

République Algérienne Démocratique et Populaire
Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la
Recherche Scientifique

UNIVERSITE DES SCIENCES ET DE LA
TECHNOLOGIE
ABOU BAKR BELKAID
FACULTE DES SCIENCES



Mémoire

En vue d'obtention du diplôme de **MASTER**

En : PHYSIQUE

Spécialité : Physique Médicale

Par : **KALLOUCHE Hidayet**

BOUCHIKHI Asma

Sujet :

**Les Tests d'acceptance Du Système
De Planification Du Traitement En
Radiothérapie Externe**

Soutenu le 15 / 10 / 2011, devant le jury composé de :

Mr K. MEGUENI

Mr. HATTALI Belkacem

Professeur (CHU)

Physicien médicale au CAC d'Oran

Président

Encadreur

Mr S.M. MEGHELLI

Mr A. MERAD

Chargé de cours à l'université de Tlemcen

Maitre de conférences à la faculté de science

Examineur

Examineur

Mr B .TABTI

Mr M.BENMOUNA

Doyen de la faculté de science

Professeur à la faculté des sciences

Invité

Invité

Remerciements

*On exprime notre profonde reconnaissance à Monsieur **B.TABTI** le doyen de la faculté des sciences Monsieur **BERBER** le doyen de la faculté de médecine ainsi Monsieur **BENMOUNA** pour leurs gentillesse, leurs soutien.*

*On tient à remercier Monsieur **HATTALI Belkacem**, physicien médical pour son encadrement et sa rigueur scientifique qui ont permis d'accomplir ce travail. Ses conseils avisés pour améliorer notre étude de thèse.*

On souhaite également le remercier pour le temps qu'il a consacré à la correction du manuscrit, pour ses compétences dans le domaine de la physique médicale.

On tient également à remercier :

*Monsieur **K.MEGUENI**, Professeur à la faculté de médecine de Tlemcen, et médecin chef au service de l'épidémiologie.*

*Monsieur **S.MEGHILLI** médecin en biophysique du service de médecine nucléaire.*

*Monsieur **A.MERRED** maître de conférences à la faculté des sciences de l'université de Tlemcen pour avoir accepté de participer à ce jury.*

On remercie encore nos enseignant de master de la faculté de médecine et la faculté des sciences.

*Ainsi nous remercierons également tout le personnel du CAC Oran surtout Monsieur **M.BOUROUINA** et les dosimétriste pour leur aide, et leur gentillesse*

On dédie ce travail :

A nos parents qui nous ont toujours encouragée et soutenue durant toutes ces années et qui nous ont permis d'aller au bout de nos projets. Merci d'avoir cru à nos choix d'étude et de nous avoir donné les moyens d'accomplir ce travail dans les meilleures conditions.

A nos amis pour leurs présences et leurs encouragements qui occupent une grande place dans l'accomplissement de ces travaux. Merci de nous avoir tenu la main jusqu'à la dernière ligne de ce manuscrit. Merci d'avoir toujours été là pour nous.

A mes parents

BOUCHIKHI Sidi Mohamed

HABI Rabia

A mes grands parents

Mes sœurs

Ibtissem

Fatima Zobra

Amina

Beau-frère ABDOU

Et ma petite nièce ZINEB

A ma famille

KALLOUCHE Allal

BOUKLIKHA Khadidja

A mes grands parents

Et mes sœurs

Souheyla

Ikram

Yamina

Et mes frères YACINE et RACHID

Et à tous mes oncles et mes tantes cousins et cousines

Abréviations

Abréviations

CML : Collimateur MultiLames

CQ : Contrôle Qualité

CTV : Clinical Target Volume

IAEA : International Atomic Energy Agency

IMRT : Intensity Modulated in Radiation Therapy

PTV : Planning Target Volume

TPS : Treatment Planning System

UM :: Unité Moniteur

SSD : Distance Source Surface

OTN : Objects Test Numérique

KeV : Kilo Electro Volt

MeV : Mega Electro Volt

PDD : Profile Depth Dose

PET : Positron Emission Tomographie

IRM : Imagerie par Résonance Magnétique

TLE : Transfert Linéique d'Energie

CDA : Couche de Demi -Attenuation

CT : Computer Tomographie

AAMP : Association Américaine de Physique Médicale

3D : Trois Dimensions

2D : Deux Dimensions

Gy : Gray

nC : nano Coulomb

Introduction

Introduction :

Depuis une dizaine d'années, les avancées significatives en radiothérapie externe sont fortement conditionnées à l'utilisation systématique d'outils informatiques qui permettent de

« Piloter » de plus en plus précisément des dispositifs médicaux complexes.

Parmi ces outils, les Systèmes de Planification des Traitements (Treatment Planning System) occupent une position clé au sein du service de radiothérapie.

Ils recueillent les données anatomiques du patient, assistent le médecin dans le choix des paramètres géométriques de l'irradiation et réalisent le calcul prévisionnel de la distribution de la dose afin de s'assurer que les objectifs thérapeutiques seront respectés. Ils permettent également de calculer les quantités de rayonnement à délivrer par faisceau et par séance d'irradiation (Unités Moniteur) pour respecter la prescription médicale.

Compte tenu de ce rôle déterminant, il apparaît donc essentiel que les TPS fassent l'objet d'un contrôle de performances approfondi afin de garantir la qualité et la sécurité des traitements par radiothérapie.

L'objectif de ses tests est d'une part, de vérifier la justesse des calculs de doses réalisées par les TPS et d'autre part, de connaître les limites de leur utilisation (domaines de validité).

Ces travaux de thèse proposent de réaliser le contrôle qualité des outils dosimétriques des TPS Avec des tests qu'on appelle des tests d'acceptantes et les vérifier en calculant les doses apartir de l'accélérateur.

Ces simulations peuvent se substituer avantageusement au processus habituel qui consiste à comparer les distributions de dose calculées par le TPS avec des mesures dosimétriques.

En effet, elles permettent d'envisager le contrôle qualité du TPS sans monopoliser les appareils de traitement et elles offrent dans de nombreuses configurations de test, une précision supérieure aux mesures compte tenu du matériel dosimétrique dont peut disposer un centre de radiothérapie. De plus, les tests peuvent constituer une référence de dosimétrie numérique dont le format facilite les opérations de comparaisons avec les résultats des TPS, également numériques.

Introduction

Ainsi, la simplification de la mise en œuvre du contrôle qualité des TPS, grâce notamment à ces possibilités d'automatisation, devrait permettre aux centres de radiothérapie de disposer d'un contrôle plus complet et plus approfondi.

Dans un souci de priorité, nos travaux ont porté sur la radiothérapie conformationnelle sans modulation d'intensité puisque ce type de traitement représente encore, en termes de dose délivrée, plus de 75% des traitements réalisés en radiothérapie.

Cette thèse se décline en quatre chapitres, le premier chapitre rappelle les notions fondamentales de la physique médicale dans le domaine de la radiothérapie : la physique nucléaire « atome, radioactivité et ces types », rayonnements et leurs interactions avec la matière.

Le second chapitre retrace également, l'évolution des TPS, au cours des trente dernières années et expose la place prépondérante qu'ils occupent actuellement dans le dispositif de préparation des traitements par radiothérapie. Il a ainsi pour but de présenter les accélérateurs linéaires à usage médical.

Dans le troisième chapitre, toutes les étapes nécessaires aux tests d'acceptances que nous proposons sont détaillées ainsi l'algorithme « superposition » ; la modélisation géométrique de l'accélérateur Primus utilisé en routine clinique, l'ajustement des paramètres initiaux des faisceaux de photons et la validation des simulations Monte-Carlo, dans une cuve à eau, pour différentes dimensions de champ d'irradiation.

Le dernier chapitre est consacré à la comparaison des résultats effectués par le TPS et les mesures réalisés sous l'accélérateur linéaire. Cette application a été menée pour le TPS utilisé en routine au service de radiothérapie pour deux qualités de faisceaux de photons : 6 MeV et 18 MeV.

Les travaux de recherche menés au cours de cette thèse ont été effectués dans le service de radiothérapie de Centre anti Cancer d'Oran.

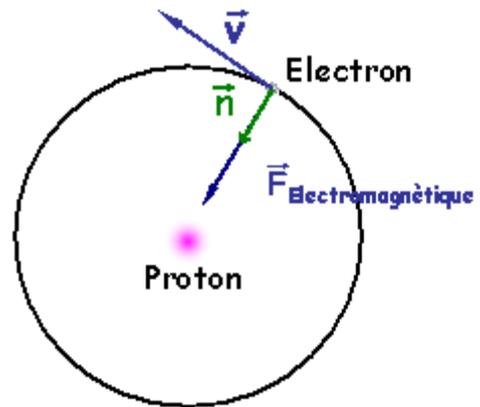
Chapitre I

I L'atome :

I.1. Description classique de l'atome :

La masse du proton est 1836 fois plus grande que celle de l'électron. Il est par conséquent possible de considérer le proton comme immobile. La description de l'atome se résume alors à celle du mouvement de l'électron autour du proton. Pour ce système, l'intensité de la force de pesanteur est négligeable devant celle de la force électromagnétique.

Par conséquent, seule la force électromagnétique entre les deux particules est prise en compte.



I.2. Energie de liaison :

Il est souvent commode de parler d'énergie de liaison pour les électrons d'un atome. L'énergie de liaison d'un électron est égale et opposée à son énergie totale. Elle est positive. C'est l'énergie minimale qu'il faut donner à cet électron pour l'arracher de l'attraction du noyau.

$$E_{\text{Liaison}} = E_{\text{Cinétique}} + E_{\text{Potentielle}} = -E_{\text{Total}}$$

I.3 Etat fondamental et l'état excité :

On peut distinguer différents types d'états d'énergie pour un atome:

- **Etat fondamental** : il y en a qu'un, c'est l'état d'énergie totale minimale (énergie de liaison maximale). Il correspond au maximum de stabilité de l'atome.
- **Etats excités** : tous les états d'énergie totale supérieure à l'énergie de l'état fondamental.

II. Le noyau atomique :

II.1 Introduction :

Le noyau est au cœur de l'atome. Il est composé de nucléons (les protons et les neutrons). Il y a 287 noyaux naturels et environ 2500 noyaux artificiels sont actuellement répertoriés. Les noyaux naturels sont présents sur la terre depuis sa formation; les noyaux artificiels sont produits par l'homme.

La cohésion du noyau est assurée par la force nucléaire qui s'exerce entre les nucléons. Elle agit essentiellement au sein du noyau, sa portée ne dépasse pas quelques 10^{-15} m. c'est pourquoi peu de manifestations de cette force sont visibles à notre échelle (elle n'a été découverte qu'au début du XX^{ème} siècle).

Actuellement, les phénomènes nucléaires exploités sont la radioactivité, la fission et la fusion nucléaire. Ils sont utilisés dans les centrales nucléaires (fission), la médecine nucléaire (radioactivité), etc ...

II.2 Energie de liaison :

C'est l'énergie qu'il faut fournir à un noyau pour séparer ses constituants (les nucléons). Elle caractérise la solidité de l'édifice nucléaire. Plus l'énergie de liaison est importante, plus le noyau est stable. Pour un noyau de masse A et de charge Z, l'énergie de liaison est donnée par la relation:

$$E_{\text{Liaison}} \left(\frac{A}{Z}X \right) = (Z \cdot M_p c^2 + (A-Z)M_n c^2) - M \left(\frac{A}{Z}X \right) c^2$$

Où M_p et M_n sont respectivement la masse du proton et la masse du neutron et C c'est la vitesse de la lumière.

La masse d'un noyau est toujours inférieure à la somme des masses de ses nucléons comme indiqué sur la figure ci-contre pour un noyau d'Hélium (2 protons et 2 neutrons). Une partie de la masse des nucléons libres, le défaut de masse Δm , est libérée sous forme d'énergie ($E = \Delta m c^2$) lors de la formation du noyau. Exemple: la fusion d'un proton et d'un neutron

produit un noyau de deutérium qui est plus léger que les deux nucléons libres. Le défaut de masse apparaît sous la forme d'un photon gamma de 2.2 MeV.

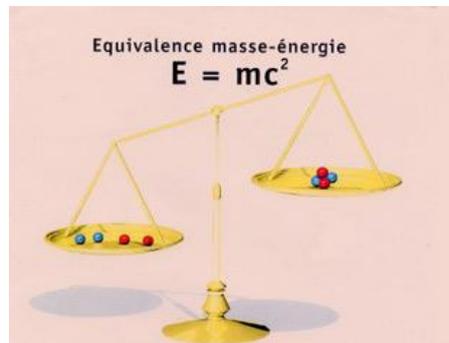


Figure I.1 : Equivalent Masse-Energie

II.3 Niveaux d'énergie Fondamental et Niveaux Excités :

L'état fondamental d'un noyau est l'état de plus basse énergie. C'est l'état le plus stable du noyau. Les niveaux d'énergie supérieurs constituent les états excités. Comme pour les atomes, un noyau excité revient dans son état fondamental en émettant un ou plusieurs photons. L'énergie de chaque photon est exactement égale à la différence d'énergie entre l'état initial et de l'état final du noyau. Les photons émis par le noyau sont en revanche plus énergétiques ($h\nu \cong \text{MeV}$) que ceux émis par les atomes ($h\nu \cong 10 \text{ keV}$).

III La radioactivité :

La radioactivité est un phénomène nucléaire, elle est observée exclusivement dans le noyau des atomes. Un noyau radioactif est instable. Tôt ou tard, il se désintègre et se transforme spontanément en un noyau plus stable en émettant des particules ou rayonnements. Ces rayonnements constituent la radioactivité.

La désintégration spontanément d'un noyau radioactif crée un noyau fils dans un état d'énergie plus stable. Le gain en stabilité de l'édifice nucléaire est le moteur de toutes les transformations radioactives. Un noyau ne peut se désintégrer que si la conservation de l'énergie est respectée.

On distingue deux types de radioactivité: la radioactivité naturelle et la radioactivité artificielle. La radioactivité naturelle a été découverte par Henri Becquerel en 1896 à partir d'un échantillon d'Uranium. Elle est présente dans le soleil, la terre, le ciel (dans la nature).

La radioactivité artificielle a été mise en évidence par Frédéric et Irène Joliot-Curie en 1934. Cette radioactivité est produite par l'homme.

III. 1 La Radioactivité Alpha :

C'est l'émission spontanée d'un noyau d'Hélium (2 protons et 2 neutrons) par un noyau instable. L'instabilité du noyau est due à la force de répulsion coulombienne entre les protons. Cette force devient importante pour les éléments lourds.

L'équation générale de la transformation s'écrit:



Exemple: [javascript:openTip\('figalpha.html',325,305\)](http://javascript:openTip('figalpha.html',325,305))

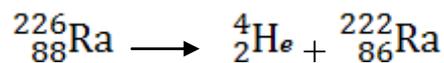
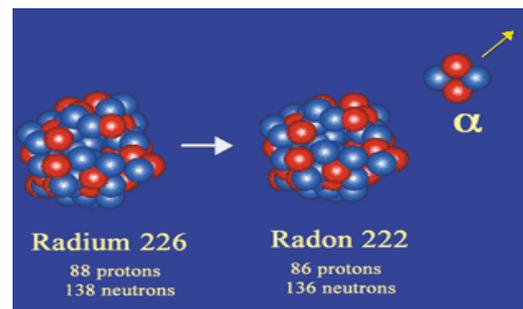


Figure I.2 : La Radioactivité Alpha

L'émission d'une particule alpha a lieu spontanément si l'énergie de masse des produits finaux est inférieure à l'énergie de masse du noyau initial.

$$M({}^A_ZX) c^2 - (M({}^{A-4}_{Z-2}Y) c^2 + M({}^4_2\text{He}) c^2) \geq 0$$

III.2

III.2 La Radioactivité Bêta

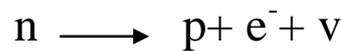
Il y a deux types de radioactivité β : la radioactivité bêta moins (β^-) et la radioactivité bêta plus (β^+).

III.2.1 La Radioactivité Bêta Moins (β^-) :

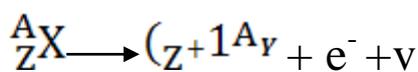
C'est l'émission spontanée d'un électron et d'un antineutrino par un noyau instable. L'instabilité du noyau est due à la présence de l'interaction faible dans les noyaux. Cette force est capable de transformer un neutron en un proton.

Le noyau fils possède un neutron de moins et un proton de plus que le noyau père. On parle de transformation isobarique car le nombre de nucléons (A) reste constant au cours de la transformation.

Le processus élémentaire à l'origine de la désintégration est:



L'équation générale de la transformation s'écrit:



Exemple:

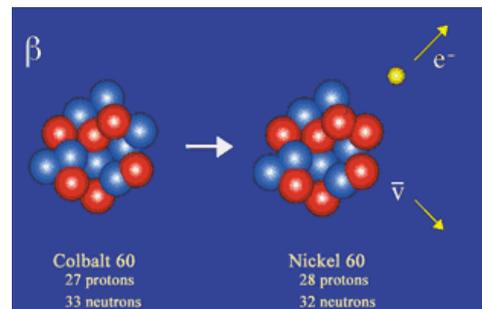


Figure I.3 : La Radioactivité (β⁻)

La radioactivité β⁻ concerne les noyaux riches en neutron. L'énergie liaison de noyau fils est plus grande que celle du noyau père.

L'émission spontanée n'est possible que si l'énergie de masse des produits finaux doit être inférieure à l'énergie de masse du noyau initial.

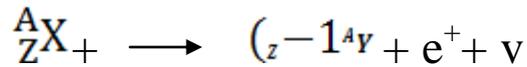
$$M({}^A_Z X) c^2 - (M({}_{Z+1}^A Y) c^2 + M(e^-) c^2) \geq 0$$

III.2.2 La Radioactivité Bêta Plus (β⁺) :

C'est l'émission spontanée d'un positron ("électron positif") et d'un neutrino par un noyau instable. L'instabilité du noyau est due à la présence de l'interaction faible dans les noyaux. Cette force est capable de transformer un neutron en un proton.

Il y a création d'un nouvel élément chimique: le noyau fils possède un neutron de plus et un proton de moins que le noyau père. On parle de transformation isobarique car le nombre de nucléons (A) reste constant au cours de la transformation.

L'équation générale de la transformation s'écrit:



Exemple:

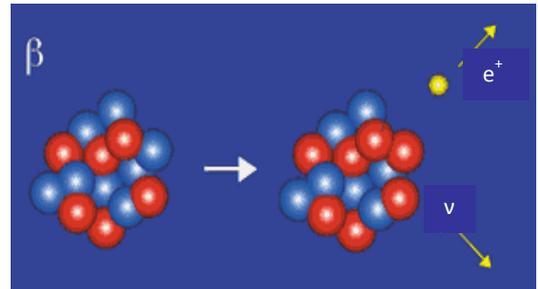
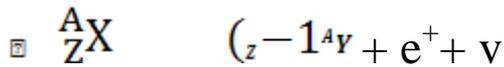


Figure I.4 : La Radioactivité (β^+)

La radioactivité β^+ concerne les noyaux riches en protons. L'énergie de liaison de noyau fils est plus grande que celle du noyau père.

Comme pour la radioactivité β^- , l'émission spontanée n'est possible que si l'énergie de masse des produits finaux doit être inférieure à l'énergie de masse du noyau initial.

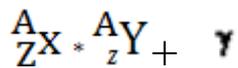
$$M ({}^A_ZX) c^2 - (M ({}_{Z-1}^AY) c^2 + m (e^+) c^2) \geq 0$$

III.2.3 L'Emission de Photons Gamma :

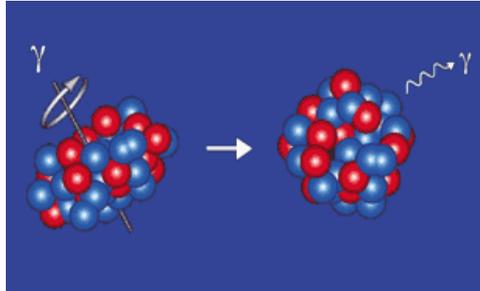
La Radioactivité Gamma c'est l'émission spontanée d'un photon de grande énergie (\cong MeV) par un noyau instable. Le noyau passe d'un état excité à un état plus stable. Le retour vers le niveau fondamental peut s'effectuer, soit directement avec l'émission d'un seul photon γ , soit en passant par plusieurs niveaux d'énergie intermédiaires avec l'émission de plusieurs photons Gamma (γ).

Cette émission fait souvent suite à une radioactivité alpha ou bêta si celles-ci produisent un noyau fils dans un état excité.

L'équation générale associée à ce processus s'écrit:



Exemple:

Figure I.5 : L'Emission de Photons Gamma (γ).

L'énergie du photon gamma émis est égale à la différence d'énergie entre les 2 états d'énergie mis en jeu dans la transition du noyau radioactif. Les gammas sont donc mono-énergétiques.

III.2.4 Loi de Décroissance Radioactive :

III.2.4.1 Introduction :

Au cours d'une transformation radioactive, un noyau instable émet un rayonnement (α , β ou γ). Il est impossible de prédire avec exactitude quand a lieu cette émission. La description du phénomène radioactif est par conséquent statistique.

Puisqu'il est impossible de prédire exactement quand a lieu la désintégration d'un noyau instable, on utilise la notion de probabilité. λ est la probabilité qu'un noyau se désintègre par unité de temps. On l'appelle également constante de radioactivité. Elle s'exprime en seconde⁻¹. Un noyau a toujours la même probabilité de se désintégrer quel que soit son "âge".

Soit N_0 le nombre de noyaux radioactifs présent dans un échantillon à $t=0$ à l'instant t , le nombre de noyaux radioactifs qui restent dans l'échantillon est donné par la loi de décroissance radioactive: $N(t) = N_0 e^{-\lambda t}$

Le nombre de noyaux qui se sont désintégrés:

$$N_0 - N(t) = N_0 (1 - e^{-\lambda t})$$

III.2.4.2 Période Radioactive :

La période radioactive est le temps au bout duquel la moitié d'un nombre donné de noyaux radioactifs se sont désintégrés. Elle s'exprime en seconde et s'écrit :

$$T_{1/2} = \frac{\ln 2}{\lambda}$$

Pour définir l'évolution temporelle d'un noyau radioactif, on peut soit utiliser la notion de période radioactive, $T_{1/2}$, soit celle de constante de radioactivité λ . Ces deux notions sont équivalentes comme l'indique la relation ci-dessus.

III.2.4.3 Activité :

L'activité $A(t)$ d'un échantillon de noyaux radioactifs est donnée par le nombre de désintégrations par seconde. Elle dépend du nombre de noyaux radioactifs présents dans l'échantillon et de la probabilité de désintégration λ des noyaux radioactifs considérés.

$$A(t) = \lambda N(t) = \lambda N_0 e^{-\lambda t}$$

L'unité de l'activité est le Curie ou le Becquerel.

- 1 Curie = $3,7 \cdot 10^{10}$ désintégrations par seconde
- 1 Becquerel = 1 désintégration par seconde.

L'activité d'un échantillon de noyaux radioactifs est d'autant plus faible que la période radioactive des noyaux considérés est longue.

IV. Interaction Rayonnement Matière

IV.1 Interaction Photon-Matière :

Lorsqu'un photon rencontre de la matière, plusieurs scénarios sont possibles comme indiqué sur la Figure I.6. Le photon peut être diffusé avec ou sans perte d'énergie, absorbé ou transmis. Il interagit essentiellement avec les électrons du milieu.

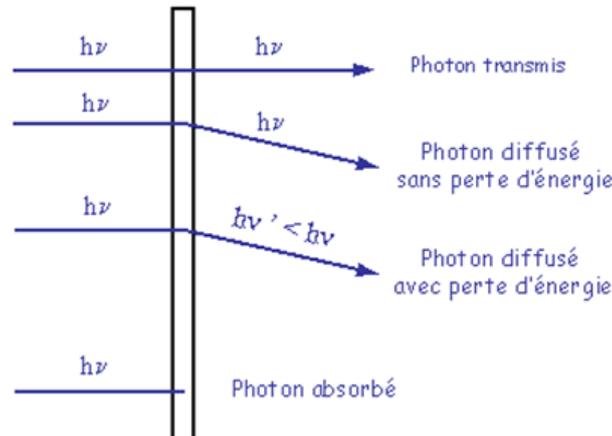


Figure I.6 : Interaction Photon Matières

IV.1.1 Diffusion Rayleigh :

L'énergie du photon incident n'est pas absorbée par l'atome, il y a simplement un changement de la direction de propagation du photon. On parle de diffusion sans transfert d'énergie ou de diffusion élastique.

L'atome reste dans son état fondamental. Les électrons du nuage émettent aussitôt une onde électromagnétique (un photon) avec la même fréquence que la fréquence du photon incident. Le photon est émis dans n'importe quelle direction. Il a la même énergie que le photon incident.

IV.1.2 Effet photoélectrique

L'effet photoélectrique concerne les photons ultraviolets «durs», les photons X et les photons γ .

L'énergie du photon incident est totalement absorbée par l'atome. Cette énergie est essentiellement communiquée à un des électrons. Le photon totalement est absorbé et l'électron est éjecté de sa couche électronique. Il y a donc ionisation de l'atome. L'énergie cinétique de l'électron est donnée par le principe de la conservation de l'énergie.

L'effet photoélectrique ne peut exister que si l'énergie du photon incident est supérieure à l'énergie de liaison de l'électron

Ce phénomène laisse l'atome dans un état ionisé. L'ionisation est suivie d'une réorganisation du cortège électronique de l'atome dans laquelle des photons de fluorescence ou des électrons Auger sont émis.

La probabilité d'interaction par effet photoélectrique est très importante dans le milieu de Z élevé.

IV .1.3 Effet Compton :

L'effet Compton concerne les photons X et les photons γ . L'énergie du photon incident est partiellement absorbée par l'atome. Une partie de cette énergie est transférée à un des électrons périphériques de l'atome, l'énergie restante est emportée par un photon diffusé, l'électron est éjecté de sa couche électronique. Au cours de cette interaction le photon va perdre de l'énergie et sa direction de propagation est modifiée. Dans ce cas on parle de diffusion inélastique du photon incident.

À partir de la conservation de l'énergie et de la quantité de mouvement que la différence de c

$$\lambda' - \lambda = \frac{h}{m_e c} (1 - \cos \theta)$$

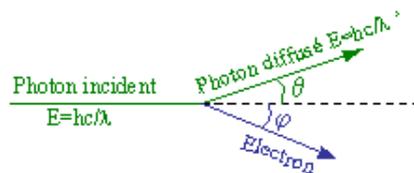


Figure I.7 : Effet Compton

Où

λ' : longueurs d'onde du photon diffusé

λ : longueurs d'onde du photon incident.

ϕ : l'angle entre photon incident et photon diffusé.

h : Constante de Planck.

m_e : la masse de l'électron

c : la vitesse de la lumière.

L'effet Compton est prépondérant pour les photons d'énergie intermédiaire, typiquement comprise entre quelques dixièmes de MeV et quelques MeV. Il est plus probable pour les atomes légers.

IV.1.4 Matérialisation (Création de Paire) :

La matérialisation ou la création de pair électron-positron concerne les photons X et les photons γ .

Le photon peut se matérialiser sous la forme de deux électrons, un de charge positive (appelé positron) et un de charge négative.

L'énergie du photon est convertie en énergie de masse. La matérialisation est donc un effet à seuil, le photon incident doit avoir une énergie égale à au moins deux fois l'énergie de masse de l'électron ($E(\gamma) > 2m_e c^2 = 1,02 \text{ MeV}$). Si son énergie est supérieure à cette limite alors l'excédent est réparti sur l'énergie cinétique des deux électrons comme l'indique la relation de conservation de l'énergie:

$$h\nu = 2m_e c^2 + E_c(e^-) + E_c(e^+)$$

Les deux électrons sont ralentis par la matière qu'ils traversent. En fin de parcours, l'électron négatif peut soit resté à l'état libre soit interagir avec un atome pour former un ion négatif. En revanche, l'électron positif s'annihile avec un des innombrables électrons du milieu. L'annihilation est le processus inverse de la matérialisation $e^+ + e^- \rightarrow 2\gamma$.

L'énergie de masse des électrons est convertie en énergie de deux photons. L'annihilation des deux électrons a lieu au repos, les deux photons sont émis dans des directions opposées et leur énergie est égale à l'énergie de masse d'un électron (0,511 MeV).

IV .1.5 Réaction Photo Nucléaire

L'énergie du photon est totalement absorbée par le noyau atomique. Une réaction nucléaire a lieu. Le noyau se désintègre en émettant un neutron.

Ce processus est associé aux gammas d'énergie supérieure à 10 MeV.

IV .2 Loi d'Atténuation :

IV .2.1 Introduction :

On s'intéresse dans cette partie, non plus à l'interaction d'un photon avec les constituants de la matière (électron et noyau), mais à celle d'un ensemble (faisceau) de photons avec la matière. Il s'agit de caractériser l'atténuation d'un faisceau de photons lorsqu'il traverse une certaine épaisseur de matière, puis d'établir une loi qui permet de prédire cette atténuation. Il sera alors possible d'utiliser cette loi pour des applications comme le radiodiagnostic.

On utilise la notion de probabilité prédire l'interaction des photon avec la matière. La probabilité d'interaction d'un photon par unité de longueur de matériau traversé est exprimé par μ (Coefficient d'Atténuation Linéique en m^{-1}). Il ne dépend que de l'énergie du photon et de la nature du matériau. Un photon a toujours la même probabilité d'interagir dans la matière quelle que soit l'épaisseur de matériau traversé. Il a par conséquent une probabilité non nulle de traverser la matière sans interagir.

La probabilité d'interaction μ intervient dans la loi qui régit l'atténuation d'un faisceau de N_0 photons incidents sur un matériau d'épaisseur x . Le nombre $N(x)$ de photons qui ont traversé sans interagir un matériau d'épaisseur x (nombre de photons transmis) est:

$$N(X)=N_0 \cdot e^{-\mu x}$$

Le nombre de photons qui ont interagi est par conséquent:

$$N_0 - N(x) = N_0(1 - e^{-\mu x})$$

Afin de tenir compte de la densité d'un matériau, il est plus pratique d'utiliser la notion de coefficient d'atténuation massique (μ/ρ) où ρ est la masse volumique du matériau. Le coefficient d'atténuation massique a l'avantage d'être indépendant de l'état solide, liquide ou gazeux du matériau.

Dans ce cas, la loi d'atténuation s'écrit:

$$N(x)=N_0 e^{\left(-\frac{\mu}{\rho}\right)m}$$

$N(x)$ est le nombre de photons transmis à travers un matériau d'épaisseur x et m_s est la masse par unité de surface du matériau considéré

$$m_s = \rho \cdot x \cdot m \text{ (kg.m}^{-2}\text{)}$$

Pour les rayonnements ionisants, il y a trois interactions principales: l'effet Compton, l'effet photoélectrique et la matérialisation. Le coefficient d'atténuation linéique total s'écrit donc:

$$\mu_{\text{Total}} = \mu_{\text{photoélectrique}} + \mu_{\text{Compton}} + \mu_{\text{matérialisation}}$$

La même relation s'écrit avec les coefficients d'atténuation massique. Le coefficient d'atténuation massique total est égal à la somme des coefficients d'atténuation massique des trois interactions principales.

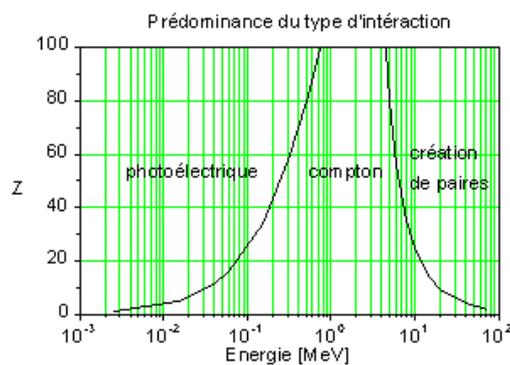


Figure I.7 :

V .1 Dépôt d'Energie Dans un Matériau :

Le dépôt d'énergie dans les matériaux est un critère important dans de nombreuses applications. Pour déterminer l'énergie déposée par les photons dans la matière, il faut examiner en détail le devenir des particules produites dans les processus élémentaires d'interaction tels que l'effet Compton, l'effet photoélectrique etc ...

V .1.1 Rayonnements Ionisants (énergie déposée, énergie diffusée) :

Il faut considérer la part de l'énergie incidente qui est déposée dans le matériau et celle qui est diffusée hors du matériau. Le coefficient d'atténuation ne permet pas de tenir compte de cette distinction. Il est nécessaire de décomposer celui-ci en deux termes:

$$\mu = \mu_{\text{diffusion}} + \mu_{\text{absorption}}$$

Cette décomposition peut s'effectuer pour chaque processus élémentaire. La diffusion de l'énergie hors du matériau est due aux photons produits dans les interactions qui s'échappent du matériau. L'énergie cinétique communiquée aux électrons lors des interactions est en revanche déposée dans le matériau.

VI .1.2 Interaction particules chargées avec la matière :

Les particules chargées susceptibles d'interagir avec la matière proviennent essentiellement de sources radioactives et d'accélérateurs de particules. Ces particules sont soit des électrons, soit des noyaux légers comme les particules alphas, les protons etc ...

