mais utile pour l'affichage) et .ascii : format directement exploitable sous forme par exemple de tableau Excel contenant les valeurs d'intensité des pixels de l'image portale.

Nous n'avons accès sur Excel qu'à des tableaux contenant au maximum 256 colonnes. Le format de l'image portale étant de 1024\*1024 pixels, toutes les données ne nous donc sont pas accessibles. La mise au point d'un programme permettant d'extraire la partie intéressante du « tableau » a été nécessaire. Pour cela, nous lui spécifions les coordonnées des pixels limites à gauche, à droite, en haut et en bas de la zone. Notre majeur problème étant la limitation en colonne sous excel, nous avons travaillé sur des tableaux de 1024 lignes mais 190 colonnes : Les pixels limites à gauche et à droite sont déterminés à l'aide de l'image sous le format .gif.

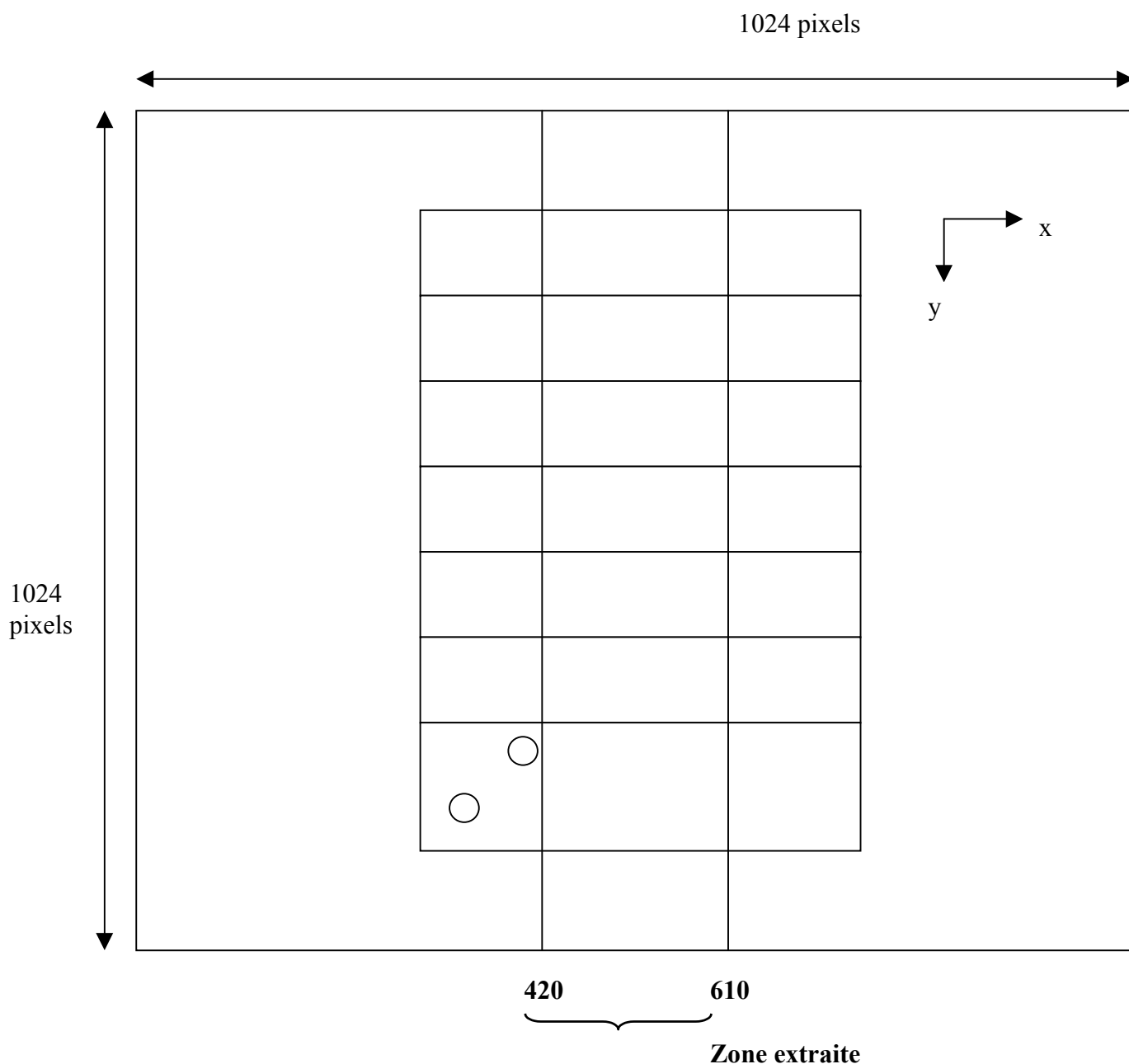
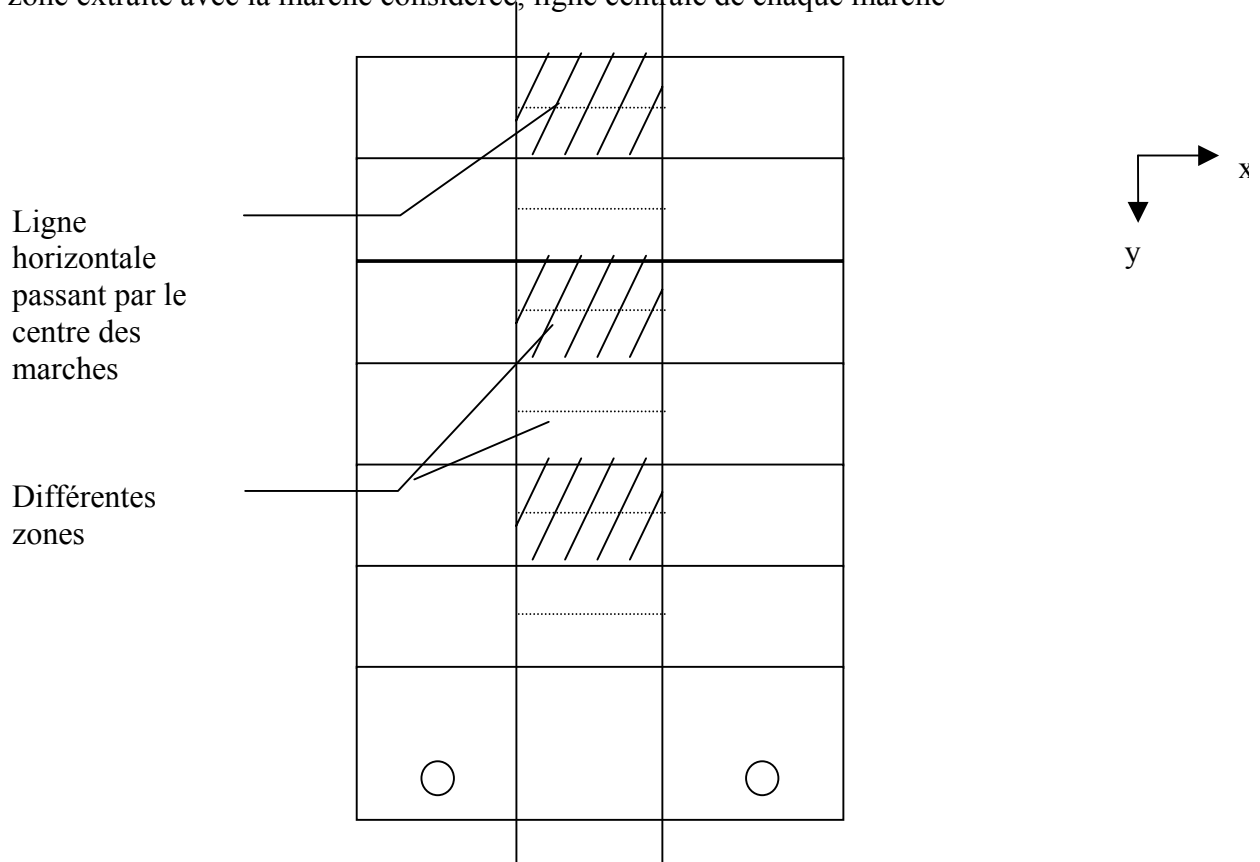


Figure 7-schéma de l'image gif prévisionnel (donnée dans la partie résultat

Il nous est alors possible de traiter directement les valeurs d'intensité des pixels de la zone extraite, à l'aide des outils d'excel : moyenne, profil.... Nous calculons des moyennes de valeurs d'intensité de pixels dans les zones définies sur la figure 8 soit : intersection de la zone extraite avec la marche considérée, ligne centrale de chaque marche

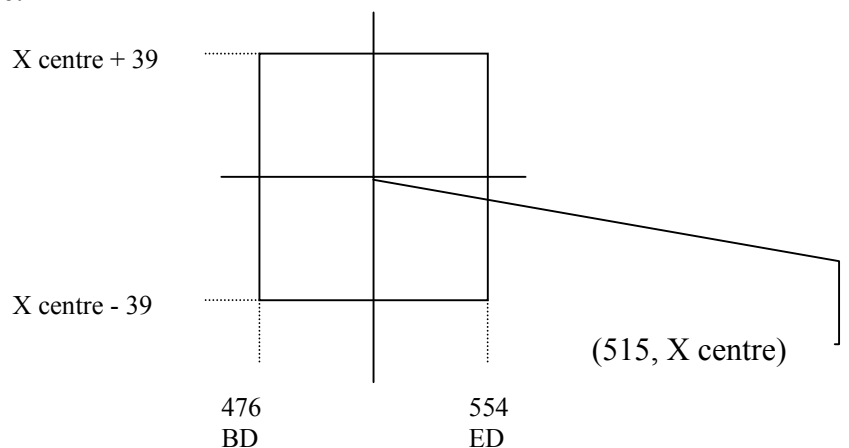


**Figure 8-schéma illustrant les calculs faits sous Excel**

On effectue de plus des moyennes des valeurs d'intensité des pixels délimitées dans une région d'intérêt en forme de carré centré sur le centre des marches projeté au niveau de l'I-View GT.

La largeur d'une marche est de 2 cm ce qui correspond au niveau de l'I-View à une largeur de 3.2 cm. En se basant sur les images .gif, la largeur d'une marche correspond à approximativement 83.333 pixels de l'image portale. Le diamètre de la chambre d'ionisation est de 3 cm ce qui correspond à 78 pixels de l'image portale. Ainsi on prend pour régions d'intérêt des carrés de 78 pixels de côté.

**Figure 9-schéma illustrant la forme des régions d'intérêt choisis**



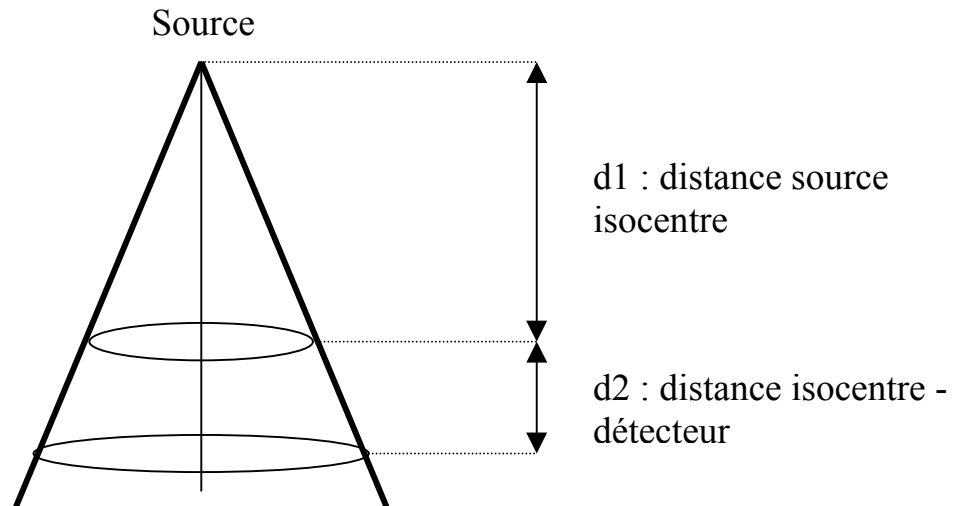


### II-3) Acquisition d'un film portal

Nous plaçons un film portal de 30.48\*25.40 cm au niveau de l'I-View GT et le recouvrons de 15 mm de plexiglas. Nous souhaitons obtenir 50 cGy au niveau du film portal.

Pour cela, on utilise la loi de l'inverse des carrés de la distance :

La dose dans l'air est inversement proportionnelle au carré de la distance du point de calcul à la source. (figure 8)



$$\frac{Dose2}{Dose1} = \left( \frac{d1}{d2} \right)^2$$

Dose 2 = 50 cGy

d1 = 100 cm

d2 = 160 cm

Figure 10-schéma illustrant la loi de l'inverse des carrés de la distance

On trouve Dose 1 =128 cGy or comme 1 U.M. équivaut à 1 cGy. à 1 m de la source dans les conditions de l'expérience. On doit utiliser pour l'irradiation souhaitée du film 128 U.M.

On effectue en réalité du fait des possibilités de l'accélérateur, une irradiation avec un faisceau de 100 U.M puis de 30 U.M..

Le film est ensuite développé puis au moyen du vidéo densitomètre récemment mis en fonctionnement, nous pouvons scanner directement le film ainsi que dessiner et visualiser des profils de dose.

#### II-4) Mesure de dose à l'aide d'une chambre d'ionisation

Nous réalisons des mesures de dose à l'aide d'une chambre d'ionisation plate : PTW M 23343 Cette chambre n'est pas étalonnée. La gamme D II de la chambre est celle donnant les valeurs les plus correctes, c'est donc la gamme que nous avons choisie pour nos mesures.

Nous relevons la température et la pression lors de l'expérimentation.

La chambre d'ionisation est placée au niveau de l'I-View GT. Nous plaçons dans un premier temps 15 mm de plexiglas au-dessus de la chambre. Nous réalisons 6 irradiations successives de 100 U.M. où à chaque fois la chambre d'ionisation est positionnée au niveau du centre des marches du fantôme. Ce positionnement est réalisé de façon précise à l'aide d'un gabarit (figure 12) où est tracé le profil projectif du fantôme au niveau de l'I-View GT. Sur la figure 11, est détaillé la méthode utilisée pour déterminer la projection de la largeur des marches au niveau de l'I-View GT. Nous ne prenons en compte que l'agrandissement des distances selon la direction y.

Chaque marche fait 2 cm de largeur selon y, au niveau de l'I-View GT, pour la marche i, on aura des marches de largeur  $y_i$  selon la direction y :

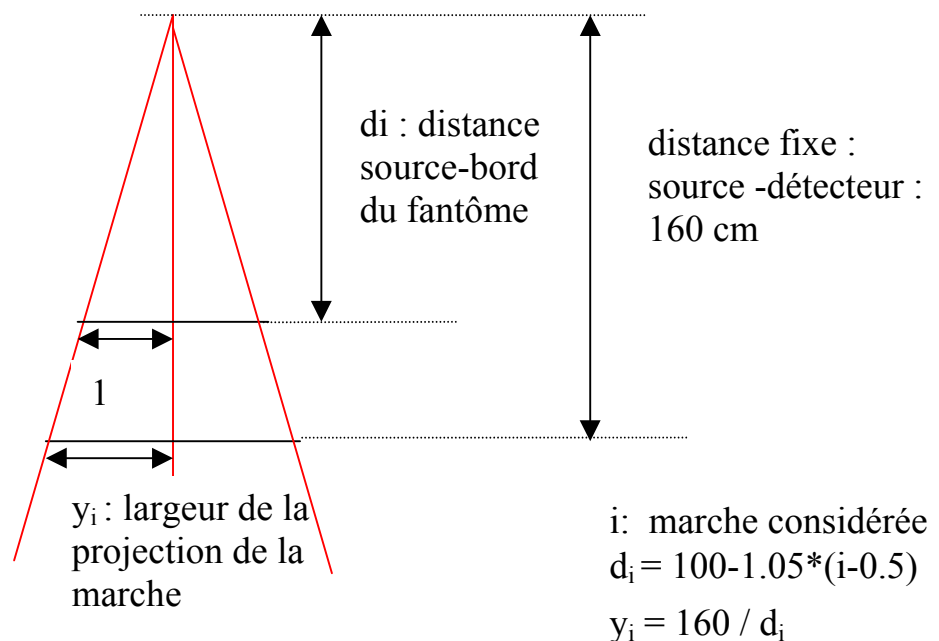
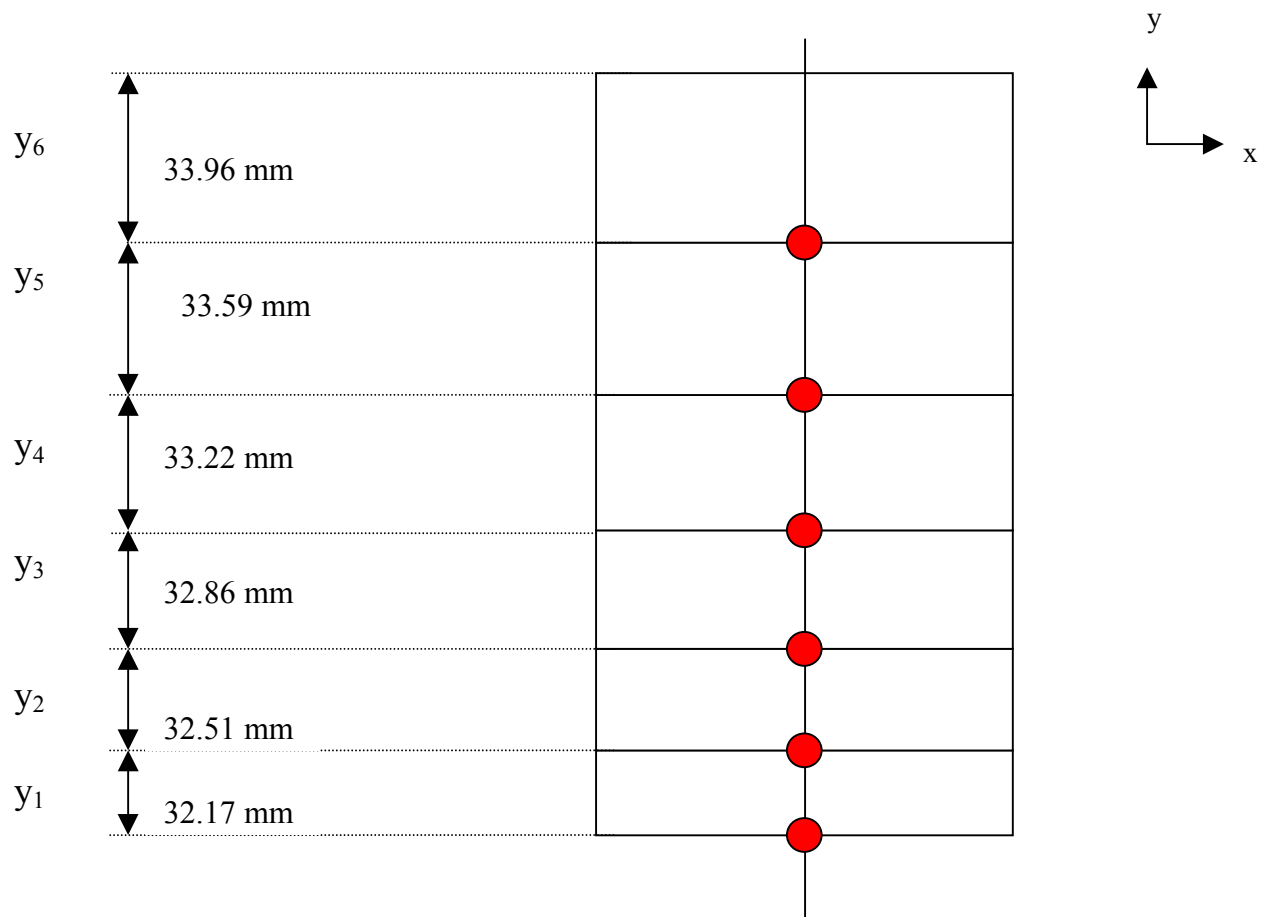


Figure 11-schéma illustrant la projection de la largeur des marches au niveau de l'I-View GT

Les valeurs des largeurs des marches ( $2 \cdot y_i$ ) ainsi que les positions des centres des marches par rapport à l'isocentre (coordonnée  $y$ ) sont données dans le tableau 2. Elles nous ont été utiles pour le tracé du gabarit.

**Tableau 24**

	$d_i$	$y_i$	Largeur de la marche	Position par rapport à l'isocentre
1 <sup>ère</sup> marche	99,475	16,08	32,17	81,45
2 <sup>ème</sup> marche	98,425	16,26	32,51	49,12
3 <sup>ème</sup> marche	97,375	16,43	32,86	16,43
4 <sup>ème</sup> marche	96,325	16,61	33,22	-16,61
5 <sup>ème</sup> marche	95,275	16,79	33,59	-50,01
6 <sup>ème</sup> marche	94,225	16,98	33,96	-83,79



**Figure 12-schéma du gabarit utilisé pour le positionnement de la chambre d'ionisation**

Nous effectuons ensuite des mesures de dose aux six positions définies précédemment, mais cette fois-ci en l'absence de fantôme.

Pour se donner une idée de l'influence de l'épaisseur des plaques placées sur la chambre, nous effectuons au niveau du repère de la première marche, en présence du fantôme, 3 mesures :

Mesure avec 10 mm de plexiglas

Mesure avec 5 mm de plexiglas

Mesure sans plaque de plexiglas

Ces mesures sont effectuées sous 100 U.M. comme les six premières. Nous remontons aux valeurs des doses de la manière suivante :

2243 tops\* correspondent à 10 Gy au niveau de l'I-View GT (soit à 160 cm de la source).

L'irradiation de 100 U.M correspond donc à une dose reçue de 45 cGy.

Cette valeur est liée à la valeur lue par la chambre en absence du fantôme.