Dans la matière, ces particules interagissent essentiellement avec les électrons périphériques des atomes ou des molécules. L'interaction est coulombienne. Elle peut conduire à quatre phénomènes différents: l'ionisation, l'excitation et les effets thermiques lorsqu'il y a interaction avec les électrons du milieu et le rayonnement de freinage lorsqu'il y a interaction avec les noyaux atomiques.

VI .3 Interaction des particules chargées avec les électrons:

Lorsqu'une particule chargée traverse un matériau, les électrons du milieu sont attirés ou repoussés par la particule. la particule chargée transfère l'énergie. Selon l'importance de ce transfert, trois phénomènes sont possibles. Pour les distinguer, il convient de comparer la quantité d'énergie transférée par la particule incidente lors de l'interaction et le potentiel d'ionisation du matériau.

a)- **Ionisation** : Si l'énergie transférée est supérieure au potentiel d'ionisation du matériau. Un électron est arraché à l'un des atomes du milieu, L'atome est ionisé.

b)- **Excitation** : si l'énergie transférée est inférieure au potentiel d'ionisation. Un électron change de niveau d'énergie atomique ou moléculaire. L'atome ou la molécule se désexcite ensuite en émettant un photon qui est généralement absorbé par le milieu.

c)- **Echauffement du milieu** : si l'énergie transférée est très inférieure au potentiel d'ionisation. L'énergie transférée est convertie en énergie cinétique de rotation, de vibration ou de translation des atomes du milieu. Cette énergie cinétique des atomes est la manifestation microscopique de la température.

V 1.3.1 Dépôt d'énergie

Une particule chargée crée un nombre extrêmement élevé d'ionisations et d'excitations le long de sa trajectoire. Les interactions ont lieu de manière aléatoire le long du parcours. Par conséquent, le calcul de perte d'énergie des particules chargées est réalisé en moyenne.

Le **pouvoir d'arrêt** linéaire représente la perte d'énergie moyenne de la particule par unité de longueur. Il est donné par la relation:

$$-\frac{dE}{dx} = \frac{4\pi e^4}{m_e} \frac{z^2}{v^2} NZ \ln\left(\frac{2m_e v^2}{I}\right)$$

Où z : la charge

v : la vitesse de la particule incidente

N : le nombre d'atomes par unité de volume dans le matériau

Z : le nombre d'électrons par atome.

I : est un paramètre empirique qui correspond au potentiel moyen d'ionisation.

m_e : la masse de l'électron.

$1/v^2$: indique que la perte d'énergie par unité de longueur

Le transfert d'énergie par interaction coulombienne augmente naturellement avec la charge de la particule incidente comme l'indique le terme z^2 .

VI.3.2 Libre parcours moyen d'une particule chargée :

Les particules chargées interagissent inmanquablement avec les électrons. A chaque interaction, elles perdent de l'énergie. Elles sont par conséquent ralenties et finissent inévitablement par s'arrêter si l'épaisseur de matériau est suffisante.

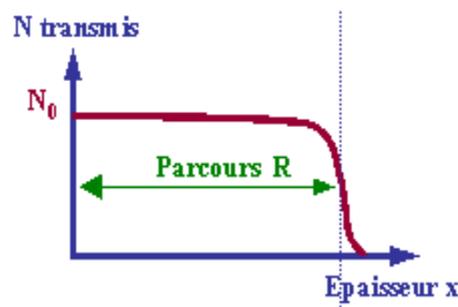


Figure I.8 : les particules chargées transmettent en fonction de l'épaisseur

Le **libre parcours moyen R** ou le parcours d'une particule chargée est la distance moyenne parcourue par une particule d'énergie E dans un matériau donné.

Le comportement d'un faisceau de particules chargées d'énergie E qui traversent un matériau donné est totalement différent de celui d'un faisceau de photons. Toutes les particules sont arrêtées après avoir parcouru la distance R .

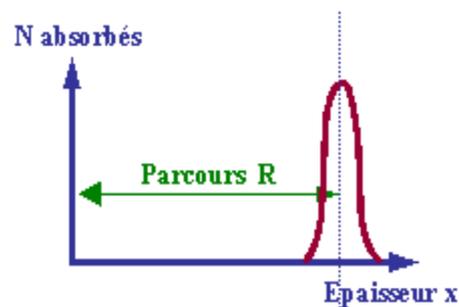


Figure I.9 : Particules charger Absorbé en fonction de l'épaisseur.

Les particules sont toutes absorbées au voisinage de R. Ce comportement est directement relié au pouvoir d'arrêt $-dE/dx$. les particules chargées perdent l'essentiel de leur énergie en fin de parcours.

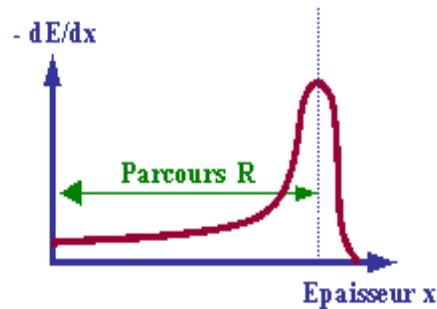


Figure I.10 : pouvoir d'arrêt des particules charger en fonction de l'épaisseur.

Le parcours dépend de la vitesse et de la charge de la particule chargée ainsi que de la densité électronique du milieu traversé.

VI.3.3 Interaction avec les noyaux atomiques du milieu (Rayonnement de Freinage) :

D'après la théorie électromagnétique, toute particule chargée d'accélération non nulle émet un rayonnement électromagnétique sous forme de photons. C'est le cas des particules chargées en mouvement circulaire. Par conséquent émettent des photons tout au long de leur mouvement. On observe ce phénomène dans les cyclotrons, accélérateurs circulaires de particules chargées.

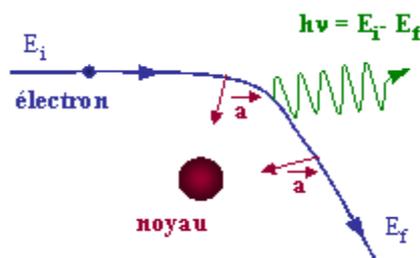


Figure I.11 Rayonnement de freinage

Ce phénomène est d'autant plus important que l'énergie de la particule et la charge du noyau sont élevées. Pratiquement, elle ne concerne que les électrons dans les milieux lourds. Pour

les particules chargées lourdes, cet effet devient significatif pour des énergies de l'ordre du TeV.

VI.3.4 Transfert Linéique d'Énergie :

Les trois mécanismes décrits précédemment permettent aux électrons de transférer leur énergie à la matière traversée. L'expérience montre que les faibles transferts d'énergie sont très favorisés; les électrons doivent donc subir un très grand nombre d'interactions avant d'être stoppés. Il en résulte que le ralentissement peut être considéré comme un phénomène progressif et continu qui peut être caractérisé par le transfert linéique d'énergie (TLE).

Cette grandeur notée dE/dx donne l'énergie moyenne transférée par les électrons à la matière par unité de longueur de la trajectoire parcourue. Le TLE, qui s'exprime en général en keV.cm^{-1} ou en MeV.cm^{-1} , est en fonction de l'énergie des électrons et de la nature de la substance traversée. La figure I.12 décrit les variations du TLE dans les tissus en fonction de l'énergie des électrons.

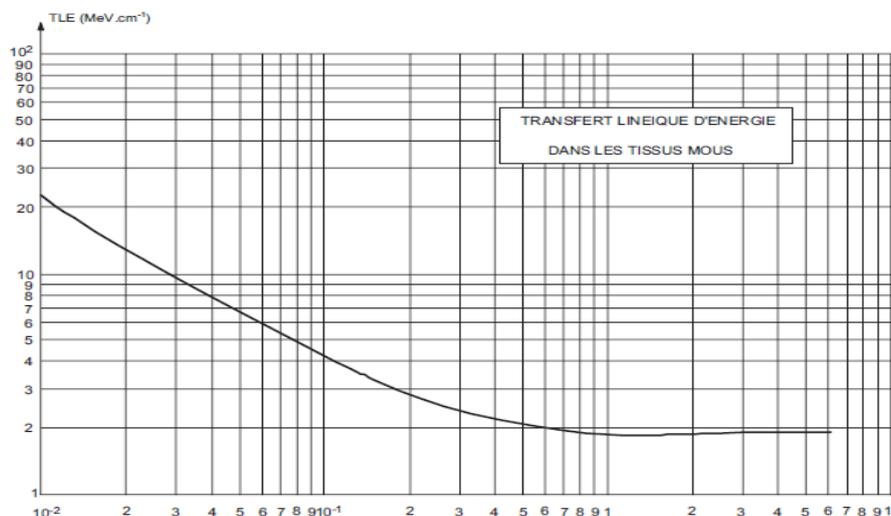


Figure I.10 : Variation de TLE des électrons dans les tissus en fonction de l'énergie.

VI.4. Interaction des Neutrons avec la Matière :

Les neutrons ne sont pas chargés: ils n'ont pas d'interaction coulombienne avec les électrons et les noyaux de la matière. Ils interagissent avec ces derniers uniquement par contact. Ces dernières ont lieu essentiellement avec les noyaux. Les neutrons sont alors soit diffusés élastiquement, inélastiquement ou capturés par les noyaux.

VI.4.1 Diffusion Élastique et Inélastique

La diffusion (collision) élastique a lieu si l'énergie cinétique totale est conservée au cours de la réaction. il n'y a pas d'échange de nucléon ou d'énergie interne entre le noyau et le neutron. La réaction de diffusion élastique s'écrit: $n + A \rightarrow n + A$.

L'énergie perdue par le neutron varie entre 0 et E_{\max} .

$$E_{\max} = \frac{4 m_n M}{(m_n + M)^2} E_i$$

M : la masse du noyau A,

m_n : la masse du neutron

E_i : l'énergie incidente du neutron.

La perte d'énergie est nulle quand le neutron n'est pas dévié et maximale quand il est rétrodiffusé. La perte d'énergie est d'autant plus grande que la masse du noyau cible est proche de celle du neutron.

Dans une diffusion inélastique, il y a modification de l'énergie interne du noyau. La réaction de diffusion inélastique s'écrit: $n + A \rightarrow n + A^*$. Le noyau final est dans un état excité.

V. Capture Neutronique :

Le neutron est absorbé par le noyau. Toute son énergie cinétique est convertie en énergie interne du noyau. Le noyau, qui possède un neutron de plus, se désexcite généralement en émettant un gamma. On écrit: $n + A \rightarrow B^*$ puis $B^* \rightarrow B + \gamma$.

On peut également noter les réactions de fission induite par capture de neutron. Après la capture, le noyau se casse en deux fragments de fission. La fission d'un noyau lourd libère de l'énergie: c'est cette réaction qui est exploitée dans les centrales nucléaires où l'Uranium-235 fissionne.

Chapitre II

I. Généralités :

La radiothérapie externe représente l'une des utilisations thérapeutiques des rayonnements ionisants. Ses origines remontent au début du siècle, après la découverte des rayons X par W. Röntgen (1895), de la radioactivité par H. Becquerel (1896) et du radium 226 par P. et M. Curie (1898). Plus de la moitié des cas de cancers nouvellement diagnostiqués sont traités par cette technique et presque 50 % des guérisons le doivent en partie ou en totalité à la radiothérapie.

La radiothérapie est principalement utilisée en oncologie, pour traiter en combinaison ou non avec la chirurgie et/ou la chimiothérapie, la tumeur primitive, les adénopathies et souvent certaines métastases (osseuses et cérébrales). La radiothérapie moderne s'est développée à partir de 1950 avec l'avènement des appareils de haute énergie (cobalts, accélérateurs linéaires).

La radiothérapie du cancer s'accompagne souvent d'effets indésirables. Des effets secondaires peuvent survenir en raison de la réaction des tissus normaux sensibles situés à proximité de la zone traitée ou, plus rarement, en raison d'une sensibilité individuelle particulièrement élevée aux rayonnements ionisants.

Les traitements radiothérapeutiques ont pour but d'endommager les cellules tumorales de les empêcher de se reproduire ou à les détruire. L'objectif est de déterminer quel est le meilleur régime de traitement pour obtenir les effets désirés, c'est à dire la destruction des cellules tumorales tout en limitant au maximum les effets secondaires liés au traitement (protection des cellules saines périphériques à la tumeur).

L'application de l'irradiation, peut se faire de plusieurs manières Telles que La radiothérapie transcutanée ou radiothérapie externe qui utilise des faisceaux de radiations pénétrant les tissus à travers la peau. C'est cette méthode qui est utilisée dans le cadre de cette étude, la curiethérapie, qui consiste à implanter des sources radioactives scellées dans la tumeur ou à surface (en contact) dans une cavité naturelle. En trouve aussi la radiothérapie métabolique, qui utilise des radioéléments administrés sous forme liquide.

Dans le cadre de la radiothérapie externe, les irradiations sont produites par un accélérateur linéaire, Les radiations, en fonction de leur type, peuvent être directement (électrons) ou

indirectement (photons) ionisantes. Dans les deux cas, le principe vise est la destruction de la cellule cancéreuse.

I.1. Dépôt d'énergie :

L'effet d'un traitement par le biais de rayons ionisants est mesuré en fonction de la dose absorbée par le milieu traité. La dose absorbée correspond à l'énergie moyenne déposée par les particules ionisantes par unité de masse d'une matière :

$$D = \frac{dE_{ab}}{dm}$$

Unité: Gray(Gy = J=kg)

L'intérêt pratique d'utiliser la dose absorbée comme unité de mesure pour l'évaluation d'un traitement est qu'il s'agit d'une mesure purement physique, mesurable à l'aide d'un dosimètre.

Dans le contexte d'un photon arrivant à un point donné avec une certaine énergie, une partie de l'énergie du photon incident est transmise aux électrons du milieu.

Cet électron est mis en mouvement et diffuse ensuite son énergie lors de son parcours dans le milieu.

La distance parcourue par cet électron dépend de son énergie initiale et de la composition du milieu. La dose absorbée est directement liée à cette énergie transmise localement par l'électron. Ce dernier peut aussi perdre son énergie par le rayonnement de freinage. Dans ce cas, l'énergie perdue par l'électron ne participe pas à l'énergie absorbée. Le rayonnement de freinage est composé de photons qui interagissent ailleurs dans le milieu. Cela implique que l'énergie transférée à un endroit dans le milieu est absorbée ailleurs.

I.2. Critères de qualité en radiothérapie :

L'objectif de la radiothérapie est depuis toujours de délivrer la valeur de dose prescrite dans la tumeur et le minimum de dose dans les zones connexes. L'évaluation de la qualité du plan de traitement peut se faire de plusieurs manières en fonction du type de représentation utilisée.

Le premier moyen utilisé pour représenter une distribution de doses est l'utilisation d'une représentation plane des courbes isodoses.

Une courbe isodose, illustrée dans la Figure II.1 représente un ensemble de points du milieu irradié ou la valeur de la dose déposée présente la même valeur. Ce moyen de contrôle peut se faire rapidement de manière visuelle, coupe par coupe. Pour permettre une meilleure visualisation et étude de ces rendements, une autre quantification de la dose déposée est mise en place sous forme d'histogramme dose-volume1.

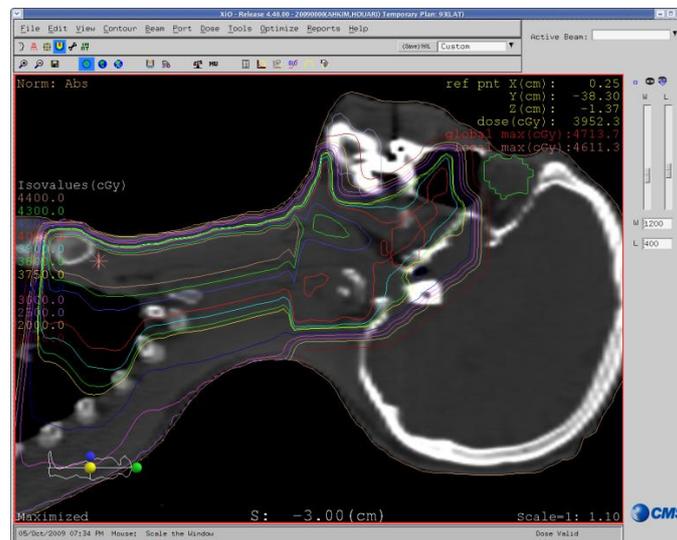


Figure I.1 : Courbe isodose.

Cette représentation, où les volumes sont schématisés en fonction de leurs caractéristiques, tel qu'il est montré dans la Figure II.2, permet de connaître le détail sur les doses déposées dans chaque volume d'intérêt. Cette quantification est évaluée en effectuant le rapport entre le volume tumoral et le volume délimité par une isodose. Cette modélisation de la répartition des doses est interprétable plus facilement et permet une meilleure comparaison entre les différents choix de traitement disponibles. L'ensemble de ces comparaisons repose sur l'analyse des rapports entre les différents paramètres caractérisant le traitement.

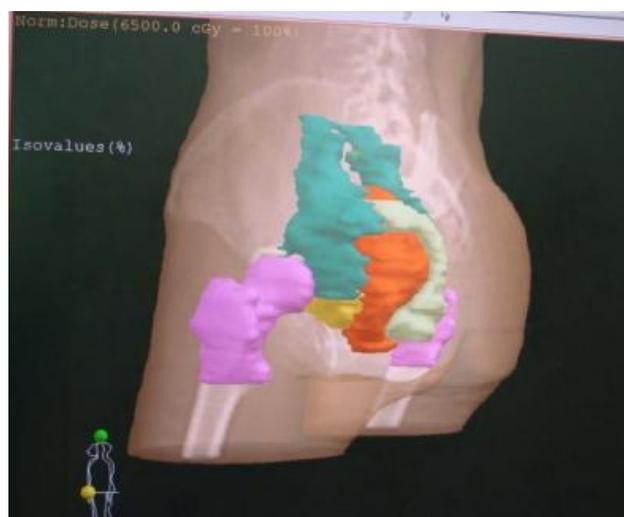


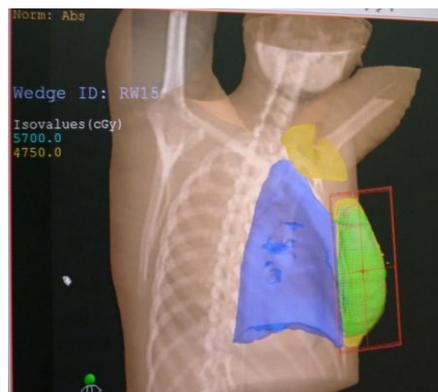
Fig. I.2 : Schématisation des volumes d'intérêt

I.3. Dosimétrie et planification de traitement :

L'utilisation de la radiothérapie comme moyen de traitement est arrivée dans les cliniques sans que les radiophysiciens possèdent des moyens puissants de calcul. De ce fait, les premiers plans de traitement ont été réalisés à l'aide de solutions reposant sur des méthodes empiriques en utilisant une description limitée de l'anatomie du patient. De grandes innovations ont ensuite permis d'affiner les techniques de réalisation des TPS. La description anatomique des patients a été développée grâce à l'apparition de nouveaux outils pour l'imagerie médicale, tels les scanners CT, l'IRM et les PET.

D'autre part, l'augmentation des puissances de calcul des ordinateurs a permis de développer les planifications de traitement calculées numériquement à partir des années 1970, limitées à des géométries simples sans prise en compte des hétérogénéités.

Par la suite, des améliorations ont été apportées comme le calcul des zones d'hétérogénéités en 1983, en utilisant une discrétisation fine. Parallèlement, ces innovations techniques ont permis un affinement des techniques de simulation.



FigI.3: la dosimétrie

I.4 La Radiothérapie Conformationnelle :

La radiothérapie conformationnelle a pour objectif de chercher la meilleure adaptation de la forme d'une enveloppe isodose de valeur élevée à la forme exacte du volume cible. En utilisant des caches, il est possible d'utiliser des faisceaux ayant une forme correspondant à la tumeur.

Même s'il reste encore quelques centres en activité utilisant des caches amovibles de plomb qu'il faut façonner à la main, les appareils de radiothérapie moderne utilisent des caches multilâmes pilotés par un ordinateur conformément à la description de la tumeur.

I.5 La Radiothérapie Conformationnelle par Modulation d'intensité :

Bien que notre étude porte sur la radiothérapie conformationnelle, il est important de présenter la radiothérapie conformationnelle par modulation d'intensité qui peut être considérée comme l'étape suivante.

Toute la différence entre ces deux méthodes porte sur l'intensité des faisceaux d'irradiation. Alors qu'en radiothérapie conformationnelle, la fluence est identique sur l'ensemble du faisceau, la RCMI utilise des faisceaux de fluence non homogène. L'émission d'un tel faisceau irradiant est possible par la mise au point des collimateurs mutilâmes.



FigI.4 : exemple d'une IMRT

L'avantage d'utiliser ces faisceaux à fluence modulable est de permettre de traiter les tumeurs à contour irrégulier avec un plus grand degré de conformation, ce qui offre la possibilité de réaliser des planifications de traitement avec une meilleure précision.

L'apport de ces nouveaux degrés de liberté dans le choix du type de formes des faisceaux a rendu les procédés classiques de planification de traitement inopérants, c'est pourquoi la dosimétrie inverse a été mise en place.

I.6 La dosimétrie inverse :

La dosimétrie inverse est une procédure de dosimétrie prévisionnelle dont le point de départ est fondé sur des objectifs cliniques imposés par le radiothérapeute. Suite à l'établissement d'une description fine de l'anatomie du patient, il est possible de déterminer avec précision les volumes à irradier et ceux à protéger. Ensuite, il est possible, à l'aide des outils informatiques, de tester différentes configurations d'irradiation pour obtenir les conditions voulues. Cette phase de la préparation du traitement est la phase d'optimisation.

Cette méthodologie permet de calculer les paramètres de l'irradiation nécessaires pour parvenir aux objectifs fixés préalablement, d'où son appellation de dosimétrie inverse.

I.7. La planification de traitement :

La planification de traitement par radiothérapie externe commence par la représentation complète de la tumeur cancéreuse dans son environnement proche. La mise au point du plan de traitement consiste à choisir le meilleur positionnement des irradiations en vue de maximiser la dose reçue par la tumeur cancéreuse.

Une étape majeure dans la planification de traitement est la détermination de l'intensité et du temps d'irradiation nécessaires à l'application de la dose donnée par le médecin.

Cette étape est très importante sachant qu'une sur irradiation peut être la cause de cancers secondaires dans les tissus sains, et qu'une sous irradiation risque de ne pas détruire la tumeur. La complexité dans le calcul du dépôt de dose est augmentée par le fait que le corps humain est un environnement hétérogène.

I.8 Code de calcul :

Comme nous l'avons mentionné précédemment, l'évaluation du résultat d'une irradiation est une étape cruciale lors de la réalisation de planification de traitement. Trois grandes familles de méthodes sont disponibles pour calculer le résultat d'une irradiation :

- Les méthodes empiriques,
- Les méthodes analytiques,
- Les méthodes statistiques faisant appel aux techniques de Monte Carlo.

Il est aujourd'hui convenu que les solutions ne faisant appel qu'à des techniques traditionnelles, c'est à dire les techniques ne reposant que sur les méthodes empiriques et analytiques ne font pas toujours preuve d'une grande précision lors de présence d'hétérogénéités.

Cependant, en parallèle de leur très grande précision, les méthodes de Monte Carlo ne sont pas utilisables pour la réalisation d'un plan de traitement en raison du temps de calcul, de l'ordre de la journée, nécessaire pour produire un résultat avec une précision suffisante. De ce fait, leur utilisation a longtemps été limitée au domaine de la recherche, à un rôle de contrôle ou de validation.

Aujourd'hui, les méthodes de Monte Carlo commencent à être intégrées au sein des solutions de planification de traitement.

Les techniques de Monte Carlo sont utilisées pour la réalisation de deux catégories de codes de calcul pour la radiothérapie externe. Ces codes sont classés en fonction de leur objectif, des codes de recherche ou des codes spécifiquement établis à la réalisation de logiciel de planification de traitement.

Les codes spécifiques à la recherche sont pour la plupart gratuitement utilisables pour des applications de recherche ou d'enseignement et offrent la particularité de posséder de grandes capacités dans la description de la géométrie ainsi que dans la simulation du transport des radiations. Ces codes ont par contre l'inconvénient d'être relativement lents et d'être plutôt d'un usage difficile.

II. Systèmes de Planification des Traitements en radiothérapie :

II.1. Introduction :

Aujourd'hui, la moitié des cancers sont traités par radiothérapie. L'effet biologique étant en relation avec l'énergie absorbée par les tissus, le développement de la radiothérapie ne saurait être dissocié de celui de la dosimétrie des rayonnements ionisants. L'étalonnage des faisceaux d'irradiation et la détermination de la répartition spatiale de la dose absorbée à l'intérieur de l'organisme sont donc déterminants pour la qualité de prise en charge des patients.

Pour les systèmes de planification de traitement, TPS, les années 1970 sont marquées principalement par la recherche des méthodes de modélisation dosimétriques compatibles avec des temps de calculs raisonnables compte tenu des capacités informatiques de l'époque. Dans ce contexte, les TPS étaient capables de reproduire des distributions de dose bidimensionnelles pour des situations géométriques simples. Les calculs de dose pour des situations complexes (prise en compte des hétérogénéités, des irrégularités de surface...) étaient imprécis.

Les années 1980-1990 apportent une évolution des techniques de traitements en radiothérapie externe. Les développements rapides des systèmes d'imagerie diagnostiques, des accélérateurs linéaires à collimateur multilames mais surtout, des moyens informatiques mis à profit dans les TPS et également dans les réseaux d'échanges et de vérification d'information ont ouvert de nouvelles voies pour des traitements plus efficaces. Un traitement efficace limite au maximum l'irradiation des tissus sains et accroît l'irradiation des tumeurs.

Désormais, les techniques de l'information et de la communication sont au cœur des processus de décisions et de réalisation des traitements par radiothérapie externe (acquisition des images diagnostiques, planification géométrique des traitements, calcul des distributions de dose, pilotage des irradiations délivrées par les accélérateurs linéaires).

De nos jours, la radiothérapie est devenue conformationnelle : les faisceaux sont systématiquement conformés aux contours des tumeurs grâce à l'utilisation conjointe du scanner pour l'obtention des données anatomiques en position de traitement, des TPS pour recueillir ces données en assistant le médecin dans la préparation d'une balistique optimale et du collimateur multilames pour délimiter l'irradiation au strict minimum.

II.2 Principales fonctions des TPS en radiothérapie :

L'AAPM (1998) définit la planification des traitements en radiothérapie externe comme étant la procédure mise en œuvre pour déterminer le nombre, l'orientation, le type et les Caractéristiques des faisceaux utilisés pour délivrer une dose de rayonnement à un patient Présentant une tumeur cancéreuse. Les étapes de cette procédure sont présentées comme suivant.

II.2.1. Positionnement du patient et du système de contention :

Dans cette étape il faut rechercher la position du patient la plus adaptée au traitement (confort, reproductibilité, dégagement des tissus sains). Ainsi que d'avoir un système de contention le plus performant pour maintenir le patient dans la position de traitement.



Figure II.1 : image de positionnement avec des contentions

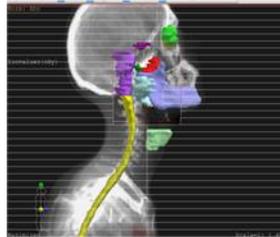
II.2.2 Acquisition des images diagnostiques (scanner, IRM, PET) :

Avant l'acquisition de scanner il faut configurer les données de scanner avec le TPS (Nombre de Hounsfield—densité électronique). Après l'acquisition de scanner les images sont transférées vers le TPS ou un système de contourage automatique.

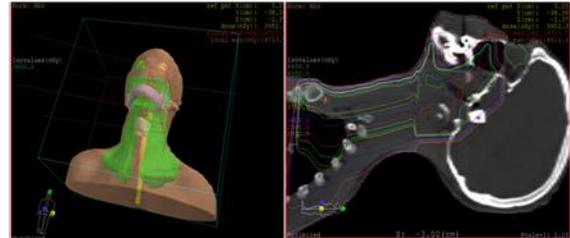
Traitement:



Scanner



Simulation Virtuel



Dosimétrie:

Positionnement et traitement :

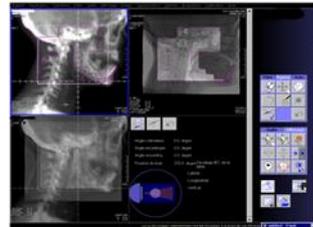


Figure II.2 : Acquisition des images anatomiques

II.2.3 Définitions anatomiques (optimisation géométrique) :

Dans cette étape le médecin commence la définition et la délimitation des contours correspondant aux structures saines et critiques, ces volumes tumoraux et les expansions sont en 3D pour tenir compte des mouvements internes et externes du patient.

Les incertitudes de contourage sont prises en compte dans le repositionnement de patient à chaque séance de traitement.

Figure II. 3: contourage



II.2.4 Définition des faisceaux (optimisation géométrique) :

Les physiciens interviennent dans la détermination des faisceaux (énergie, nombre, incidence) pour chaque balistique de traitement. Avec le développement des appareils de traitement les physiciens peuvent conformer les champs aux structures à irradier au moyen des caches et collimateurs multilames, utilisent des modificateurs de faisceaux (bolus, filtre en coin) et déterminent la pondération de chaque faisceau.

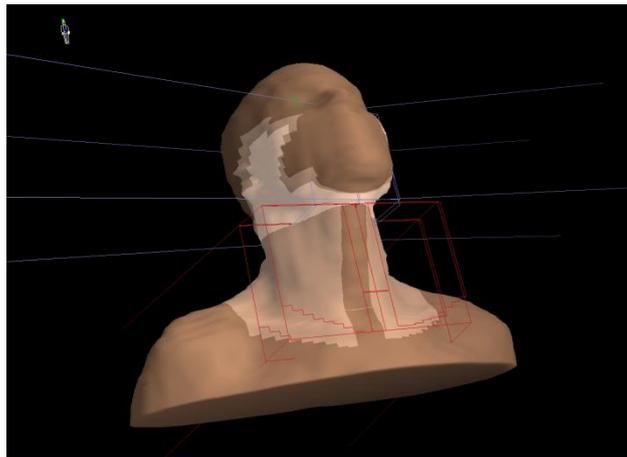


Figure II.4: détermination du faisceau

II.2.5 Calcul de la dose (optimisation dosimétrique) :

Dans le TPS on sélectionne l'algorithme de calcul de dose et la méthodologie de calcul avec le choix de la grille de calcul dosimétrique.

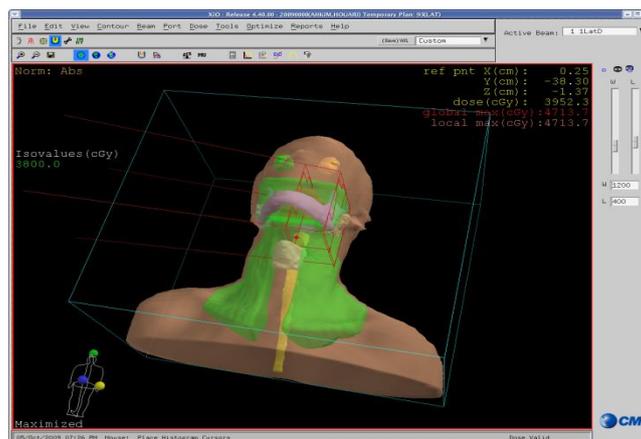
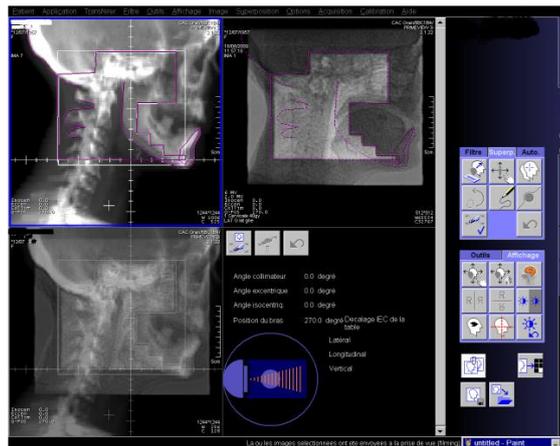


Fig II.5 : calcul de dose

II.2.6 Evaluation du plan de traitement (optimisation dosimétrique) :

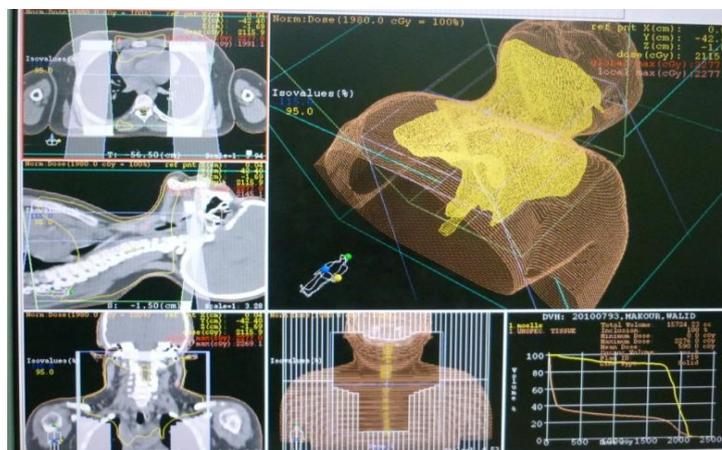
Les calculs dosimétrique s'affichent en 2-D et en 3-D pour l'analyse visuelle des distributions de dose. Avec les moyens d'histogrammes dose-volume (représentation graphique du pourcentage de volume irradié en fonction de la dose délivrée) on peut optimiser les doses délivrées pour répondre aux objectifs cliniques.



FigII.6 : validation du traitement

II.2.7 Mise en application du plan de traitement (optimisation dosimétrique) :

Après les calculs dosimétriques les Unités Moniteur (temps de traitement par faisceau) sont déterminés. La Vérification et validation du plan de traitement se fait par un physicien Médical qualifiée d'une part et un médecin radiothérapeute d'une autre part. A l'aide d'un système d'enregistrement et de vérification des traitements, les plans sont transférés Vers l'appareil de traitement.



FigII.7 : optimisation du traitement

III. Contrôle de qualité de TPS :

III.1 La réception du TPS :

Des tests doivent être effectués, dès que le TPS est installé dans le service de radiothérapie, pour s'assurer qu'il est conforme aux spécifications données par le constructeur.

Ces tests concernent la vérification de l'équipement proprement dit (unité centrale, périphériques, logiciels de simulation virtuelle et de dosimétrie) et de son fonctionnement (calculs de dose et temps de calcul) pour des cas de référence (prise en compte des hétérogénéités, manque de volume diffusant...). Aucune mesure n'est nécessaire pour ces cas de référence ; il ne s'agit que d'une évaluation qualitative.

III.2 La mise en service du TPS :

Des tests doivent être réalisés, avant toute utilisation clinique d'un nouveau TPS ou d'une nouvelle version d'un TPS (évolution du système), afin d'évaluer quantitativement la validité des calculs de dose.

Ces tests à réaliser peuvent être définis à l'aide de la procédure de planification des traitements présentée précédemment puisqu'ils doivent couvrir l'ensemble des possibilités dosimétriques (calculs de dose) et non dosimétriques (acquisition des images, définitions anatomiques, définition des faisceaux...) des TPS.

III.3 L'utilisation en routine clinique du TPS :

Des tests périodiques, à intervalles réguliers, ont pour but de confirmer l'intégrité des périphériques utilisés comme données d'entrée (systèmes d'imageries, logiciels de transfert vers le TPS...), de vérifier les calculs de dose et de confirmer le bon fonctionnement des périphériques utilisés pour la sortie des données (imprimantes, logiciels de transfert des données vers le système de vérification puis vers l'appareil de traitement ...).

III.4 Contrôle qualité des calculs de dose :

Depuis une vingtaine d'années, de nombreux efforts ont été menés par les acteurs de la Physique médicale pour adapter le contrôle qualité aux possibilités dosimétriques des TPS. D'ores et déjà, ces rapports permettent d'une part, de seconder l'utilisateur dans le

Développement et la mise en œuvre du contrôle qualité et d'autre part, de donner une vision réaliste et complète de la charge de travail associé à ce contrôle (nombre de tests à réaliser, fréquence des tests, choix des critères d'acceptabilité...).

III.5 Organisation du contrôle qualité :

Cette organisation s'appuie sur les travaux de l'AAPM (1998). Le contrôle qualité concernant les calculs de dose consiste à comparer les distributions de dose calculées par le TPS avec des distributions de dose mesurées sous l'accélérateur linéaire.

III.5.1 Vérification des données de base implémentées dans le TPS :

l'objectif est de vérifier que le TPS est capable de reproduire précisément les données d'entrée qui sont des données expérimentales des accélérateurs du service de radiothérapie nécessaires pour effectuer les calculs de dose. Ces données proviennent, principalement, de mesures réalisées dans une cuve à eau. Ce sont généralement des courbes de rendement en profondeur, de profils de dose, de débit de dose en fonction des dimensions des champs d'irradiation et des profondeurs utilisées en clinique.

L'influence des modificateurs de faisceaux (filtre en coin, caches moulés) est également prise en compte avec des mesures additionnelles de profils de dose et de facteurs de transmission.

III.5.2 Vérification qualitative de l'algorithme de calcul de dose :

Dans ce contexte, il faut vérifier que l'algorithme de calcul est conforme aux spécifications fournies par le constructeur.

III.5.3 Vérification quantitative des calculs de dose :

On doit vérifier la validité des calculs de dose en prenant appui sur des distributions de dose pour un certain nombre de tests « simples ».

III.5.4 Identification des limites et des performances de l'algorithme de calcul de dose :

Objectif c'est de connaître les limites de l'algorithme de calcul pour pouvoir interpréter correctement les calculs de dose pour chaque situation clinique (domaine de validité). Cela implique des tests extrêmes éloignés de la réalité clinique et des tests « simples ».

III.5.5 Vérification dosimétrique pour des situations cliniques :

La vérification de la validité des calculs de dose pour des situations cliniques combinant des hétérogénéités en 3D, des champs d'irradiation de forme complexes on Utilisant des fantômes anthropomorphiques.

Ces cinq points de contrôle précis nécessitant des outils appropriés. De fait, la vérification de ces items fait appel à des tests spécifiques qui sont étroitement corrélés aux matériels disponibles pour effectuer les tests et à l'utilisation du TPS en routine clinique. Ces tests de vérification dosimétrique peuvent être classés en deux catégories :

- **Catégorie 1 : Des tests « simples »** (IAEA 2004, AAPM 1998, ESTRO 2004, Van Dyk et al 1993)

Ils font référence à des géométries simples et sont effectués dans une cuve d'eau. Les résultats sont faciles à interpréter lors des comparaisons calculs-mesures.

- **Catégorie 2 : les tests « complexes »** (AAPM 1998, ESTRO 2004, IAEA 2004, NCS 2006) :

Ils concernent des géométries plus complexes (hétérogénéités, manque de volume diffusant, obliquité de surface...) et peuvent faire appel à des fantômes, plus ou moins, Anthropomorphiques pour simuler des conditions, plus ou moins, réalistes de traitement. Les résultats sont souvent difficiles à interpréter, lors des comparaisons calculs – mesures.

Même si la plupart des tests « simples » peuvent être communs, à tous les services de Radiothérapie, il est essentiel que chaque service adapte ce contrôle qualité à ses propres besoins cliniques. Le contrôle des calculs de dose impose aux utilisateurs une batterie de tests difficilement gérables dans un environnement de routine clinique (« temps machine », « temps humain »).

Ainsi, l'évolution de l'environnement en radiothérapie suggère le besoin d'outils de contrôle plus simples à mettre en œuvre. Les travaux de thèse vont donc se positionner sur ce besoin.

IV Algorithme de superposition :

Dans les décennies passées, la sophistication de modèles de calcul de dose mis en œuvre dans des systèmes de planification de traitement de radiothérapie cliniques s'est progressivement améliorée, ensemble avec la puissance de calcul disponible aux hôpitaux. Cette évolution, allant de plutôt simple se disperser et des corrections d'inhomogénéité aux rayons et les modèles de superposition/circonvolution ont abouti aux améliorations continues de l'exactitude de doses patientes prévues. Dans modèles de superposition/circonvolution, prédéterminés

Les résultats de Monte Carlo sont utilisés. Des calculs de dose de Monte Carlo Complets sembleraient donc l'étape logique suivant.

Pendant beaucoup d'années il a été réalisé que les simulations de Monte Carlo complètes du processus de livraison de dose de radiothérapie devraient plus loin améliorer l'exactitude de calcul. En raison des limitations dans la puissance de calcul, cependant, ceci n'était jamais une option réaliste dans un cadre clinique. Récemment, les vendeurs de systèmes de planification de traitement cliniques ont néanmoins commencé à offrir des calculs de dose de Monte Carlo. Cependant, calcul disponible.

V L'accélérateur linéaire :



Fig. V.1 Description physique de l'accélérateur PRIMUS

V.1 Introduction

L'accélérateur linéaire d'électron étudié au cours de ces travaux est de type Primus, élaboré par le constructeur SIEMENS. Conçu pour le traitement en radiothérapie, il possède deux voies de faisceau d'irradiation. La première est une voie de photons émis selon deux énergies : une basse aux environs de 6 MeV, c'est le mode 6MV et une haute à 18 MeV, c'est le mode 18MV. La deuxième sert dans le traitement par électrons et génère des faisceaux aux environs de 6,9,12,15,18 et 21 MeV. L'accélérateur possède ainsi un chariot mobile sur lequel sont pré-montés les différents composants nécessaires à la formation du faisceau d'irradiation, selon que l'on choisisse de traiter en photons ou en électrons.

V. 2 Production de photons :

Le Primus possède une seule cible identique pour les deux énergies. Celle-ci est constituée de trois couches successives d'épaisseurs différentes.

La première est une couche d'or de quelques dixièmes de millimètres d'épaisseur. Elle est le siège de la création des photons par bremsstrahlung. Celle-ci est accolée à un système de refroidissement liquide géré par un simple circuit d'eau placé directement au contact de l'or. La dernière couche est constituée de graphite et sert à atténuer au maximum les électrons primaires et ainsi éviter une contamination du faisceau.

Lorsque le faisceau sort de la cible il pénètre directement dans le collimateur primaire. La forme spécifique du collimateur permet l'insertion non jointive du cône égalisateur. Ce dernier est fait en acier inoxydable et a pour but de modifier la fluence du faisceau. Par définition, le profil de dose d'un champ $10 \times 10 \text{ cm}^2$ réalisé à 100 cm de la source et à 10 cm de profondeur doit présenter un plateau central plat. C'est en fait un compromis entre les différentes tailles de champs que l'on peut réaliser.

On trouve deux cônes différents Pour chaque énergie. Suite à cela, le faisceau passe dans une chambre moniteur qui mesure la fluence au cours du traitement. Elle est multi-segmentée de manière à s'assurer de la symétrie du faisceau d'irradiation. Elle est suivie d'un miroir semi-réfléchissant permettant de projeter un champ lumineux dans l'axe d'irradiation.

En place finale dans la voie de faisceau, on distingue la partie de collimation secondaire constituée par une paire de mâchoires et par le collimateur multilame. La première est constituée de deux mâchoires monoblocs parallélépipédiques de plusieurs centimètres d'épaisseur fabriquées en tungstène. Leur but est de limiter le champ dans le sens "in-plane"(Y). Le collimateur multilame est situé en aval de celle-ci et prend la forme de 21 paires de lames se déplaçant en "cross-plane"(X). Les lames permettent de réaliser des conformations de champs complexes en étant totalement indépendantes dans leur mouvement.

De même, chaque lame possède une inclinaison propre qui l'oriente vers la cible dans le sens de traversée du faisceau. L'extrémité des lames qui fait face au champ d'irradiation est plane et conséquemment au déplacement circulaire se trouvent constamment parallèle aux bords du faisceau. Toutes ces attentions géométriques portées sur le bloc de collimation secondaire font que la distribution de dose qui en découle est beaucoup plus précise au bord du champ, dans la zone dite de pénombre.

V. 3 La production des électrons

La voie d'électrons est particulière dans le sens où le faisceau à la sortie de la chambre de déviation magnétique est déjà constitué des particules d'intérêt. La seule nécessité est donc de le traiter pour obtenir un profil plat comme dans le protocole de la voie de photons. Ainsi on ne trouve plus sur le trajet de faisceau ni cible ni absorbeur.

Les composants majeurs dans la modification du faisceau sont des couches minces qualifiées de "feuilles de diffusion" qui sont au nombre de deux. La feuille de diffusion primaire est placée comme la cible dans la voie de photons. Le rôle principal de cette partie est de diffuser le faisceau quasi mono-incident en sortie de la déviation magnétique.

L'utilisation de métal dense se justifie par le besoin de diffuser les électrons sans pour autant entraîner une perte d'énergie conséquente. Juste à la suite on trouve un collimateur primaire plus destiné à stopper les quelques électrons diffusés à des angles importants qu'à véritablement collimater le faisceau.

La feuille secondaire et, juste dessous, la chambre moniteur spécifique aux électrons, se situent à peu près au même niveau que la chambre moniteur de la voie de photons. La première est composée de 3 couches minces d'aluminium de rayon croissant. En réalisant l'équivalent d'un cône, elle permet de finaliser l'homogénéisation du faisceau principalement par absorption. Cela permet notamment d'éliminer les électrons de faible énergie ayant participé au bremsstrahlung. La chambre moniteur possède trois couches comportant chacune deux très minces dépôts d'or. Cela constitue ainsi trois cavités permettant de s'assurer de la symétrie du faisceau.

Concernant le système de collimation, les mâchoires et le multilame jouent le rôle de collimateur intermédiaire. Pour chaque champ, leur ouverture est supérieure à la taille de ce dernier de plusieurs centimètres : ce n'est donc pas ce système qui délimite l'irradiation. C'est l'applicateur qui agit vraiment dans ce sens sur le faisceau. On distingue trois parties principales, toutes étant ouvertes au centre de la forme du champ carré désiré (voir figure 6). La première est un plateau situé sous le collimateur multilame qui permet de stopper sur une large section tous les électrons qui auraient pu échapper aux premières collimations. Vient ensuite le corps de l'applicateur dont l'ouverture carrée se réduit tout en étant encore supérieure au champ voulu. Il collimate le faisceau sur plusieurs centimètres, évitant qu'il ne soit trop diffusé avant d'arriver à la dernière partie. Celle-ci que l'on nomme effectivement collimateur possède enfin la taille adéquate pour que le champ d'irradiation situé juste en-dessous ait la taille désirée.

VI Outils de mesure :

VI.1 La chambre d'ionisation :

La chambre à ionisation est l'instrument utilisé pour mesurer la dose. Elle mesure une charge qui peut ensuite être convertie en dose absolue. Lorsqu'un faisceau de radiation traverse de l'air, il éjecte des électrons des molécules par effet photoélectrique, par effet Compton ou production de paires. Ces électrons de haute énergie produisent des ionisations à leur tour. À l'intérieur de la chambre, il y a une cavité d'air avec deux électrodes. Un champ électrique est appliqué à l'intérieur de la chambre à ionisation avec l'aide de ces deux électrodes. Suite aux multiples ionisations, les charges positives se dirigent vers l'électrode négative et les charges négatives vers l'électrode positive. La charge collectée sur ces électrodes peut ensuite être mesurée par un électromètre. Plus il y a d'ionisations et plus il y a de charges collectées. La dose donnée est donc proportionnelle à la charge collectée. Pour calculer la dose, il est nécessaire de connaître l'exposition. Cette dernière est définie comme étant le quotient de la charge totale collectée pour les ions d'un seul signe par unité de masse d'air :

Le volume de la chambre est très important car

$$dm = \rho \times V \dots\dots (VI.1)$$

Où ρ est la densité de l'air et V représente le volume de la chambre.

Lorsque la chambre est placée dans l'eau sous un faisceau de radiation, elle devrait avoir peu d'influence sur l'ionisation produite. Elle ne devrait être là que pour mesurer la radiation.

VI.1.1 Chambres d'ionisation semiflex:

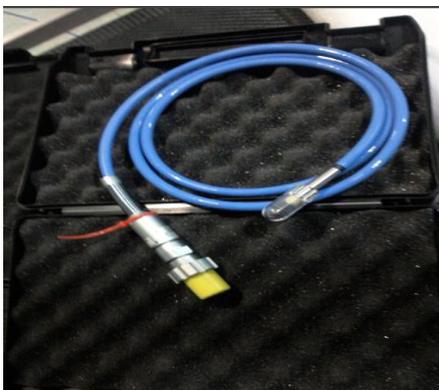


Figure VI.1 chambre d'ionisation semiflex

Les Chambres Semiflex sont des chambres étanches à l'eau pour des mesures de rayonnements photoniques et électroniques de haute énergie dans l'air, l'eau et des fantômes. Les Volumes utiles non étanches à l'air sont de 0,125 cm³ et 0,3 cm³.

Les Chambres Semiflex sont conçues pour la dosimétrie thérapeutique, essentiellement pour les mesures de distributions de dose dans des fantômes d'eau motorisés. Elles sont pourvues d'une tige courte pour le montage et d'un câble de raccordement flexible. Pour l'énergie, la plage d'utilisation nominale s'étend de 30 kV à 50 MV (photons) et de 6 MeV à 50 MeV (électrons). La paroi se compose de graphite recouvert d'une couche de protection en acrylique. Un capuchon d'accumulation en acrylique pour une mesure dans l'air au sein de faisceaux ⁶⁰Co est fourni avec chaque chambre ainsi qu'un certificat d'étalonnage pour l'étalonnage en dose absorbée dans l'eau ou en kerma dans l'air.

Une correction de la densité de l'air est requise pour chaque mesure, et un appareil de contrôle de radioactivité est disponible en option. Les chambres sont de forme cylindrique et possèdent un diamètre intérieur de 5,5 mm, elles se distinguent uniquement par la longueur du volume de mesure. La chambre 0,125 cm³ est idéale pour la dosimétrie 3D dans des fantômes d'eau, car le volume de mesure est à peu près sphérique.

VI.1.2 Chambres d'ionisation Farmer de PTW



Fig.VI.2 chambre farmer

Les chambres de type « Farmer » ont une construction spéciale qui leur permet de mieux réagir face aux gammes d'énergie différentes. De ce fait, la réponse qu'elles donnent est toujours très constante. En raison de leur forme très allongée, elles sont inutiles pour réaliser des profils de dose. Leur plus grande application se trouve dans les mesures de doses absolues. Généralement, leur volume sensible est d'environ 0.6 cm^3 , l'électrode centrale est en aluminium et la paroi extérieure est en graphite. Un exemple de chambre Farmer est illustré sur la figure

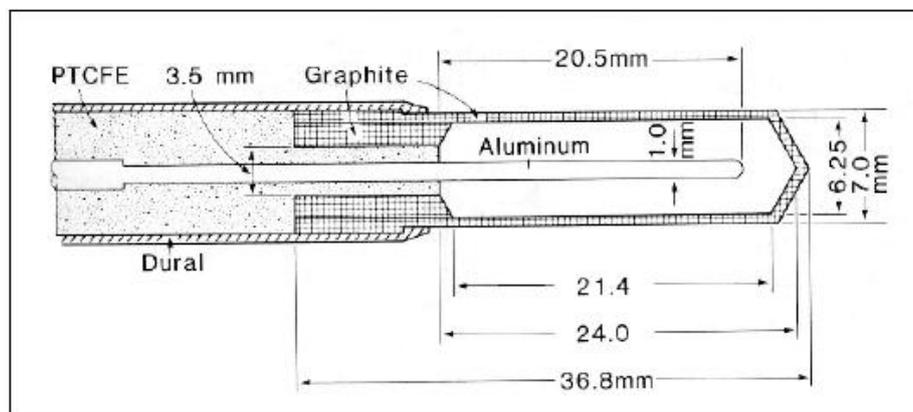


Fig. VI.3 Exemple de chambre à ionisation de type Farmer

VI.2 La cuve d'eau

La cuve d'eau est un des appareils les plus utilisés et un des plus importants en radiothérapie. Toutes les mesures importantes en radiothérapie pour un physicien médical peuvent être réalisées avec ce système : facteurs de débit, rendements en profondeur, profil de dose, dose absolue, etc.

De fait, l'eau est un milieu représentant très bien le comportement de la radiation à l'intérieur des patients. C'est pour cette raison que la plupart des mesures sont réalisées dans l'eau. La cuve d'eau est munie de trois moteurs et de trois potentiomètres permettant de placer la chambre à ionisation avec précision à la position désirée, comme par exemple au centre du champ à une profondeur de 10 cm. Ces moteurs permettent aussi de déplacer le détecteur lors des mesures de profils de dose et les rendements en profondeur. Les dimensions de la cuve sont de 60cm en X, 60 cm en Y et 50cm en Z (Figure ...). Le temps d'installation peut être long (1 heure), car elle doit être installée de façon rigoureuse pour ne pas influencer les mesures.



Fig. VI.4 : la cuve d'eau

VI.3 Logiciel d'acquisition de données Méphysto :

Ce logiciel permet de recueillir les données après une irradiation. Le déplacement de la chambre d'ionisation via le contrôleur et les moteurs de déplacement s'effectue à partir de ce

logiciel. Après avoir défini la taille de champ, l'énergie, la distance source/surface eau (SSD, Skin Source distance), on peut réaliser nos mesures. Pour cette étude, Méphysto sera utilisé afin de réaliser des mesures de rendement en profondeur, profil de dose et dose absolue.

Le contrôleur permet de faire le lien entre la cuve à eau et logiciel d'acquisition de données Méphisto. Lorsqu'une information est transmise à partir de Méphysto, comme la position de la chambre d'ionisation, le contrôleur envoie un signal à la cuve qui déplace les moteurs en position voulue. Il permet également de transmettre les charges mesurées par l'électromètre au logiciel Méphisto, afin que celui-ci interprète les résultats.

Pour réaliser cette étude, nous utiliserons deux électromètres dont un qui a un contrôleur intégré, l'électromètre MP3 de la société PTW FREIBURG.

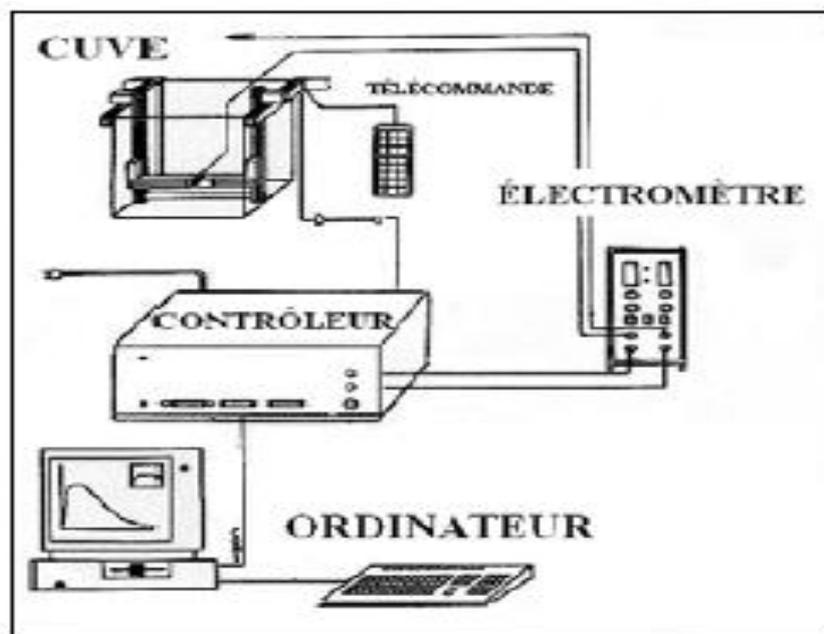


fig.VI.5 Illustration du branchement du contrôleur.

VI.4 les électromètres

Les électromètres sont utilisés pour mesurer une charge (nano Coulomb) sur les électrodes de la chambre d'ionisation. Cette charge est ensuite convertie en dose absorbée (Gray). Lors de cette étude, deux électromètres ont été utilisés :

- L'électromètre MP3 (PTW FREIBURG), qui a servi à réaliser des mesures de rendement en profondeur et profil de dose.
- L'électromètre UNIDOS E (PTW FREIBURG), qui a servi à réaliser des mesures de dose absolue.

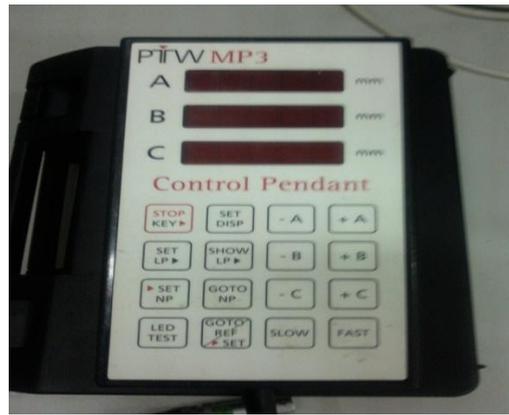
VI.4.1 Electromètre MP3

L'électromètre MP3 de la société PTW FREIBURG a été utilisé avec les chambres d'ionisation M 31010 -260PTW. Il a servi à réaliser des mesures de rendement en profondeur ainsi que des profils de dose. L'électromètre a recueilli les charges collectées par la chambre d'ionisation puis a retransmis les informations au logiciel Méphysto par l'intermédiaire du contrôleur.



FigVI.6. Electromètre (Tandeme) MP3.

L'électromètre est muni d'un boîtier de contrôle. Ce boîtier de contrôle sert à positionner la chambre d'ionisation dans la position voulue. Il peut se brancher indifféremment sur l'électromètre ou sur la cuve à eau. Lors de l'installation de la cuve à eau, le boîtier de contrôle est branché sur celle-ci afin de réaliser le positionnement de la chambre d'ionisation à l'isocentre de l'accélérateur de particules. Les trois coordonnées de l'espace sont représentées par les points A, B, C, avec une résolution de 0.1 mm. Le mouvement des trois axes bénéficie de deux vitesses. Le contrôle des mouvements peut se faire par pas de 0.1 mm ou 1mm. Il est possible de créer des points limites permettant à la chambre d'ionisation de ne jamais venir butter contre les parois de la cuve.



FigVI.7: boîtier de contrôle

VI.4.2 Electromètre UNIDOS E

L'électromètre UNIDOS E de la société PTW FREIBURG est utilisé avec la chambre d'ionisation M 31010-2059 PTW. C'est l'électromètre de référence du service. Il a été étalonné avec la chambre de référence M 31003-2060 en dose absorbée pour les photons de haute énergie.

Il a servi à deux applications :

- Lors des mesures de rendement en profondeur et de profils de dose, il a contrôlé la constance des UM délivrées par l'accélérateur de particules, pour ne pas qu'il y ait de différence de fluence lors d'une mesure.
- Lors des mesures de dose absolue, il a donné le nombre de charges collectées (ηC).

Il suffit de mettre l'électromètre en mode Coulomb pour mesurer la charge recueillie.

Afin de pallier au bruit de fond de la chambre d'ionisation, l'appareil est équipé d'une remise à zéro. Il faut s'assurer lors d'un branchement d'une chambre que l'appareil est hors tension afin d'éviter d'endommager la chambre d'ionisation.

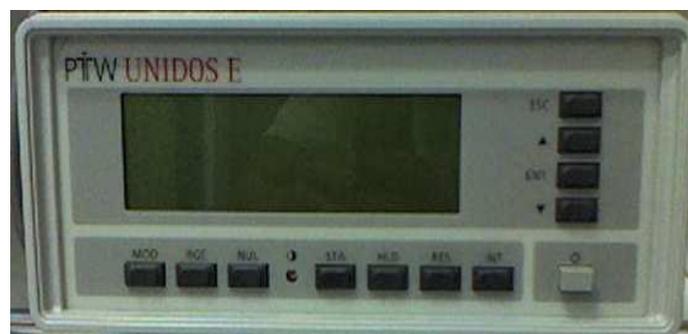


Fig. VI.8 Electromètre UNIDOS E.

VI.5 Montage expérimental de la cuve a eau :

Son installation doit être faite rigoureusement pour ne pas altérer les facteurs de débit. Premièrement, il faut faire coïncider son centre avec celui du faisceau de l'accélérateur. Pour ce faire, l'ombre de la croix du réticule située sur l'accélérateur doit s'aligner sur la croix au fond de la cuve. Ensuite, il faut s'assurer que le niveau de l'eau est bien à une SSD de 100 cm avec le télémètre mécanique. L'inclinaison verticale et horizontale de la cuve doit être vérifiée correctement avec le niveau.

La dernière étape pour l'installation de la cuve est de faire correspondre l'isocentre du faisceau avec la chambre à ionisation. Ainsi, il faut placer la chambre à ionisation sur le support de manière à ce qu'elle soit bien alignée avec la croix au fond de la cuve.

Lorsque l'installation de la cuve est terminée, il est possible de procéder à l'irradiation pour obtenir les facteurs de débit. Pour mesurer celui d'un champ donné, il est important de connaître les dimensions exactes du champ. Pour ce faire, il faut acquérir un profil de dose avec le détecteur à 100 cm de la source, selon l'axe des X et l'axe des Y.



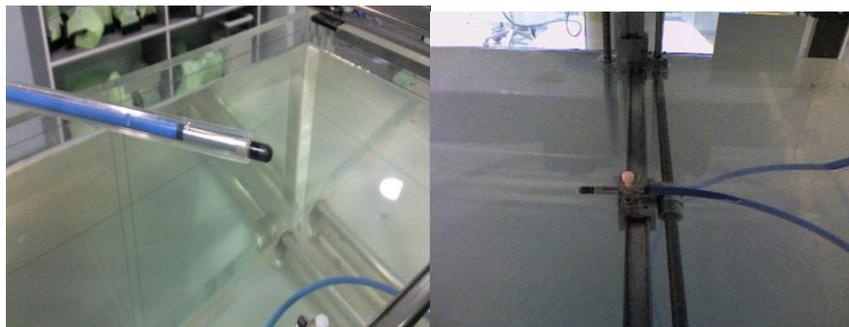
Fig. VI.9 Cuve à eau en cours de montage

La chambre de mesure PTW M 31010-2060 est branchée sur les bras mobiles de la cuve afin de pouvoir être déplacée. Il faut faire correspondre la zone sensible de la chambre d'ionisation avec l'isocentre de l'accélérateur de particules. Pour cela, on se sert d'un dé positionné sur la tête de la chambre.



Fig. VI.10 Photographie du HOLDER de repositionnement.

La chambre de référence (PTW M 31010-2059) qui sert à contrôler la linéarité des UM est placée sur un support au-dessus de la cuve. Elle doit être placée au bord du champ lumineux. Les deux chambres sont ensuite reliées à l'électromètre MP3, celui-ci étant relié lui-même au logiciel Méphysto.



FigVI.11 Chambre relative sur les bras et chambre de référence en bord de champ

VI.6 Les Unité Moniteur (UM) :

En radiothérapie externe, l'accélérateur de particules délivre la dose au patient sous forme d'Unité Moniteur (UM). A l'origine, l'accélérateur de particules a été réglé pour délivrer une certaine dose dans des conditions de référence.

1 UM = 1 cGy pour un champ d'irradiation $10 \times 10 \text{ cm}^2$ à une distance source/détecteur de 100 cm, et à la profondeur du maximum de dose.

Chapitre III

I Le rendement de dose en profondeur :

I.1 Définition :

Le rendement de dose en profondeur (PPD) est le rapport exprimé en pourcentage de la dose absorbée D_z , mesurée à la profondeur z sur l'axe du faisceau, à la dose absorbée D_{max} mesurée à la profondeur du maximum de dose. Le rendement en profondeur dépend de l'atténuation du faisceau dans le milieu et de l'éloignement à la source.

La mesure du rendement en dose en profondeur permet de contrôler la stabilité de l'énergie d'un faisceau de photons par la détermination de l'indice de qualité I.

La variation de la dose en fonction de la profondeur comporte trois régions distinctes :

Un accroissement de la dose (augmentation du flux des électrons secondaires), un maximum (établissement de l'équilibre électronique) et une décroissance exponentielle répondant aux lois de l'atténuation du faisceau de photons.

La figure 1 donne la variation de la dose en fonction de la profondeur dans l'eau pour un faisceau de photons de l'énergie nominale 6MV et de taille de champ $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

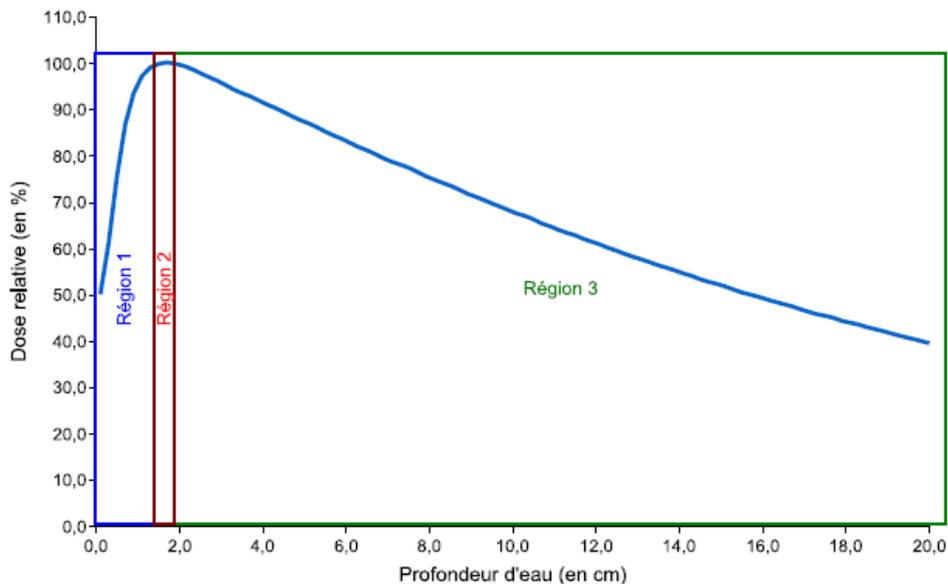


Fig. III.1: Rendement de dose en profondeur dans l'eau pour un faisceau de photons.

Région 1 : accroissement de dose ou buildup.

Région 2 : maximum de dose.

Région 3 : atténuation exponentielle de la dose en fonction de la profondeur.

Le rendement de dose en profondeur dans un milieu d'eau dépend de trois paramètres : l'énergie du faisceau, la taille du champ d'irradiation et la distance source-surface du milieu.

I.2 Influence de l'énergie du faisceau :

La profondeur du maximum de dose augmente avec l'énergie. En effet, plus l'énergie du faisceau de photons est grande, plus le parcours des électrons secondaires est long.