## **II-5 ) Reproductibilité des mesures d'intensité des pixels**

Nous procédons de plus quelques semaines après cette première acquisition, à l'acquisition successive de deux images portales à un jour d'intervalle (05/08/03 et 06/08/03) pour les mêmes propriétés du faisceau ainsi que le même positionnement du fantôme que précédemment.

L'exploitation de ces images nous permettra d'étudier la reproductibilité de la réponse de l'EPID.

### III- Résultats

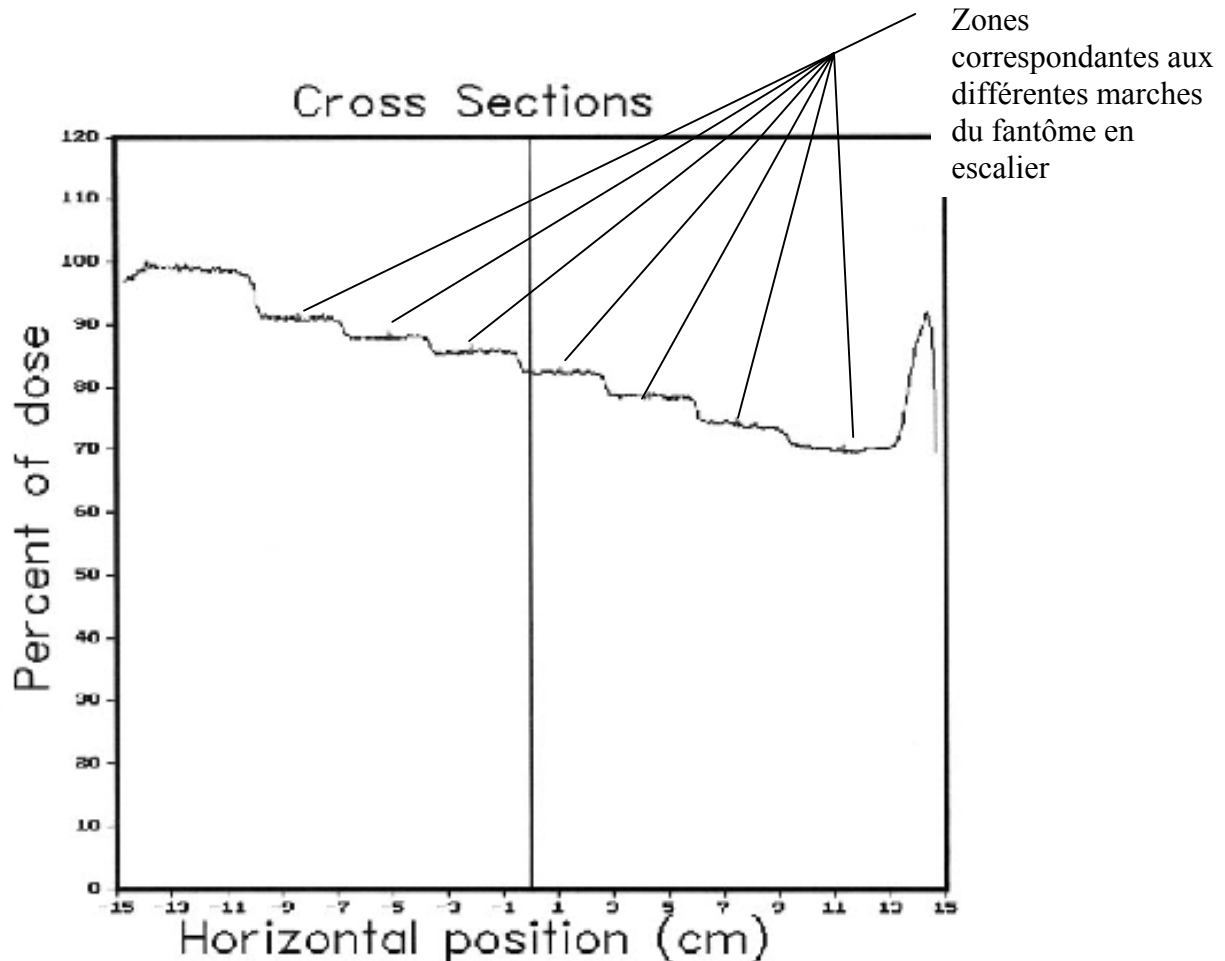
#### III-1 )Film portal

On visualise directement sur le film, le « profil du fantôme », soit un fond foncé presque noir, puis un dégradé de niveaux de gris homogène pour chaque marche (épaisseur de l'absorbeur égale) et s'éclaircissant lorsque l'épaisseur d'absorbeur augmente. (marche de plus en plus haute). Plus le niveau de gris est foncé plus la dose reçue est grande.

Lecture du film à l'aide du vidéo densitomètre VIDAR et de son logiciel associé RIT 113



On scanne le film (photo du vidar) dans le sens des y croissants.  
Le logiciel nous permet de tracer des profils de dose :



courbe 1-Profil obtenu le long de la colonne centrale du fantôme

On a un profil « en escalier », chaque palier correspondant aux différentes marches du fantôme.

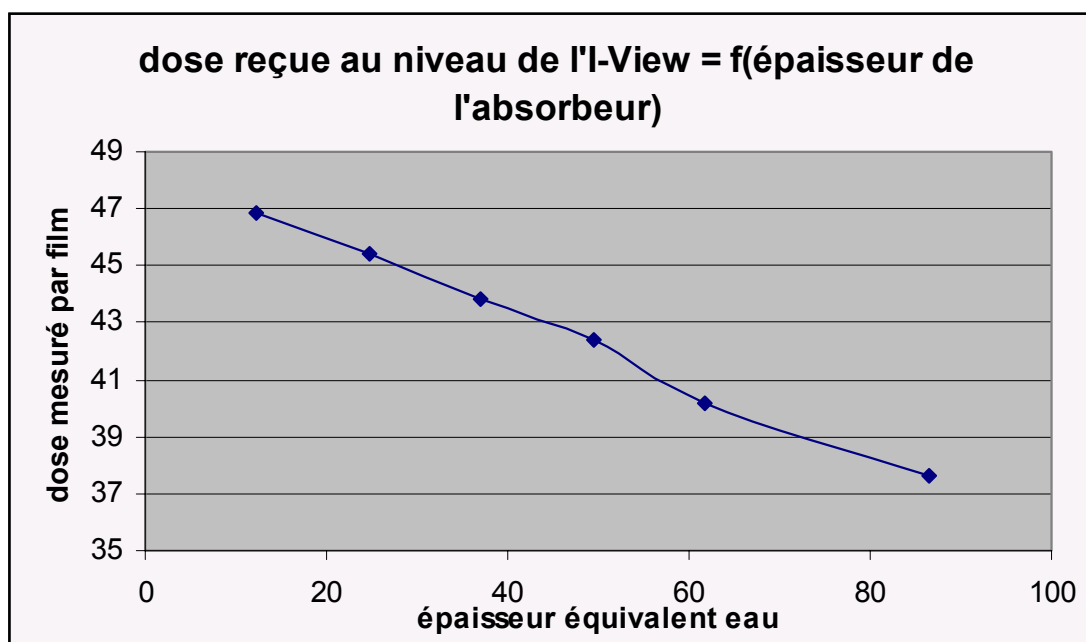
Palier le plus haut correspondant à la marche la plus basse (épaisseur d'absorbeur la plus faible et donc dose au niveau du film la plus importante).

Pour chaque marche, on peut aussi tracer dans le sens des y, au centre des marches, le profil de dose. On vérifie qu'on a une dose très homogène pour chaque zone.

Doses relevées pour chacune des marches données en fonction de l'épaisseur d'absorbeur sous le faisceau d'irradiation (tableau 3 et courbe 1)

**Tableau 25**

Zone étudiée	Épaisseur équivalente pour densité= 1 g.cm <sup>-3</sup> (mm)	Dose lue sur le film par le vidéo densitomètre (cGy)
<b>Marche 1</b>	12,36	46,84
Marche 2	24,71	45,46
Marche 3	37,07	43,80
Marche 4	49,42	42,43
Marche 5	61,78	40,15
Marche 6	86,49	37,61



courbe 2-dose mesurée par film en fonction de l'épaisseur d'absorbeur placé sous le faisceau

### III-2) Mesure de la chambre d'ionisation

Les valeurs « brutes » relevées au moyen de la chambre d'ionisation sont données dans le Tableau 26.

**Tableau 4**

Position de la chambre	Épaisseur équivalente pour densité= 1 g,cm <sup>-3</sup> (mm)	Lecture avec fantôme (l <sub>i</sub> )	Lecture sans fantôme (h <sub>i</sub> )
<b>Position 1 (centre de la première marche)</b>	12,36	0,0708	0,0746
Position 2	24,71	0,0667	0,0744
Position 3	37,07	0,0623	0,0733
Position 4	49,42	0,0591	0,0736
Position 5	61,78	0,0565	0,0744
Position 6	86,49	0,0535	0,0746
Valeur moyenne			h <sub>m</sub> =0,07415

Pour tenir compte des inhomogénéités du faisceau, on corrige les valeurs issues de la chambre d'ionisation par un facteur correctif :

$$li' = li * \frac{hm}{hi}$$

avec

l<sub>i</sub> : lecture de la chambre à la position i (centre de la marche i), lors de l'irradiation en présence du fantôme sur la table de traitement.

h<sub>i</sub> : lecture de la chambre à la position i (centre de la marche i), lors de l'irradiation en absence du fantôme

h<sub>m</sub> : moyenne des valeurs de h<sub>i</sub>

Les valeurs obtenues après cette correction sont données tableau 5

**Tableau 27**

Position de la chambre	Épaisseur équivalente pour densité= 1 g.cm <sup>-3</sup> (mm)	Lecture avec fantôme avec correction l <sub>i</sub> '
<b>Position 1 (centre de la première marche)</b>	12,36	0,0704
Position 2	24,71	0,0665
Position 3	37,07	0,0630
Position 4	49,42	0,0595
Position 5	61,78	0,0563
Position 6	86,49	0,0532

Les valeurs suivantes (tableau 6), sont les valeurs données par la chambre d'ionisation placée à la première position pour différentes épaisseurs de plexiglas posé au-dessus de celle-ci placée.

Tableau 28

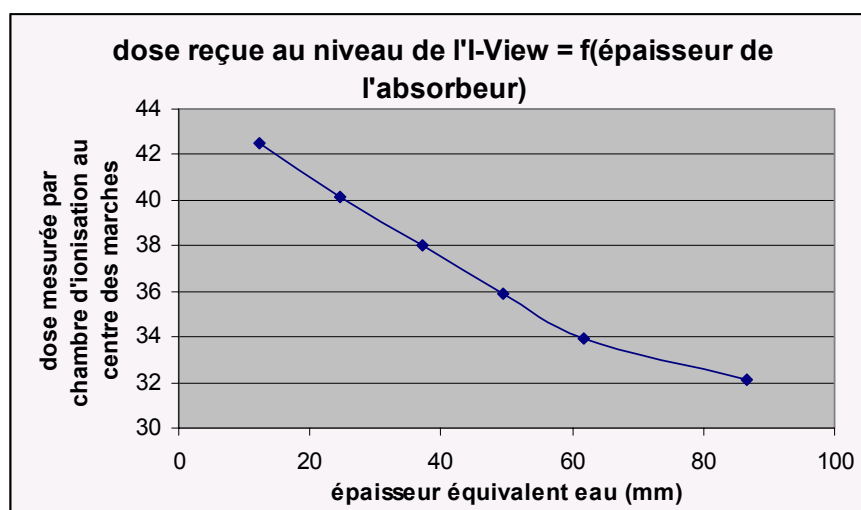
Epaisseur de plexiglas posé au-dessus de la chambre d'ionisation (mm)	Valeur lue sur la chambre
15	0,746
10	0,0747
5	0,0715
0	0,0510

Pour remonter aux doses à partir des valeurs fournies par la chambre d'ionisation nous nous basons sur le fait que 45 cGy correspond à la valeur 0.0746 (voir partie méthode)

Les valeurs de doses obtenues au moyen de la chambre d'ionisation pour les différentes marches sont synthétisées dans le tableau 7

Tableau 29

Position de la chambre	Epaisseur équivalente pour densité= 1 g.cm <sup>-3</sup> (mm)	Lecture avec fantôme avec correction I <sub>i</sub> '	Valeur de dose correspondante (cGy)
<b>Position 1 (centre de la première marche)</b>	12,36	0,0704	42,47
Position 2	24,71	0,0665	40,11
Position 3	37,07	0,0630	38,00
Position 4	49,42	0,0595	35,89
Position 5	61,78	0,0563	33,96
Position 6	86,49	0,0532	32,09



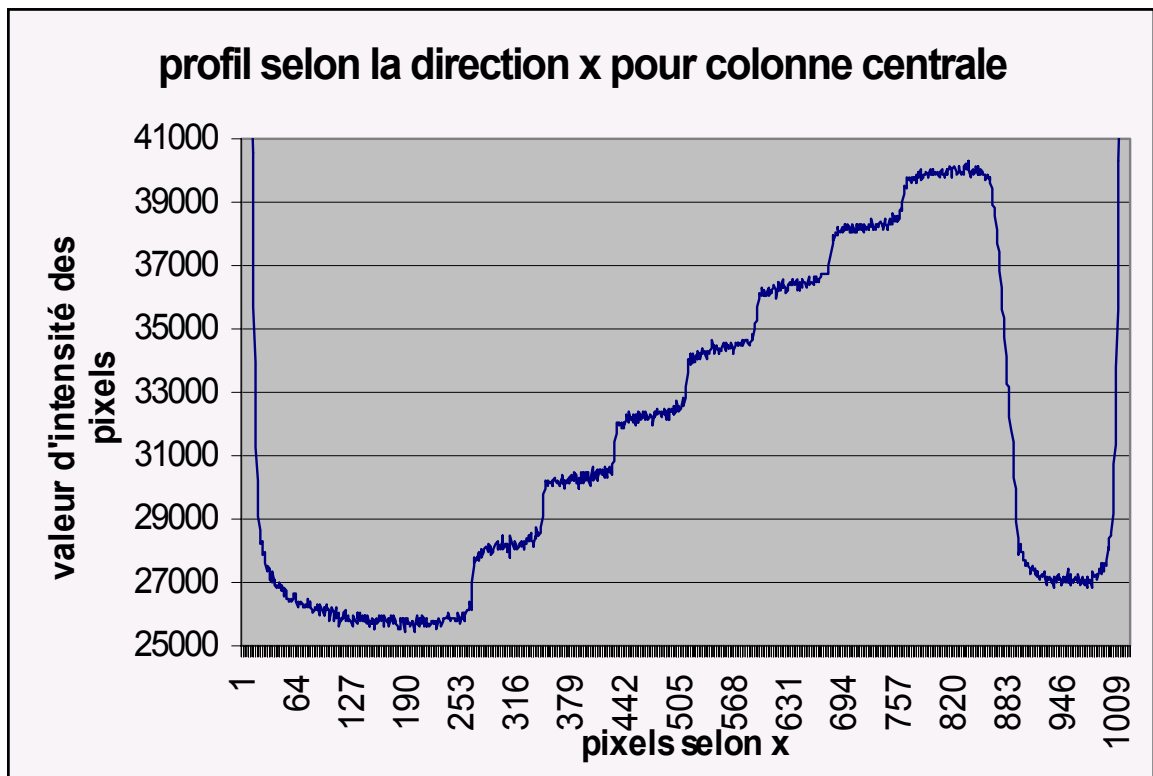
courbe 3- dose mesurée à l'aide de la chambre d'ionisation en fonction de l'épaisseur d'absorbeur placé sous le faisceau



### III-3) Acquisition d'images portales

Grâce aux tableaux d'Excel contenant les valeurs d'intensité de pixels, nous pouvons tracer différents profils :

Nous traçons un premier profil selon la colonne centrale du fantôme



courbe 3- valeurs d'intensité des pixels relevées le long d'une colonne centrale du fantôme  
coordonnées des pixels x=515

Les valeurs les plus faibles de pixel correspondent aux zones les plus sombres de l'image portale soit les zones ayant reçues les doses les plus importantes. On peut ainsi visualiser directement sur l'image.gif donné en figure 13, un dégradé de niveaux de gris de plus en plus clair, plus l'épaisseur d'absorbeur est grande (marche de plus en plus haute). Cette image est très similaire au film portal.

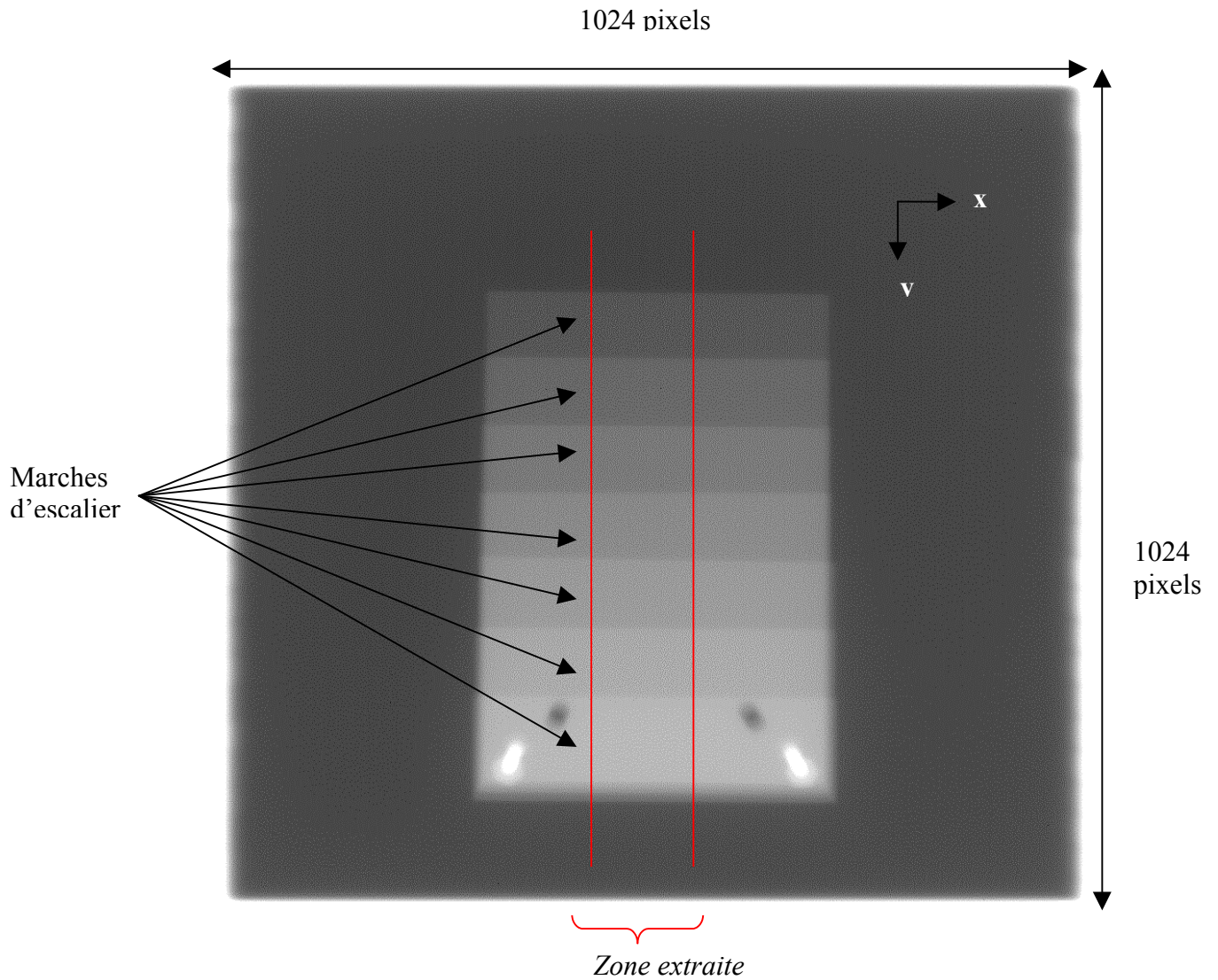


Figure 13- image gif obtenue

Ce fichier.gif permet de déterminer approximativement les limites des zones de valeurs d'intensité de pixel homogènes.