De plus, pour une profondeur située après le maximum, le rendement augmente avec l'énergie du faisceau car l'atténuation est moins rapide. En revanche, la dose à l'entrée diminue quand l'énergie des photons augmente.

I.3 Influence de la taille du champ d'irradiation :

Lorsque la taille de champ augmente le volume diffusant augmente entraînant un accroissement de la dose à l'axe à toutes les profondeurs ainsi même à l'entrée.

I.4 Influence de la distance source peau (surface eau) :

La distance source peau régit les conditions de dispersion géométrique du faisceau. La dose dans l'air répond à la loi de l'inverse carré des distances. Lorsque la distance source peau diminue, le maximum de dose se rapproche de la surface et sa valeur augmente tandis que le rendement diminue.

En pratique, le rendement de dose en profondeur d'un faisceau de photons est mesuré dans une cuve à eau avec une chambre d'ionisation que l'on déplace verticalement à l'aide d'un bras motorisé le long de l'axe du faisceau. Le mouvement du bras est continu et sa vitesse est ajustable en fonction de la précision attendue. Pendant son déplacement, la chambre d'ionisation est irradiée et son ionisation est mesurée par l'électromètre associé.

II. Le profil de dose :

II.1 Définition :

Le profil de dose correspond à la variation de la dose le long d'un axe dans un plan perpendiculaire à l'axe du faisceau. Les valeurs de dose sont généralement normalisées par rapport à la valeur de la dose à l'axe du faisceau. Le profil de dose est mesuré dans l'eau avec une chambre d'ionisation suivant les directions médianes du champ et suivant les diagonales, à différentes profondeurs. Il dépend de l'énergie du faisceau de photons, de la taille du champ d'irradiation et de la profondeur de mesure.

II.2 Caractéristiques :

Le profil de dose permet de contrôler l'homogénéité, la symétrie ainsi que la pénombre des faisceaux de photons. Il se compose de trois régions distinctes : un plateau (zone homogène et symétrique), une zone de décroissance (pénombre physique), puis une queue en dehors du champ d'irradiation correspondant à la transmission à travers le collimateur (zone d'ombre).

L'homogénéité est définie par la surface contenant des points distants de l'axe d'au plus 80% de la demi-longueur des axes médians du champ d'irradiation. La symétrie s'évalue par le rapport des doses pour chaque couple de points symétriques par rapport à l'axe à l'intérieur de la zone homogène du champ. La pénombre physique est caractérisée par la distance latérale entre le point à 80% et le point à 20% de la dose maximale sur l'axe du faisceau.

La figure 2 donne la variation de la dose en fonction de la distance à l'axe dans l'eau à une profondeur de 10 cm et à une distance source surface de l'eau de 90cm pour un champ de photons 6MV et de dimensions $10 \times 10 \text{ cm}^2$ à la profondeur de mesure, dans la direction crossplane c'est-à-dire dans le plan transverse droite-gauche.

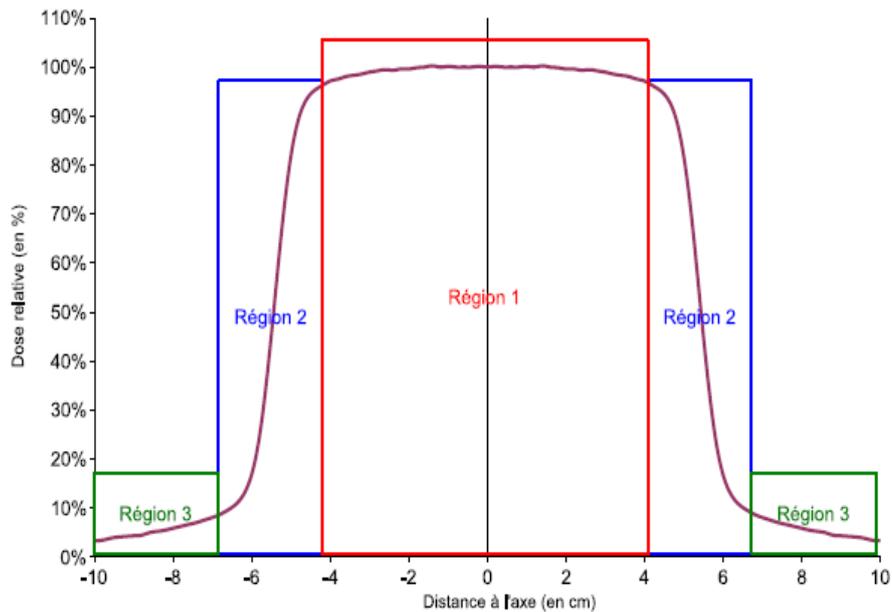


Fig. III.2 profil de dose d'un champ de photon mesuré dans l'eau

Région 1 : zone homogène et symétrique du champ.

Région 2 : pénombre physique du champ.

Région 3 : ombre du champ.

La zone homogène et symétrique du champ est obtenue par l'effet du cône égalisateur. Les dimensions de cette zone doivent correspondre à celle du volume cible si on veut une distribution de dose homogène dans la cible. La zone de pénombre physique correspond à la zone où les valeurs de dose changent rapidement. La dose décroît quand on s'écarte de l'axe du faisceau. Cette variation est due notamment, à l'augmentation de la distance à la source et à la rupture de l'équilibre électronique latéral.

La pénombre physique est la somme de trois pénombres individuelles :

- la pénombre géométrique, est due à la divergence du faisceau. Elle est liée aux dimensions de source (taille du spot d'électrons), à la distance source collimateur et à la distance collimateur surface du patient.
- la pénombre de transmission, est due aux rayonnements transmis à travers les bords du collimateur.

- la pénombre de diffusion, est due aux photons diffusés qui sortent de la limite géométrique du faisceau d'irradiation. Elle augmente avec la taille de champ, avec la profondeur, et avec la perte d'énergie des photons.

III Objets Tests Numériques :

III.1 Etat de l'existant :

Les rapports émis, par des sociétés nationales (AAPM 1998, NCS 1997 et 2006, SGSMP 1997) et des commissions internationales (IAEA 2004, ESTRO 2004), regroupent les procédures à suivre pour réaliser le contrôle qualité des calculs de dose des TPS. Ces rapports proposent des séries de tests allant du plus simple (calcul de rendements en profondeur pour diverses tailles de champs d'irradiation...) au plus sophistiqué (calcul de dose pour des champs de formes complexes, au sein de fantômes hétérogènes, en présence du filtre en coin...). Face à la multitude des tests référencés, l'ESTRO (2004) a identifié les tests prioritaires pour le contrôle qualité des calculs des distributions de dose des TPS et les a illustrés, sous forme d'exemples pratiques. D'autres tests, plus proches des situations de traitement, doivent également être menés en complément.

Sur la base de ces études, trente-trois Objets Tests Numériques (OTN) ont été identifiés pour le contrôle qualité des TPS et ont été regroupés en 4 familles (simple, hétérogène, décrochement et anatomique). Un OTN reproduit les propriétés physiques et chimiques d'un objet réel ainsi que les conditions géométriques de l'irradiation.

III.2 Objets Tests Numériques Simples :

Les distributions de dose calculées par un TPS font appel à des algorithmes délibérément simplifiés pour limiter les temps de calcul et les rendre compatibles avec une utilisation en routine clinique (AAPM 1998, ESTRO 2004, IAEA 2004).

Ces algorithmes doivent pouvoir calculer des distributions de dose dans des situations géométriques complexes telles que celles d'un patient irradié en radiothérapie. Pour y

parvenir, ils utilisent des données de base correspondant à des situations simples qui sont utilisées soit, pour régler certains paramètres de l'algorithme soit, pour en vérifier sa précision.

Les OTN décrits dans ce paragraphe correspondent à ces situations simples et représentent des cubes de $40 \times 40 \times 40$ cm³. Ils sont utilisés pour tester les influences : des dimensions du champ d'irradiation (champs carrés et rectangulaires), des modificateurs de faisceaux (filtre en coin, caches), des variations de Distance Source Surface (DSS) et des obliquités de faisceau par rapport à la surface de l'OTN.

Les distributions de dose extraites du calcul 3D seront : les rendements en profondeur et les profils de dose calculés à la profondeur du maximum de dose, à D_{max} , 5, 10 et 20 cm.

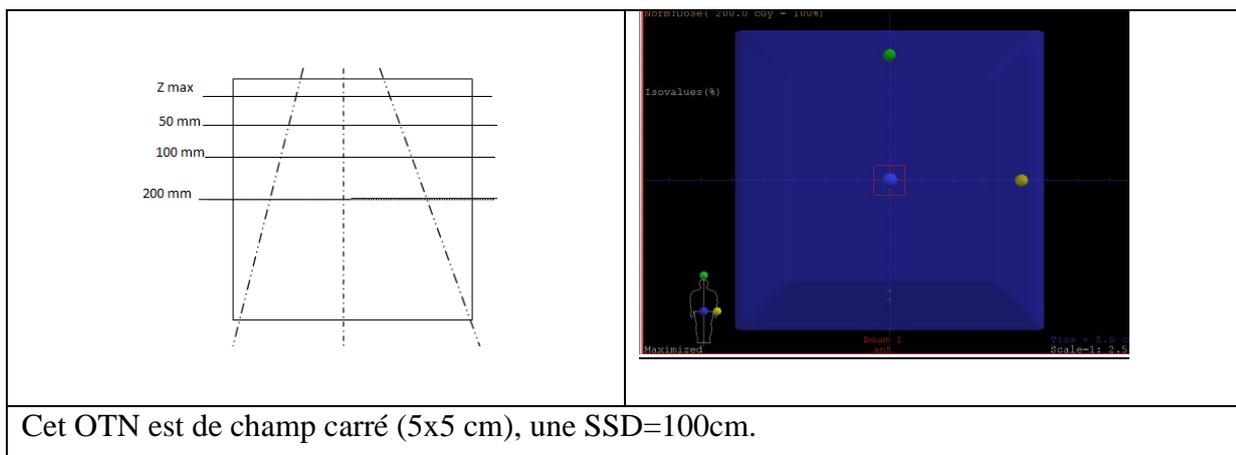
III.2.1 Champs ouverts ; carré, rectangle, asymétrique et variation de SSD :

Objet test numérique sont décrits ci-dessous. Les deux énergies ont été vérifiées pour des différentes tailles de champs, ainsi que la distance source surface(SSD) varié.

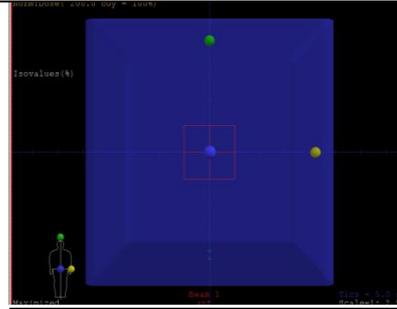
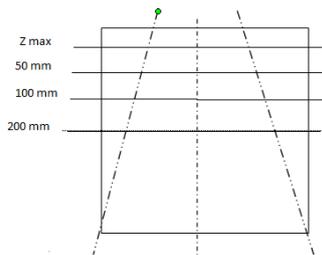
Quatre profils de doses sont obtenus pour les différentes profondeurs (Z max, 5, 10, 20 cm) la cuve a eau est de taille 40x40 cm aussi que la profondeur de dose pour chaque OTN.

a) Champs carrés :

Test n°01

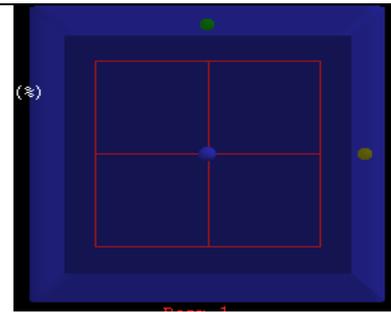
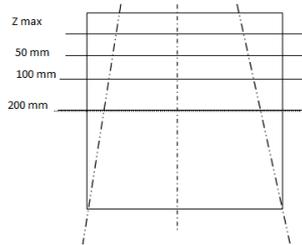


Test n°02



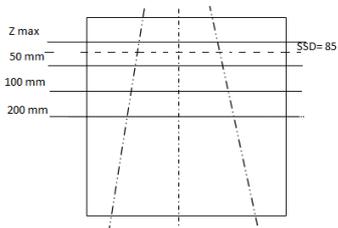
Le second OTN a pour une taille de champ (10x10 cm), une SSD =100 cm, c'est le champ de référence.

Test n°03



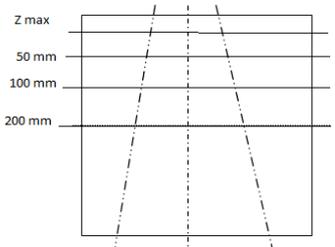
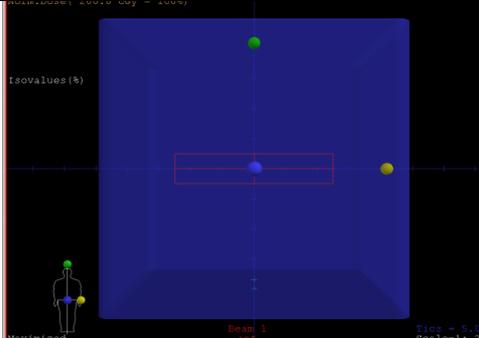
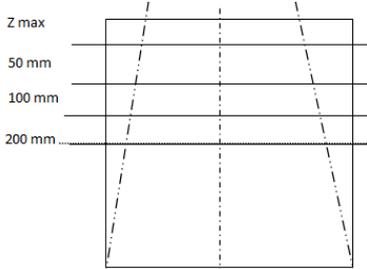
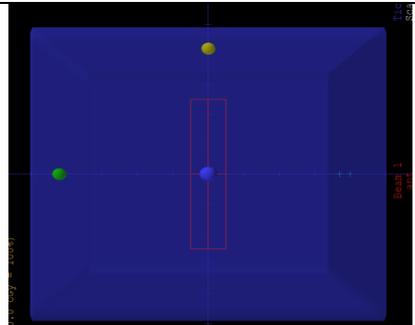
Le troisième OTN est un champ carré (25 x25 cm), une SSD=100 cm.

Test n°04 :



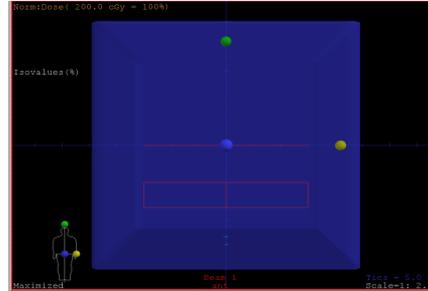
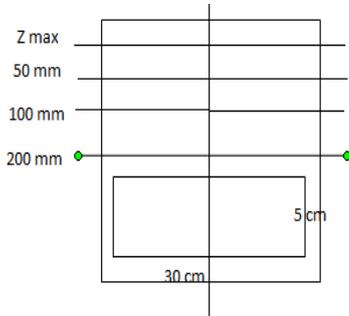
Champ : 10 x10 cm avec variation de SSD=85 cm .

b) Champs rectangulaire :

<p>Test n°01</p> 	
<p>La taille de ce test est de (5x25 cm), SSD utilisé est de 100 cm.</p>	
<p>Test n°02</p> 	
<p>Taille de champ : 25x5 cm, SSD =100 cm.</p>	

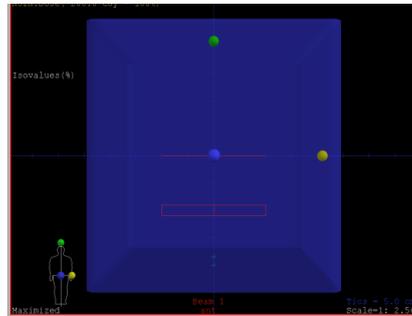
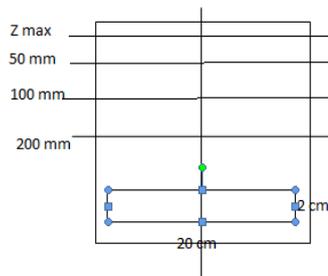
a) Champs asymétriques :

Test n°03



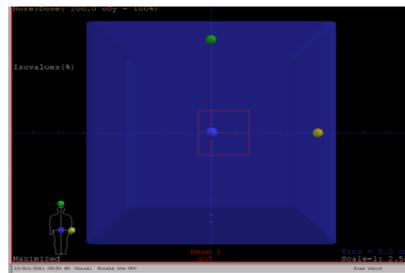
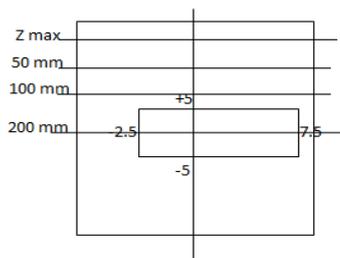
Taille de champ : 5x30cm, SSD=100 cm avec {X=0 et {Y=-10

Test n°04



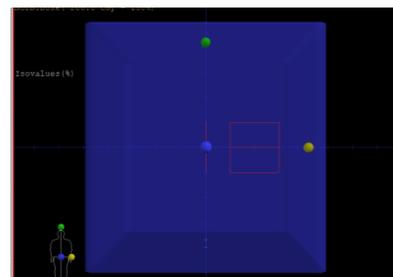
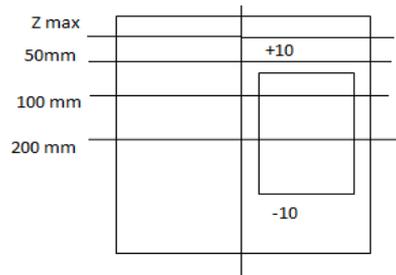
Champ : 2x20 cm, SSD=100 cm, {X=0 et {Y=-10

Test n°05



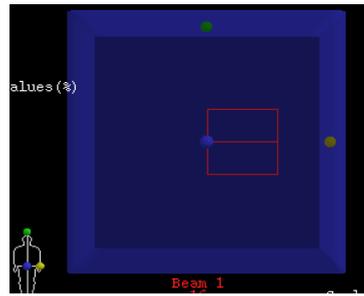
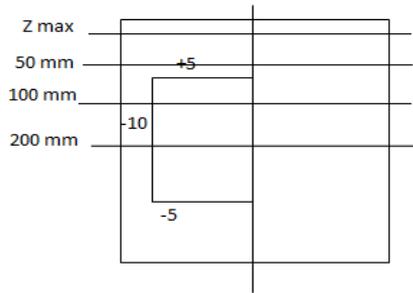
Champ : 10x10cm, SSD = 100 cm, {X=2.5 et {Y=0

Test n°06



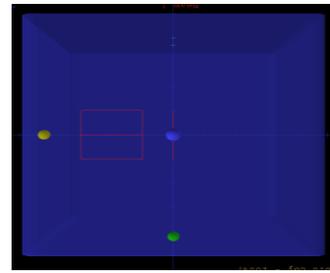
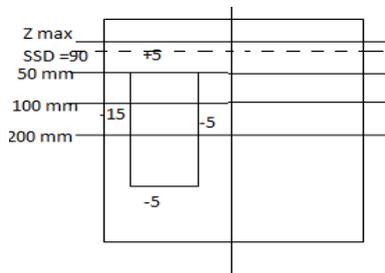
Champ : 10x10 cm, SSD=100 cm, {X=10 et {Y=0

Test n°07: SSD variée



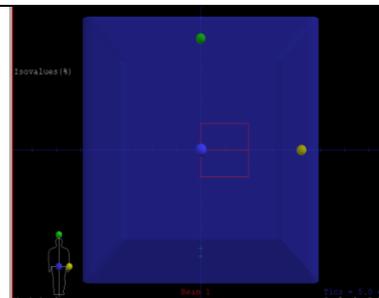
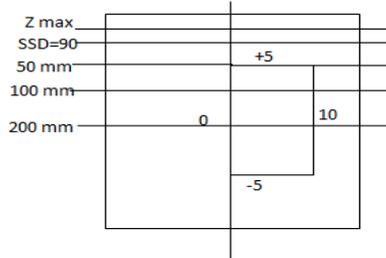
Champ: 10x10 cm², SSD=90 {X=-10 {Y=0

Test n°08 SSD variée



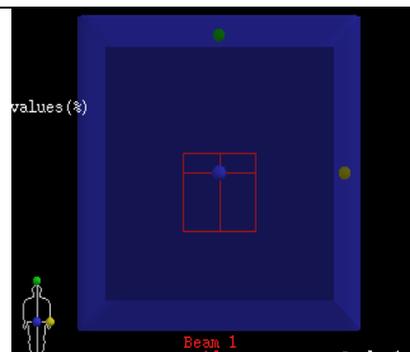
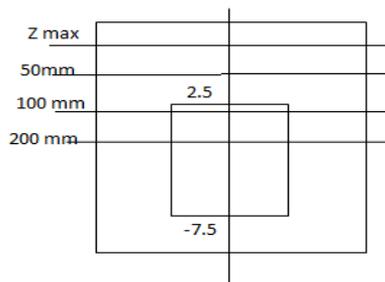
Champ: 10x10 cm², SSD=90 cm {X=-10 {Y=0

Test n°09 SSD variante



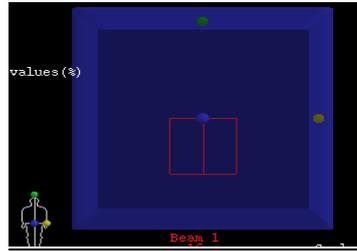
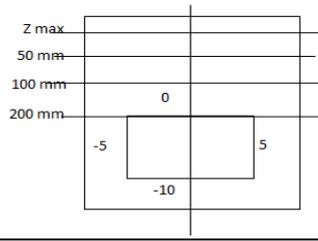
Champ : 10x10 cm SSD=90 cm {X=5 {Y=0 Le scan est suivant l'axe des X

Test n°10



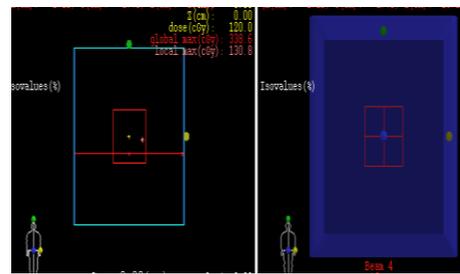
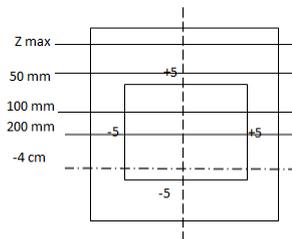
Champ : 10 x10 cm SSD=100 cm {X=0 {Y=-2.5 Scan est suivant l'axe des Y

Test n°11



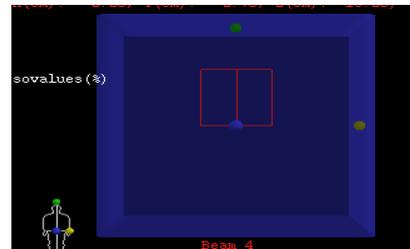
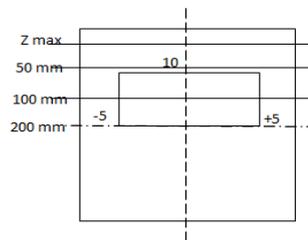
SSD=100 cm Champ : 10x10 cm {X=0 {Y=-5 Scan suivant y

Test n°12



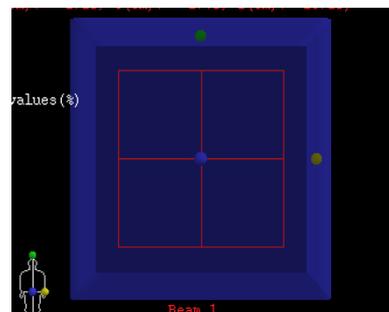
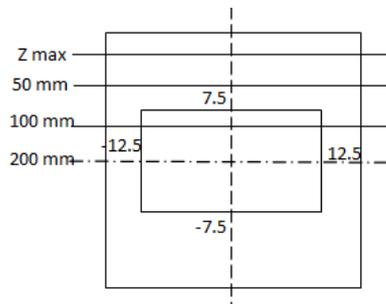
SSD=100 cm Champ : 10x10 cm X=0 {Y=0 Off axis =-4 cm scan est suivant X

Test n°13



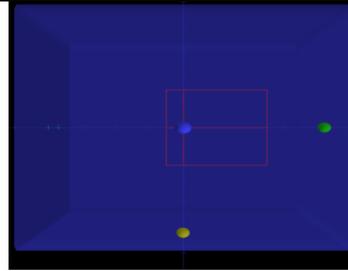
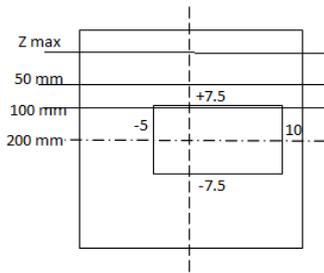
Champ : 10x10 cm SSD=100 cm {X=0 {Y=5 Scan suivant y

Test n°14



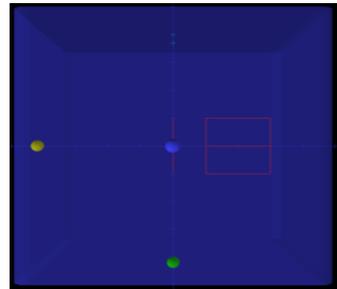
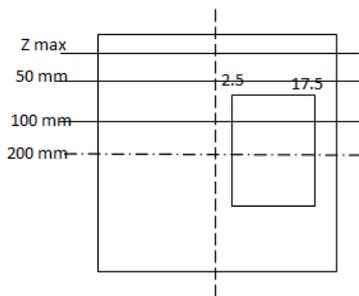
Champ : 15x15 cm SSD=100 cm {X=5 {Y=0 Scan suivant X

Test n°15



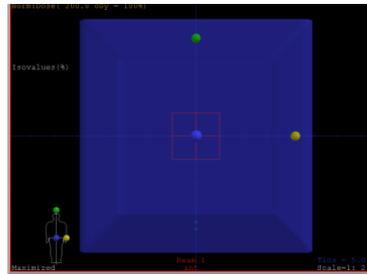
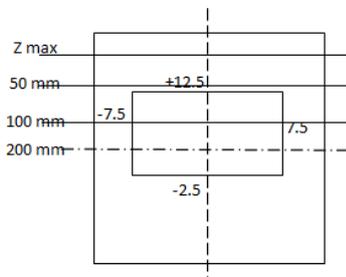
Champ : 15x15 cm SSD=100 cm {X=5 {Y=0 Scan suivant x.

Test n°16



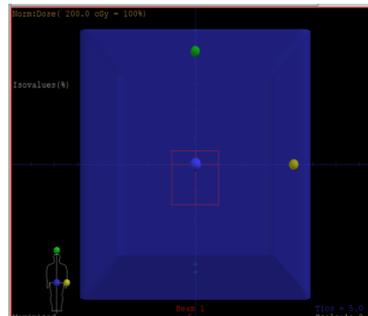
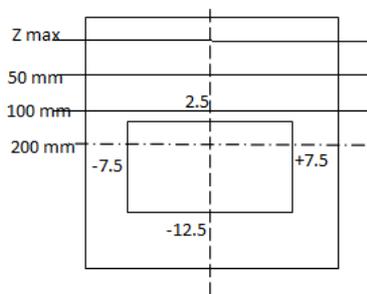
Champ : 15x15 cm SSD=100 cm X=0 Y=5 Scan suivant y

Test n°17



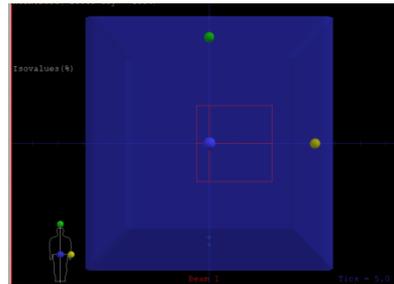
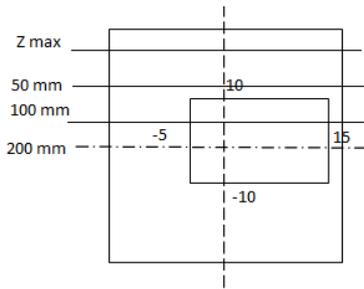
champ: 15x15 cm SSD=100 cm{X=0{Y=5 Scan suivant y

Test n°18



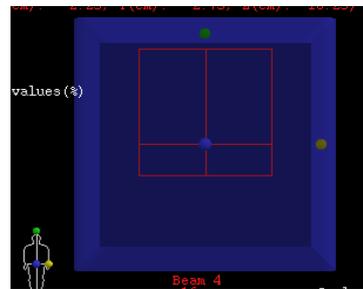
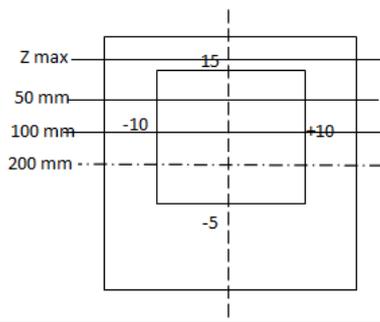
Champ : 15x15 cm SSD=100 cm {X=0 {Y=-5 Scan suivant y

Test n°18



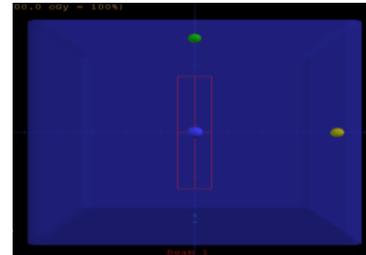
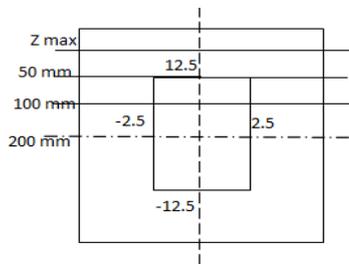
Champ : 20x20 cm SSD=100 cm {X=5 {Y=0 Scan suivant x

Test n°19



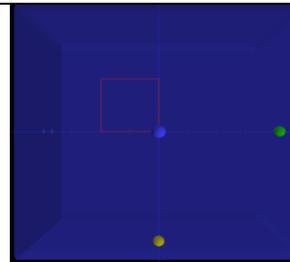
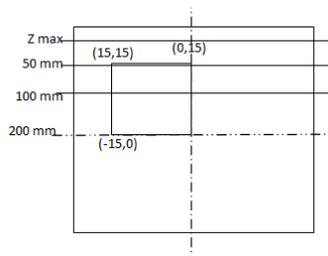
Champ : 20x20 cm SSD=100 cm {X=0 {Y=5 Scan suivant x

Test n°20:



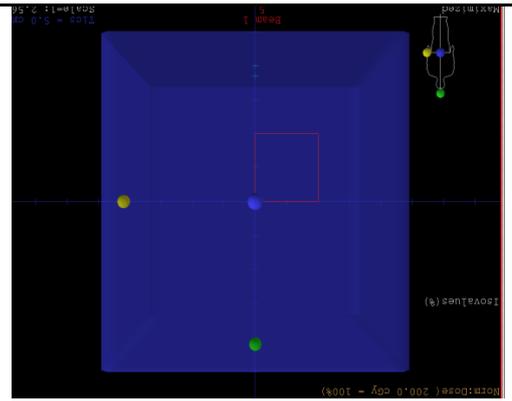
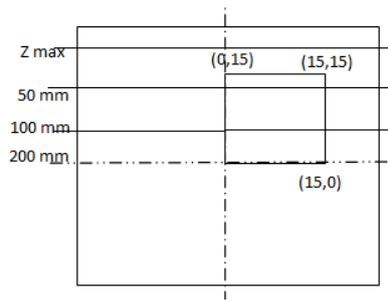
Champ : 25x5 cm SSD= 100 cm {X=0 {Y=0 Scan suivant x

Test n°21 :



Champ : 15x15 cm SSD=100 cm Scan suivant X, Y

Test n°22 :

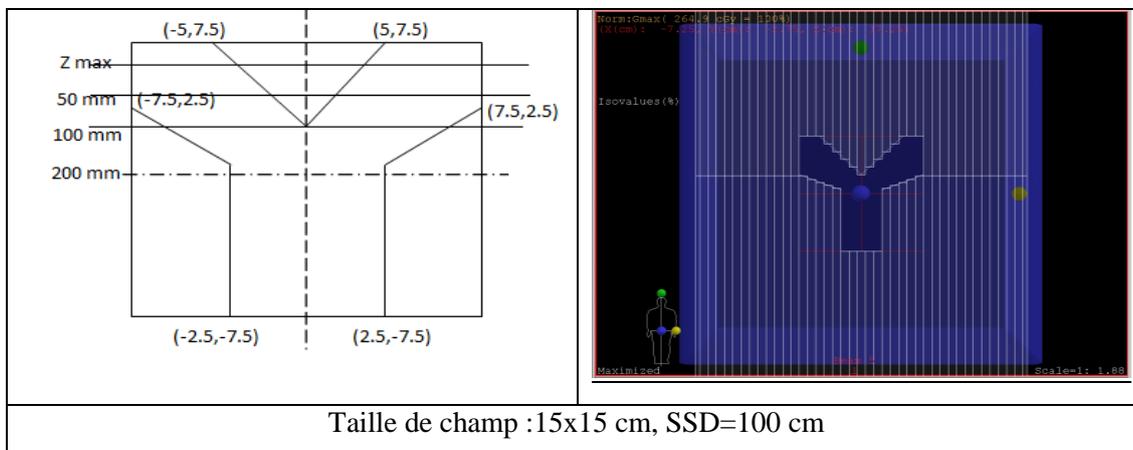


Champ : 15x15 cm SSD=100 cm Scan suivant X, Y

III.3.2.2 Objet test numérique à décrochement :

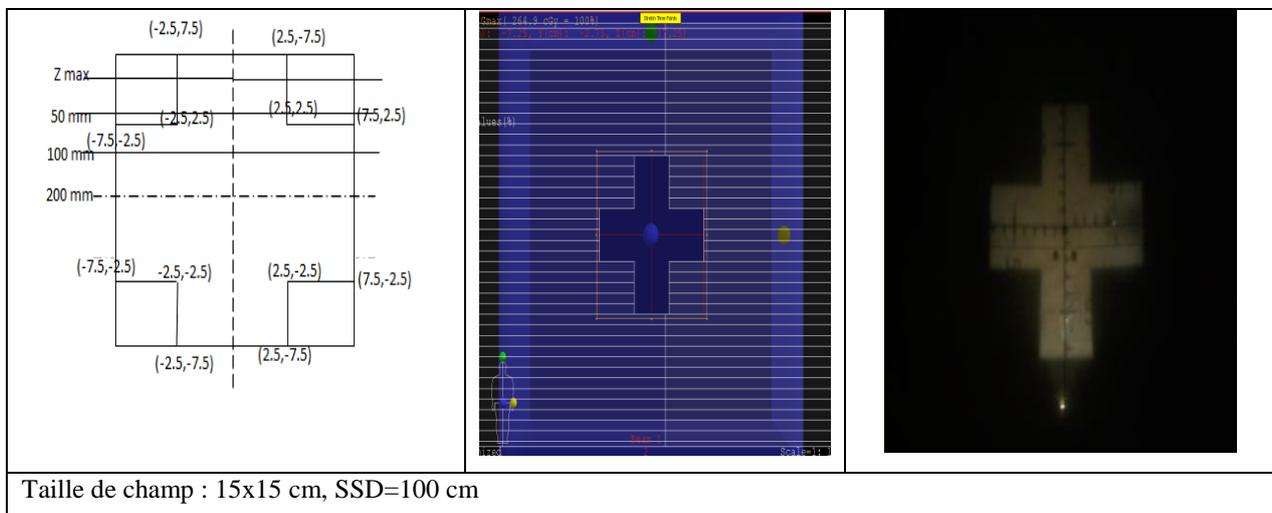
La contribution du rayonnement diffusé latéral à la dose peut être importante dans certaines situations cliniques comme, par exemple, le cas d'une irrégularité de surface ou d'un manque de volume diffusant. L'objectif de ces OTN est d'évaluer quantitativement la capacité du TPS à prendre en compte des modifications de diffusé latéral et, dans une moindre mesure, la contribution de rayonnement rétrodiffusé.