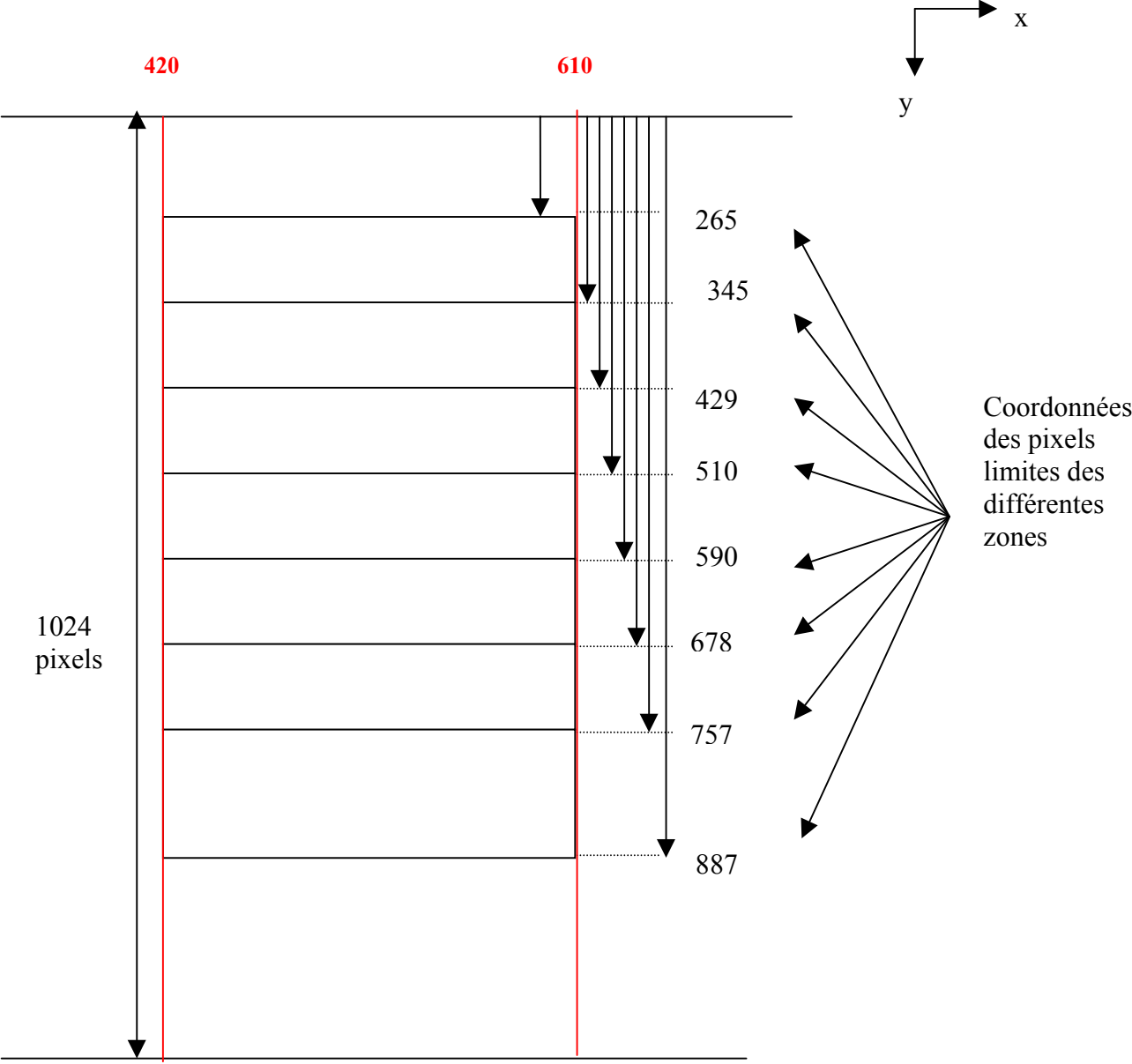


Figure 14-schéma représentant les coordonnées des pixels limites des différentes zones de l'image gif

Coordonnées des pixels limites des différentes régions d'intérêt.

Les valeurs des coordonnées des pixels des centres des marches ont été déterminées en considérant que le bord de la première marche correspondait au pixel y : 265 puis que la largeur des marches correspondait à 83.333 pixels de l'image portale.

Les valeurs lues sur l'image n'étant que très approximatives, ces zones sont elles aussi très approximative.

**Tableau 30**

	<b>Coordonnées centre</b>	<b>Y centre - 39</b>	<b>Y centre + 39</b>
Marche 1	(515, 305)	266	344
Marche 2	(515, 387)	348	426
Marche 3	(515, 470)	434	509
Marche 4	(515, 550)	511	589
Marche 5	(515, 634)	595	673
Marche 6	(515, 718)	679	757

Les différentes moyennes calculées sont synthétisées dans le tableau suivant :

**Tableau 31**

<b>Marche étudiée</b>	<b>Epaisseur équivalente pour densité= 1 g.cm<sup>-3</sup> (mm)</b>	<b>Valeur moyenne d'intensité des pixels pour les différentes zones</b>	<b>Valeur moyenne des pixels au centre de la marche selon une ligne centrale passant par le centre des marches</b>	<b>Valeur moyenne d'intensité des pixels dans le ROI</b>
Marche 1	12,36	27968,5	28007,0	27989,8
Marche 2	24,71	30133,5	30186,5	30176,6
Marche 3	37,07	32163,7	32178,8	32169,4
Marche 4	49,42	34181,2	34230,3	34328,5
Marche 5	61,78	36149,7	36201,3	36277,9
Marche 6	86,49	38047,3	38064,6	38125,1

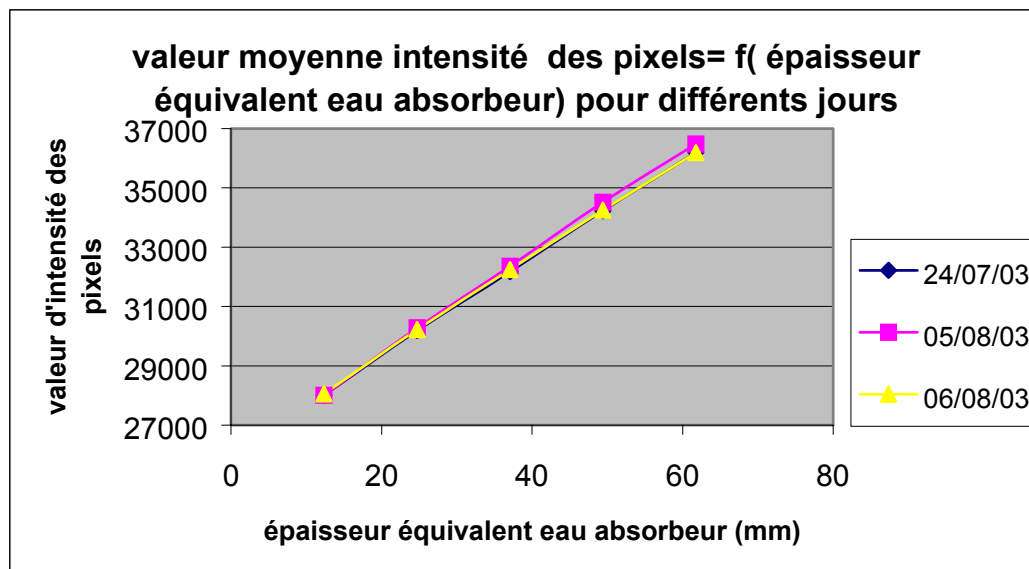
### III-4) Reproductibilité

Nous avons calculé de même pour les deux autres images portales les valeurs moyennes d'intensité des pixels au centre de chaque marche le long des lignes centrales définies plus haut.

Les valeurs obtenues sont répertoriées dans le tableau 10.

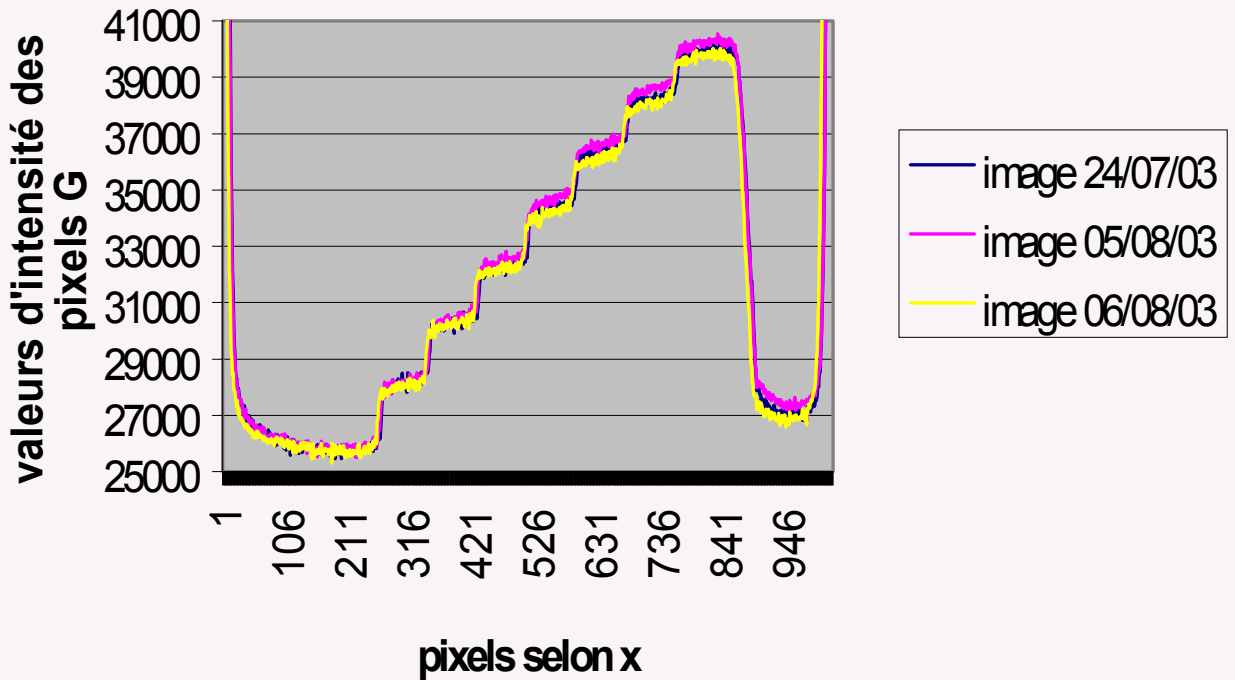
Tableau 32

	<b>Valeur moyenne d'intensité des pixels au centre des marches (selon ligne passant par le centre des marches)</b>		
	<b>image 24/07/03</b>	<b>image 05/08/03</b>	<b>image 06/08/03</b>
Image 1	28007,0	28013,1	28058,0
Image 2	30186,5	30282,1	30220,1
Image 3	32178,8	32359,6	32239,5
Image 4	34230,2	34519,8	34248,2
Image 5	36201,3	36474,4	36186,3
Image 6	38064,6	38384,7	38060,4



**courbe 5-valeur moyenne d'intensité des pixels en fonction de l'épaisseur d'absorbeur pour trois acquisitions différentes**

## reproductibilité du profil selon x des valeurs de G colonne centrale du fantôme

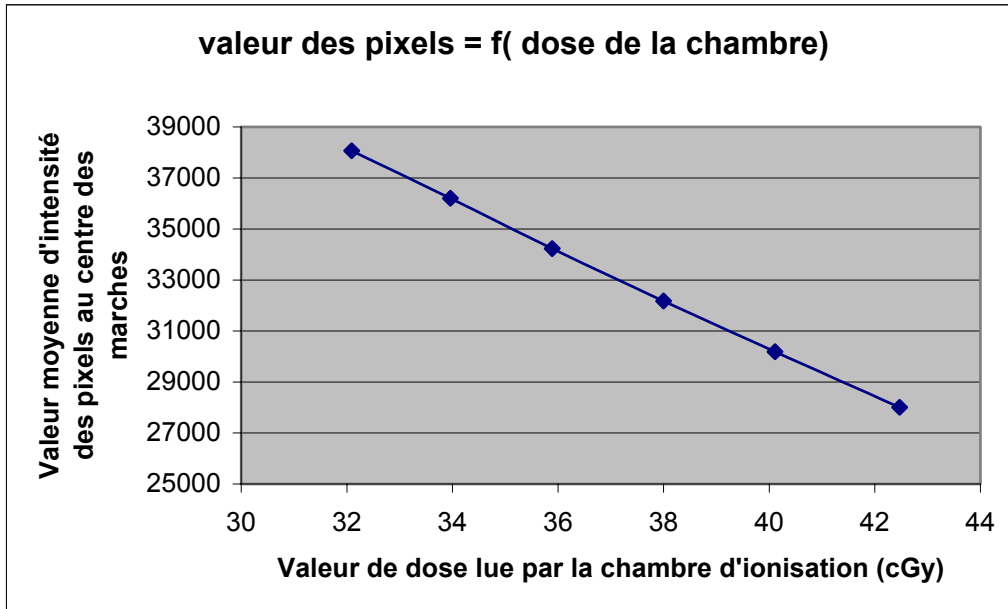


courbe 6- valeurs d'intensité des pixels le long d'une colonne centrale du fantôme pour trois acquisitions différentes

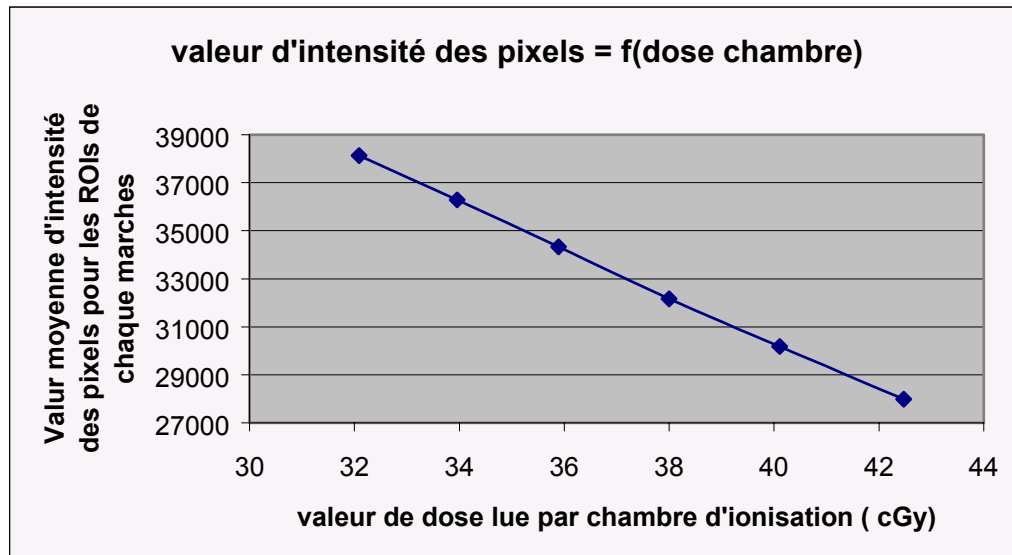
## IV- Commentaires

### IV-1) Valeur d'intensité de pixels – dose (chambre d'ionisation)

Au moyen des différentes mesures réalisées, nous pouvons tracer des courbes reliant valeurs d'intensité de pixels et dose correspondante.



**courbe 7-  $G = f(D_p)$ , valeur moyenne d'intensité des pixels au centre de chaque marche relié aux valeurs de dose mesurée par la chambre d'ionisation**



**courbe 8-  $G = f(D_p)$ , valeur moyenne d'intensité des pixels dans chaque région d'intérêt relié aux valeurs de dose mesurée par la chambre d'ionisation**

Les réponses obtenues sont presque linéaires. Des régressions linéaires obtenues au moyen d'outils d'Excel fournissent des équations permettant à partir des valeurs d'intensité de pixels de remonter aux doses.

Régression linéaire obtenue à partir des données de la courbe 6  
valeur moyenne selon -----

$$D = -0.00103 * G + 71.2$$

$$G = -970.6 * D + 69141.7$$

Régression linéaire obtenue à partir des données de la courbe 7  
valeur moyenne dans R.O.I.

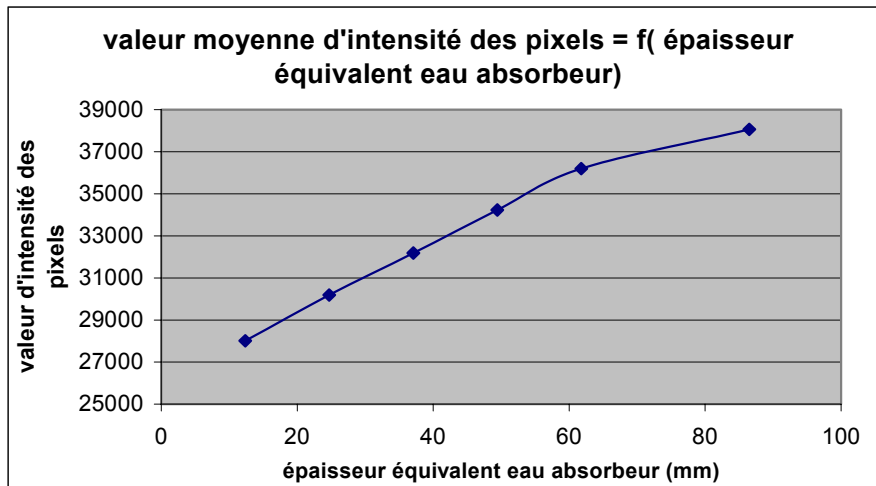
$$D = -0,00102 * G + 70,9$$

$$G = -981,1 * D + 69565,4$$

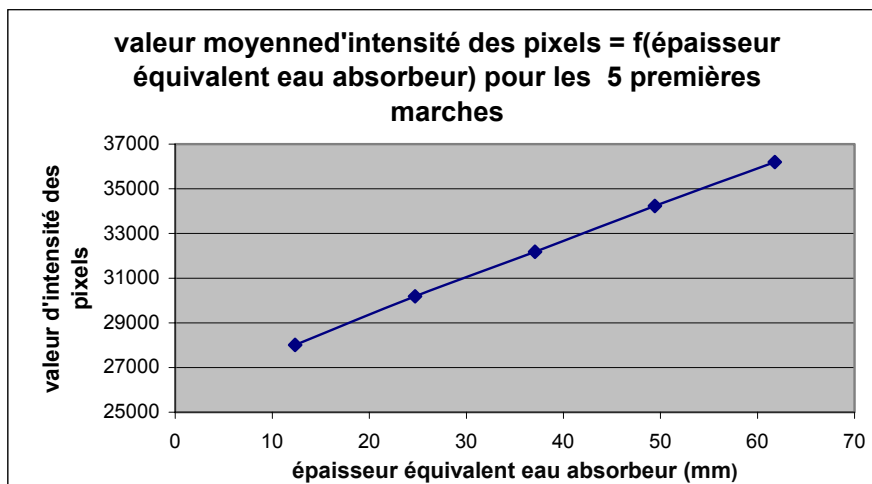


#### IV-2) Valeurs d'intensité de pixels – épaisseur absorbeur

On trace aussi les courbes reliant, les moyennes des valeurs d'intensité de pixels pour les différentes zones aux épaisseurs d'absorbeurs associées.



courbe 8- valeur moyenne d'intensité des pixels en fonction de l'épaisseur d'absorbeur placé dans le faisceau d'irradiation



courbe 9- valeurs moyennes d'intensité des pixels en fonction de l'épaisseur d'absorbeur placé dans le faisceau d'irradiation pour les 5 premières marches

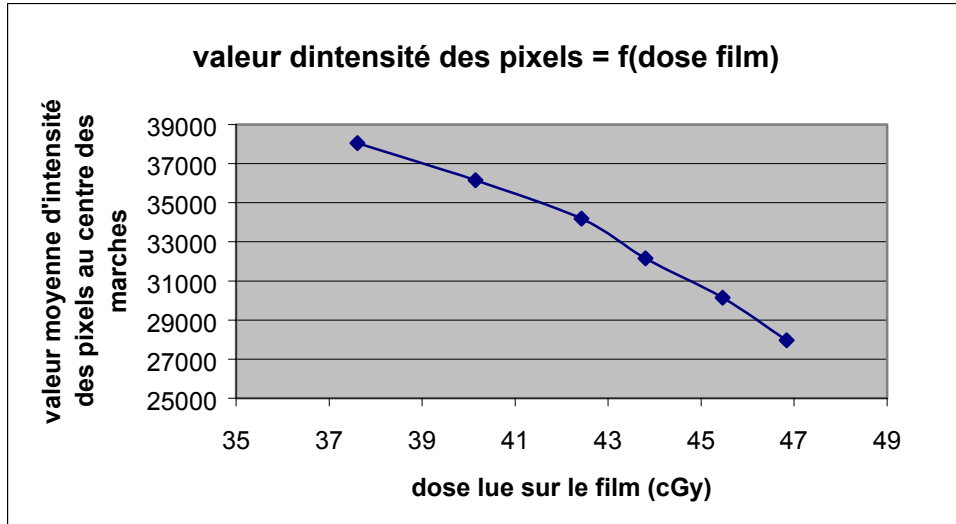
Régression linéaire obtenue :

$$G = 165.37 * E + 26030.64$$

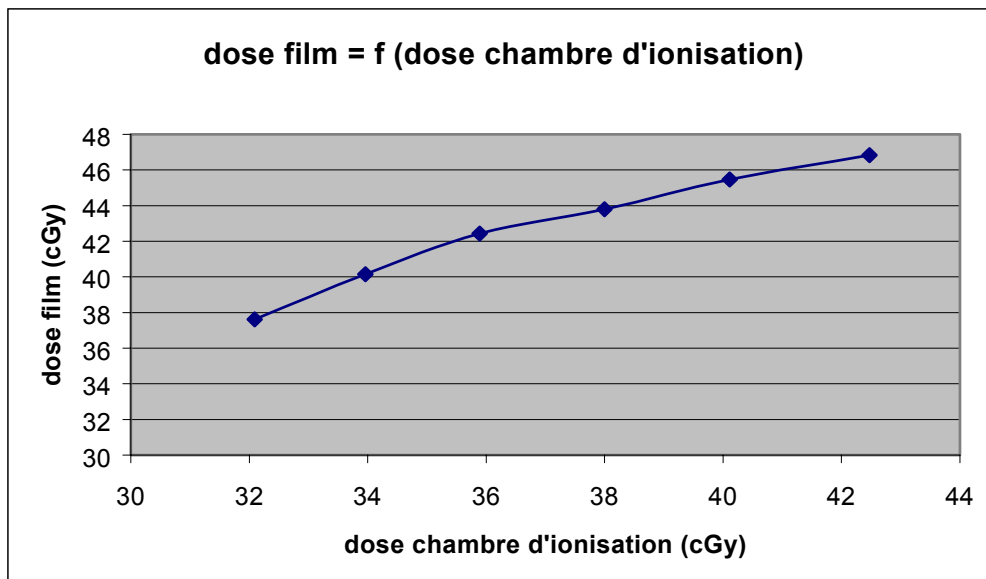
$$E = 0.006045 * G - 157.345$$

Les valeurs d'intensité de pixels de l'image portale acquise permettent de remonter à l'épaisseur d'absorbeur placé dans le faisceau d'irradiation.