Test n 01



Le premier OTN (nommé A dans le Tableau 1), en forme de « Y », permet de tester la prise en compte d'un manque de volume diffusant situé sur l'axe d'incidence du faisceau d'irradiation. Les deux énergies 6 et 18 MeV sont testées pour une taille de champ 15x15 cm et une SSD= 100 cm.

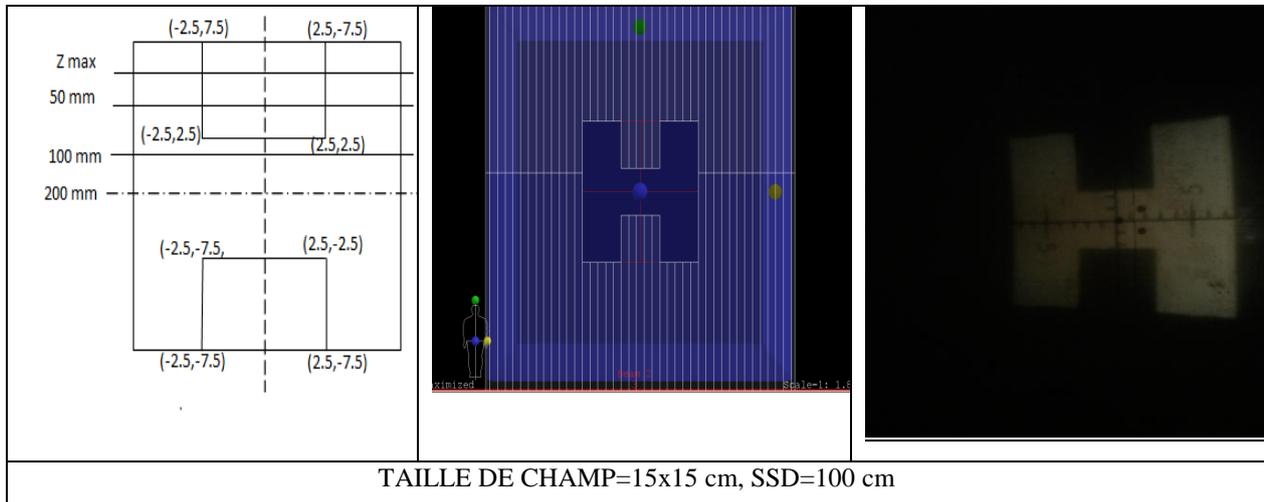
Test n 02 :



Le deuxième OTN (nommé b dans le Tableau 1), en forme de croix, permet de tester simultanément la prise en compte d'un manque de diffusé latéral et de rétrodiffusé dû à la forme de l'OTN.

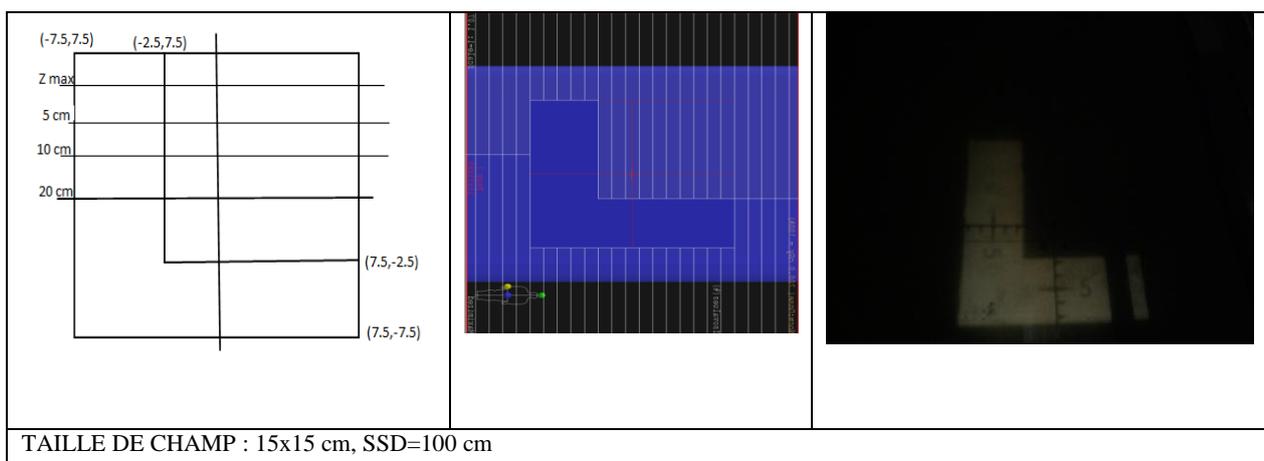
La taille du champ est 15x15 cm² la distance source surface SSD=100cm

Test n 03 :



Le troisième OTN (nommé C dans le Tableau 1), en forme de « H », permet de tester la prise en compte d'un manque de diffusé latéral. La largeur de la barre centrale doit engendrer un manque de volume diffusant suffisant pour un champ de 15x15 cm² et une SSD=100cm.

Test n 04



Le quatrième OTN (nommé D le Tableau 1) de forme L inversé, permet de tester la prise en compte d'un manque du diffusé latéral et du rétrodiffusé dû à la forme de l'OTN.

Un champ de 16x16 cm² est défini à l'isocentre et une SSD =100 cm.

Pour cet OTN, Quatre profils de dose dans les 2 directions perpendiculaires à l'axe du faisceau et un PPD.

Test E : forme losange

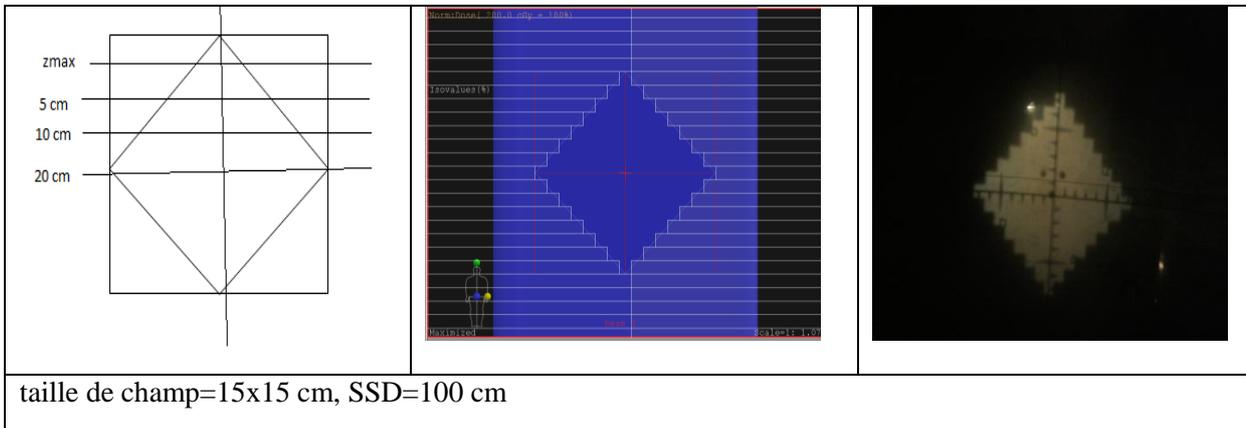


Tableau n°01:

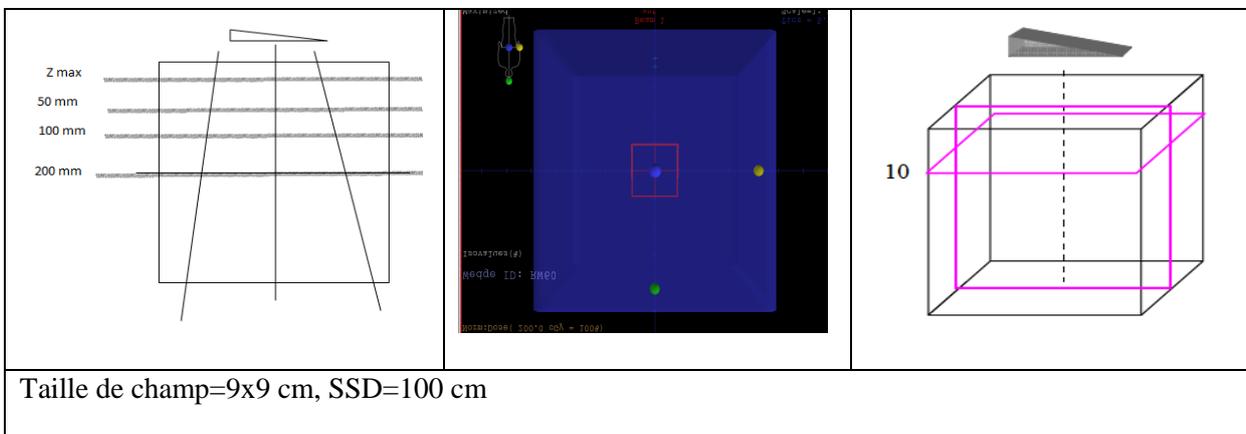
OTN	Forme OTN	composition	Condition d'irradiation		
			E (MeV)	SSD(cm)	champ(cm)
A	Y	Eau	6 , 18	100	15x15
B	Croix	Eau	6 ,18	100	15x15
C	Plus	Eau	6 ,18	100	15x5
D	L inversé	Eau	6 ,18	100	15x15
E	losange	Eau	6, 18	100	15x15

II.3.2.3 objets test numérique avec des modificateurs de faisceaux :

III.3.3.3.1 filtre en coin :

Trois OTN simples et autre sont définis ci-dessous. Le filtre en coin d'un angle de 60°,30°,45° est positionné dans le faisceau d'irradiation, entre la chambre moniteur et le système de collimation. Pour une taille de faisceau égale à 9x9 cm

Test a:



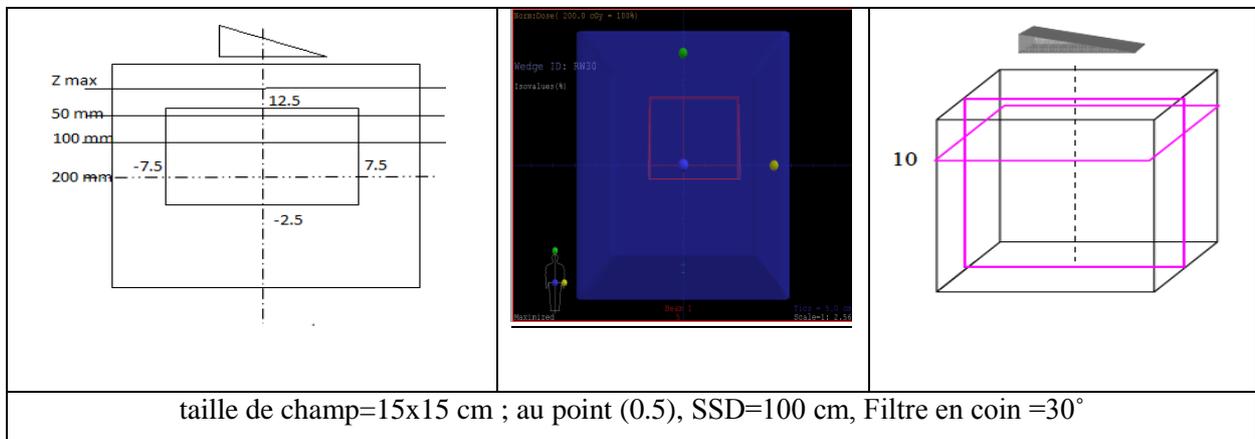
Cet OTN est simple, champ carré 9x9 cm, une SSD=100cm, avec un filtre de 60°, pour obtenir les profils de dose des quatre profondeurs :(1.5 ou 3 cm ; 50 ; 100 et 20 cm).

Les mesures sont faites dans une cuve à eau de taille 40x 40 cm pour les deux énergies des photons : 6 et 18 MeV.

Les mesures sont faites dans une cuve à eau de taille 40x 40 cm pour les deux énergies des photons : 6 et 18 MeV.

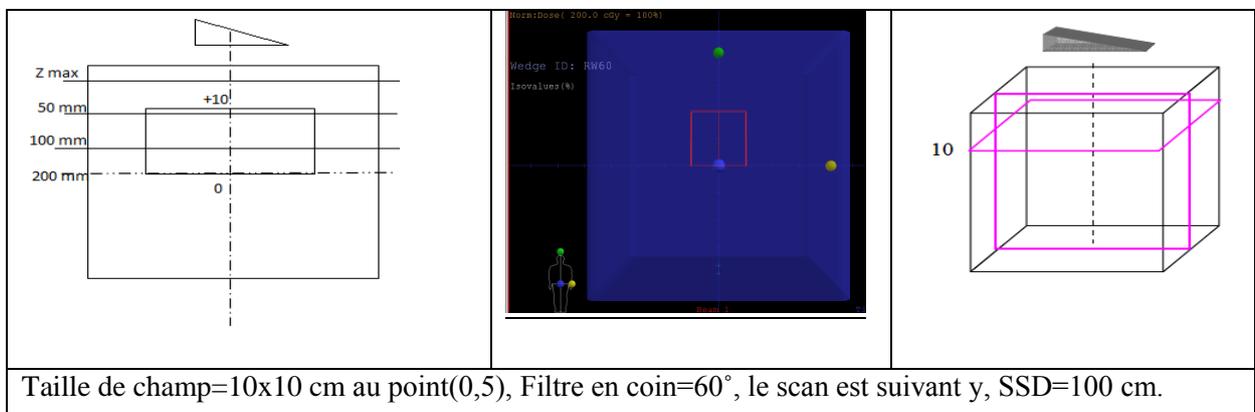
➤ Champs asymétriques avec des filtres en coin :

Test E :

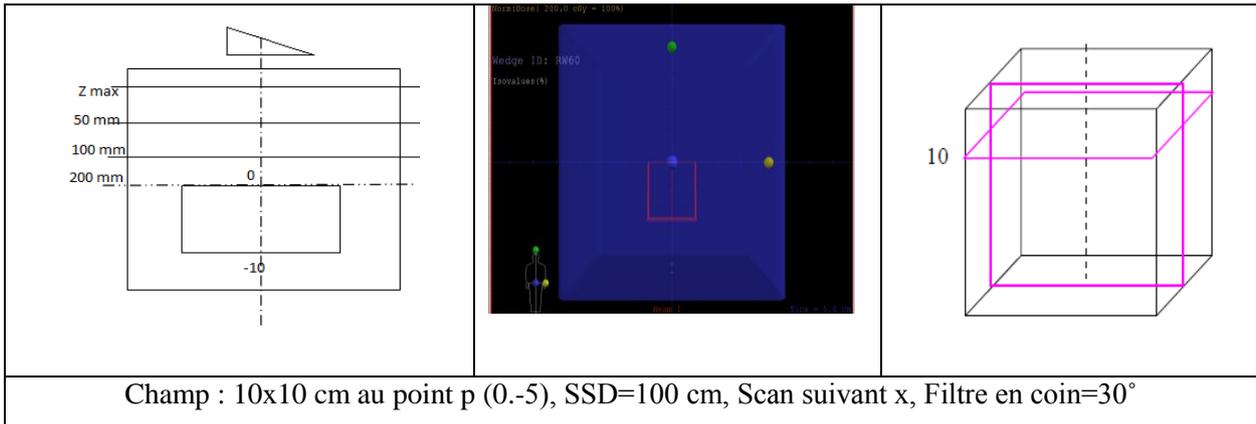


Le premier OTN est défini sur un champ asymétrique de taille 15x15 cm, SSD=100 cm avec un filtre de 30°. Les profils de doses des quatre profondeurs sont obtenu suivant l'axe des Y

Test F :



Test G :

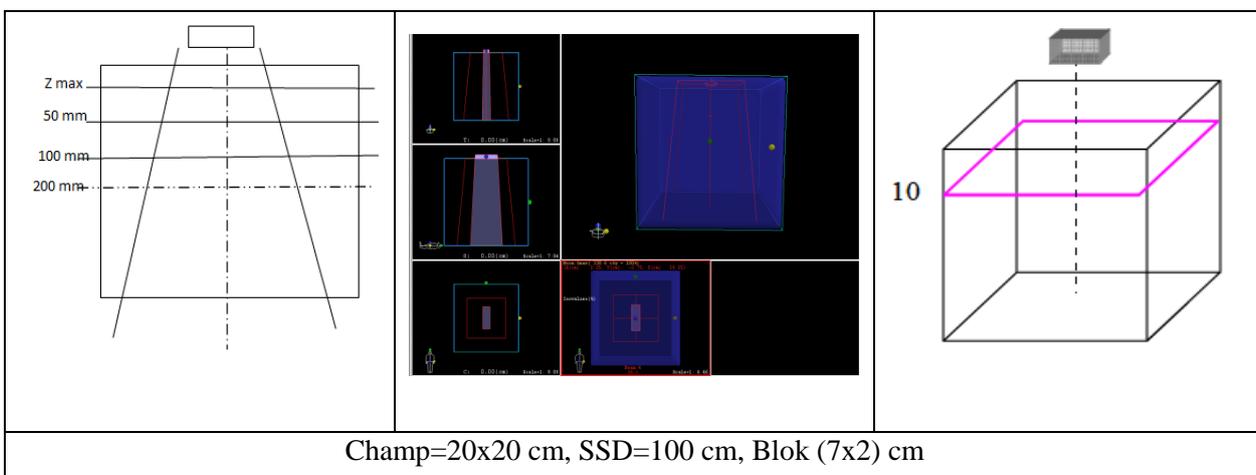


III.3.3.3.2 Caches moulés

Les collimateurs conventionnels, de type « mâchoire », définissent uniquement des champs de forme rectangulaire et le recours à des caches personnalisés, positionnés dans le porte accessoire (sortie de la tête d'irradiation), permet de délimiter la zone à traiter, en protégeant les organes sensibles au rayonnement. Les Collimateurs MultiLames (Figure 1) facilitent désormais la définition de champs de forme complexes mais certaines configurations nécessitent encore le recours à des caches moulés.

Ainsi, il apparaît indispensable de développer des OTN pour étudier la précision des calculs de dose sous un cache moulé (prise en compte du rayonnement diffusé et des électrons de contamination dans le calcul de dose). L'alliage utilisé pour ces caches moulés présente une composition, en fraction massique, de: 52,5% de Bismuth, 32% de Plomb et 15,5% d'Etain (*Composition de l'alliage de la société Bebig*).

Un OTN simple est décrit ci-dessous, une taille de champ : 20 x20 cm ; SSD=100 cm



III.3.2.4 Obliquité de surface :

Dans le cas d'une incidence oblique, il existe un gradient de dose de part et d'autre de l'axe d'incidence du faisceau en raison des différences d'épaisseurs traversées par le faisceau. Quatre OTN simple sont définis ci-dessous, pour évaluer la précision des calculs de dose

Test n 01 :

<p>champ=20x20 cm, oblique (315°), SSD=100 cm</p>		

Test n 02:

<p>champ=20x20 cm, oblique (15°), SSD=100 cm</p>		

Test n 03 :

--	--	--

champ=20x20 cm, oblique (30°), SSD=100 cm

Test n 04: oblique 45°

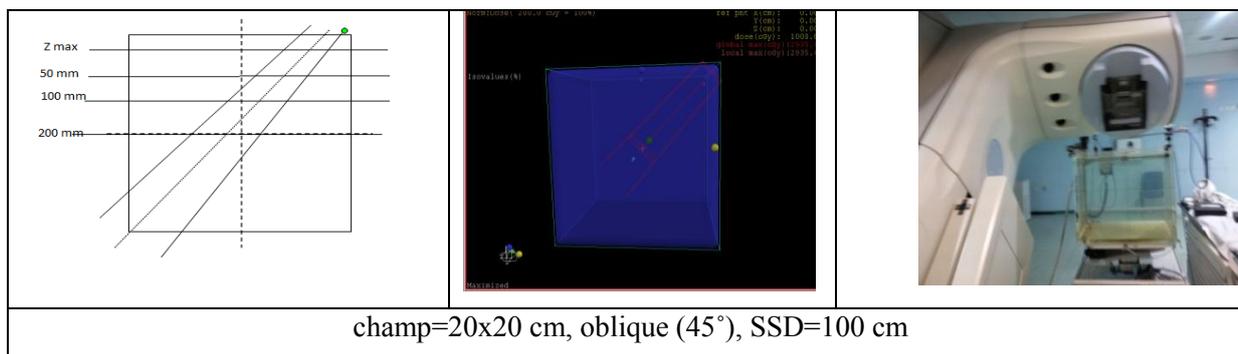


Tableau °n03 :

Test	Angle de la ganterie	composition	Condition d'irradiation		
			E (MeV), SSD (cm), Champ (cm)		
1	15°	Eau	6 ; 18	100	20x20
2	45°	Eau	6 ; 18	100	20x20
3	30°	Eau	6 ; 18	100	20x20
4	315°	Eau	6 ; 18	100	20x20

III.3.3 Objets Test Numériques hétérogènes :

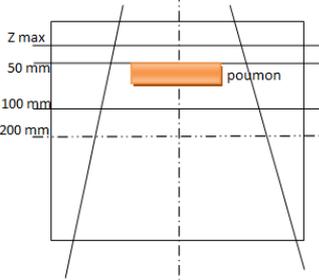
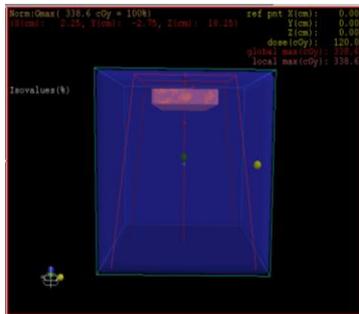
Les distributions de dose sont fortement modifiées par la présence d'hétérogénéités tissulaires (Cavités aériennes, structures osseuses).

Les milieux équivalent-poumon et équivalent-os, équivalent muscle et équivalent air utilisés pour définir ces OTN ont des masses volumiques respectives de 0,208 g/cm³ et de 1,95 g/cm³, 0.7 g/cm³. 2 g/cm³ et des densités électroniques respectives de 9,935e²² électrons/cm³ et de 5,808e²³ électrons/cm³, ces OTN ont une épaisseur de 3 cm.

Les quarts OTN décrits ci-dessous (A, B, C et D), permettent de reproduire la majorité des interfaces rencontrées au cours des traitements de radiothérapie (eau-os, eau poumon et eau-os-poumon) et de vérifier les calculs de dose au sein des hétérogénéités et au voisinage des interfaces. Les caractéristiques de ces OTN sont précisées sur les Figures ci-dessus.

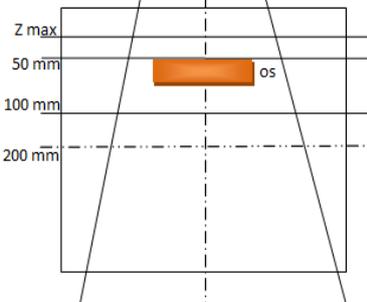
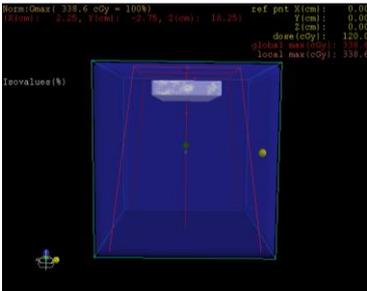
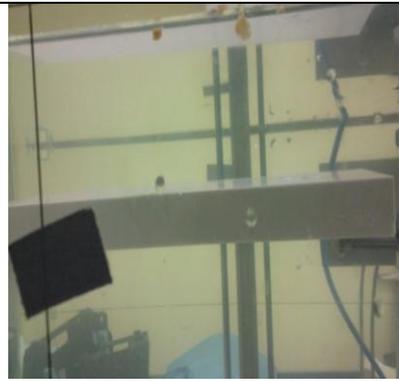
Les caractéristiques de ces OTN sont définies au-dessous et les deux énergies ont été vérifiées.

Test A : Poumon

		
<p>Champ=25x25 cm, SSD=100 cm, Densité du poumon=0.21g/cm³</p>		

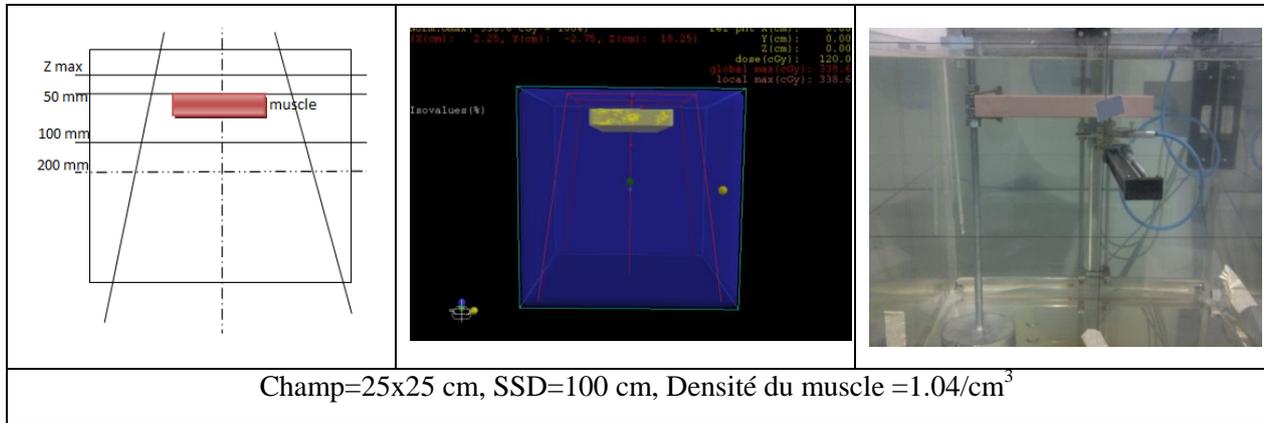
Test	Champ (cm)	SSD (cm)	Longueur (cm)	Largeur (cm)	Z (cm)	Densité (g/cm ³)
1	25x25	100	15	3	13.5	0.208

Test B : équivalent (os)

		
<p>Champ=25x25 cm, SSD=100 cm, Densité d'os =1.95/cm³</p>		

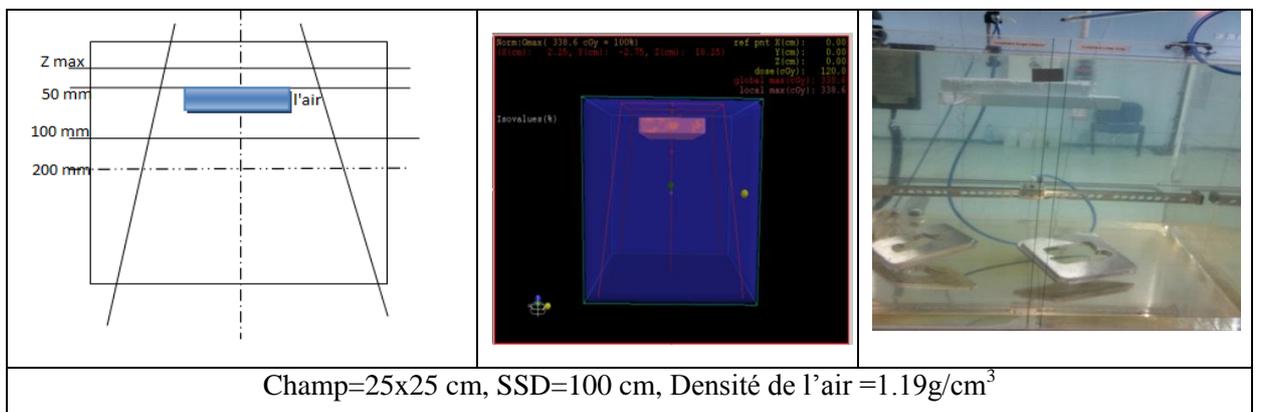
Test	Champ (cm)	SSD (cm)	Longueur (cm)	Largeur (cm)	Z (cm)	Densité (g/cm ³)
B	25x25	100	15	3	13.5	1.85

Test C : équivalent muscle



Test	Champ (cm)	SSD (cm)	Longueur (cm)	Largeur (cm)	Z (cm)	Densité (g/cm ³)
C	25x25	100	15	3	13.5	1.04

Test D : équivalent air



Test	Champ (cm)	SSD (cm)	Longueur (cm)	Largeur (cm)	Z (cm)	Densité (g/cm ³)
D	25x25	100	15	3	13.5	1.19

Chapitre IV

I. Introduction :

Substituer les mesures dosimétriques réalisées dans le cadre du contrôle qualité des fonctions dosimétriques d'un TPS au profit de l'algorithme de superposition n'a de sens que si l'on prouve que l'algorithme utilisé et les paramètres de réglage de cette algorithme conduisent à l'obtention de distributions de dose avec des incertitudes équivalentes à celles associées aux mesures obtenu par l'accélérateurs.

Cette étape de validation doit être conduite pour des configurations d'irradiation plus problématiques, proches des conditions de traitement d'un patient, puisque la traversée de milieux hétérogènes (poumon, os, air, tissus mous...) modifie de manière importante les distributions de dose.

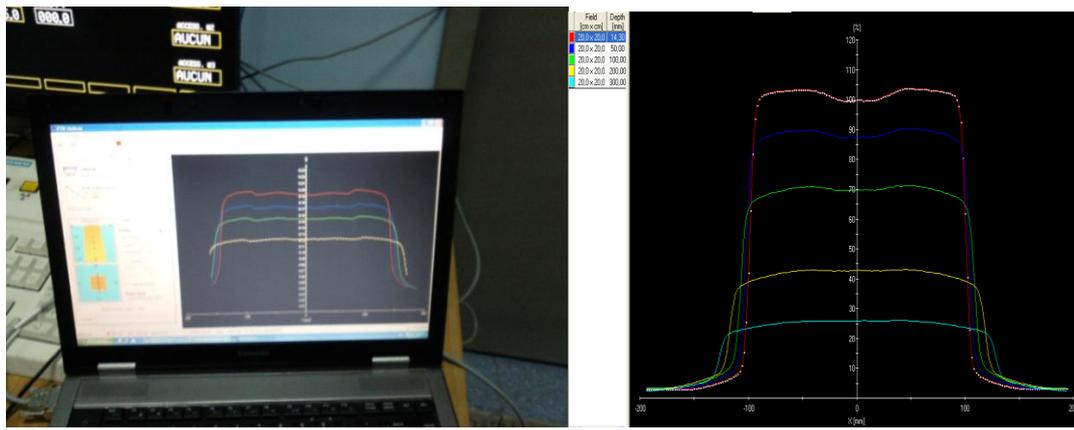


Fig IV.1 : les graphes de profil de dose utilisant le fantôme 3D et le TPS.

II. Les méthodes d'analyses :

La validation dosimétrique requière la comparaison de distributions de dose calculées et mesurées. L'affichage d'une distribution en deux dimensions est la méthode la plus communément employée.