#### IV-3) Valeurs données par le film....



**courbe 10- valeur moyenne d'intensité des pixels en fonction de la dose mesurée sur le film portal au moyen du vidéo densitomètre VIDAR**



**courbe 11- valeurs de doses mesurées sur le film portal en fonction des doses obtenues au moyen de la chambre d'ionisation**

Les valeurs mesurées au moyen du film sont à interpréter avec précaution. Les courbes obtenues à l'aide de ces valeurs valeur  $G = f(\text{dose})$ , ne semblent pas cohérentes avec les résultats attendus. (réponse presque linéaire)

Les mesures par film n'ont pas été réalisées exactement de la même manière que les mesures faites au moyen de la chambre d'ionisation.  
Il faudrait de plus envisager une éventuelle correction de la courbe de calibration du vidéodensomètre VIDAR

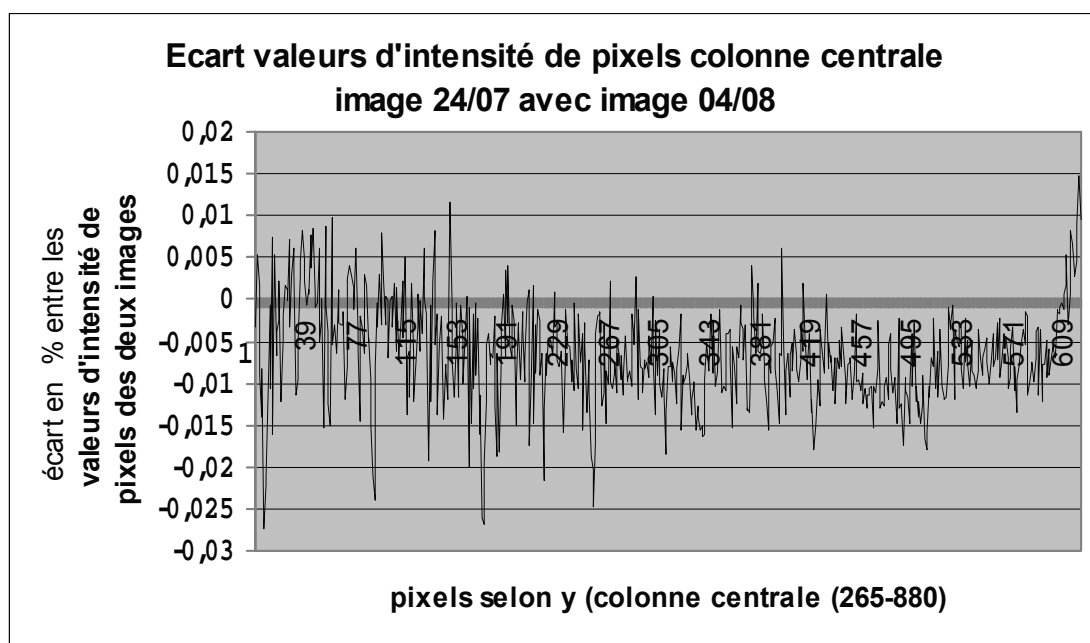
#### IV-4) Reproductibilité

Les écarts entre les valeurs moyennes d'intensité de pixels pour chaque marche des images prises le 04/08 et le 05/08 avec les valeurs pour l'image du 24/07 sont synthétisés dans le tableau 11.

Tableau 33

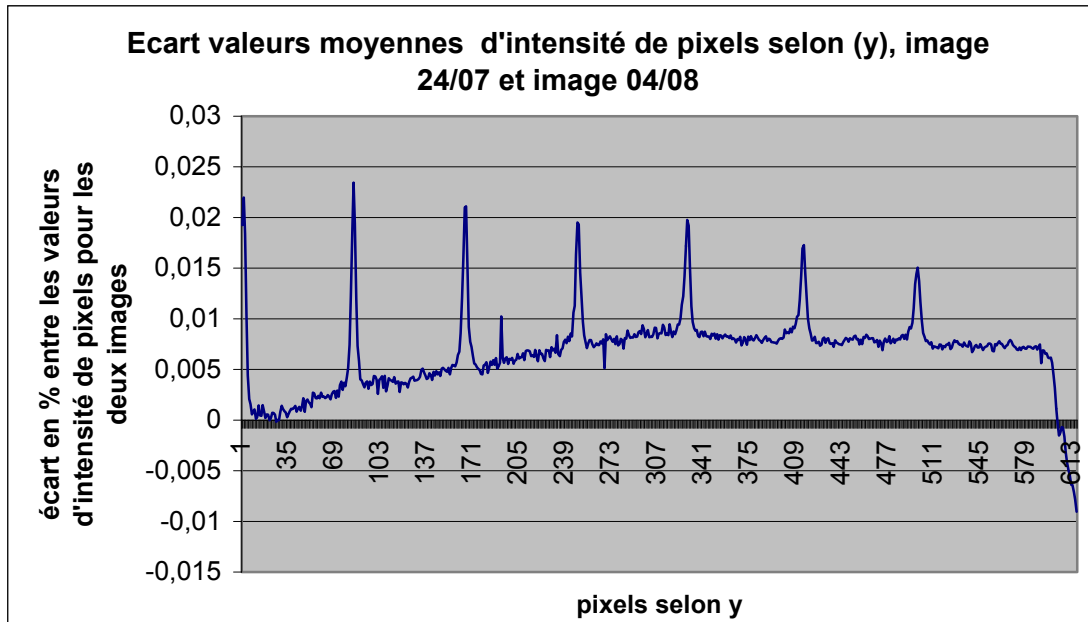
	Ecart image 04/08 avec image 24/07	Ecart image 05/08 avec image 24/07
<b>Marche 1</b>	<b>0,02 %</b>	<b>0,18 %</b>
<b>Marche 2</b>	<b>0,32 %</b>	<b>0,11 %</b>
<b>Marche 3</b>	<b>0,56 %</b>	<b>0,19 %</b>
<b>Marche 4</b>	<b>0,85 %</b>	<b>0,05 %</b>
<b>Marche 5</b>	<b>0,75 %</b>	<b>(-) 0,04 %</b>
<b>Marche 6</b>	<b>0,84 %</b>	<b>(-) 0,01 %</b>

Aucun écart pour les valeurs moyennes d'intensité de pixels au niveau des marches supérieur à 0.9 %.



**courbe 12-Ecarts entre les valeurs d'intensité de pixels pour les images le 04/08 et le 24/07 valeurs pour la zone correspondant à la colonne centrale du fantôme**

Les écarts les plus grands sont entre l'image du 24/07 et l'image du 04/08. Les écarts entre les valeurs de pixels d'une colonne donnée des images ne dépassent pas 0.01%. (courbe 12)  
 En moyennant les valeurs de pixels sur les 190 colonnes de la zone extraite, on a accès à des valeurs « moyennes » d'intensité de pixels pour chaque ligne de la zone extraite. Les écarts entre ces valeurs moyennes pour les deux images sont visualisable sur la courbe 13.



**courbe 13-Ecarts entre les valeurs moyennes d'intensité de pixels pour les images du 24/07 et du 04/08.**

Ces écarts ne sont pas supérieurs à 0.025 %.

On peut noter une augmentation de cet écart dans les zones de « changement de marche ». Ce sont les zones à fort gradient d'intensité de pixel.

L'ensemble de ces résultats démontre cependant la bonne reproductibilité des valeurs d'intensité de pixels des images portales.

## **V- Conclusion**

Ces différentes expériences nous ont permis de mettre en évidence une linéarité entre valeurs d'intensité de pixels des images portales acquises et dose reçue au niveau de l'I-View GT. Il est donc possible d'utiliser les images portales obtenues au moyen du système mis en place au Centre Léon Bérard à des fins dosimétriques. La vérification de traitement au moyen d'images portales pourrait ainsi s'enrichir de nouvelles informations telles que des valeurs de dose. Des images de distribution de dose portale pourraient ainsi être comparées afin de procéder au repositionnement patient ou bien même afin de corriger une erreur dans la prescription.

## Protocole 2 :

### I-Introduction et Objectif :

Nous avons réalisé un deuxième protocole afin de visualiser l'influence de certaines caractéristiques de l'irradiation (débit de dose de l'accélérateur, taille du champ) et de l'acquisition (frame averaging) sur la réponse du système d'imagerie portale I-View GT.

### II-Matériel et Méthode :

Nous avons acquis plusieurs images portales du fantôme en escalier dont les caractéristiques et le positionnement sur la table de traitement ont été détaillés dans le protocole 1.

L'irradiation a été effectuée au moyen de l'accélérateur SL 15 Elekta sur lequel est fixé le système d'imagerie portale I-Vieww GT d'Elekta.

Nous avons utilisé comme pour le protocole 1 un faisceau haute énergie de 6 MV

Les images portales obtenues au moyen de l'I-View GT d'Elekta sont obtenues en moyennant plusieurs images : « Frame averaging ». Le nombre d'images utilisées peut être choisi au moyen de quatre modes différents de l'I-View GT : off (4 images) ; medium ( 8 images) ; high ( 32 images), maximum ( acquisition durant toute l'irradiation).

Pour une première série d'expérience nous avons irradié le fantôme avec un champ de 25\*25 cm<sup>2</sup> en faisant varier le débit de dose de l'accélérateur. On a ainsi obtenu 3 images portales

Image 2 : 200 U.M

Image 3 : 300 U.M.

Image 4 : 400 U.M.

Afin de visualiser qualitativement et quantitativement l'influence de la taille de champ sur la réponse de l'EPID, nous avons effectué une image (image 5 ) pour un champ de 15\*25 cm<sup>2</sup> avec le débit de dose de l'accélérateur égal à 200.

Ces 4 images ont été acquises au moyen d'un « frame averaging » maximum

Pour visualiser l'influence de ce « frame averaging », on réalise 4 images pour un débit de dose égal à 200, une taille de champ égale à 25\*25 cm<sup>2</sup> mais un « frame averaging » différent :

Les conditions dans lesquelles ont été acquises les différentes images portales sont récapitulées dans le tableau 1

Tableau 34

Numéro de référence de l'image	Taille du champ	Débit de dose de l'accélérateur	Frame averaging
2.	25*25 cm <sup>2</sup>	<b>200</b>	Maximum
3.	25*25 cm <sup>2</sup>	<b>300</b>	Maximum
4.	25*25 cm <sup>2</sup>	<b>400</b>	Maximum
5.	<b>15*25 cm<sup>2</sup></b>	200	Maximum
6.	25*25 cm <sup>2</sup>	200	Off
7.	25*25 cm <sup>2</sup>	200	<b>Medium</b>
8.	25*25 cm <sup>2</sup>	200	<b>High</b>
9.	25*25 cm <sup>2</sup>	200	<b>Maximum</b>

Légende :

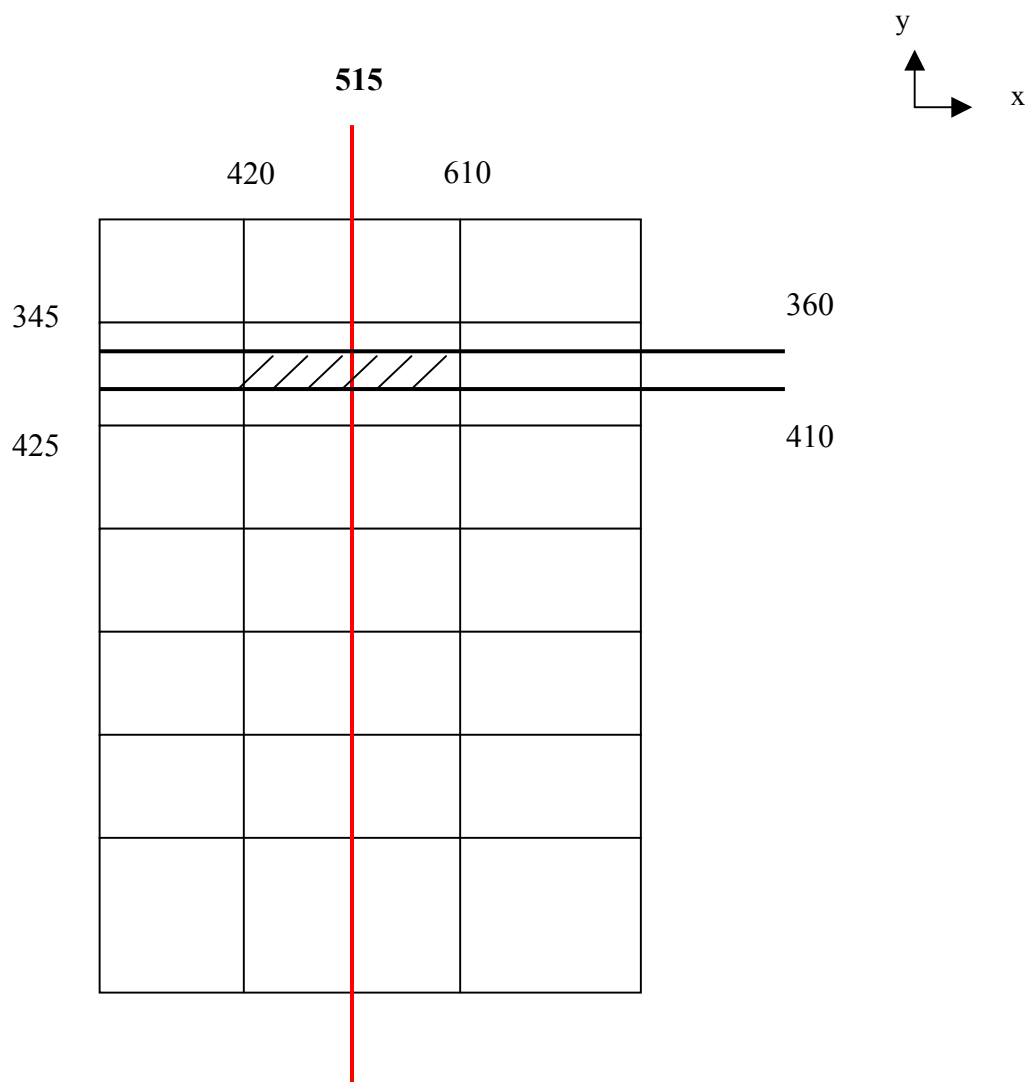
**En gras** : variation de paramètre

Fichier trop gros pour être transféré sur disquette



L'extraction d'une bande centrale est obtenue de la même manière que dans le protocole 1 : A partir de tableaux contenant les différentes valeurs d'intensité des pixels, il nous est alors possible d'effectuer des profils dans les directions (x)ou (y). Nous effectuons comme dans le premier protocole des profils selon la colonne centrale du fantôme, les lignes centrales des marches, ainsi que des profils moyens obtenus en moyennant les valeurs d'intensité de pixels pour des zones centrales des marches.

Les zones dans lesquelles ont été effectuées les calculs et les tracés sont spécifiées dans la partie résultat afin de faciliter la compréhension et la lecture des graphiques.



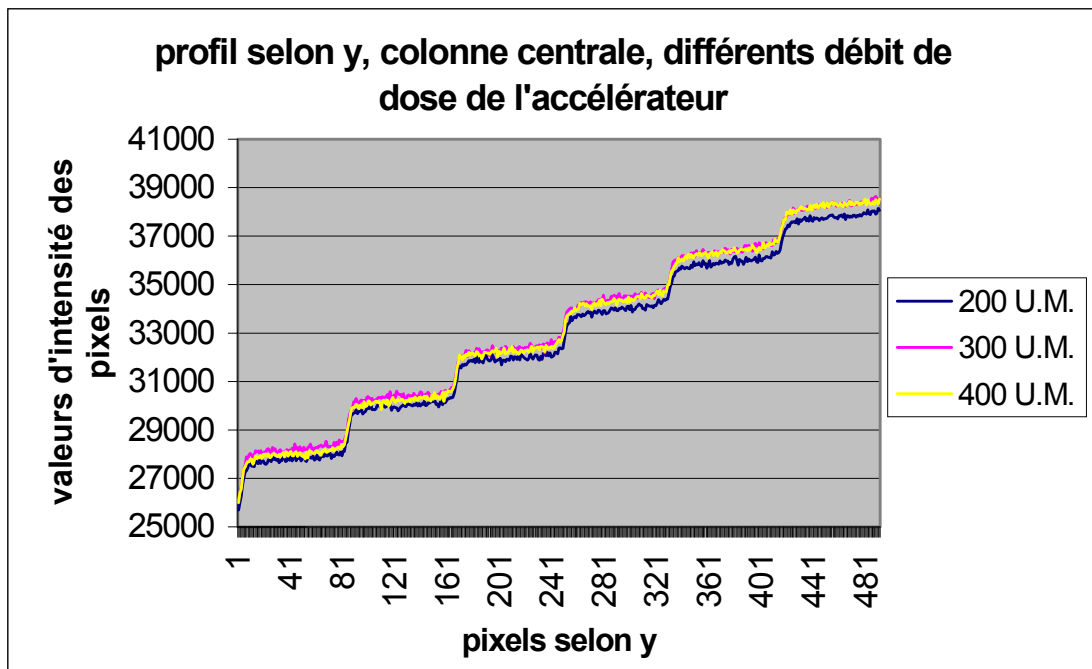
**Figure 4-schéma illustrant la bande extraite ainsi que les zones sur lesquelles ont été effectuées les moyennes pour les calculs de la deuxième marche**



### III) 1-Résultat\_différents débit de dose :

#### Variation du débit de dose de l'accélérateur

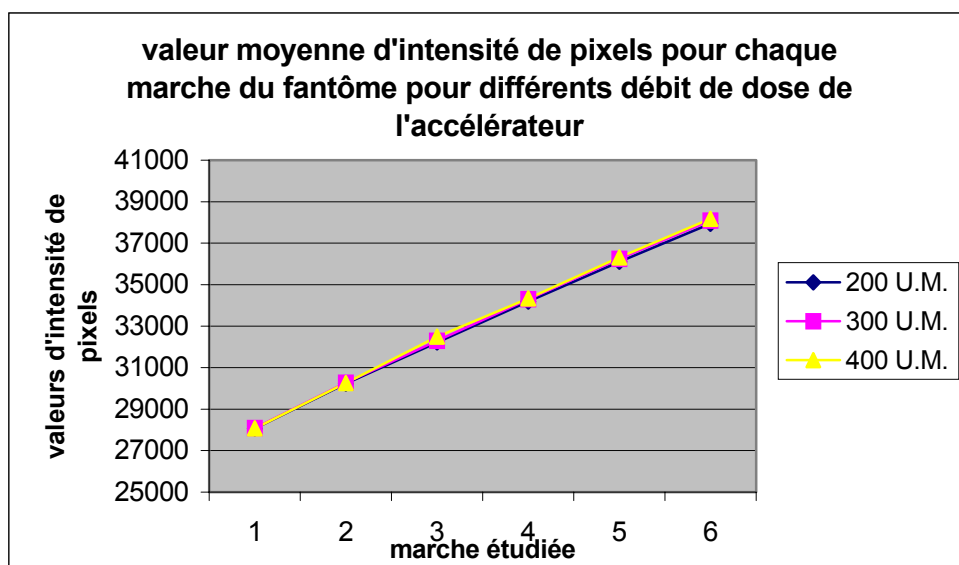
Les valeurs moyennes d'intensité des pixels dans bande centrale des marches (190 pixels direction x (toute la largeur de la bande extraite)\*50 pixels direction y ) sont donné dans le tableau 2



**courbe 9- profil selon y, colonne centrale du fantôme pour différents débits de dose de l'accélérateur**

Tableau 35

	200 U.M.	300 U.M.	400 U.M.
Marche 1	28063,3	28089,2	28072,0
Marche 2	30227,8	30274,0	30258,3
Marche 3	32211,2	32290,6	32493,4
Marche 4	34184,0	34297,7	34336,1
Marche 5	36099,6	36240,5	36312,6
Marche 6	37932,4	38086,8	38177,9



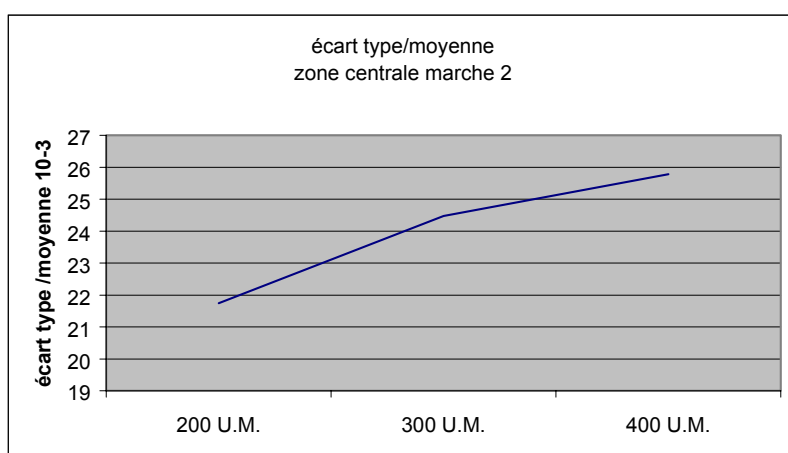
courbe 10-valeur moyenne d'intensité de pixels pour chaque marche, pour différent débit de dose de l'accélérateur

#### IV) 1\_Commentaire\_différents débit de dose

Nous calculons grâce aux outils fournis par Excel, les moyennes et écarts types des valeurs d'intensité de pixels pour des zones centrales des marches : résultat pour la deuxième marche fournis dans le tableau 3

**Tableau 36-marche 2**

	<b>200 U.M.</b>	<b>300 U.M.</b>	<b>400 U.M.</b>
moyenne	30227,8	30274,0	30258,3
écart type	65,73	74,10	78,01
écart type/moyenne	21,74	24,47	25,78



**courbe 11-écart type rapporté à moyennes valeurs d'intensité de pixels marche2**

**Tableau 37**

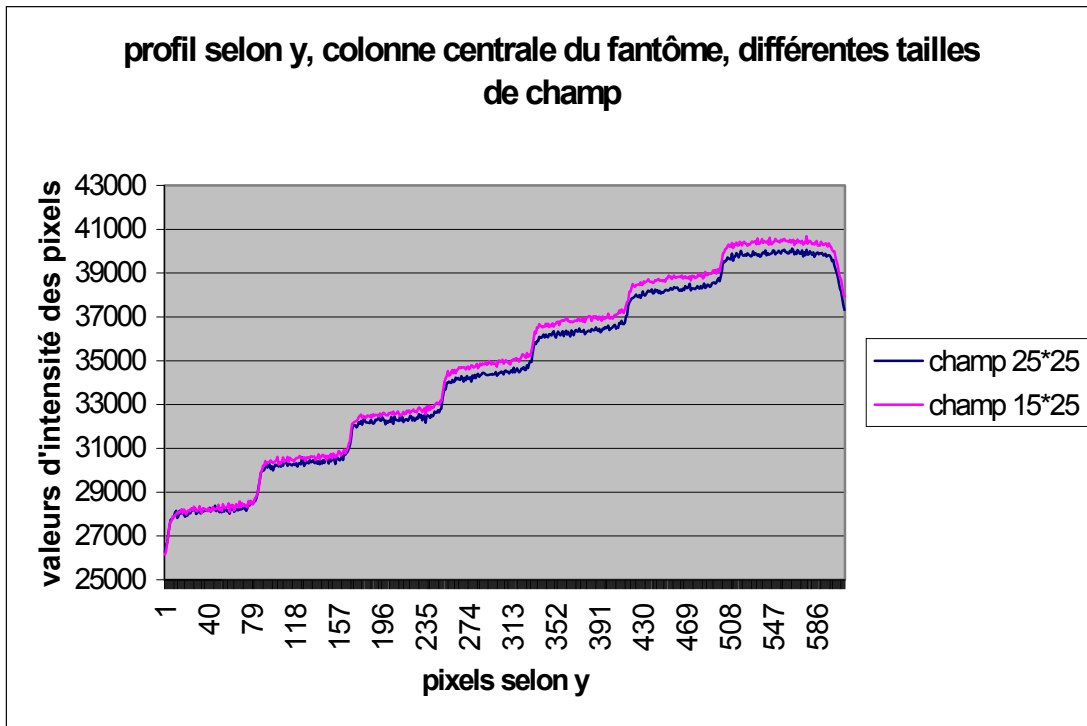
	<b>200 U.M.</b>	<b>300 U.M.</b>	<b>400 U.M.</b>
moyenne	34184,0178	34297,7164	34336,0943
écart type	93,92	103,54	105,36
écart type/moyenne	27,47	30,19	30,68

Les résultats sont similaires pour les autres marches. Ils tendraient à démontrer que plus le débit de dose est élevé plus l'écart type est grand entre les différentes valeurs d'intensité de pixel pour une marche donnée. Ces résultats sont cependant à prendre avec précaution.

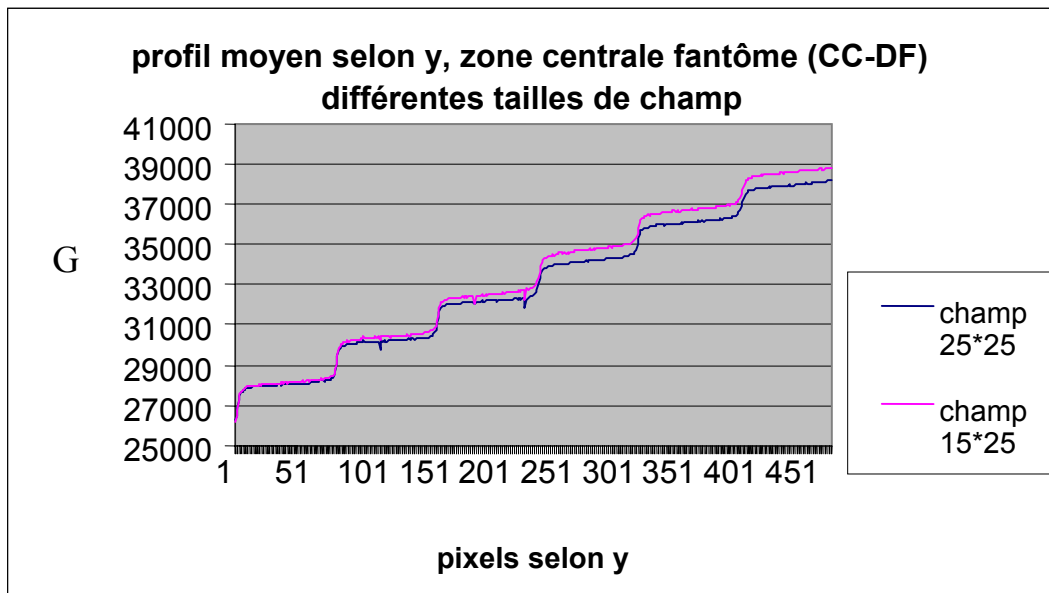
Le débit de dose de l'accélérateur linéaire ne semble pas avoir d'influence significative sur la valeur moyenne d'intensité de pixels pour chaque marche. (cf. courbe 2)

Ainsi, les relations de linéarité trouvées permettant de relier valeurs d'intensité de pixels aux doses semblent indépendantes de ce paramètre de l'accélérateur.

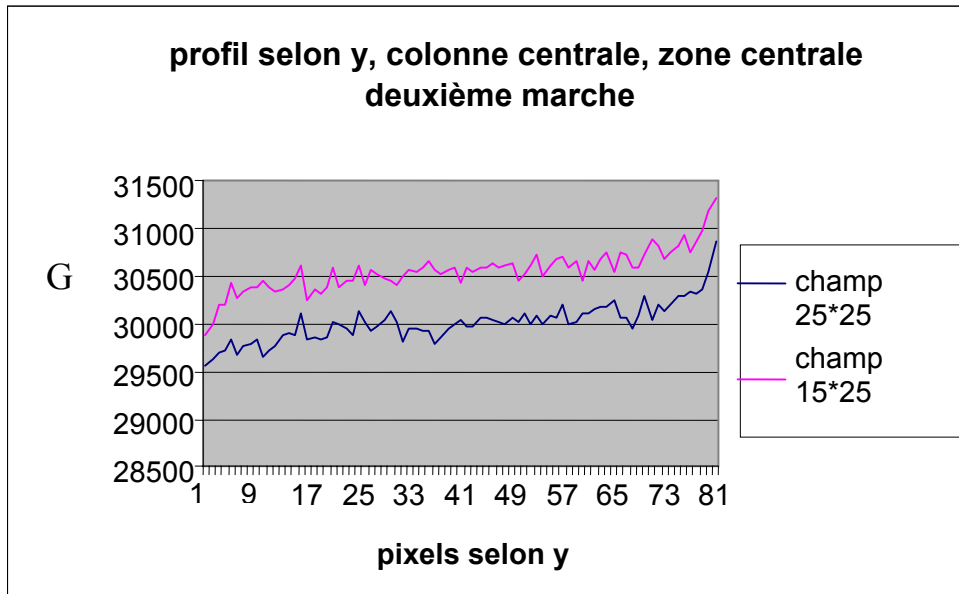
### III) 2 Résultats\_différentes taille de champ



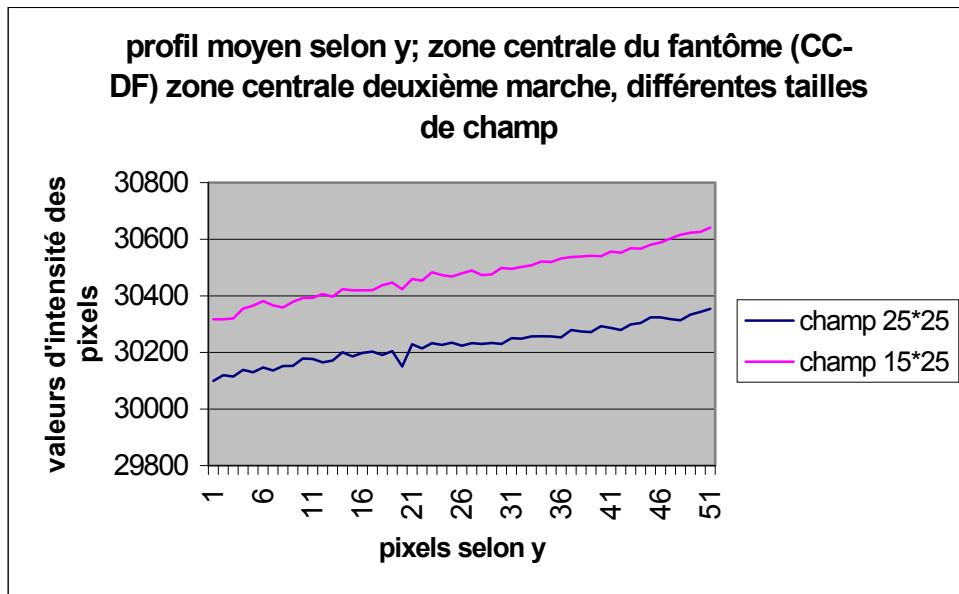
courbe 12-profil selon colonne centrale du fantôme pour différentes tailles de champ



courbe 13-profil moyen (30 colonnes) selon (y) pour différentes tailles de champ

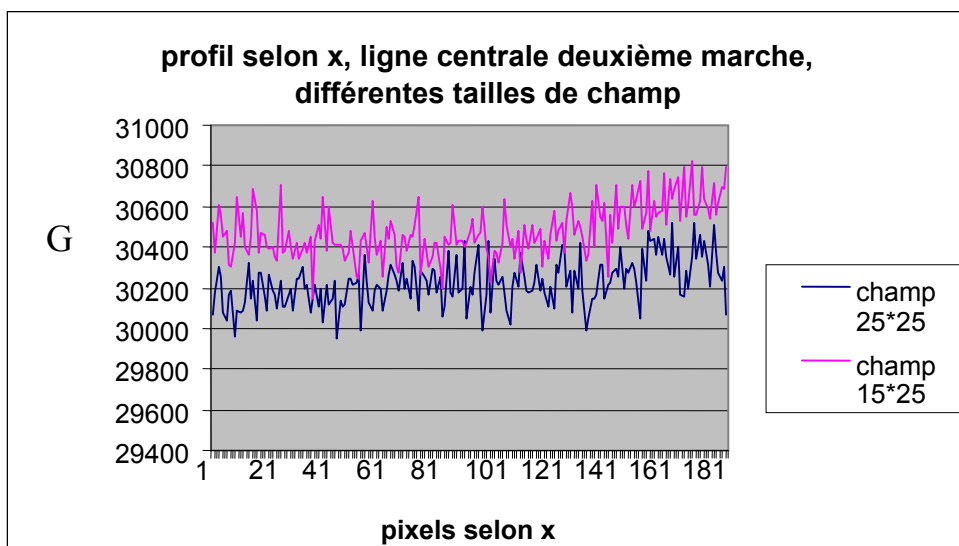


**courbe 14-profil selon (y, colonne centrale), zone centrale deuxième marche,**

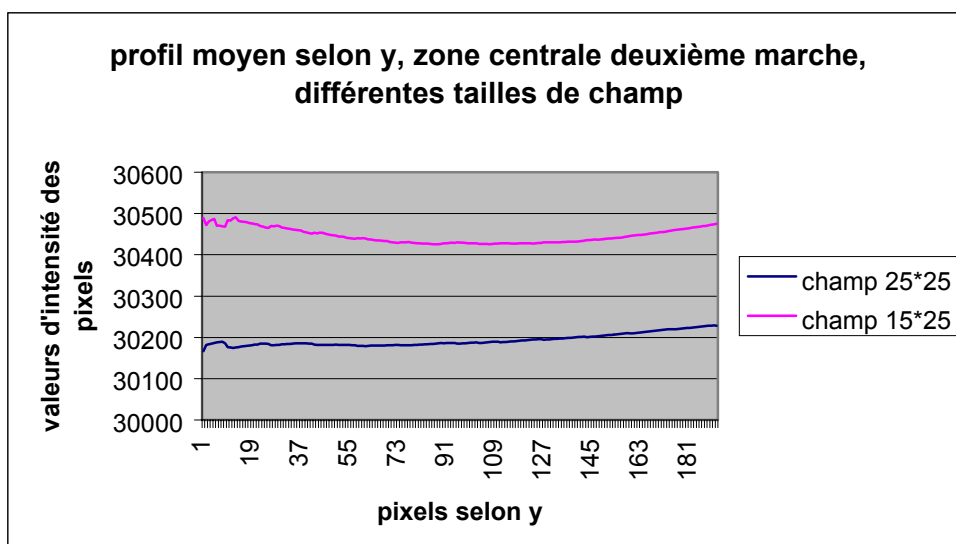


**courbe 15-profil moyen (selon (y) 30 colonnes), zone centrale deuxième marche, différentes tailles de champ**

Résultats similaires pour les autres marches.



**courbe 16-profil selon (x) ligne centrale deuxième marche sur toute la zone extraite (190 colonnes), différentes tailles de champ**



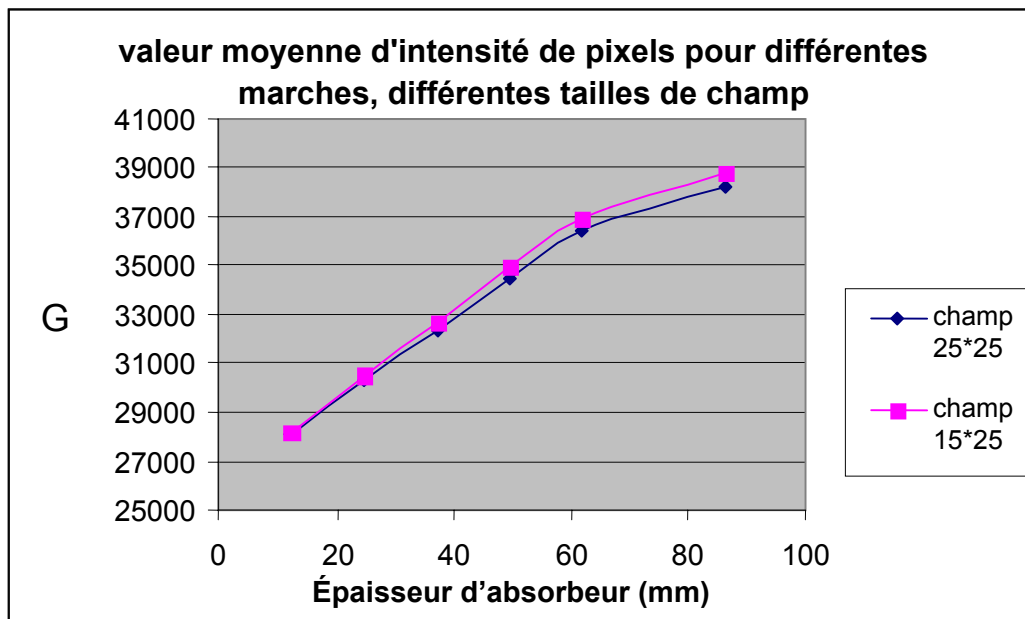
**courbe 17-profil moyen selon (x) ligne centrale deuxième marche**

Les valeurs moyennes d'intensité des pixels pour chaque marche et pour les deux champs différents sont données dans le tableau 5.

Tableau 38

Épaisseur équivalent eau absorbeur (mm)	Champ 25*25 cm <sup>2</sup> Valeur moyenne pixels dans ROI	Champ 15*25 cm <sup>2</sup> Valeur moyenne pixels dans ROI
12,36	28132,0	28229,2
24,71	30330,3	30532,7
37,07	32337,7	32661,3
49,42	34441,0	34947,3
61,78	36370,4	36900,5
86,49	38215,5	38748,9

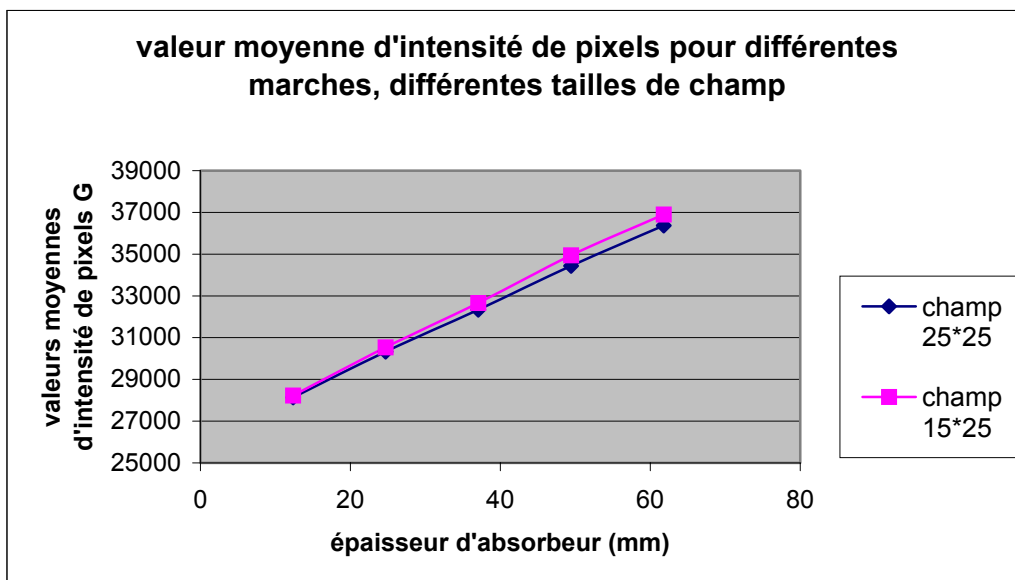
On trace la variation des valeurs d'intensité de pixels avec l'épaisseur d'absorbeur placé dans le champ d'irradiation sur la courbe 10.



**courbe 18-valeurs moyennes d'intensité des pixels pour les différentes marches pour différentes tailles de champ**

#### IV) 2 Commentaire \_différentes tailles de champ

On calcule comme dans le protocole 1, les régressions linéaires associées aux mesures expérimentales pour les deux champs (courbe 10)



courbe 11-partie linéaire de la courbe 9 (valeurs 5 premières marches)

**Champ 25\*25 :**

$$G = 166,63 * E + 26145,57$$

$$E = 0,0060 * G - 156,82$$

**Champ 15\*25 :**

$$G = 176,10 * E + 26126,57$$

$$E = 0,0057 * G - 148,23$$

On ne peut utiliser la même régression linéaire pour les deux champs. (courbe 11)

Pour une marche donnée, les valeurs d'intensité de pixels semblent plus importantes pour le champ 15\*25 cm<sup>2</sup> que pour le champ 25\*25 cm<sup>2</sup>. Cette différence s'accroît lorsque l'épaisseur d'absorbeur augmente. (courbe 4-10)

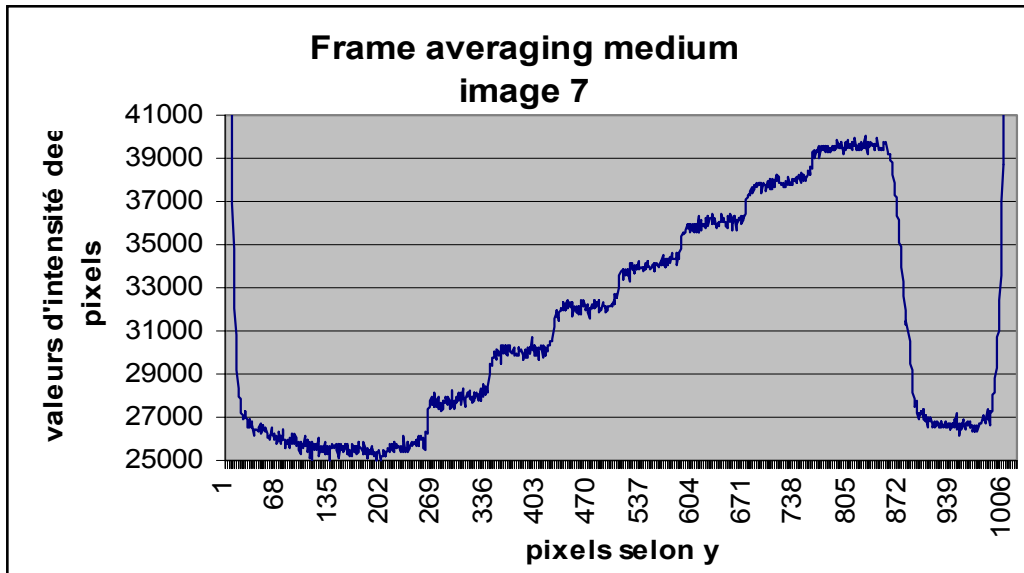
Afin d'évaluer la variation de la réponse de l'I-View GT avec la taille de champ d'irradiation, il est nécessaire d'avoir des informations supplémentaires sur la dose effectivement reçue. (protocole 3)



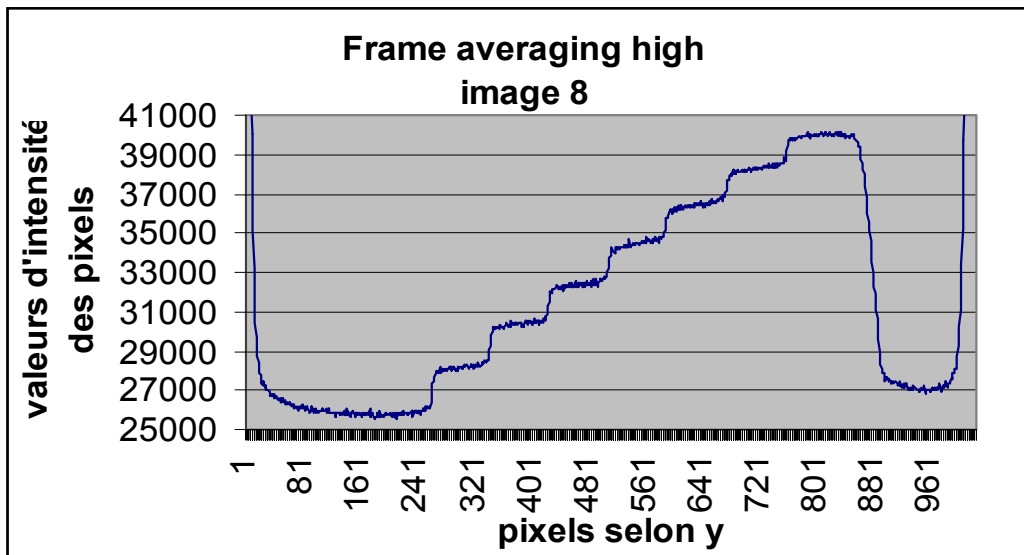
### III) 3 Résultats\_différents « frame averaging »