La validation qualitative est habituellement réalisée en superposant des profile de dose de mêmes valeurs. Cette méthode est très ancienne car elle était utilisée dès les débuts de la dosimétrie en superposant des feuilles translucides (Qui laisse passer la lumière,

sans permettre toutefois de voir nettement les objets). Actuellement, les analyses sont réalisées sur des ordinateurs avec des logiciels qui offrent de nombreuses options.

II.1 Superposition :

Pour effectuer la comparaison de graphe de dose obtenue par un logiciel de calcul TPS et mesurée par MEPHYSTO, on les a superposés à l'aide de Excel dans le même graphe avec la même échelle. Plusieurs points doivent être déterminés communs aux deux représentations graphiques de la distribution de dose en rendement en profondeur à différents profondeurs. L'affichage de quelques profils peut aisément suffire à l'exploration. La réalisation d'un rapport nécessite de faire des choix, il est pertinent de proposer des profils passant par les forts gradients et ceux identifiant des écarts.

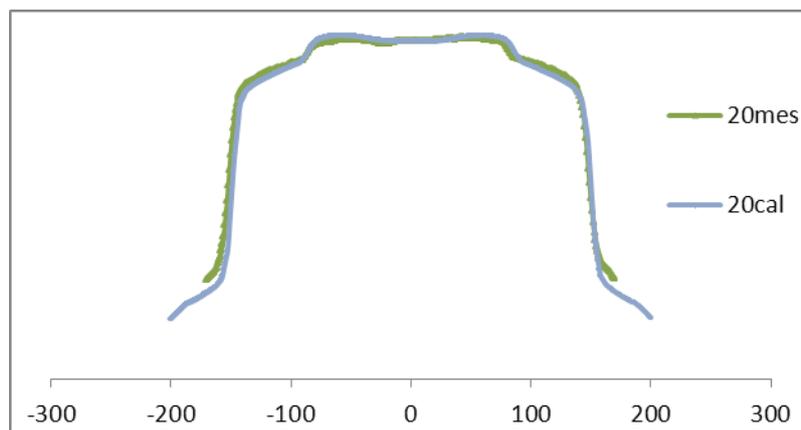


Figure IV.2: Superposition de profils de dose provenant de deux logiciels différents

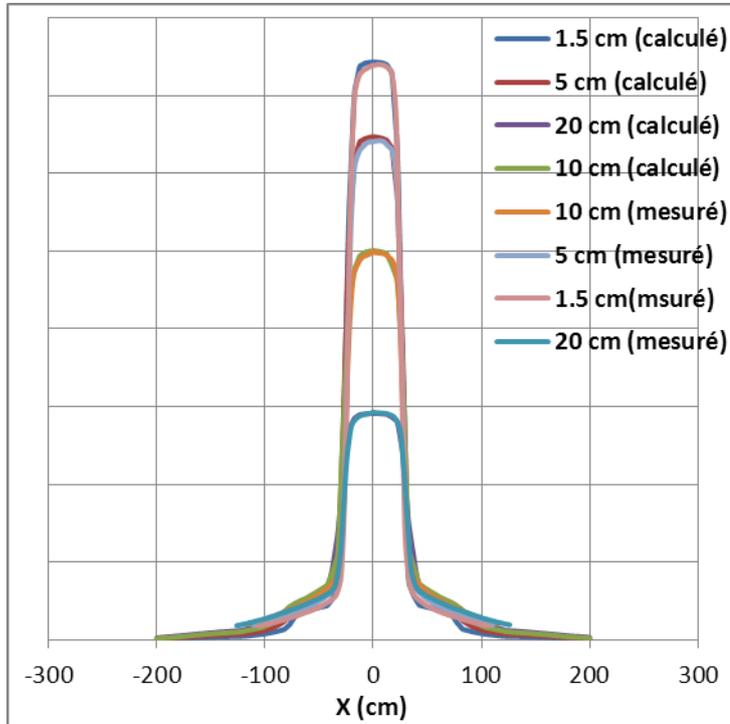
La figure II.1 montre la superposition de deux profils de doses qui permet une analyse très pertinente. Il est ainsi possible d'identifier rapidement les zones les plus affectées par des erreurs significatives. Il est surtout possible de différencier les écarts observés suivant qu'ils apparaissent dans une zone de forte ou faible dose.

III. Objets Tests Numériques :

OTN simple avec un champ carré

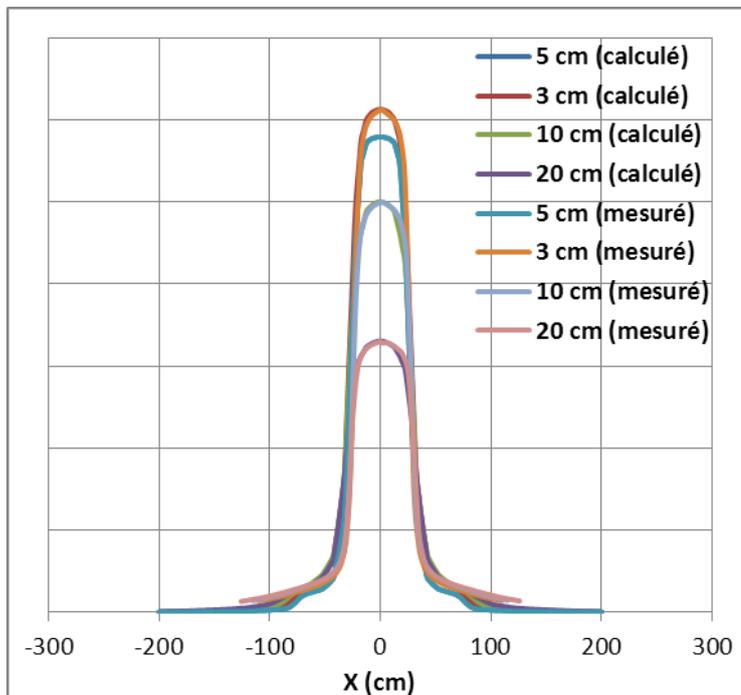
***Test n °01 :**

6 MeV suivant X



Test 01, E(6 MeV)	Max	Min	moyenne
Partie centrale	2%	0%	1%
Pénombre	17%	-9%	14%
transmission	22%	13%	17%

18 MeV suivant x et y

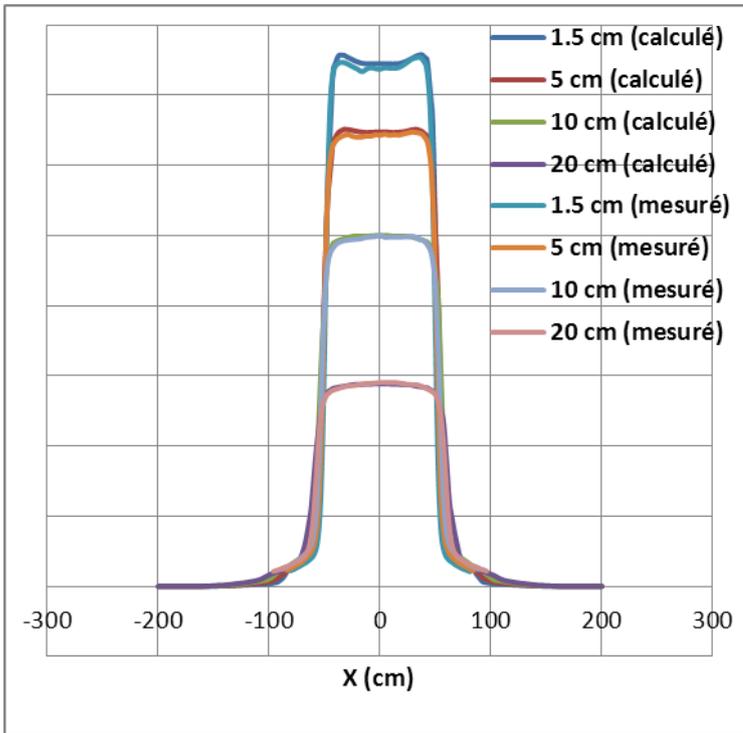


Test 01,E (18 MeV)	Max	Min	Moyenne
Partie centrale	1%	-1%	0%
Pénombre	18%	-7%	12%
transmission	24%	13%	20%

Champ Carré 5x5 cm², SSD=100cm

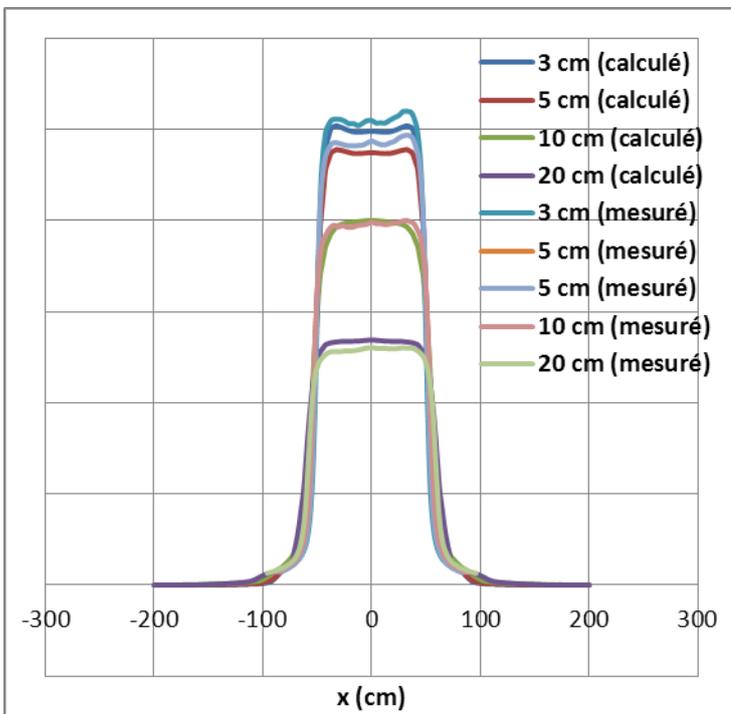
Test n°02 :

6 MeV suivant X



Test 02, E (6 MeV)	Max	Min	Moyenne
Partie central	1%	-1%	0%
Pénombre	7%	-3%	2%
Transmission	15%	7%	11%

18 MeV suivant x et y



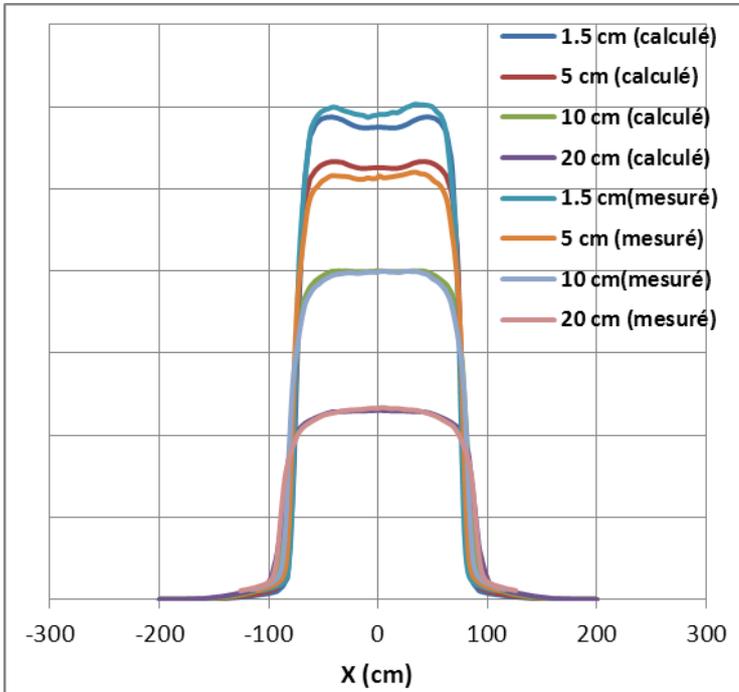
Test 02, E (18 MeV)	Max	Min	Moyenne
Partie central	5%	1%	3%
Pénombre	8%	-3%	5%
Transmission	19%	-7%	13%

Champ carré Le champ 10x10 cm

OTN à décrochement

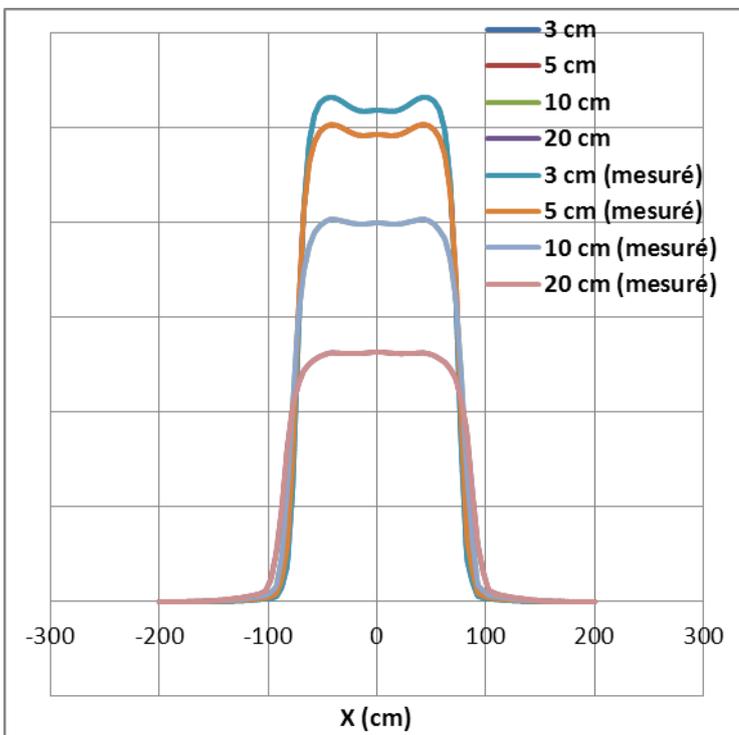
Test E : la forme losange

E (6 MeV)



Test.. :(6 MeV)	Max	Min	moyenne
Partie centrale	7%	0%	3%
Pénombre	15%	-9%	5%
transmission	26%	17%	21%

E (18 MeV)

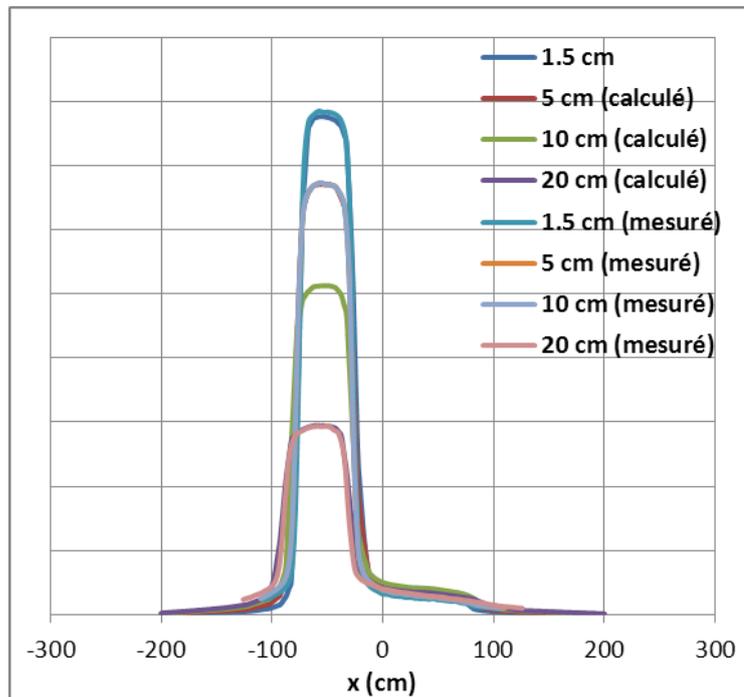


Test.. : (18 MeV)	Max	Min	moyenne
Partie centrale	2%	-1%	0%
Pénombre	6%	-3%	1%
transmission	16%	9%	12%

Champ carré Le champ 15x15 cm, forme losange

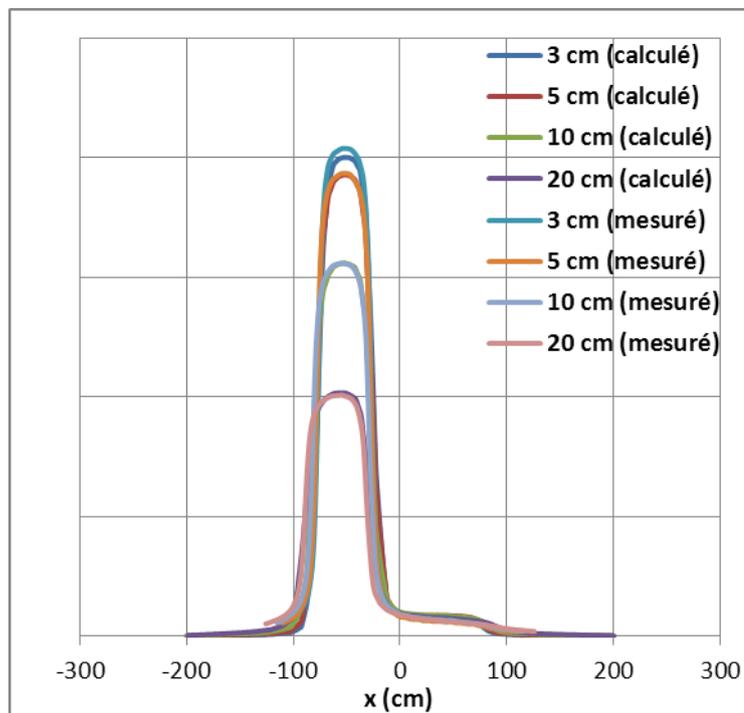
Test C: la forme L

(6 MeV)



Test : (6 MeV)	Max	Min	Moyenne
Partie central	2%	0%	1%
Pénombre	15%	-4%	7%
Transmission	22%	10%	16%

18 MeV

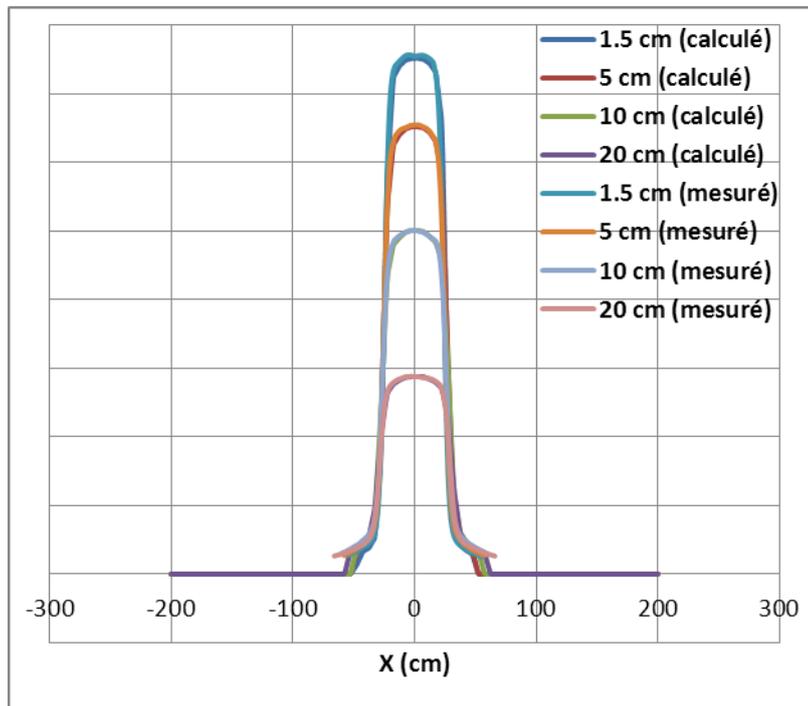


Test : (18 MeV)	Max	Min	Moyenne
Partie central	1%	-1%	0%
pénombre	10%	5%	4%
Transmission	21%	8%	12%

Champ carré Le champ 15x15 cm, forme L

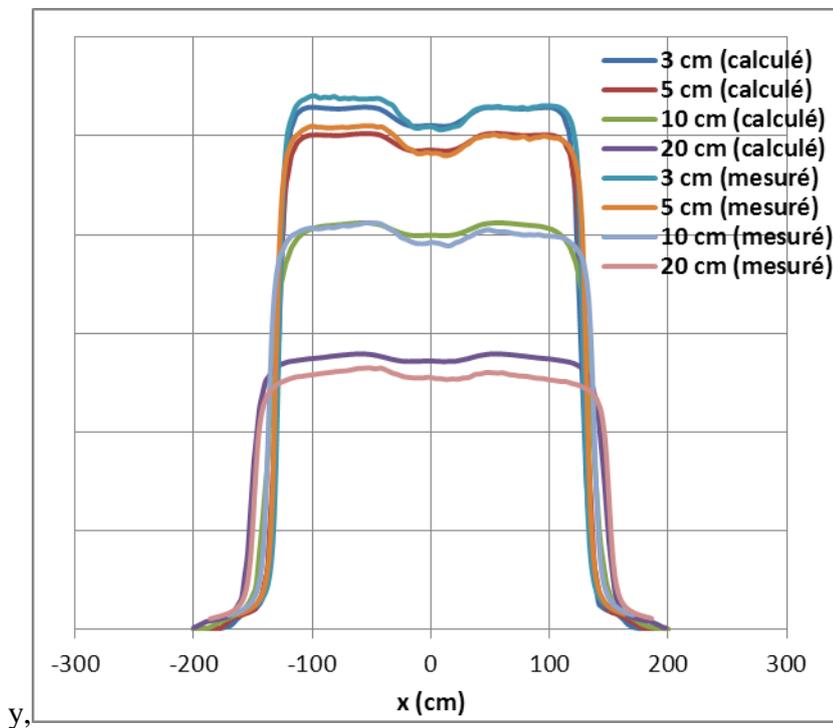
OTN simple : Champ rectangle

La taille du champ est de 5x25 cm



(25 x5 cm) (6 MeV)	Max	Min	Moyenne
Partie central	2%	-1%	0%
pénombre	7%	-3%	2%
Transmission	15%	8%	11%

Dans cet OTN le scan est fait suivant l'axe des

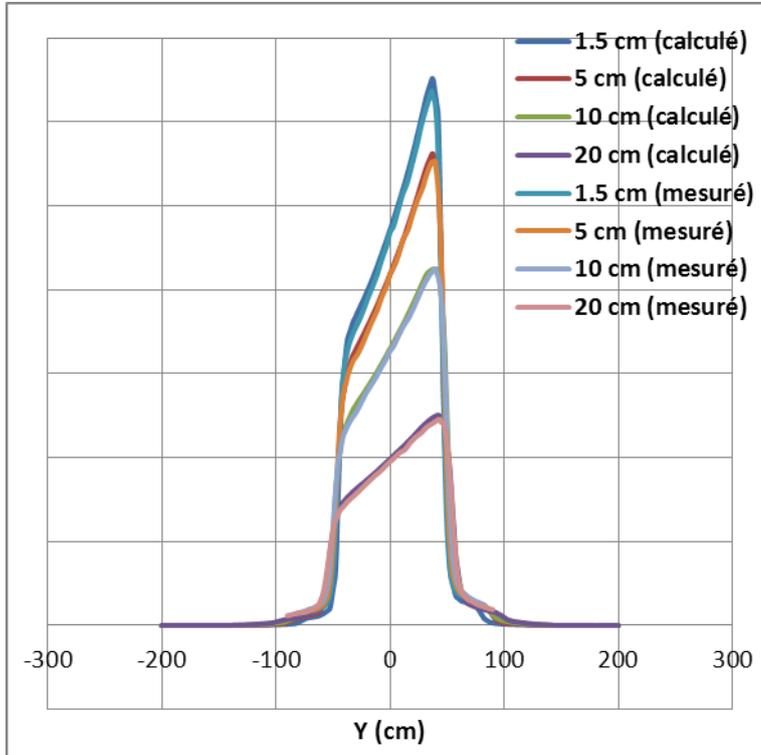


(25 x5 cm) E (18 MeV)	Max	Min	Moyenne
Partie central	1%	-1%	0%
pénombre	7%	-3%	2%
transmission	15%	7%	11%

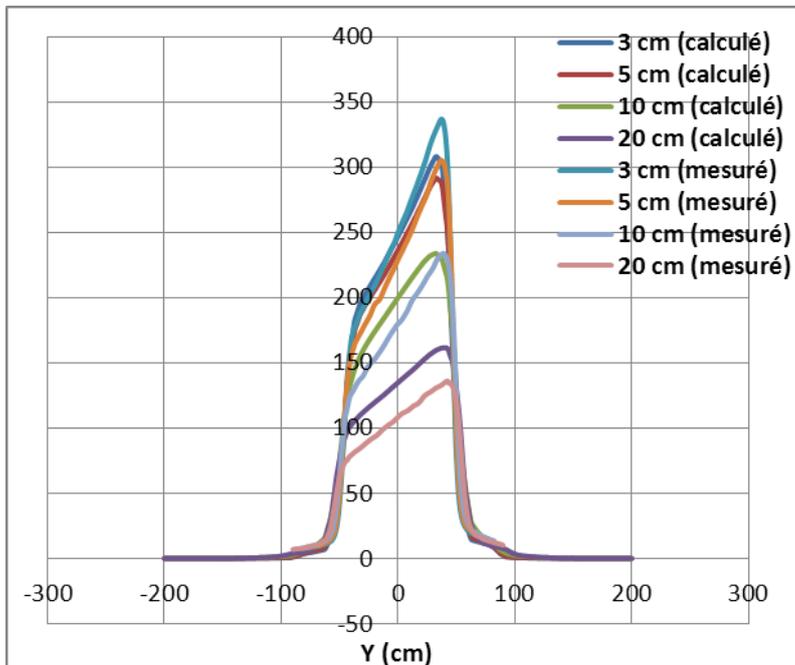
vérifié par l'accélérateur à une énergie de photon (18 MeV) et un autre scan suivant l'axe des x par une énergie de photons 6 MeV

Champ simple avec des modificateurs de faisceaux Filtre en coin : Cet OTN est un champ carré (9x9 cm) avec un filtre en coin de 30°

(6 MeV)



Test :6 MeV	Max	Min	Moyenne
Partie central	1%	-2%	0%
pénombre	5%	- 7%	-1%
Transmission	13%	-3%	7%



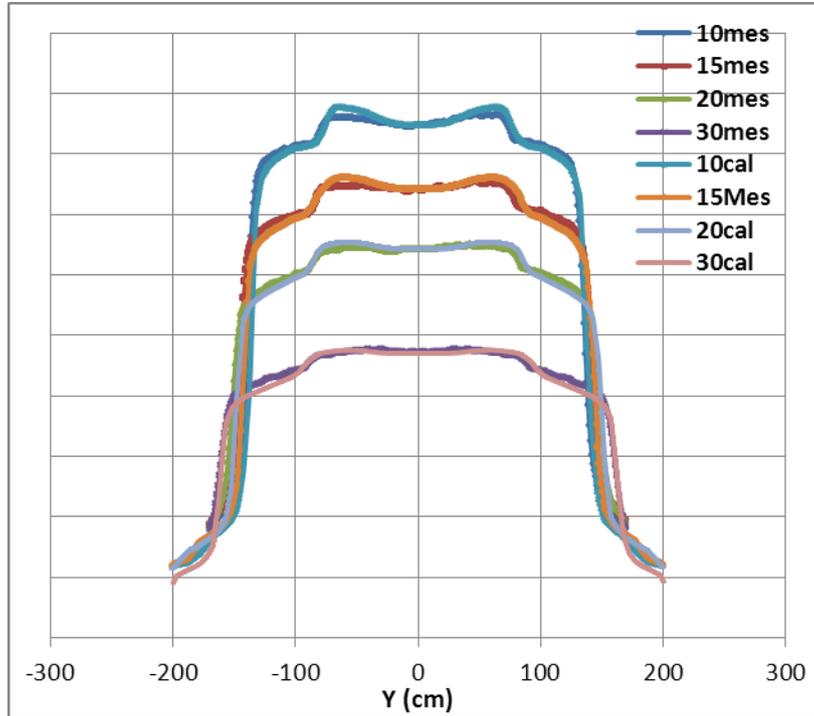
Test : 18 MeV	Max	Min	Moyenne
Partie central	0%	-3%	-1%
pénombre	12%	-4%	9%
Transmission	20%	12%	15%

champ carré (9x9 cm) avec un filtre en coin de 30°

OTN hétérogène

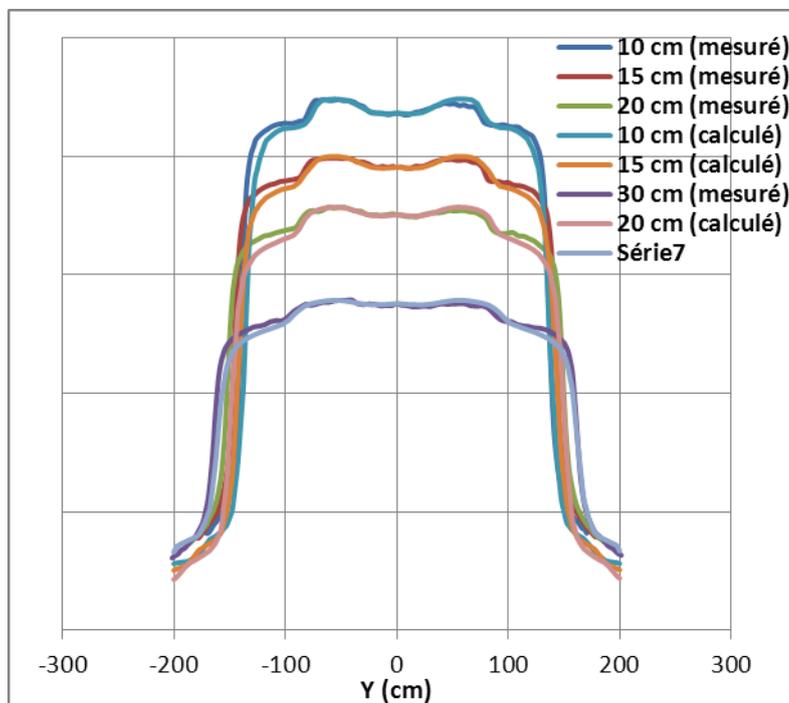
Test n °01 : Equivalent poumon

(6 MeV)



Test : 6 MeV	Max	Min	Moyenne
Partie central	3%	-2%	0%
pénombre	6%	-14%	-2%
transmission	14%	-6%	9%

• 18MeV

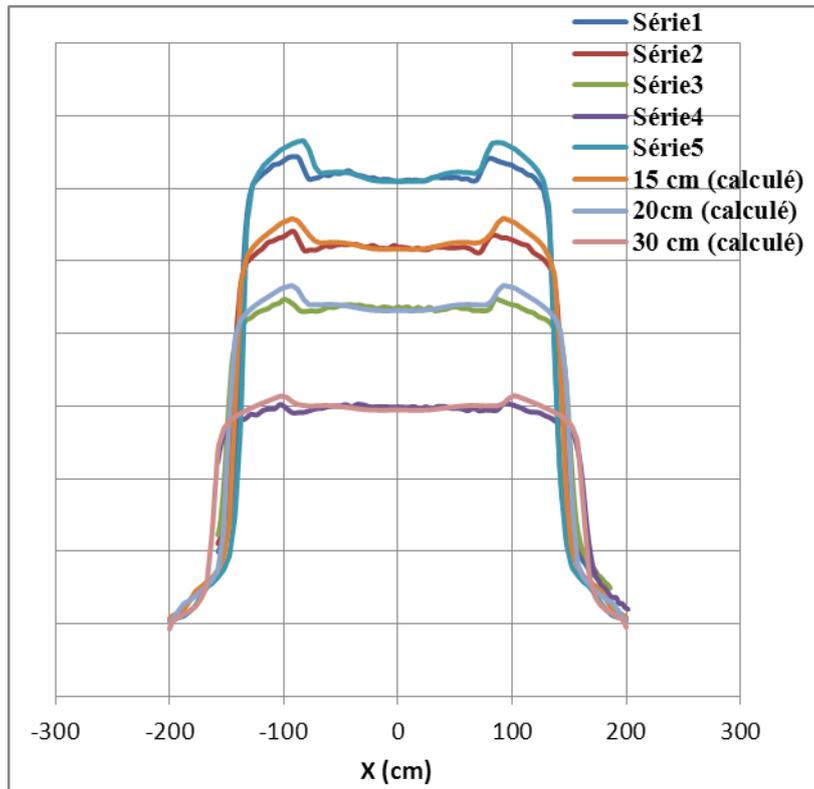


Test : 18 MeV	Max	Min	Moyenne
Partie central	3%	-2%	0%
pénombre	2%	-39%	-6%
transmission	-15%	-87%	-65%

champ carré (25X25 cm) avec un équivalent poumon

Test n°02 **Equivalent Os**

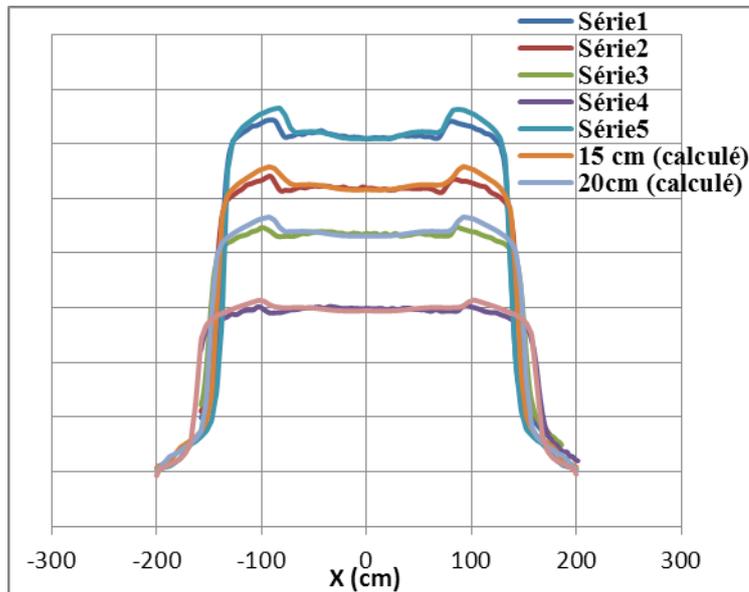
6 MeV



E (6 MeV)	Max	Min	Moyenne
Partie central	4%	0%	1%
pénombre	15%	5%	9%
transmission	22%	-9%	12%