Images obtenues pour différents « frame averaging » :

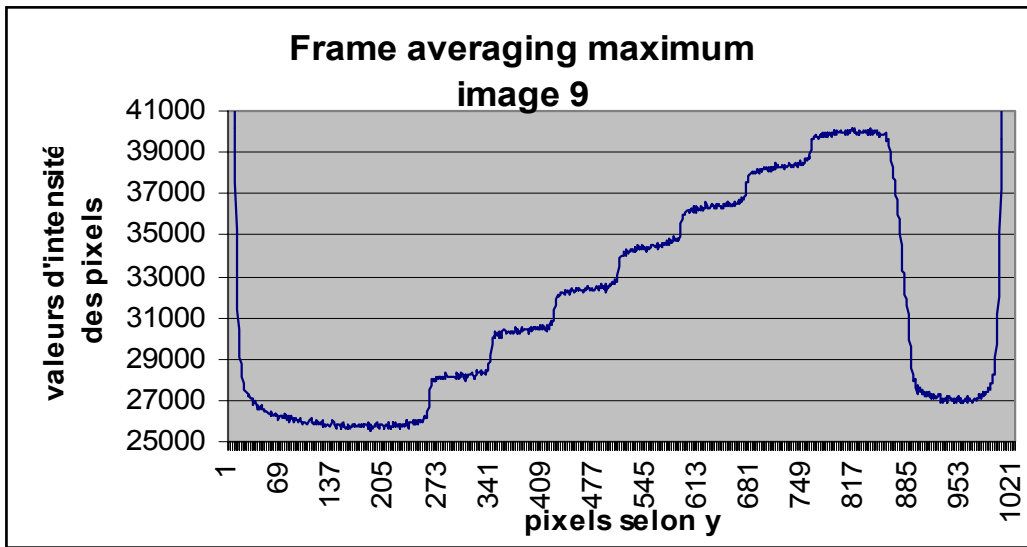
Nous effectuons les profils de valeurs de pixels selon la direction (y) suivant une colonne centrale du fantôme et de la bande extraite (pixel x 515)



courbe 11-profil selon (y) colonne centrale, frame averaging medium



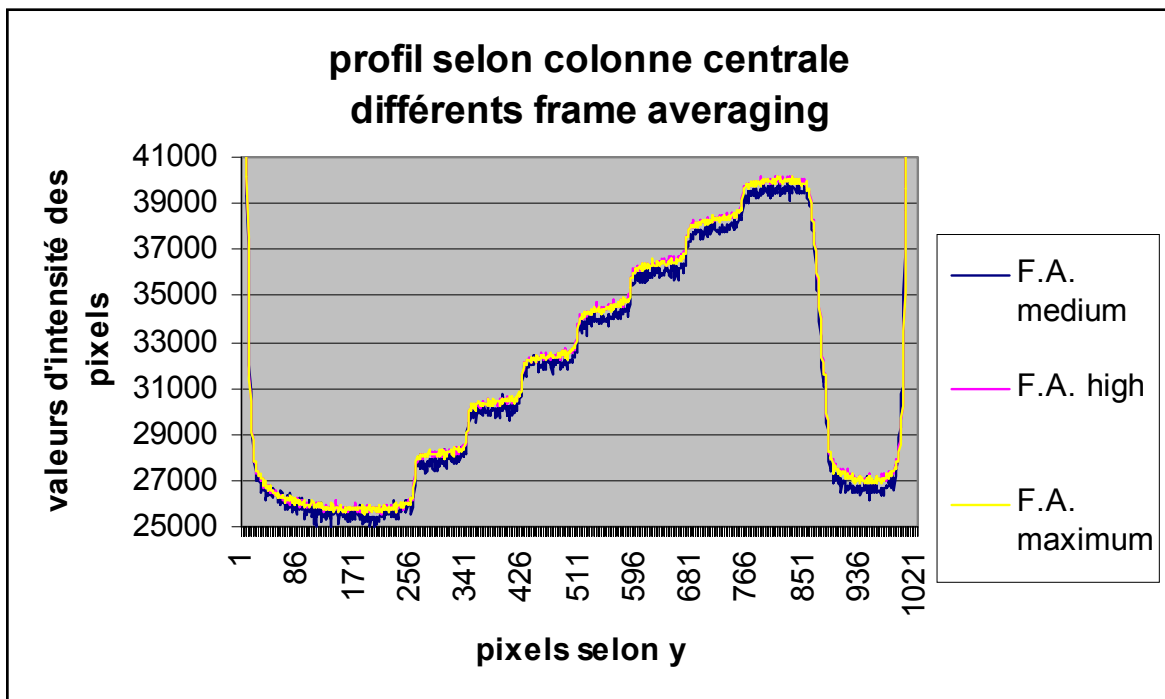
courbe 12-profil selon (y) colonne centrale, frame averaging high



courbe 13-profil selon (y) colonne centrale, frame averaging maximum

#### IV) 3 Commentaires\_différents frame averaging

On retrouve pour les différents profils (courbe 11,12,13 ) selon y, la forme en escalier attendu. Pour chaque zone homogène de dose (marche du fantôme en escalier), on a un palier qui semble de plus en plus lissé plus le nombre d'images prises pour former l'image portale est grande. (courbe 14)

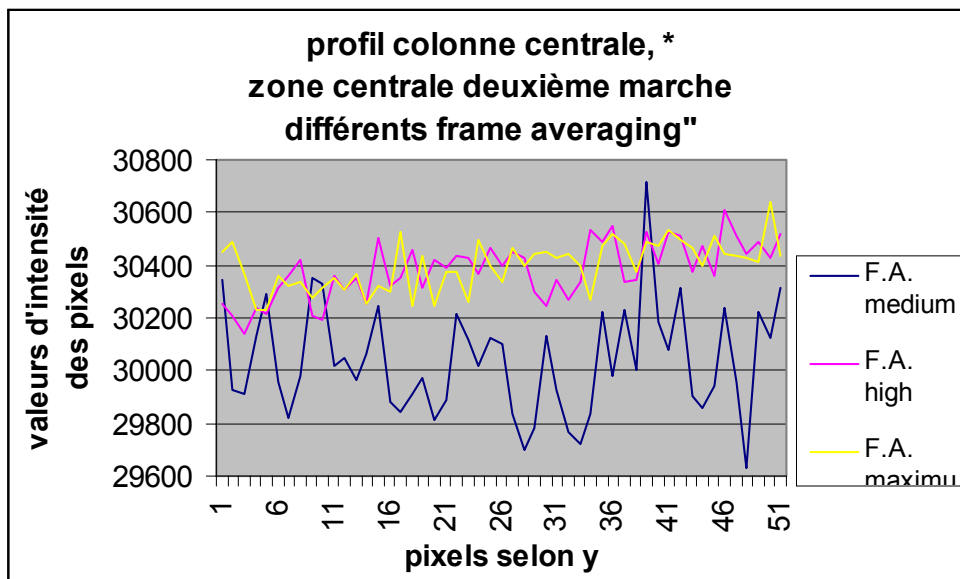


courbe 14- profils selon (y) colonne centrale, différents frame averaging

Nous effectuons des profils selon la direction y (colonne centrale pixel x : 515) pour la deuxième marche

**Zone centrale de la marche pixel y : 360 – 410**

« zoom » des graphes plus haut pour région homogène (courbe 15)



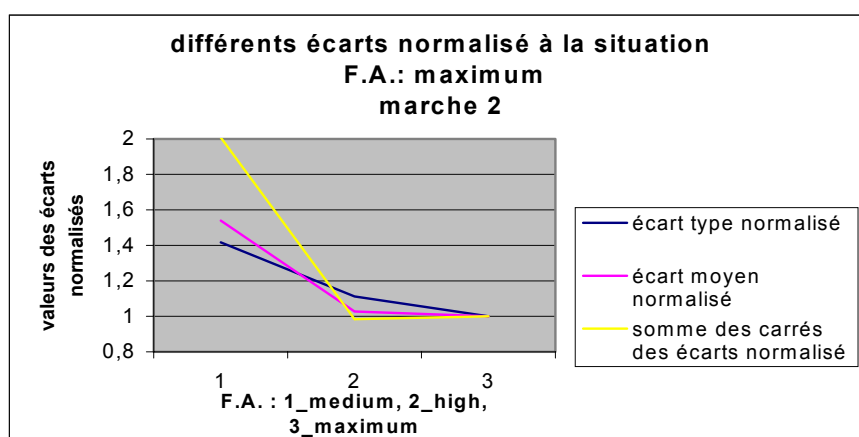
courbe 15-profil selon (y) zone centrale deuxième marche, différents frame averaging »

Grâce aux outils mathématiques fournis par Excel nous pouvons calculer l'écart type des valeurs d'intensité des pixels de la deuxième marche, l'écart moyen ( écarts absolus entre les valeurs et leurs moyennes arithmétiques). Valeurs répertoriées dans le tableau 6

Tableau 39

	F.A. : medium	F.A. : High	F.A. : Maximum
moyenne	30040,7	30384,8	30398,6
Ecart type	265,0	207,9	187,0
Ecart moyen	209,9	140,1	136,3

Les écarts entre les différentes valeurs d'intensités des pixels sur la colonne 515 pour la deuxième marche, sont réduits de façon très significative entre les modes « frame averaging » medium et high. (courbe 16)



Réduction de 29,4 % de l'écart type

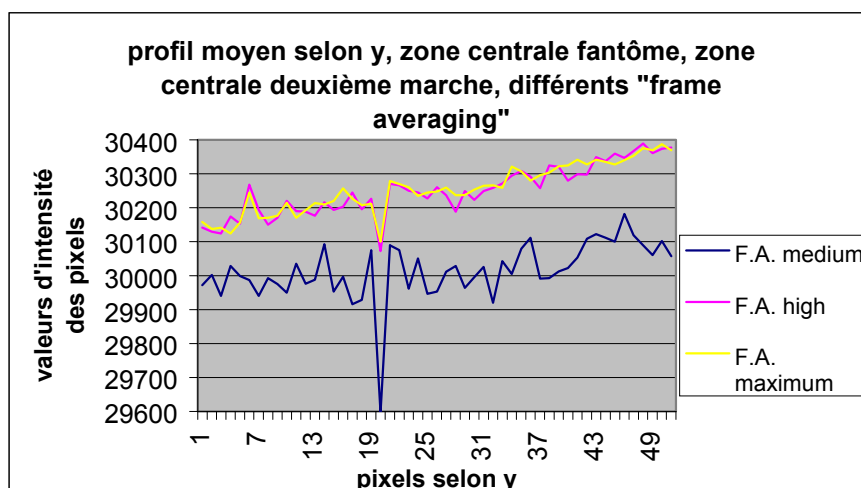
Réduction de 33,3 % de l'écart moyen

courbe 16- variations des différents écarts selon le mode de frame averaging pour des valeurs selon la direction (v)

La différence est moins nette entre les modes « frame averaging » high et maximum. Cela est dû au fait que ces modes pour la courte irradiation que nous avons effectuée sont presque identiques (32 images = toute l'irradiation).

Nous réalisons aussi des profils moyens selon y pour la zone centrale de la deuxième marche :

Moyenne des valeurs d'intensité des pixels selon y pour les 190 valeurs

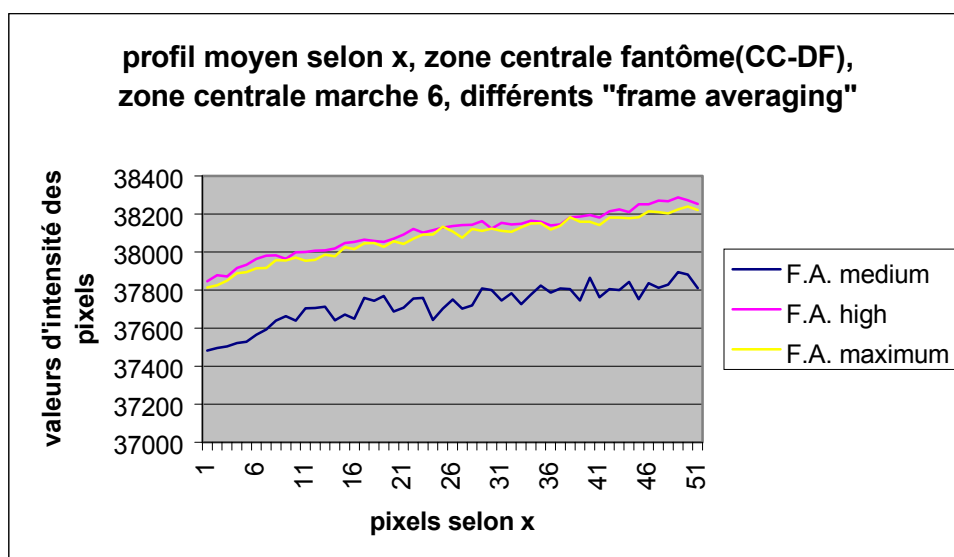


courbe 17-profil moyen selon la direction (y) pour marche 2

Nous avons les mêmes résultats pour les six autres marches.

On peut aussi tracer des profils selon la direction x (largeur du fantôme).

On calcule la moyenne des valeurs d'intensité des pixels pour chaque colonne de la zone hachurée zone centrale de la deuxième marche (pixel y : 360-410) et on trace ainsi un profil « moyen » dans la direction x.



**courbe 18-profil moyen selon (x) marche 6**

La différence pour les profils dans la direction (x) est très nette entre les différents modes de « frame averaging ».

Il faut préciser que l'échelle est très large et que même pour le mode de « frame averaging » medium, la variation se fait dans une gamme ne dépassant pas 30900-32600 soit un peu plus de 1000 valeurs de pixels.

Pour le mode high, les variations sont moins importantes que pour le mode medium et la moyenne reste sensiblement égale à celle pour les valeurs acquises au mode « frame averaging » maximum.

On effectue sous Excel les mêmes calculs d'écarts que précédemment, et on constate une amélioration très importante de l'homogénéité des valeurs selon la direction x dès que le « frame averaging » passe en mode high.

**Tableau 40**

	<b>F.A. : medium</b>	<b>F.A. : High</b>	<b>F.A. : Maximum</b>
moyenne	31290,4	30265,8	30265,6
Ecart type	925,9	94,6	96,0
Ecart moyen	796,7	73,0	76,3

Réduction de 90 % de l'écart type

Ces profils nous montrent que la moyenne des valeurs de pixels pour chaque marche diffère pour le mode medium par rapport à une moyenne commune pour les modes high et maximum. Cela est dû au fait qu'en mode medium, quatre images seulement sont prises, le temps d'acquisition est donc plus court et l'acquisition ne se fait pas sur tout le temps de l'irradiation.

Pour l'utilisation dosimétrique de l'I-View GT, il semble que le mode maximum semble le plus intéressant. Les valeurs d'intensité de pixel pourront être liées à des valeurs de dose totale reçue.

## **V Conclusion :**

Nous avons pu à travers les résultats des expériences de ce protocole, mettre en évidence des facteurs étant susceptible de faire varier la réponse de l'I-View GT.

Récapitulatif :

Pas de réelle influence du débit de dose de l'accélérateur sur la réponse du système

Pour une épaisseur d'absorbeur donnée, valeurs d'intensité de pixels plus grandes pour champ plus petit. Différences s'accroissant lorsque l'épaisseur d'absorbeur augmente.

Courbe lissée selon le mode de frame averaging choisi, et différence de valeurs moyennes d'intensité de pixels pour le mode medium qui ne semble pas, être un mode approprié pour nos mesures de dose.

## Protocole 3 :

### I-Introduction et objectif

Pour visualiser l'influence de la taille de champ sur la réponse du système d'imagerie portale I-View GT, nous avons réalisé des mesures de doses portales au niveau de chaque marche du fantôme « en escalier » (voir protocole 1) pour les deux tailles de champ pour lesquelles les images portales avaient été acquises dans le protocole 2.

### II-Matériel et Méthode

Les mesures ont été réalisées le 26 août 2003 au moyen d'un faisceau de 6MV fourni par l'accélérateur linéaire SL 15. Pour les tailles de champ 25\*25 cm et 15\*25 cm, nous avons procédé de la même manière soit :

- Positionnement du fantôme comme pour le protocole 1 et 2.
  - Mesure de dose au moyen de la chambre d'ionisation plate : PTW M 23343 (gamme II D) au niveau du centre des marches. Le positionnement précis est réalisé comme pour le protocole 1 à l'aide du gabarit réalisé alors pour l'expérience. (voir figure 12, protocole 1)
- On réalise des mesures de dose en présence du fantôme et en l'absence du fantôme aux six positions correspondants au centre des marches du fantôme. Les mesures en l'absence de fantôme permettent de réaliser une correction pour la non-homogénéité du faisceau. (cf. Protocole 1)

### III-Résultats

Taille de champ : 25\*25 cm<sup>2</sup>

Tableau 41

Position de la chambre	Épaisseur équivalente pour densité= 1 g.cm <sup>-3</sup> (mm)	Lecture avec fantôme (l <sub>i</sub> )	Lecture sans fantôme (h <sub>i</sub> )
<b>Position 1 (centre de la première marche)</b>	12,36	0,0704	0,0739
Position 2	24,71	0,0661	0,0737
Position 3	37,07	0,0620	0,0727
Position 4	49,42	0,0586	0,0727
Position 5	61,78	0,0559	0,0739
Position 6	86,49	0,0531	0,0741
			Valeur moyenne hm=0,0735



Taille de champ : 15\*25 cm<sup>2</sup>

Tableau 42

Position de la chambre	Épaisseur équivalente pour densité= 1 g.cm <sup>-3</sup> (mm)	Lecture avec fantôme (I <sub>i</sub> )	Lecture sans fantôme (h <sub>i</sub> )
<b>Position 1 (centre de la première marche)</b>	12,36	0,0693	0,0731
Position 2	24,71	0,0653	0,0726
Position 3	37,07	0,0609	0,0717
Position 4	49,42	0,0577	0,0718
Position 5	61,78	0,0551	0,0728
Position 6	86,49	0,0531	0,0732
			Valeur moyenne hm=0,0725

Les valeurs données par la chambre en présence du fantôme sont corrigées au moyen du facteur correctif :  $hm / hi$  .

Les doses pour ces nouvelles valeurs est obtenue en considérant que 45 cGy correspond à la valeur 0,0739 (valeur lue pour la marche 1 sans « fantôme »).

Les valeurs de dose mesurées au moyen de la chambre d'ionisation pour les six positions et pour les deux tailles de champ sont synthétisées dans le tableau

Tableau 43

Position de la chambre	Épaisseur équivalente pour densité= 1 g.cm <sup>-3</sup> (mm)	Lecture avec fantôme avec correction I <sub>i</sub> ' <i>Champ 25*25</i>	Lecture avec fantôme avec correction I <sub>i</sub> ' <i>Champ 15*25</i>	Valeur de dose correspondante (cGy) <i>Champ 25*25</i>	Valeur de dose correspondante (cGy) <i>Champ 15*25</i>
<b>Position 1 (centre de la première marche)</b>	12,36	0,070	0,070	42,62	42,62
Position 2	24,71	0,0659	0,0659	40,13	40,13
Position 3	37,07	0,0627	0,0627	38,18	38,18
Position 4	49,42	0,0592	0,0592	36,05	36,05
Position 5	61,78	0,0556	0,0556	33,86	33,86
Position 6	86,49	0,0527	0,0527	32,09	32,09

## IV-Commentaires

Pour calculer une estimation de la réponse de l'I-View GT, nous utilisons les valeurs d'intensité de pixels des images portales acquises lors des expériences du protocole 2 (image 1 et image 5) pour les deux tailles de champ considérées. On calcule pour chaque image, des moyennes de valeurs d'intensité de pixels dans des régions d'intérêt correspondants aux projections des zones occupées par la chambre d'ionisation lors de la réalisation des mesures de dose. Les valeurs d'intensité de pixels diminuant lorsque la dose reçue au niveau de l'I-View GT augmente, nous calculons le rapport de  $G' = 1/ G$ , avec les doses portales mesurées :  $G'/Dp$ . Ce rapport nous permet d'évaluer l'influence de la taille de champ sur la réponse du système

### **Champ 25\*25 cm<sup>2</sup>**

Tableau 44

Position de la chambre	Épaisseur équivalente pour densité= 1 g.cm <sup>-3</sup> (mm)	Valeur de dose correspondante (cGy)	Valeur moyenne d'intensité des pixels G dans ROI	G' = 1/ G	G' / Dp
<b>Position 1</b>	12,36	42,62	28046,5	3,57 10 <sup>-5</sup>	8,366 10 <sup>-7</sup>
Position 2	24,71	40,13	30244,0	3,31 10 <sup>-5</sup>	8,239 10 <sup>-7</sup>
Position 3	37,07	38,18	32247,6	3,10 10 <sup>-5</sup>	8,122 10 <sup>-7</sup>
Position 4	49,42	36,05	34262,8	2,92 10 <sup>-5</sup>	8,096 10 <sup>-7</sup>
Position 5	61,78	33,86	36181,6	2,76 10 <sup>-5</sup>	8,162 10 <sup>-7</sup>
Position 6	86,49	32,09	38067,2	2,63 10 <sup>-5</sup>	8,186 10 <sup>-7</sup>
					8,195 10 <sup>-7</sup>

### **Champ 15\*25 cm<sup>2</sup>**

Tableau 45

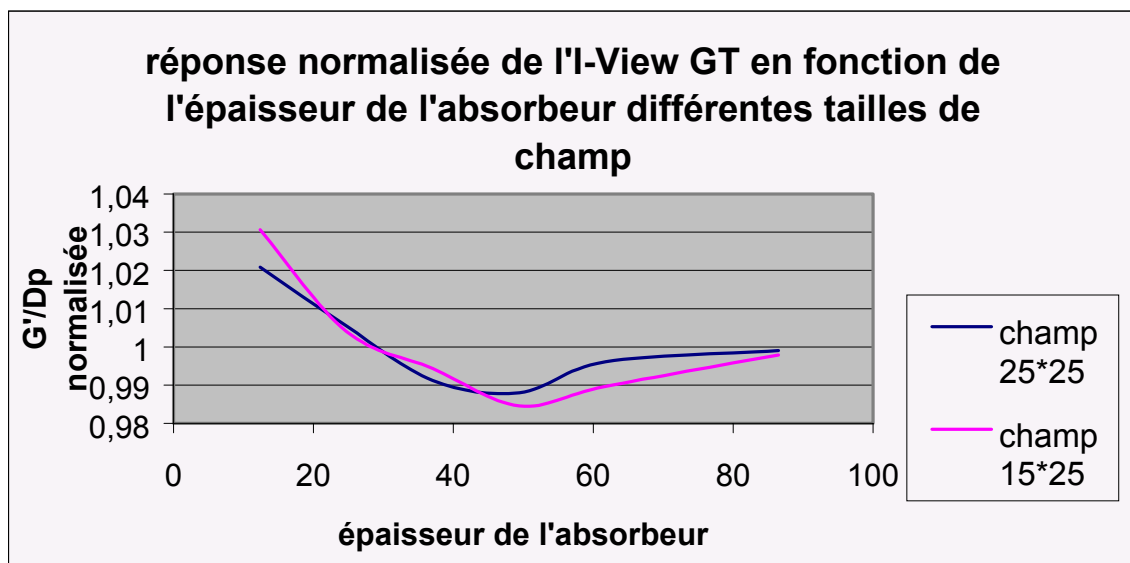
Position de la chambre	Épaisseur équivalente pour densité= 1 g.cm <sup>-3</sup> (mm)	Valeur de dose correspondante (cGy)	Valeur moyenne d'intensité des pixels dans ROI	G'=1/G	G'/Dp
<b>Position 1</b>	12,36	41,83	28194,712	3,55 10 <sup>-5</sup>	8,479 10 <sup>-7</sup>
Position 2	24,71	39,73	30479,550	3,28 10 <sup>-5</sup>	8,258 10 <sup>-7</sup>
Position 3	37,07	37,51	32595,178	3,07 10 <sup>-5</sup>	8,179 10 <sup>-7</sup>
Position 4	49,42	35,50	34781,487	2,87 10 <sup>-5</sup>	8,099 10 <sup>-7</sup>
Position 5	61,78	33,43	36746,497	2,72 10 <sup>-5</sup>	8,140 10 <sup>-7</sup>
Position 6	86,49	31,54	38628,927	2,59 10 <sup>-5</sup>	8,208 10 <sup>-7</sup>
					8,227 10 <sup>-7</sup>

Tableau 46

	G'/Dp normalisé Champ 25*25 cm <sup>2</sup>	G'/Dp normalisé Champ 15*25 cm <sup>2</sup>
Position 1	1,0209	1,0306
<b>Position 2</b>	1,0055	1,0040
<b>Position 3</b>	0,9912	0,9943
<b>Position 4</b>	0,9880	0,9846
<b>Position 5</b>	0,9961	0,9897
Position 6	0,9990	0,9979

La réponse de l'I-View GT ne varie que très faiblement avec l'épaisseur de l'absorbeur (taille de champ identique, différentes marche).

Pour une même épaisseur d'absorbeur, et pour deux tailles de champ différentes, nous constatons des différences, les plus importantes dans le jeu de tests réalisé lors du stage. Par contre nous n'avons pas pu mettre en évidence une règle simple de passage (rapport pour le champ 25\*25 cm<sup>2</sup>) tantôt inférieur tantôt supérieur à celui pour le champ 15\*25 cm<sup>2</sup>) (courbe 1)



courbe 19-réponse normalisée de l'I-View GT en fonction de l'épaisseur d'absorbeur placé dans le champ d'irradiation pour différentes tailles de champ

## **V-Conclusion**

Ce protocole indique clairement une variation de la réponse du système en fonction de la taille du champ. C'est une constatation importante qu'il faudrait étudier plus en avant. De nombreuses autres mesures seraient nécessaires par la suite afin d'évaluer l'influence de la taille du champ sur la réponse du système.

Les mesures de dose n'ont pas été réalisées le jour de l'acquisition des images portales.

Bien que nous ayons constaté une bonne reproductibilité pour les mesures de valeurs d'intensité de pixels, les incertitudes liées à ces acquisitions décalées (incertitudes de positionnement, conditions atmosphériques différentes...) sont non négligeables.

Ce travail pourrait se poursuivre comme suit :

- On pourrait procéder à l'acquisition d'images portales et à des mesures de doses pour différentes tailles de champ, un jour donné.
- Pour visualiser l'influence de la taille de champ sur la réponse du système, il serait intéressant de réaliser des mesures pour un grand nombre de tailles de champ.
- Il semble de plus pour la suite intéressant de réaliser des mesures pour différentes tailles de champ mais pour une épaisseur d'absorbeur fixé, Les zones sur lesquelles nous pourrions moyenniser nos valeurs d'intensité de pixels seraient plus grandes et plus précises.

Jean-Noël Badel, physicien au centre et doctorant prendra la suite de ce travail au cours de la réalisation de sa thèse.

## **Conclusion**

Ce rapport de stage présente mes recherches bibliographiques et mes expériences réalisées au Centre Léon Bérard. Dans une première partie, une vue générale des systèmes d'imagerie aidant au repositionnement patient est donnée. Ensuite, nous nous sommes plus particulièrement intéressés aux systèmes d'imagerie portale et de leurs applications potentielles pour le calcul de dose, dans le but de fournir des informations additionnelles utiles pour le repositionnement patient.

Les expériences menées sur l'I-View GT, ne permettent pas encore de calibrer le système pour des calculs de dose effectifs. En effet, de nombreuses autres expériences sont à réaliser afin de déterminer qu'elle est la réponse précise du système et comment celle-ci varie avec les différents paramètres de l'irradiation. Les résultats de ces expériences permettent cependant de démontrer que le calcul de dose à partir des images portales acquises au moyen de ce système est possible. De plus, nous avons pu mettre en évidence plusieurs facteurs influençant la mesure de dose :

-taille du champ d'irradiation

-mode du frame averaging de l'I-View GT

Ainsi, ces images peuvent peut-être dans un futur proche être exploitées de façon plus complète qu'actuellement.

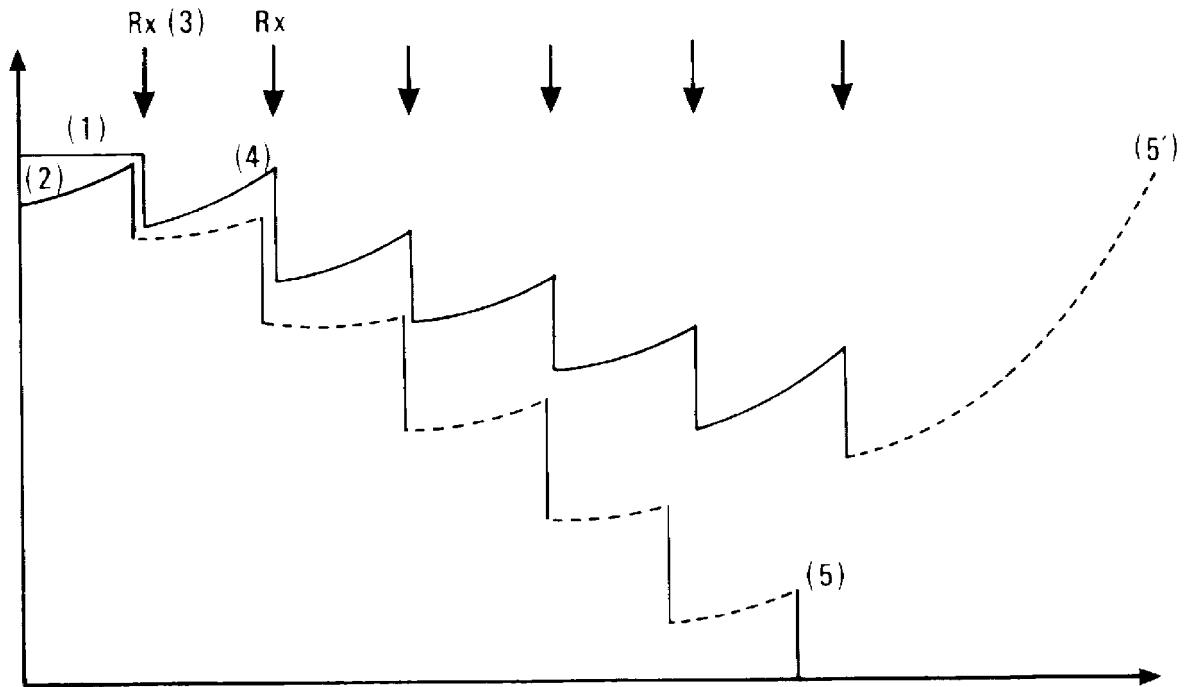
Au cours de mon stage ingénieur au Centre Léon Bérard, j'ai travaillé auprès de physiciens, de chercheurs informaticiens et de médecins oncologues radiothérapeutes, j'ai pu au cours de ces trois mois constater l'une des caractéristiques du travail d'un centre anticancéreux à savoir la pluridisciplinarité. Cela a été une expérience tout à fait innovante et insoupçonnée pour moi. Cette pluridisciplinarité m'a paru essentielle dans le domaine de la recherche : le médecin réclamant pour un traitement optimisé une amélioration donnée, le physicien en collaboration avec l'informaticien apportant, fort de leurs connaissances complémentaires, des réponses appropriées.

Dans l'exercice quotidien de mes recherches, j'ai suivi avec attention les étapes du raisonnement médical confronté au raisonnement du physicien. J'ignorais alors combien le traitement d'une pathologie cancéreuse réclame les compétences de physiciens, d'ingénieurs et d'informaticiens.

Je pense avoir été particulièrement bien intégrée à l'équipe avec laquelle j'ai travaillé. Dans le domaine qui m'a été confié, j'ai été guidée avec confiance et compétence par des physiciens et des chercheurs qui m'ont consacré du temps et de l'énergie. La recherche scientifique m'est apparue pendant ce stage dans toute sa complexité mais aussi dans tout ce qu'elle a de passionnante.

## Annexes

### *Annexe1-Effet différentiel produit par le fractionnement de l'irradiation*



- (1) tissu sain stable.
- (2) tissu cancéreux en croissance.
- (3) la séance d'irradiation tue le même pourcentage de cellules saines que de cellules cancéreuses.
- (4) entre la 1<sup>re</sup> et la 2<sup>e</sup> séance, les cellules saines restaurent mieux les lésions infraléthales de leur D.N.A que les cellules cancéreuses.
- (5) (5') au terme de l'irradiation, les cellules cancéreuses seront détruites (5) et les cellules saines seront capables de récupérer jusqu'à la restauration complète du tissu sain.

## *Annexe2- Fonctionnement des accélérateurs linéaires*

Un ensemble accélérateur est constitué des éléments suivants

**Le modulateur** fournissant l'énergie électrique. Il génère des impulsions haute tension à intervalles réguliers (fréquence de 50 à 200 Hz). On a ainsi des pulses d'énergie de quelques microsecondes qui sont envoyés vers la source hyperfréquence, et vers un canon à électrons pour les injecter dans la section accélératrice.

**Le générateur d'onde électromagnétique klystron ou magnétron.** Ce sont deux technologies différentes de production d'onde mais le principe reste le même à savoir une conversion d'une impulsion haute tension en une impulsion haute fréquence (3 GHz). Le klystron est un tube amplificateur qui convient aux accélérateurs d'énergie supérieure à 15 MV et nécessite un pilote.

Le magnétron est un tube auto-oscillateur (pas besoin de pilote) haute fréquence.

**Le canon à électrons**, sorte de tube à rayons X dont l'anode serait creuse. Ainsi les électrons accélérés sous une tension de quelques dizaines de kilovolts sont focalisés par une électrode (Wehnelt) et passent à travers l'anode pour pénétrer dans la section accélératrice.

**Le contrôle automatique de fréquence (CAF)** permet de maintenir la fréquence de résonance de la structure.

Le système de **guide d'onde** transporte l'onde hyperfréquence depuis la source vers la section accélératrice.

**La section accélératrice**, dans laquelle règne un vide poussé, est constituée d'un assemblage de cylindres creux à parois de cuivre, appelés cavités résonantes. Elle peut être comparée à un circuit RLC, ayant donc sa propre fréquence de résonance. Une cavité est généralement constituée de deux cellules, ses parois forment l'iris. Les différentes caractéristiques géométriques des cavités seront déterminantes à la fois pour les conditions de propagation de l'onde hyperfréquence et pour l'efficacité de l'accélération.

**L'élément porte cible** dont la cible sera nécessaire pour l'obtention d'un faisceau de photons X. Elle est généralement en tungstène et d'épaisseurs différentes en fonction de l'énergie pour limiter les pertes. Pour le traitement en électrons l'élément porte cible contient des « prédiffuseurs » permettant la première étape de la mise en forme du faisceau d'électrons sur le patient ainsi qu'un dispositif lumineux de simulation de faisceau .

On fait pénétrer l'onde électromagnétique dans une cavité et elle se propage dans toutes les autres. Il s'établit alors, sous certaines conditions, un état de résonance tel que dans une cavité sur

deux, le champ est toujours nul, c'est le cas des petites cavités. Entre deux grandes cavités, il existe un déphasage d'onde égal à  $T/2$ . Les fréquences de résonance dépendent des dimensions de la cavité (en général 3 GHz et des cavités de l'ordre de 8 cm de diamètre). Ces dimensions sont calculées de façon à ce que le temps mis par les électrons pour passer d'une grande cavité à une autre soit égal à  $T/2$  (avec  $T=1/3.10^9=3,3.10^{-10}$  s)

Au moment où les électrons se trouvent dans la cavité (1) au temps  $t$ , dans la cavité (2) au temps  $t + T/4$ , et ainsi de suite, ils se trouvent exposés à un champ électrique **axial positif et maximal**, c'est-à-dire accélérateur. En conséquence, les électrons quittant une grande cavité sont de nouveau soumis à leur arrivée dans la grande cavité suivante, à un champs électrique accélérateur.

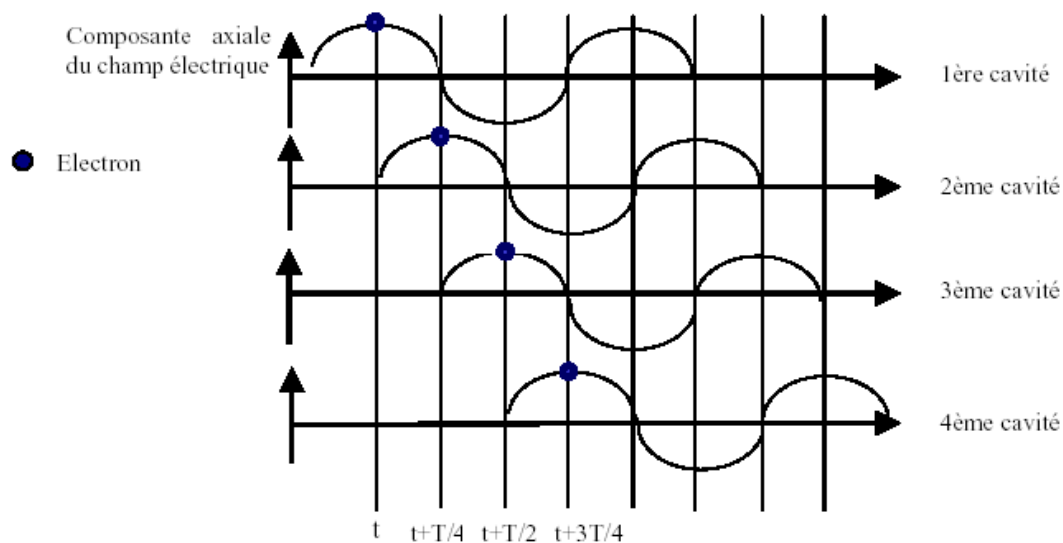
Tout se passe donc comme si les électrons étaient soumis à un champ électrique accélérateur tout le long de la section accélératrice. L'accélération totale est en réalité la somme des accélérations fractionnées.

Lorsque la section accélératrice est horizontale, le faisceau d'électrons sortant est dévié par des bobines électromagnétiques de manière à le rendre vertical.

Comme pour les tubes à rayons X, le rayonnement de photons est obtenu en interposant une cible métallique dans le faisceau d'électrons. La plupart des appareils sont équipés d'une cible mobile qui peut être disposée à la demande dans le faisceau, permettant ainsi d'obtenir des photons ou des électrons.

L'ensemble portant la cible et les bobines est entourée d'un blindage. Une fenêtre en regard de la cible définit la zone utile du faisceau.

Evolution dans le temps du champ électrique axial pour une série de cavités successives (mode  $\pi/2$  progressif) [1]





Après leur accélération les électrons sont déviés de 90° ou de 270° pour pouvoir atteindre la tête d'irradiation.

La tête de traitement contient un certain nombre de sous-éléments :

**une cible**

**un collimateur primaire circulaire ;**

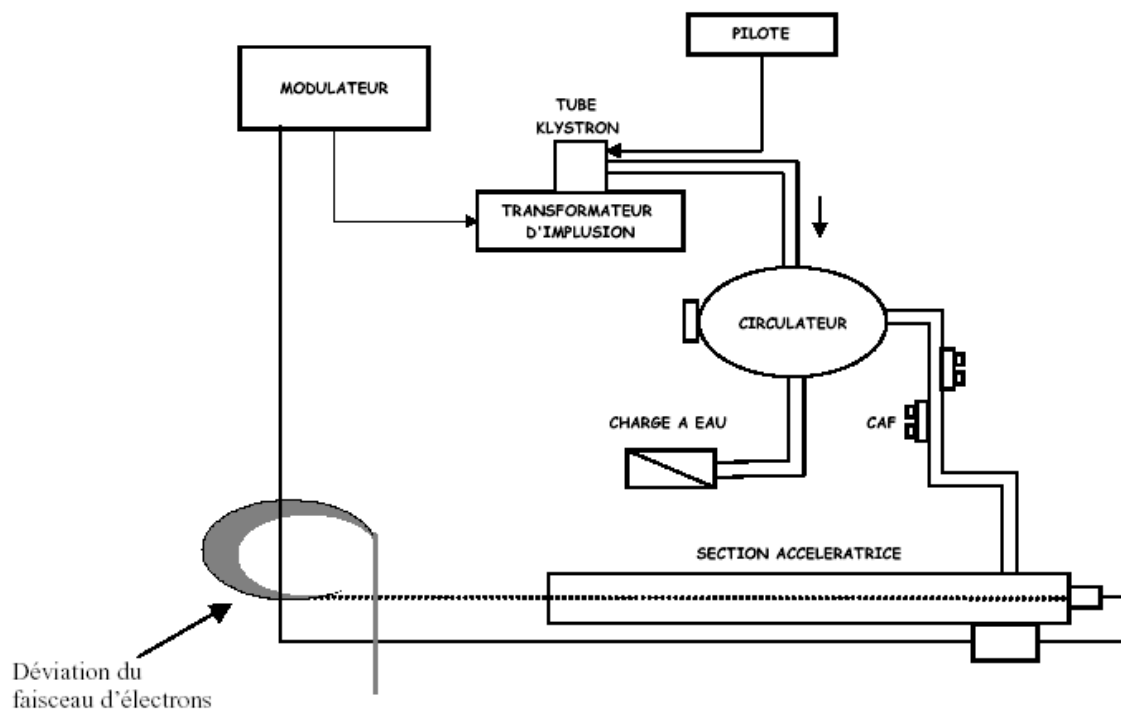
**un filtre égalisateur** pour homogénéiser le faisceau de photons ;

**des diffuseurs secondaires escamotables** qui permettent d'obtenir un champ homogène lors des traitements par faisceau d'électrons. Sur certains accélérateurs, ils sont remplacés par un balayage d'électrons à partir de champs magnétiques variables ;

**un ensemble de deux chambres d'ionisation** à transmission indépendante qui autorisent une double mesure de la dose délivrée ainsi qu'une vérification de la symétrie du faisceau ;

**un collimateur secondaire** qui délimite la taille des champs de traitement. Il est constitué de deux paires de mâchoires mobiles [1].