Equivalent Os

18Mv



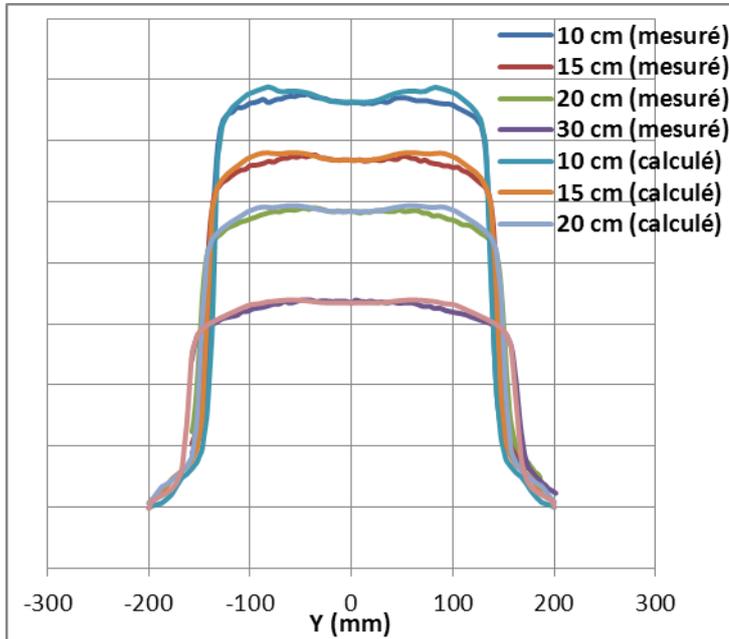
E (18 MeV)	Max	Min	Moyenne
Partie central	4%	0%	1%
pénombre	18%	8%	10%
transmission	25%	-14%	9%

champ carré (25X25 cm) avec un équivalent os

Test n°03 **Equivalent air**

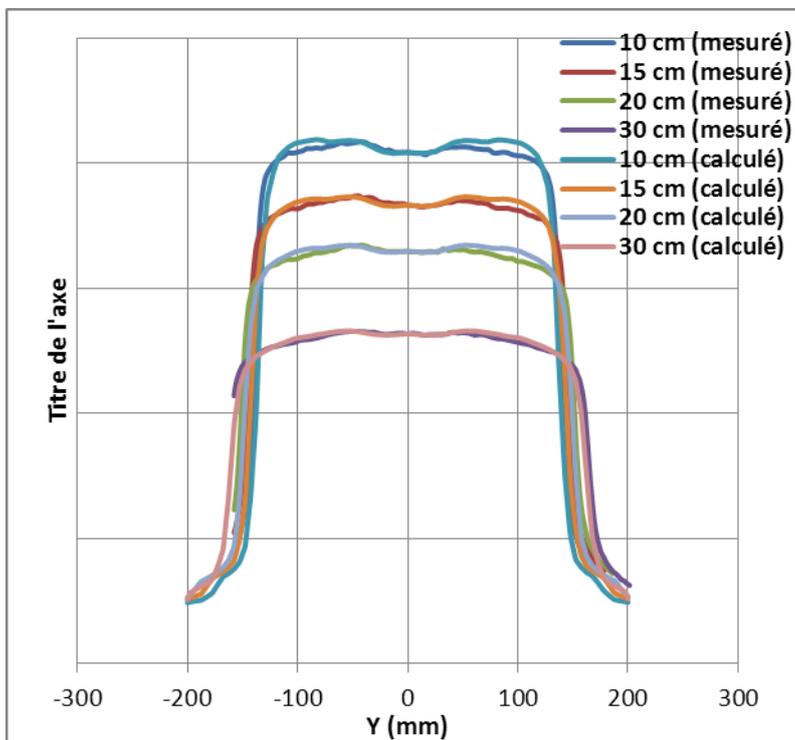
L'air Une taille de champ égale à 25x25 cm, le scan est fait suivant l'axe des y

E (6 MeV)



E (6 MeV)	Max	Min	Moyenne
Partie central	0%	-3%	-2%
pénombre	5%	-7%	-1%
transmission	13%	-4%	8%

E(18 MeV)

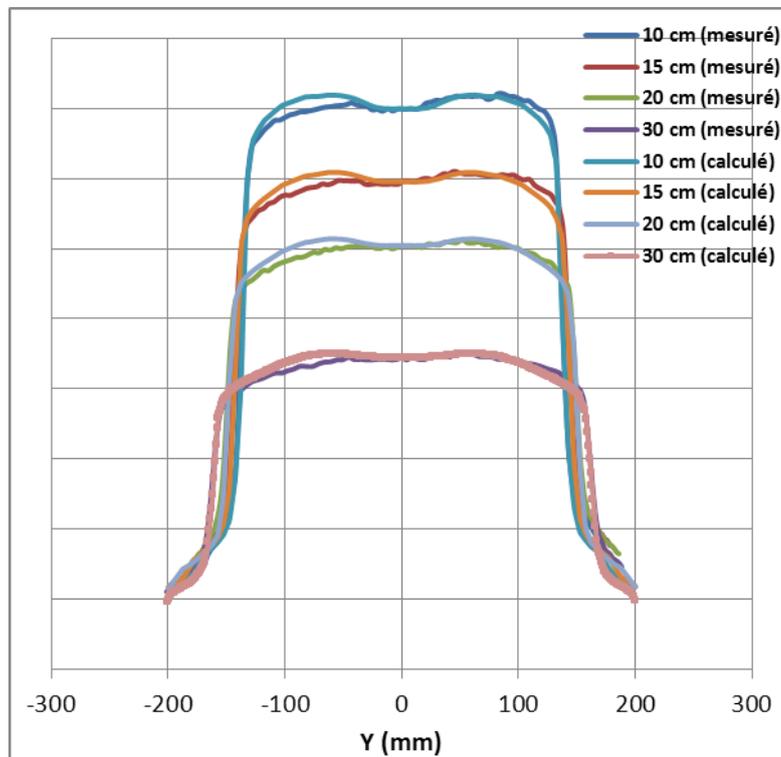


Test : 18 MeV	Max	Min	Moyenne
Partie central	0%	-3%	1%
pénombre	19%	-2%	16%
Transmission	-26%	17%	20%

champ carré (25X25 cm) avec un équivalent air

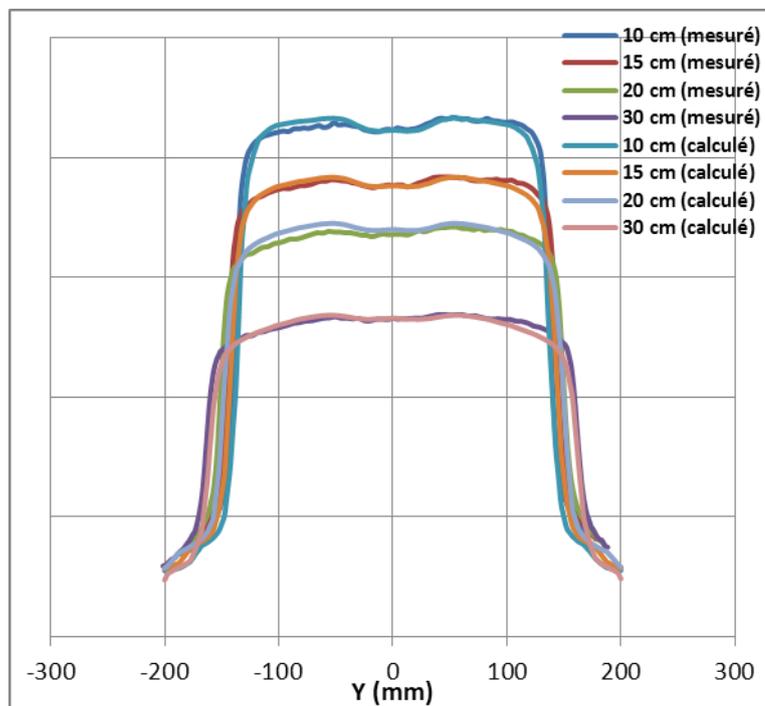
Test n°04 : **Equivalent muscle**

(6 MeV)



E (6 MeV)	Max	Min	Moyenne
Partie central	3%	-1%	1%
pénombre	-1%	-6%	-3%
Transmission	13%	-4%	8%

E(18 MeV)



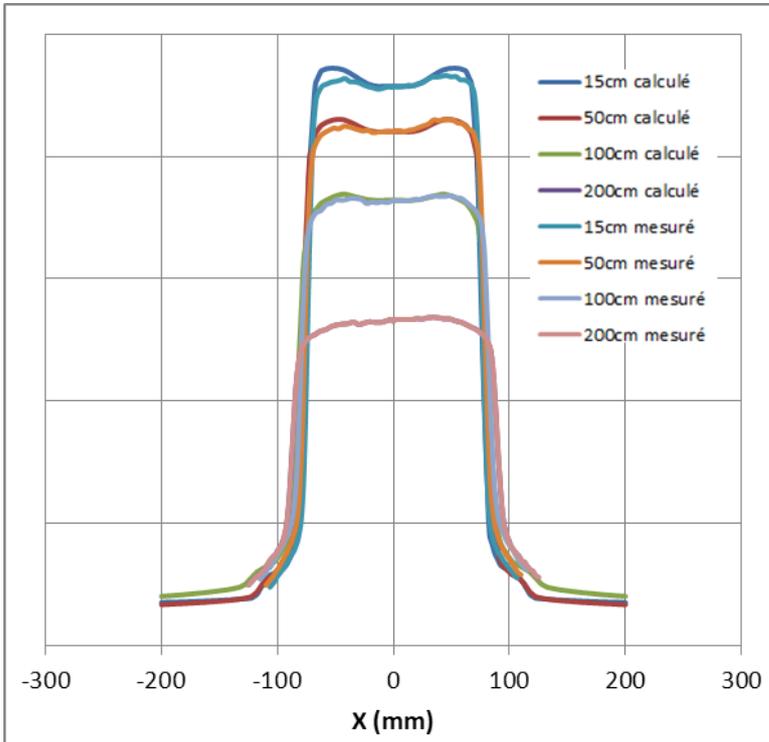
Test : 18 MeV	Max	Min	Moyenne
Partie central	3%	-1%	1%
Pénombre	-1%	-6%	-3%
Transmission	18%	11%	15%

champ carré (25X25 cm) avec un équivalent muscle

Les objets test physique avec un champ asymétrique

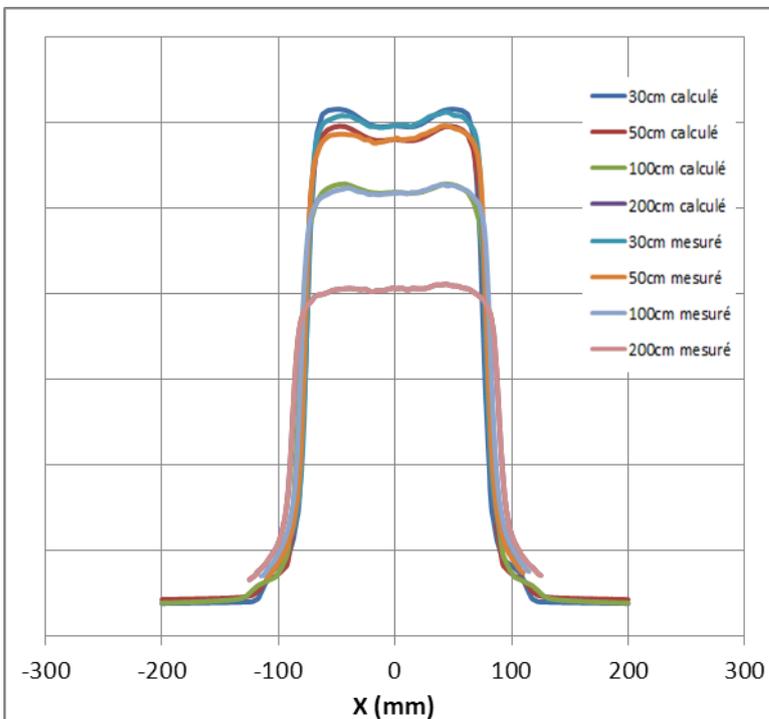
Test n01 : Champ 15x15 cm Le point p(0,0) à l'isocentre

E (6 MeV)



E (6 MeV)	Max	Min	Moyenne
Partie central	2%	0%	0%
pénombre	14%	-8%	7%
Transmission	6%	-8%	1%

E (18 MeV)

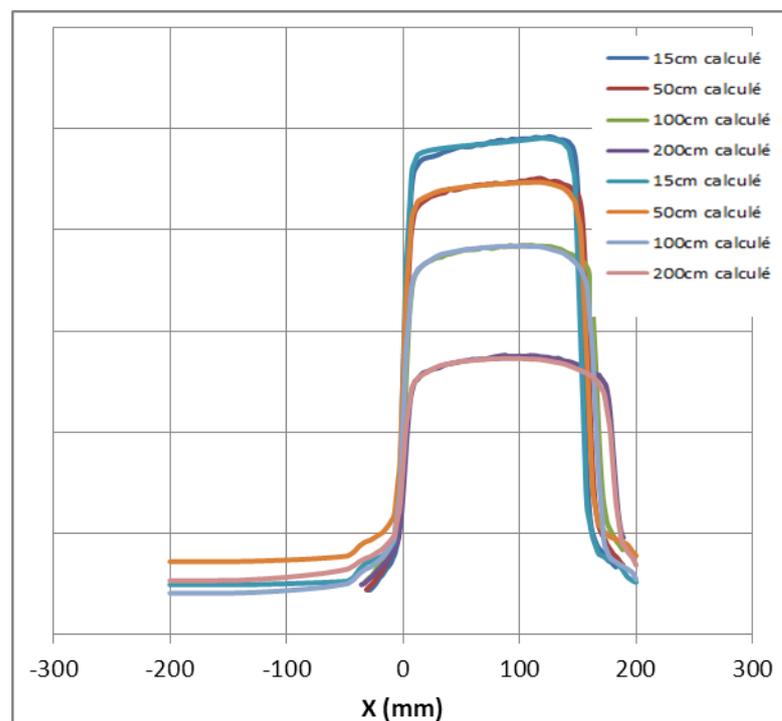


Test : 18 MeV	Max	Min	Moyenne
Partie central	1%	0%	0%
Pénombre	13%	-7%	10%
Transmission	28%	20%	25%

Champ 15x15 cm Le point p (0,0) à l'isocentre

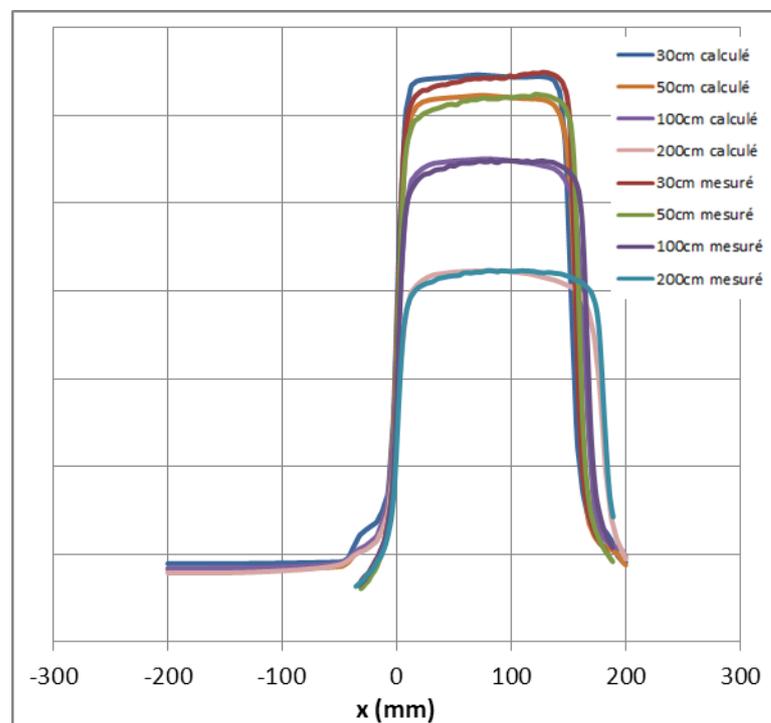
Test n°02 : Taille du champ (15x15 cm) au point p (7.5, 0)

6 MeV



E (6 MeV)	Max	Min	Moyenne
Partie central	11%	-12%	2%
pénombre	21%	13%	16%
Transmission	26%	19%	23%

18 MeV

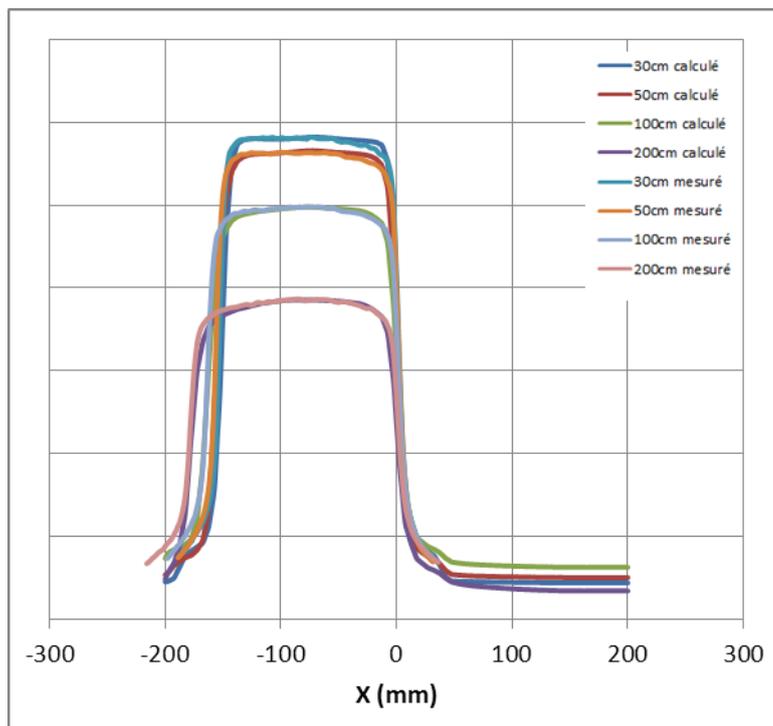


Test : 18 MeV	Max	Min	Moyenne
Partie central	19%	0%	5%
Pénombre	21%	4%	13%
Transmission	1%	-4%	-2%

Champ 15x15 cm Le point p (7.5 ,0) à l'isocentre

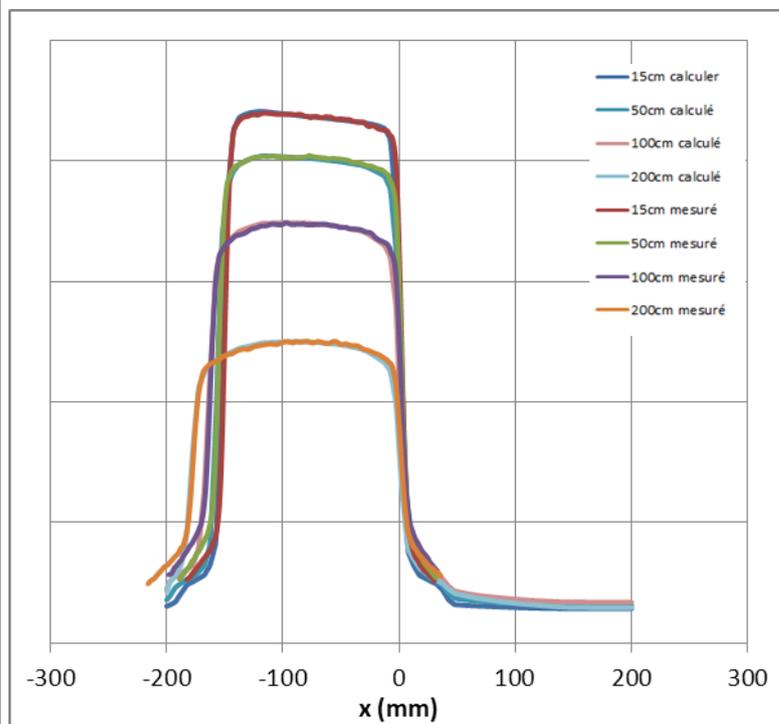
Test n°03 : Taille du champ est de 15 x15 cm a point (-7.5, 0) et le scan est fait suivant x

18 MeV



E (18 MeV)	Max	Min	Moyenne
Partie central	1%	-4%	-1%
pénombre	22%	23%	2%
Transmission	15%	8%	12%

6 MeV



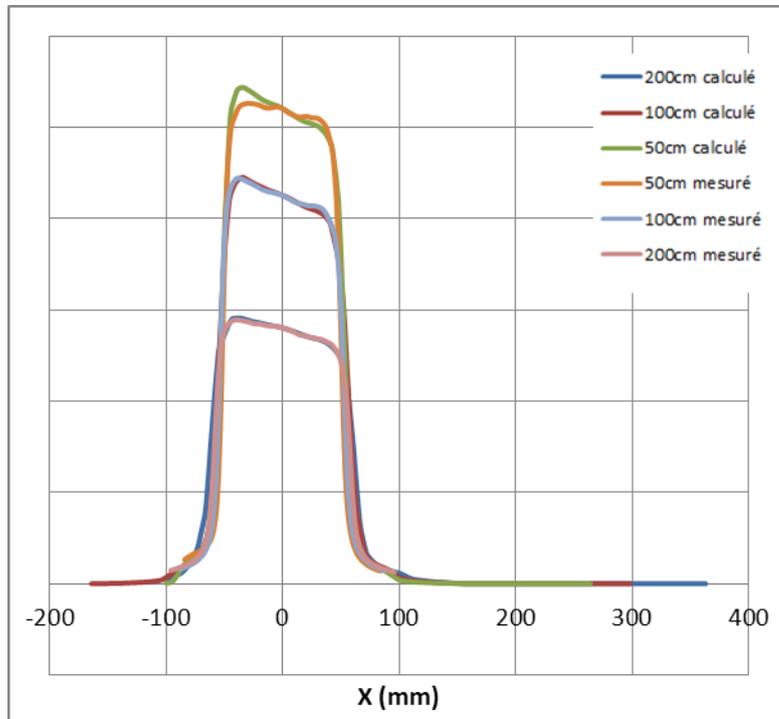
Test : 6 MeV	Max	Min	Moyenne
Partie central	8%	0%	2%
Pénombre	19%	-11%	14%
Transmission	8%	-7%	0%

Champ 15x15 cm Le point p (-7.5, 0) à l'isocentre

Les objets tests physiques avec une ganterie oblique :

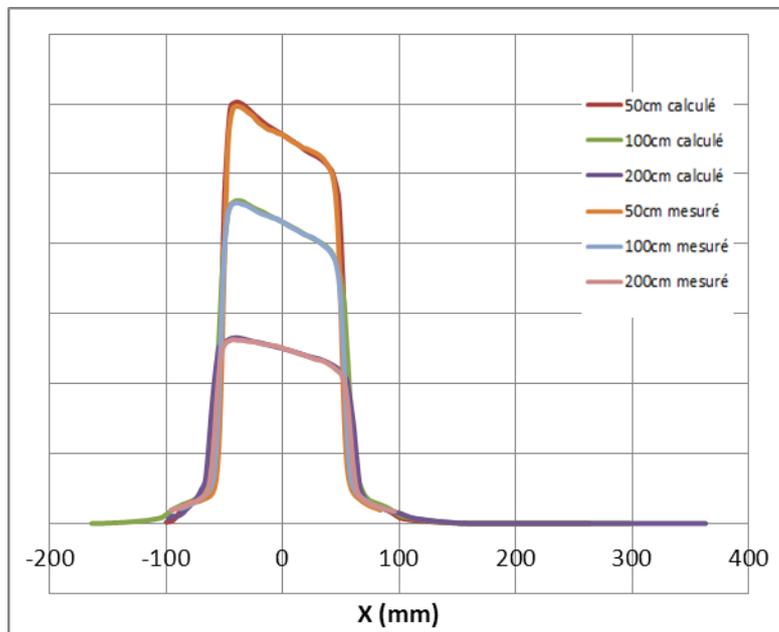
Test n°01 oblique 30°

E (6MeV)



E (6 MeV)	Max	Min	Moyenne
Partie central	2%	-5%	-1%
pénombre	21%	30%	-38%
Transmission	-33%	-13%	-20%

18 MeV

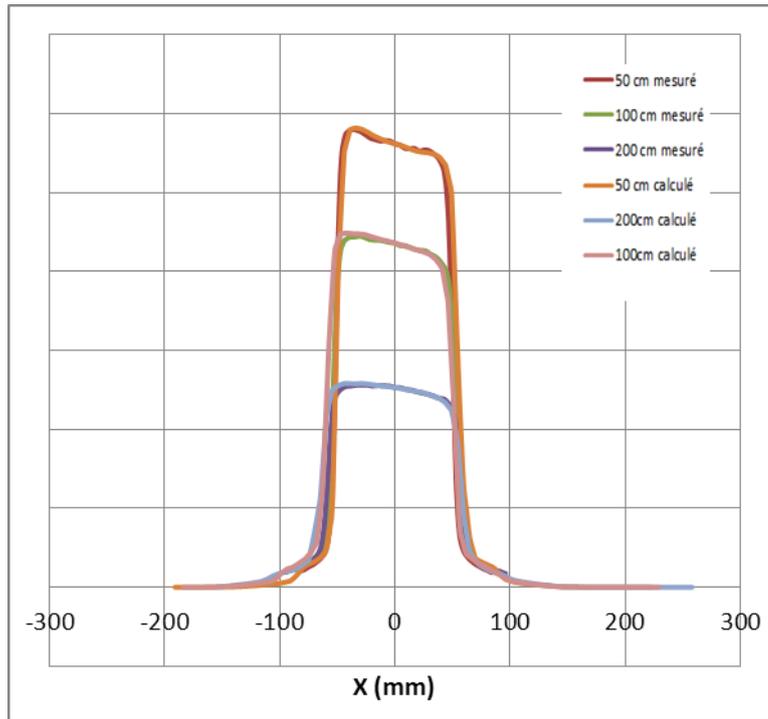


Test : 18 MeV	Max	Min	Moyenne
Partie central	2%	-2%	0%
Pénombre	-9%	-149%	-75%
Transmission	-62%	-146%	-108%

Champ carré (15x15) cm, avec un oblique 30°

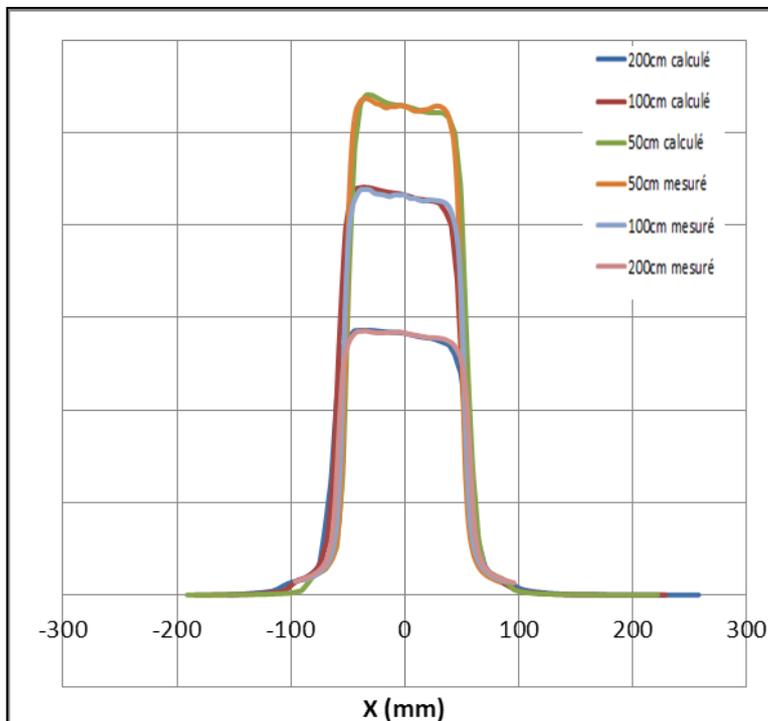
Test n°02 :oblique 15°

6 MeV



E (6 MeV)	Max	Min	Moyenne
Partie central	1%	0%	0%
pénombre	16%	7%	13%
Transmission	7%	1%	2%

E(18 MeV)



Test : 18 MeV	Max	Min	Moyenne
Partie central	17%	0%	4%
Pénombre	17%	-6%	8%
Transmission	8%	2	2%

Champ carré (15x15) cm, avec un oblique 30°

IV. Interprétation des résultats :

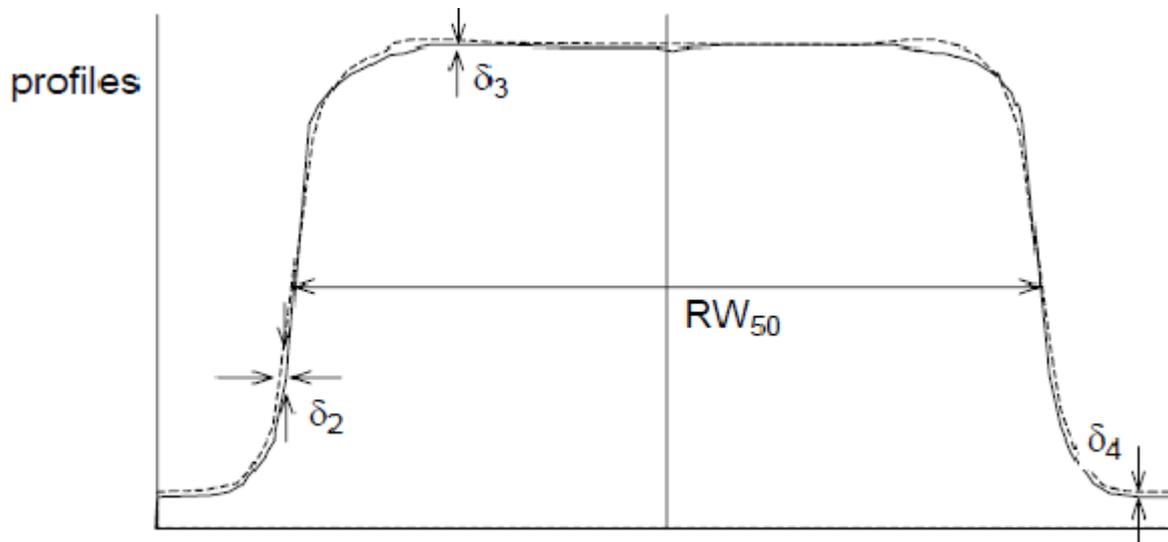


Fig. IV.2 profil de dose

La traduction des erreurs se fait à partir des différences trouvées dans la superposition des deux graphes suivant les diverses régions dans un faisceau

- Région de la partie centrale : Positionnée entre les valeurs 0% à 80% de profils de dose dans les deux directions positives et négatives.
- Région de la pénombre : Écarté entre les positions afférentes aux valeurs de dose 80% et 20%.
- Région de transmission : c'est la région des valeurs entre 20% et 5%, cette région dépend des mesures dans l'accélérateur. Toutes les mesures sont effectuées à une limite supérieure à 4 cm de champs choisis.

Les résultats des comparaisons entre différents OTA sont résumés dans le tableau suivant

Cette partie est très importante dans les traitements des malades, elle décrit la qualité de faisceau lui-même. Donc la première chose à faire est de s'assurer que les données de faisceau de la machine, la planéité, la symétrie, la taille du champ d'irradiation, et l'énergie sont bien calibrées.

champ	Champs calculé (cm)	symétrie	planéité
Champ H 15x15 cm	16x14	3.5%	4%
Champ 15x15 Losange	15X14.5	4%	4.2%
Champ 25x5	24.9X4.8	3.75%	4%
Champ 10x10	9.8X9	4.8%	3.4%
Champ 10x10 avec filtre	24.9X24.8	3%	4%
Champ Equivalent poumon	25.7X24.7	3.5%	4%
Champ Equivalent poumon os	24.9X25.2	2.75%	3.5%
Champ Equivalent air	24.9X25.3	3.75%	4%
Champ Equivalent muscle	24.9X25.2	4%	3.25%
Champ15x15 (0.0)	14.75X15	4.25%	4%
Champ15x15 (7,5. 0)	14.8X14.95	5%	4.5%
Champ15x15 (-7,5. 0)	14.75X 15.2	3.75%	3%
Champ Oblique 30 10X10	9.9X10.5	4%	5%
Champ Oblique15 10X10	9X10	4.5%	3.5%

La comparaison entre les valeurs mesurées et les valeurs calculées est doit être inférieur à de 3%. La différence est calculée à partir de cette relation :

$$[(\text{Valeur Mesuré} - \text{la valeur calculer}) / \text{La valeur Mesuré}] * 100.$$

Dans ce cas les différences seront en %, on peut faire les mesures pour les différences en distance pour même valeur de l'OCR (profil de dose), les différences en distance ne doivent pas être supérieures à 3mm.