### Circuit haute fréquence



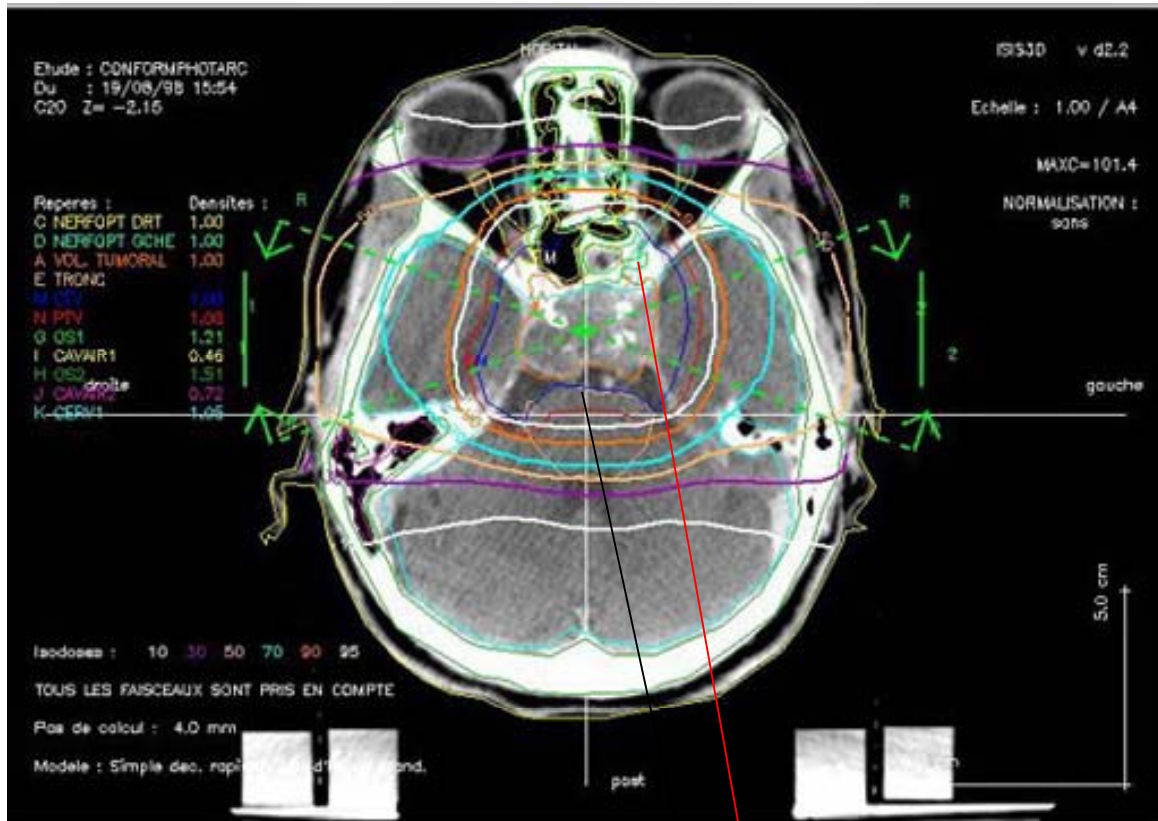
*Annexe3-Chronologie relative à l'évolution des accélérateurs linéaires*

<b>1935</b>	Invention de la cavité résonante	Université de Stanford (US)
<b>1937</b>	Invention du tube haute fréquence de type Klystron	Russel et Sigurg (Varian)
<b>1939</b>	Invention du tube haute fréquence du type Magnétron	Randall et Boot (UK)
<b>1946</b>	Premier accélérateur avec tube haute fréquence type Magnétron (0.5 MeV)	Fry (UK)
<b>1948</b>	Première tentative de radiothérapie conformationnelle	Takahashi (Japon)
<b>1952</b>	Premier traitement de patients avec accélérateur à onde progressive (8 MV)	Fry (UK)
<b>1953</b>	Première commercialisation d'accélérateurs à usage médical (6 MV)	Mullard (UK) Philips
<b>1953-1955</b>	Apparition des tubes type Klystron haute puissance	Varian (US) et CSF (France)
<b>1956</b>	Première machine médicale à tube Klystron	Stanford (US)
<b>1962</b>	Premier système isocentrique (due à l'invention de la pompe ionique)	Varian
<b>1967</b>	Premier accélérateur médical hautes énergies (25MV-40 MV)	CSF
<b>1975</b>	Premier accélérateur informatisé Saturne 20	Thomson-CGR (France)
<b>1989</b>	Premier accélérateur avec collimateurs multilames intégré	Elekta

*Annexe4-Les applications médicales des rayons X et de la radioactivité en quelques dates*

<b>décembre 1895</b>	annonce de la découverte des rayons X par <u>Wilhelm Röntgen</u> , en Allemagne
<b>mars 1896</b>	annonce de la découverte des rayons de l'uranium par <u>Henri Becquerel</u>
<b>juillet 1896</b>	annonce par le Dr Victor Despeignes du traitement du premier cancer par les rayons X
<b>1897</b>	installation du premier appareil de radioscopie dans un hôpital parisien, par <u>Antoine Beclère</u>
<b>décembre 1898</b>	annonce de la découverte du radium par <u>Pierre et Marie Curie</u>
<b>1900</b>	Otto Walkhoff et Friedrich Giesel, en Allemagne, rapportent leurs observations sur les effets biologiques du radium sur la peau
<b>juin 1901</b>	<u>P. Curie</u> et <u>H. Becquerel</u> publient une note sur «les effets physiologiques des rayons du radium»
<b>novembre 1901</b>	Henri Danlos, dermatologue à l'hôpital Saint-Louis, à Paris, publie ses premiers résultats sur le traitement du lupus par le radium
<b>décembre 1901</b>	<u>W. Röntgen</u> reçoit le premier Prix Nobel de physique
<b>décembre 1903</b>	<u>H. Becquerel</u> , <u>P.</u> et <u>M. Curie</u> reçoivent le Prix Nobel de physique
<b>1904-1906</b>	Jean Bergonié et Louis Tribondeau apportent un premier fondement biologique à l'utilisation radiothérapeutique des rayons X
<b>1906</b>	création par Armet de Lisle du premier laboratoire français d'étude biologique du radium où travaillaient Louis Wickham, Paul Degrais et Henri Dominici
<b>décembre 1909</b>	décision, par l'Université de Paris et l'Institut Pasteur de construire l'Institut de radium comprenant deux sections : le laboratoire Curie dirigé par <u>Marie Curie</u> et le laboratoire Pasteur par <u>Claudius Regaud</u>
<b>décembre 1911</b>	<u>Marie Curie</u> reçoit le Prix Nobel de chimie
<b>1913</b>	Georg Hevesy imagine la méthode des indicateurs radioactifs à partir de l'existence des isotopes
<b>1914-1918</b>	développement de la radiologie dans le diagnostic et le traitement des blessés de guerre création fin 1917 de trois services spécialisés pour les cancéreux de l'armée
<b>1918</b>	création à Paris de la Ligue franco-anglo-américaine contre le cancer
<b>1919</b>	mise à la disposition de l'Institut du radium d'un service de 18 lits à l'hôpital de l'Institut Pasteur, et un autre de 20 lits dans une clinique privée de Henri de Rothschild
<b>1920</b>	création de la Fondation, reconnue d'utilité publique le 27 mai 1921
<b>1921</b>	ouverture d'un service anti-cancéreux à l'hospice Paul-Brousse de Villejuif à côté des six services de traitement du cancer de l'Assistance Publique
<b>29 novembre 1922</b>	ouverture du dispensaire de la Fondation Curie
<b>1930</b>	ouverture de l'Institut du Cancer, dirigé par Gustave Roussy
<b>janvier 1934</b>	découverte de la radioactivité artificielle par Irène et Frédéric Joliot-Curie
<b>décembre 1935</b>	Frédéric et Irène Joliot-Curie reçoivent le Prix Nobel de chimie

*Annexe5- Tracés de contours de volumes et d'isodoses sur DRR (Dosimétrie)*

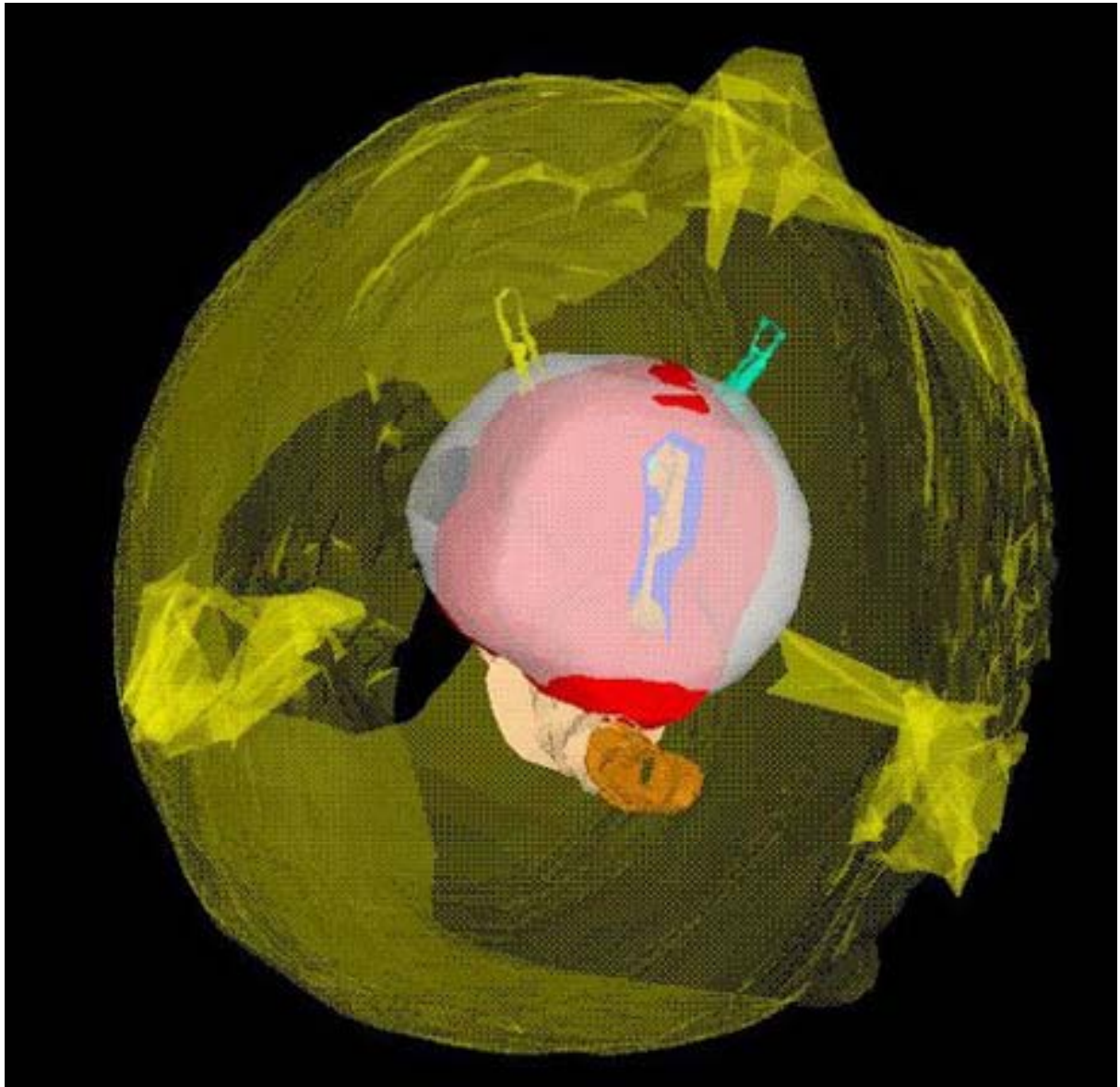


Rouge : contour du volume cible

Blanc : isodose de référence (95% de la dose totale prescrite)

*Annexe6-Reconstruction tridimensionnelle (Dosimétrie)*

Volume cible PTV (rouge)  
Isodose de référence (blanc

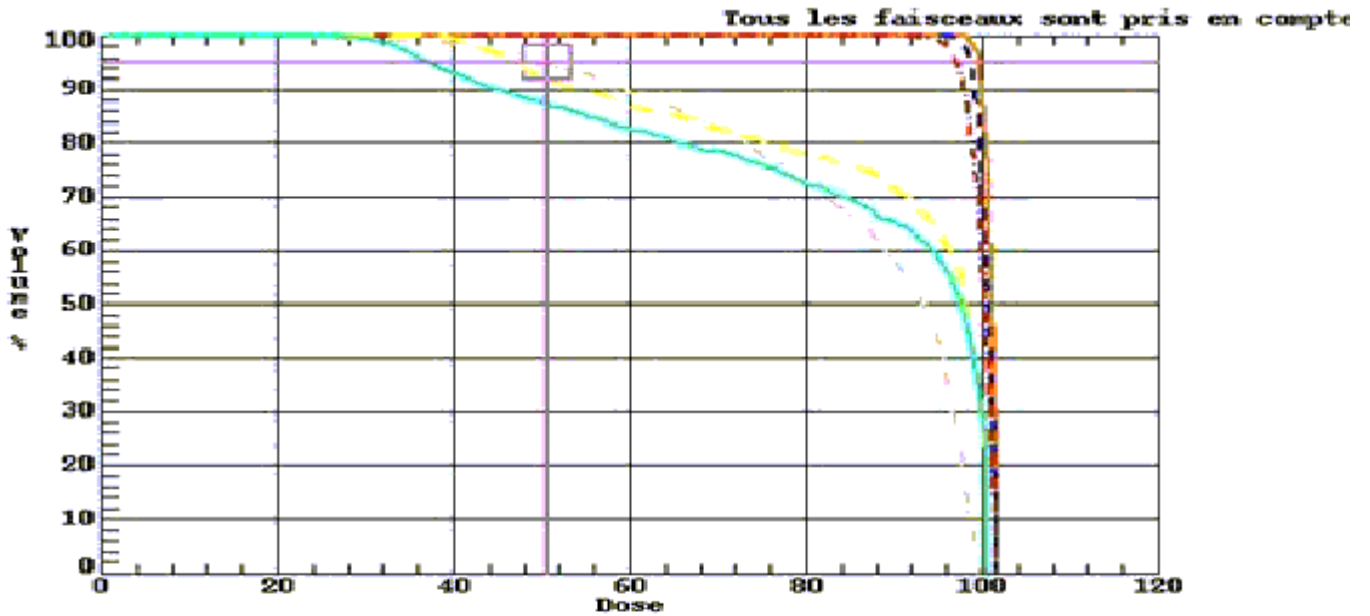


*Annexe7- Dose de tolérance des organes critiques [JP Gérard, cours de radiothérapie]*

<b>Organe</b>	<b>Dose - Gy</b>	<b>Principales lésions</b>
<b>ORGANES TRES RADIO-SENSIBLES : lésions sévères entre 10 et 30 Gy</b>		
Ovaire	5 - 15	Stérilité et castration temporaire (5 Gy) ou définitive, plus sensible chez la femme après 40 ans qu'avant 30 ans.
Testicule	5 - 20	Stérilité temporaire (5 Gy) ou définitive (20 Gy), aucun effet hormonal.
Cristallin	5 - 10	Cataracte (de siège postérieur), survenue tardive : 3 à 6 ans.
Sein pubertaire	10 - 18	Stérilisation du bourgeon mammaire : atrophie du sein à la puberté.
Cartilage de conjugaison	10 - 30	Stérilisation temporaire (10 Gy) ou définitive (30 Gy) ; entraîne un retard ou un arrêt de croissance.
Rein	15 - 25	Néphrite radique sévère à partir de 18 Gy sur les deux reins, de 24 Gy sur un rein (un hémirein peut recevoir 40 Gy).
Foie	25 - 35	Hépatite radique sévère au-delà de 25 Gy sur tout le foie (sur une petite surface dose tolérable : 45 - 50 Gy mais le parenchyme irradié n'est plus fonctionnel).
Moelle hématopoïétique	25 - 40	- Le volume de moelle irradié est essentiel : crâne : 12%, rachis : 30%, bassin + fémur : 40%, côte + sternum : 15%. - Irradiation corporelle totale : 8 - 10 Gy ; hémicorps : 12 - 15 Gy. - 20 à 30 Gy sur un large volume de moelle entraînent une leucothrombopénie. - Après 45 Gy le territoire médullaire est stérilisé.
Poumon	40 - 50	Rôle essentiel du volume irradié : 2 poumons = 12 - 14 Gy ; 1 poumon = 20 Gy ; champ focalisé = 40 - 45 Gy. Sur un très petit champ une dose de 60 Gy ne perturbe que peu la fonction respiratoire.
Ganglion - rate	40 - 50	Atrophie ; les lymphocytes sont très radiosensibles (10 - 20 Gy).
Cœur	40 - 55	Péricardite constrictive si un large volume est irradié.
Intestin grêle	40 - 50	Rôle du volume important ; risque majoré par une laparotomie préalable.
Estomac	45 - 50	Ulcération gastrique sévère ; traitement difficile (chirurgie).
Moelle nerveuse	40 - 50	Selon le volume irradié ; complication dramatique : la myélite radique hantise du radiothérapeute.
Cheveux	30 - 55	Sensibilité du follicule pileux : alopecie temporaire (30 Gy) ou définitive (50 Gy).
Côlon	45 - 55	Sténose ou parfois perforation.
Rectum	50 - 65	Rôle de la surface irradiée ; sur une face, dose maximale : 65 Gy.
Cerveau	45 - 65	Rôle essentiel du volume ; crâne total : 40 Gy, petit champ : 60 Gy.
Glande salivaire	45 - 60	Asialie temporaire (45 Gy) ou définitive (55 Gy) ; rôle du volume ++ ; si on épargne une parotide ou les 2 sous-maxillaires et sous-mentales : hyposialie modérée
<b>ORGANES RADIO-SENSIBLES : lésions sévères entre 40 et 60 Gy</b>		
Vessie	55 - 65	Selon la surface irradiée ; complications rares avant 60 Gy
Thyroïde	50 - 65	Insuffisance thyroïdienne essentiellement biologique
Oreille moyenne	55 - 65	Hypoacousie
Œsophage	45 - 70	Œsophagite précoce à 40 Gy ; tolérance éloignée bonne
Muqueuse O.R.L.	40 - 70	Mucite précoce à 30-35 Gy ; tolérance éloignée bonne
Capillaires sanguins	50 - 65	Endartérite oblitérante ; substratum de la plupart des lésions tardives (avec la fibrose)

Peau	50 - 75	- C'est l'obstacle permanent de toute irradiation externe. - Rôle essentiel de la surface et du type de rayonnement. - Grand champ = 50 Gy ; petit champ = 70 - 75 Gy.
<b>ORGANES PEU SENSIBLES : lésions sévères au dessus de 60 Gy</b>		
Utérus-vagin	60 - 70	Sténose vaginale nécessitant des douches et dilatations locales
Os	60 - 75	Fracture possible sur os fragilisé à partir de 45 - 60 Gy.
Cartilage articulaire	65 - 75	Ne pas confondre avec les cartilages de soutien (oreille, larynx).Le larynx tolère 60 Gy
Muscle	60 - 70	Sclérose et rétraction musculaire.
Grosses artères	65 - 75	Sténose responsable d'accidents ischémiques.
Tissu conjonctif	60 - 70	La fibrose radique reste mystérieuse ; elle commence à partir du 3 <sup>ème</sup> mois. Elle reste minime jusqu'à 60 Gy ; c'est un des principaux facteurs limitant de la radiothérapie.

Annexe 8-Histogramme Dose Volume



dose = 50.5 volume = 95.3

		nb points trouves	volume cm3	Dmin	Dmax	D50%	D95%
VOL. TUMORAL	—	1200	22.8	98.09	101.61	100.38	100.50
CTV	- - -	1200	76.8	95.59	101.69	99.92	100.50
PTV	- - -	1200	116.9	91.36	101.59	99.40	100.50
TRONC	- - -	1200	25.5	20.99	99.72	85.04	97.50
NERFOPT DRT	- - -	1200	1.0	37.01	100.65	88.40	100.50
NERFOPT GCHE	—	1200	0.9	25.71	100.65	85.04	100.50



## *Annexe 9 – Quelques définitions :*

### **Artéfacts**

quelque chose d'artificiel, une distorsion qui ne reflète l'anatomie normale ou pathologique, qui ne peut pas se trouver d'ordinaire dans le corps

**Un bolus** : Matériau équivalent-tissu placé au contact de la région irradiée pour fournir, avec les faisceaux, une augmentation de la dose à la peau ou une atténuation du faisceau. Avec les faisceaux d'électrons, les bolus sont habituellement utilisés pour corriger les irrégularités de surface ou pour donner à la distribution de dose en profondeur une forme adaptée aux structures anatomiques à protéger ou à irradier.

**Collimateur multilames** : Un collimateur est un dispositif permettant de délimiter le faisceau de rayonnement. Il se compose généralement de deux paires de mâchoires opposées deux à deux délimitant des faisceaux à section carrée ou rectangulaire. Le déplacement des mâchoires opposées deux à deux peut se faire symétriquement ou asymétriquement par rapport à l'axe du collimateur. Des collimateurs multilames présentent des mâchoires subdivisées en lames indépendantes, permettant la réalisation directe de champs de forme complexe.

### **IRM**

abréviation de Imagerie par Résonance Magnétique, technique qui utilise des champs magnétiques puissants et de l'énergie en radiofréquence (RF) pour produire des images basées sur le contenu en hydrogène (provenant essentiellement de l'eau) des tissus du corps

### **Photon**

particule avec un poids de repos nul constitué des quanta de radiation électromagnétique, qui voyage à la vitesse de la lumière

### **Positron**

une particule ayant une charge positive qui a le même poids que l'électron et qui représente l'antiparticule de celui-ci

### **Rayons-X**

un rayon-X est une forme de radiation électromagnétique ayant la même forme que la lumière visible avec la propriété de pénétration des matériaux solides en produisant des images sur une plaque photographique

### **Scanner**

le scanner est une technique de création d'images des structures à des profondeurs particulières dans le corps - à l'aide de l'acquisition de plusieurs images rayon-x aux différents angles et en utilisant un ordinateur de reconstruire et analyser les images résultantes

### **Sinogramme**

la représentation dans une projection spatiale bi-dimensionnelle d'une coupe transaxiale dans laquelle une des dimensions est la distance radiale du centre et l'autre dimension est l'angle de la projection (définition NEMA)