Ainsi que la dose relative maximale ne doit pas être supérieure à 109% par rapport à l'axe central CAX. Ces conditions sont assurées par le constructeur. S'il y a un problème il faut appeler la maintenance et les corriger avant de poursuivre.

La différence entre les valeurs mesurées et les valeurs calculées en % sont donné dans les tableaux suivant pour les deux énergies 6MeV et 18MeV :

1. la partie centrale

Tableau de la partie centrale 6MeV :

Champ	6MeV		
	Max	min	moyenne
Champ H	2%	0%	1%
Champ 15x15 Losange	7%	-9%	5%
Champ 25x25	2%	-1%	0%
Champ 10x10	1%	-1%	0%
Champ 10x10 avec filtre	1%	-1%	0%
Champ Equivalent poumon (25x25 cm)	3%	-2%	0%
Champ Equivalent poumon os (25x25 cm)	4%	0%	1%
Champ Equivalent air (25x25 cm)	0%	-3%	-2%
Champ Equivalent muscle (25x25 cm)	3%	-1%	1%
Champ15x15 (0.0)	2%	0%	0%
Champ15x15 (7,5. 0)	11%	-12%	2%
Champ15x15 (-7,5. 0)	1%	-4%	-1%
Champ Oblique 30	2%	-5%	-1%
Champ Oblique15	1%	0%	0%

La variation des erreurs entre différents régions de Profils pour l'énergie 6Mvest représenté dans le graphe suivant :

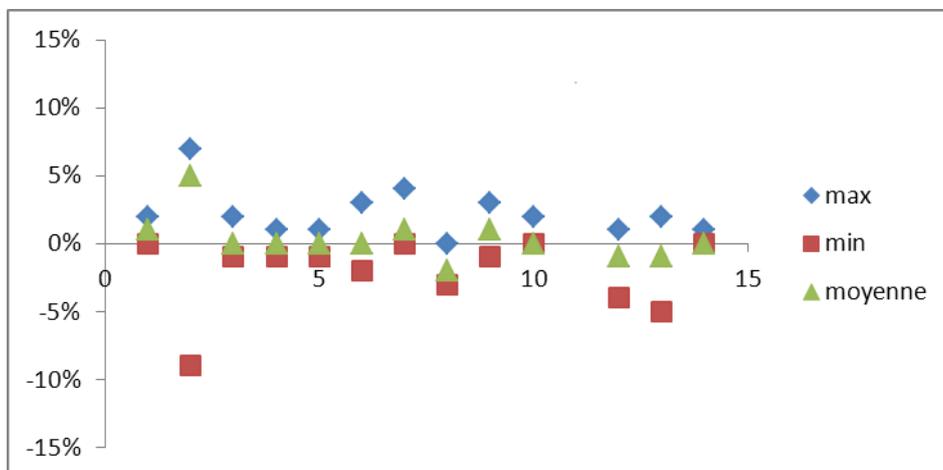


Fig. IV.3 : de la partie centrale; énergie 6MeV

Tableau de la partie centrale 18MeV :

champ	18MeV		
	max	min	moyenne
forme i	1%	-1%	0%
forme losange (25x25cm)	2%	-1%	0%
25x25	1%	-1%	0%
10x10	5%	1%	3%
10x10 avec filtre	0%	-3%	-1%
Equivalent poumon (25x25cm)	3%	-2%	0%
Equivalent poumon os (25x25cm)			
Equivalent air (25x25 cm)	10%	-3%	-1%
Equivlent muscle (25x25 cm)	3%	-1%	1%
Champ 15x15(0,0)	1%	0%	0%
Champ 15x15(7,5,0)	19%	0%	5%
Champ 15x15(-7,5,0)	8%	0%	2%
Oblique 30	2%	-2%	0%
Oblique15	17%	10%	4%

La variation des erreurs dans régions centrale de Profils pour l'énergie 18Mvest représenté dans le graphe suivant :

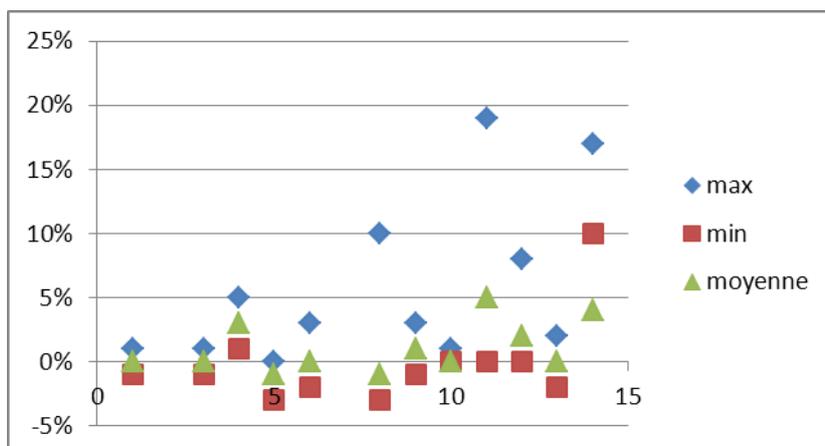


Figure IV.4 la partie centrale énergie 18 MeV

2. la partie de Pénombre :

Tableau de pénombre pour une énergie de 6MeV

	6MeV		
champ	max	Min	Moyenne
champ forme i	17%	9%	14%
champ forme losange	15%	-9%	5%
champ 25x25	7%	-3%	2%
champ 10x10	7%	-3%	2%
champ 10x10 avec filtre	5%	7%	-1%
Equivalent poumon (25x25 cm)	6%	-14%	-2%
Equivalent os (25x25 cm)	-22%	-11%	-70%
Equivalent air (25x25 cm)	5%	-7%	-1%
Equivalent muscle (25x25 cm)	-1%	-6%	-3%
15x15(0 .0)	14%	-8%	7%
15x15(7,5. 0)	21%	13%	16%
15x15(-7,5. 0)	22%	-23%	2%
Oblique 30	-21%	-30%	-38%
Oblique15	16%	7%	13%

La variation des erreurs dans la région de Pénombre de Profils pour l'énergie 6Mv est représenté dans le graphe suivant :

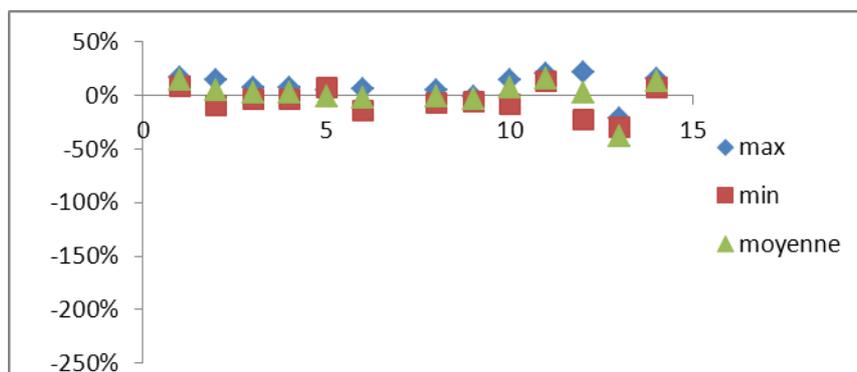


Fig.IV.5. énergie 6 MeV ; Pénombre

Tableau de pénombre pour une énergie de 18MeV :

Champ (cm)	18MeV		
	Max	Min	moyenne
Forme losange	6%	-3%	1%
forme i	18%	-7%	12%
Champ rectangle 25x25	7%	-3%	2%
Champ carré 10x10	8%	-3%	5%
Champ (10x10) avec filtre	12%	-4%	9%
Equivalent poumon (25x25 cm)	2%	-39%	-6%
Equivalent air (25x25 cm)	19%	-2%	5%
Equivalent muscle (25x25 cm)	-11%	-6%	-3%
15x15(0,0)	13%	-7%	10%
15x15(7,5,0)	21%	4%	13%
15x15(-7,5,0)	19%	-11%	14%
Oblique 30	-9%	-149%	-75%
Oblique15	17%	-6%	8%

La variation des erreurs dans la région de Pénombre de Profils pour l'énergie 18 Mv est représenté dans le graphe suivant :

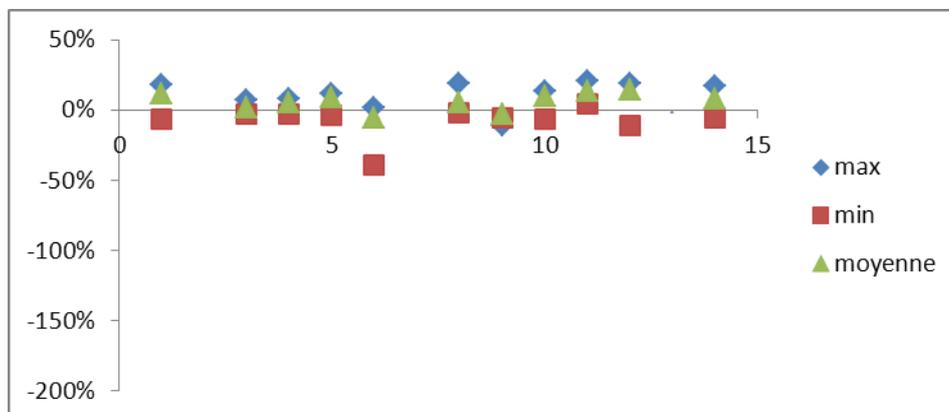


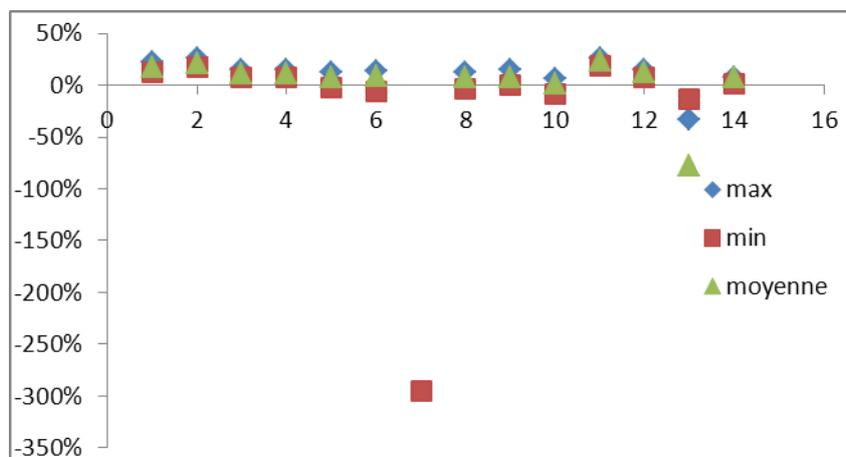
Fig. IV.6 : énergie 18 MeV Pénombre

3. la partie de Transmission :

3.1 Tableau de Transmission pour une énergie de 6MeV :

	6MeV		
	max	Min	moyenne
champ			
forme i	22%	13%	17%
forme losange	26%	17%	21%
25x25	15%	8%	11%
10x10	15%	7%	11%
10x10 avec filtre	13%	-3%	7%
Equivalent poumon (25x25 cm)	14%	-6%	9%
Equivalent os (25x25 cm)	-27%	-95%	-62%
Equivalent air (25x25 cm)	13%	-4%	8%
Equivalent muscle (25x25 cm)	15%	0%	7%
15x15(0,0)	6%	-8%	1%
15x15(7,5,0)	26%	19%	23%
15x15(-7,5,0)	15%	8%	12%
Oblique 30	-33%	-13%	-78%
Oblique 15	7%	1%	7%

La variation des erreurs dans la de transmission de Profils pour l'énergie 6Mv est représenté dans le graphe suivant :

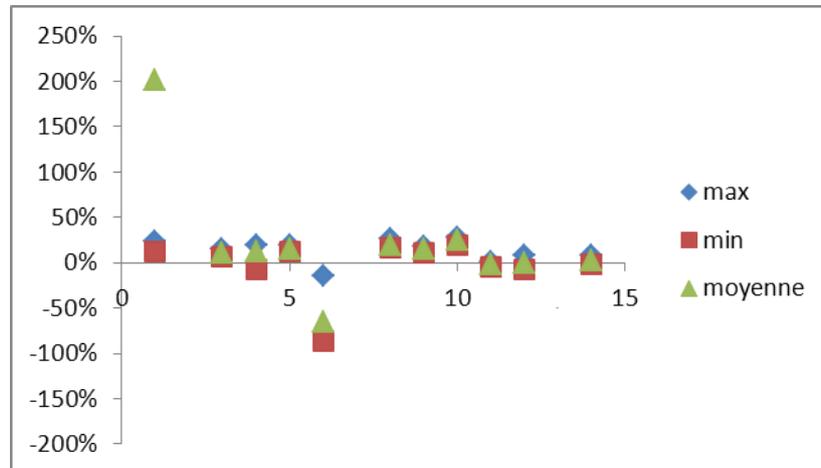


FigIV.8 variation de l'erreur de la partie de Transmission pour l'énergie 6 MeV

Tableau de Transmission pour une énergie de 18MeV :

champ	18MeV		
	max	Min	Moyenne
forme i	24%	13%	201%
forme losange	16%	9%	12%
25*25	15%	7%	11%
10*10	19%	-7%	13%
10*10 avec filtre	20%	12%	15%
Equivalent poumon	-15%	-87%	-65%
Equivalent os	25%	-14%	9%
Equivalent air	26%	17%	20%
Equivalent muscle	18%	11%	15%
15*15(0,0)	28%	20%	25%
15*15(7,5,0)	1%	-4%	-2%
15*15(-7,5,0)	8%	-7%	0%
Oblique 30	-62%	-16%	-18%
Oblique15	8%	-2%	2%

La variation des erreurs dans la de transmission de Profils pour l'énergie 18Mv est représenté dans le graphe suivant :



FigIV.9 variation de l'erreur de la partie de Transmission pour l'énergie 18 MeV .

v. La dosimétrie absolue :

Le contrôle de qualité pour vérifier la dose absolue est réalisé avec le fantôme d'eau et la chambre Farmer. En fait, il s'agit de comparer la dose obtenue avec cette chambre à ionisation avec la dose calculée par le logiciel TPS

v.1 Conditions de référence :

Les conditions de référence sont celles pour lesquelles le facteur de calibration d'un dosimètre NW,Q permettant d'obtenir la dose absorbée dans l'eau $D_{W,Q}$ est spécifié.
Température T_0 293.15 K (20°C).

*Pression absolue de l'air p_0 1013.25 hPa.

*Humidité relative r_F 50 %.

*Efficacité de la collection des charges 100 %.

*Tension et polarité selon le certificat de vérification.

*Qualité du rayonnement QC.

*Distance foyer-chambre 100 cm.

*Grandeur de champ 10 x 10 cm (isodose 50 %) au centre de la chambre.

*Point de référence de la chambre centre du volume de la cavité sur l'axe de la chambre.

- La dose absorbée dans l'eau à la profondeur de référence que nous avons prise à 10cm dans notre travaille dans l'eau pour les deux énergies de photon de 6MeV et 18MeV

V.2 Résultats obtenus pour la dose absolue

Avant de discuter des résultats obtenus, il faut spécifier qu'une chambre à ionisation mesure des charges et non de la dose. Il faut donc utiliser un facteur de conversion pour passer de la charge (nC) en dose (cGy). L'équation V.1 permet de le faire :

$$\text{Dose absorbé} = n * K_{tp} * m$$

D=dose absorbé dans l'eau

N (d, w) : facteur de calibration de la diode

Diode utilisée : farmer (numéro de série=3635)

C : mesure de l'accélérateur

$$K_{tp} = \frac{T * P}{T * P}$$

$$K_{tp} = 1.031$$

$N_{D,w}$ de la chambre d'ionisation farmer : 2910 est de 0.053 Gy/nC

tableau V.1 : les résultats de la dosimétrie absolu a différents champ

Test	Champ	UM	SSD	Dose délivré	Dose mesuré	Différence
<i>Test Champ asymetrique</i>						
1	<i>champ 30*5</i>	<i>284.4</i>	<i>100</i>	<i>2Gy</i>	<i>1.93</i>	<i>0.07</i>
2	<i>champ2*20</i>	<i>358.4</i>	<i>100</i>	<i>2Gy</i>	<i>2.12</i>	<i>-0.12</i>
3	<i>champ5*25</i>	<i>297.7</i>	<i>100</i>	<i>2Gy</i>	<i>2.26</i>	<i>-0.26</i>
4	<i>champ 10*10</i>	<i>278.9</i>	<i>100</i>	<i>2Gy</i>	<i>1.69</i>	<i>0.31</i>
5	<i>champ10*10</i>	<i>300</i>	<i>100</i>	<i>2Gy</i>	<i>2.08</i>	<i>-0.08</i>
6	<i>champ10*10</i>	<i>250</i>	<i>90</i>	<i>2Gy</i>	<i>1.59</i>	<i>0.41</i>
7	<i>champ10*10</i>	<i>29.45</i>	<i>90</i>	<i>2Gy</i>	<i>1.60</i>	<i>0.4</i>
8	<i>champ 10*10</i>	<i>250</i>	<i>90</i>	<i>2Gy</i>	<i>1.60</i>	<i>0.4</i>
9	<i>champ10*10</i>	<i>287.3</i>	<i>100</i>	<i>2Gy</i>	<i>1.93</i>	<i>0.07</i>
10; OFF AXIS	<i>champ10*10</i>	<i>287.1</i>	<i>100</i>	<i>2Gy</i>	<i>1.91</i>	<i>0.09</i>
11	<i>champ15x15</i>	<i>287.1</i>	<i>100</i>	<i>2Gy</i>	<i>1.92</i>	<i>0.08</i>
12	<i>champ 15x15</i>	<i>308.8</i>	<i>100</i>	<i>2Gy</i>	<i>1.95</i>	<i>0.05</i>

13	<i>champ 20*20</i>	259.6	100	2Gy	1.94	0.06
<i>Champ simple ; carré, rectangle</i>						
A	<i>champ 5x5</i>	300	100	2Gy	1.8	0.2
B	<i>champ 10x10</i>	263.2	100	2Gy	1.8	0.2
C	<i>champ 25x25</i>	253.9	100	2Gy	1.99	0.01
D	<i>champ 5X25</i>	311.5	100	2Gy	2.01	-0.01
<i>SSD variante</i>						
1	<i>champ 10x10</i>	406.5	85	2Gy	2.04	-0.04
<i>Champ C406.5 carré Avec Un Filtre</i>						
<i>1 avec filter 60°</i>	<i>champ 9x9</i>	869.2	100	2Gy	2.01	-0.01
<i>2 avec filtre 30°</i>	<i>champ 15x15</i>		100	2Gy	3.12	-1.12
<i>Champ carré avec un cache moulé</i>						
<i>Bloc (7 ;2)</i>	<i>champ 20x20</i>	1384.5	100	2Gy	1.9	0.1
<i>OTN Hétérogène</i>						
<i>équivalent Poumon</i>	<i>champ 25x25</i>	249.9	100	2Gy	1.97	0.03
<i>équivalent Poumon</i>	<i>Champ 10x10</i>	276	100	2Gy	1.96	0.04
<i>équivalent Muscle</i>	<i>champ 25x25</i>	242.7	100	2Gy	1.92	0.08
<i>équivalent Muscle</i>	<i>champ 10x10</i>	300	100	2Gy	1.91	0.09
<i>équivalent Os</i>	<i>champ 25x25</i>	279.5	100	2Gy	2.01	-0.01
<i>équivalent Os</i>	<i>champ 10x10</i>	328	100	2Gy	2.09	-0.09
<i>équivalent air</i>	<i>champ 25x25</i>	244	100	2Gy	1.5	0.5
<i>équivalent air</i>	<i>champ 10x10</i>	209.7	100	2Gy	2.1	-0.1
<i>OTN obliques</i>						
<i>oblique 315°</i>	<i>champ 10x10</i>	377	100	2Gy	0.187	1.813
<i>oblique 45°</i>	<i>champ 10X10</i>	257.6	100	2Gy	0.13	1.87

<i>oblique 30°</i>	<i>champ 10X10</i>	245.5	100	2Gy	1.085	0.915
<i>oblique 15°</i>	<i>champ 10X10</i>	285.9	100	2Gy	1.89	0.11
OTN a décrochement						
Forme losange	champ 15x15	270.5	100	2Gy	2.01	-0.01
<i>forme L</i>	champ 15x15	265.6	100	2Gy	2.02	-0.02
<i>Forme Y</i>	<i>champ 15*15</i>	249.9	100	2Gy	1.90	0.1
<i>forme +</i>	<i>champ15*15</i>	294.9	100	2Gy	2	0
forme H	champ 15*15	295.7	100	2Gy	1.96	0.04
<i>Champs isocentriques</i>						
<i>A</i>	champ 15*15 (0,0)	269.4	100	2Gy	2.02	-0.02
<i>B</i>	champ 15*15 (7.5,0)	294.1	100	2Gy	2.02	-0.02
<i>C</i>	champ 15*15 (7.5,7.5)	318.4	100	2Gy	2.015	-0.015
<i>D</i>	champ 15*15 (-7.5,0)	246.4	100	2Gy	1.99	0.01
<i>E</i>	champ 15*15 (-7.5,7.5)	290.3	100	2Gy	1.98	0.02
<i>F</i>	champ 15*15 (0,7.5)	270	100	2Gy	2.01	-0.01

Conclusion :

Le Système de Planification des Traitements (TPS) est le maillon clé de la chaîne des dispositifs permettant de préparer un traitement par radiothérapie. Mais pourtant c'est le dispositif le moins contrôlé.

Néanmoins, une incertitude voire une erreur dans les calculs de dose réalisés par le TPS peut entraîner une détérioration de l'efficacité du traitement et / ou des complications graves pour le patient. Ces erreurs ou ces incertitudes peuvent être dues, d'une part, aux dysfonctionnements des algorithmes ou (et) à la non connaissance de leurs limites de fonctionnement et, d'autre part, aux données de base servant à alimenter ces algorithmes, données acquises et entrées dans le système puis ajustées par l'utilisateur.

On a réalisé des tests pour les contrôles de qualité, consiste à comparer dans les mêmes conditions géométriques d'irradiation, les distributions de dose calculées par le TPS avec celles mesurées dans des milieux équivalents (fantômes) directement sous les appareils de traitement.

La première partie de ce contrôle se base sur soixante-treize (73) configurations tests, permettant de couvrir la plupart des conditions géométriques d'irradiation, ont été définies et proposées pour le contrôle de qualité des TPS.

Ces configurations tests ont été ensuite modélisées par autant d'Objets-Test Numériques (OTN) (OTN simples, OTN hétérogènes, OTN à décrochement et OTN anatomiques) destinés à être directement chargés sur le TPS testé pour modéliser les propriétés physiques et chimiques du milieu irradié et les conditions géométriques de l'irradiation.

Dans une seconde partie étude a consisté à comparer les résultats des tps avec des mesures précises réalisées dans un fantôme d'eau.

Elle a été menée pour deux qualités de faisceaux (faisceau de photons 6 MV et faisceau d'électrons 18 MeV) issus de l'accélérateur PRIMUS de centre anti cancéreux Oran. Tout d'abord, les deux faisceaux issus de l'accélérateur PRIMUS ont dû être caractérisés. Les distributions de dose calculées (rendements en profondeur et profils de dose) ont été comparées à celles obtenues expérimentalement dans l'eau à l'aide d'une chambre d'ionisation. La comparaison se fait suite à la superposition des deux courbes obtenues par le tps et l'autre par le logiciel MEPHYSTO.

Cette comparaison fait apparaître de bonnes performances de la part du TPS

Bien que les contrôles soient plus justes et plus rigoureux du TPS, son intégration dans la chaîne thérapeutique ne pourra se faire sans l'approbation des utilisateurs. A l'échelle qualité, sa mise en place ne permettra pas d'atteindre le « zéro défaut » l'assurance de qualité constitue en revanche un élément de réponse allant dans le sens de l'amélioration globale de la qualité et de la sécurité des traitements en radiothérapie.

Bibliographie :

1. Les rayonnements et le vivant ;
« *ECOLE JOLIOT-CURIE DE PHYSIQUE NUCLEAIRE 2004* ».
2. Contrôle de qualité des systèmes de planification dosimétrique des traitements en radiothérapie externe au moyen du code Monte-Carlo pénélope.
« Léone BLAZY-AUBIGNAC »
3. Modélisation et validation de l'accélérateur PRIMUS de SIEMENS par le code Monte Carlo PENELOPE dans le cadre de la Radiothérapie du Cancer.

« *Eric FRANCHISSEUR* »
4. Objets-tests numériques pour le contrôle de qualité des systèmes de planification géométrique des traitements en radiothérapie.

« *Eloïse DENIS* »
5. Modélisation et validation de la version 7.4f Du TPS (treatment planning system) pinnacle.
« *SIMEON Sébastien* »
6. Specification and Acceptance testing of radiotherapy treatment planning systems.
« *INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY IAEA 2007* »
7. Dose Calculation - FFT Convolution and Multigrid Superposition
8. Commissioning of radiotherapy treatment planning systems: testing for typical external beam treatment techniques.
« *IAEA-TECDOC-1583* ».

9. Acceptance tests and quality control (QC) procedures for the clinical.
(implementation Radiotherapy and Oncology 65 (2002) 53–7)
Ann Van Escha,, Jo`rg Bohsungb, Pekka Sorvaric, Mikko Tenhunenc, Marta Paiuscod Mauro Iorid, Per Engstro`me, Ha°kan Nystro`me, Dominique Pierre Huyskensa.*
10. RDTH3160 Physique médicale 1
« UCL, Bruxelles »
11. Société Française de Physique Médicale
« Rapport DRPH/SER n°2008-18 »
12. Personne compétente en radioprotection Principes de radioprotection – réglementation.
« Christine Jimonet et Henri Métivier »
13. Catégories du contrôle de qualité
« AAPM 1998, Caneva et al 2000, ESTRO 2004, IAEA 2004, NCS 2006, Panista et al 1997, Simonian-Cauve et al 1998, Venselaar et al 2001a ».
14. Objectif du control de qualité
« AAPM 1995 et 1998, Belleti et al 1996, Brahme et al 1988, ESTRO 2004, IAEA 2004, IPEMB 1996, Kolitsi et al 1997, NCS 1997 et 2006, Panista et al 1997, Rosenwald 1998, SSRMP 1997, Van Dyk et al 1993, Venselaar et al 2001a ».
15. Photos prises par Mlle BOUCHIKHI Asma et Mlle KALLOUCHE Hidayet
16. Images du service de radiotherapie au sein du CAC D'oran

Sommaire

Introduction

Chapitre I

Interaction des rayonnements ionisants avec la matière

I. L'atome.....	4
I.1 Description classique de l'atome.....	4
I.2. Energie de liaison	4
I.3 Etat fondamental et l'état excité	4
II. Le noyau atomique	5
II.1 Introduction	5
II.2 Energie de liaison.....	5
II.3 Niveaux d'énergie Fondamental et Niveaux Excités.....	6
III. La radioactivité	6
III. 1 La Radioactivité Alpha	7
III. 2 La Radioactivité Bêta.....	7
III.2.1 La Radioactivité Bêta Moins (β^-) :	7
III.2.1 La Radioactivité Bêta Plus (β^+).....	8
III.2.3 L'Emission de Photons Gamma.....	9
III.2.4 Loi de Décroissance Radioactive.....	10
III.2.4.1 Introduction	10
III.2.4.2 Période Radioactive.....	11
III.2.4.2 Activité	11
IV. Interactions Rayonnements Matière	11
IV.1 Interactions Photons-Matière	11
IV.1.1 Diffusion Rayleigh.....	12

IV.1.2 Effet photoélectrique	12
IV .1.3 Effet Compton.....	13
IV.1.4 Matérialisation (Création de Paire).....	14
IV .1.5 Réaction Photo Nucléaire.....	14
IV .2 Loi d'Atténuation	15
IV .2.1 Introduction.....	15
VI .2.2 Dépôt d'Energie Dans un Matériau.....	16
VI.2.3 Rayonnements Ionisants (énergie déposée, énergie diffusée).....	17
VI .3 Interaction particules chargées avec la matière	17
VI .3.1 Interaction des particules chargées avec les électrons	17
V 1.3.2 Dépôt d'énergie.....	18
VI.3.3 Libre parcours moyen d'une particule chargée	19
VI.3.4 Interaction avec les noyaux atomiques du milieu (Rayonnement de Freinage)	20
VI.3.5 Transfert Linéique d'Energie.....	21
VI.4. Interaction des Neutrons avec la Matière	21
VI.4.1 Diffusion Elastique et Inélastique	22
V. Capture Neutronique	22

Chapitre II

Matériels et méthodes en radiothérapie externe

I. Généralité	24
II. Système de planification de traitement en radiothérapie.....	31

II.1 introduction.....	31
II. 2 principales fonctions des systèmes de planification de traitement en radiothérapie	32
II.2.1 Positionnement du patient et du système de contention	32
II.2.2 Acquisition des images diagnostiques (scanner, IRM, PET)	33
II.2.3 Définitions anatomiques (optimisation géométrique)	33
II.2.4 Définition des faisceaux (optimisation géométrique).....	34
II.2.5 Calcul de la dose (optimisation dosimétrique)	34
II.2.6 Evaluation du plan de traitement (optimisation dosimétrique)	35
II.2.7 Mise en application du plan de traitement (optimisation dosimétrique)	35
III. Contrôle de qualité de TPS	36
III.1 La réception du TPS	36
III.2 La mise en service du TPS	36
III.3 L'utilisation en routine clinique du TPS	36
III.4 Contrôle qualité des calculs de dose	36
III.5 Organisation du contrôle qualité	37
III.5.1 Vérification des données de base implémentées dans le TP	37
III.5.2 Vérification qualitative de l'algorithme de calcul de dose	37
III.5.3 Vérification quantitative des calculs de dose	37
III.5.4 Identification des limites et des performances de l'algorithme de calcul de dose	37
III.5.5 Vérification dosimétrique pour des situations cliniques	38
IV Algorithme de superposition.....	39
V L'accélérateur linéaire	40
V.1 Description physique de l'accélérateur PRIMUS.....	40
V.1.1. introduction.....	40
V.1.2. Production de photons	41

V.1.3 La production des électrons	42
VI Outils de mesure	43
VI.1 La chambre d'ionisation	43
VI.1.1 Chambres d'ionisation semiflex	43
VI.1.2 Chambres d'ionisation Farmer de PTW	45
VI.2 La cuve d'eau	46
VI.3 Logiciel d'acquisition de données Méphysto	46
VI.4 les électromètres	47
VI.4.1 Electromètre MP3	48
VI.4.2 Electromètre UNIDOS E.....	49
VI.5 Montage expérimental de la cuve a eau	50
VI. 6 Les Unité Moniteur (UM)	52

Chapitre III

Les tests d'acceptance du système de planification de traitement

I. Le rendement en profondeur	54
II. Les profils de doses.....	56
III. Les objets test numériques.....	58
IV. Paramétrage des objets tests physiques et numérique	58
IV.1 les objets test numériques simples	58
IV.1.1 les objets tests numériques à champ simple.....	59
IV.1.1 les objets test numériques à champ rectangle	61
IV.1.2 les objets test numériques avec des champs asymétrique	62
IV.1.3 les objets test numérique a décrochement.....	68

IV.1.4 les objets test numériques avec des modificateurs de faisceaux.....	71
IV.1.5 les objets test numériques avec une obliquité de surface.....	74
IV.2 les objets tests numériques complexes (d'hétérogénéité).....	75
IV.2.1 champ carré avec un équivalent de poumon.....	76
IV.2.2 champ carré avec un équivalent d'os.....	76
IV.2.3 champ carré avec un équivalent air	77
IV.2.4 champ carré avec un équivalent muscle	77

Chapitre IV

Validation des tests d'acceptance du système de planification de traitement

I Introduction.....	78
II Méthode d'analyse	78
II.1 Superposition.....	79
III les objets tests numériques.....	80
IV Interprétation des résultats.....	95
1. partie centrale.....	97
2. partie pénombre	99
3.PARTIE TRANSMISSION.....	101
V La dosimétrie absolue	103
V. 1 Condition de référence	103
V.2 Résultats obtenu	104
Conclusion.....	108

Résumé

Les Systèmes de Planification des Traitements (Treatment Planning System - TPS) occupent une position clé au sein du service de radiothérapie : ils réalisent le calcul prévisionnel de la distribution de la dose et des temps de traitement. Traditionnellement, le contrôle de qualité des distributions de dose calculées par les TPS s'appuie sur leurs comparaisons avec des distributions de dose mesurées sous l'appareil de traitement. Ce travail de thèse se propose de substituer ces mesures dosimétriques au profit de calculs dosimétriques de référence obtenus par l'algorithme de superposition. Les simulations faites par cet algorithme fournissent un large choix de configurations de test et permettent d'envisager un contrôle de qualité des aspects dosimétriques des TPS.