
Simulation Monte-Carlo résultats et discussion

Le but visé dans cette étude est l'estimation des doses physiques délivrées à une tête humaine (peau, cerveau et crâne), au cours d'un traitement par protonthérapie, et de passer en revue sur la contribution de quelques composantes de la radiation dans la dose totale.

Le calcul de la dose par le code nécessite une modélisation de l'organe à traiter. Le modèle ou le corps représentant la tête dans la simulation est appelé fantôme. L'étude que nous présentons comporte deux types de modélisation : la modélisation de la tête d'accélérateur utilisée, dont les pièces jouent un rôle important dans la dose finale, et la modélisation de la tête humaine.

III.1. Description des éléments de la simulation

III.1.1. Modélisation de la tête de l'accélérateur

La tête de l'accélérateur simulé cité du cyclotron utilisé dans l'Institut Curie-Centre de Protonthérapie d'Orsay (ICPO). La ligne est composée de tous les éléments utilisés généralement dans la technique de diffusion double et qui ont été détaillés dans le chapitre 2.

Les éléments utilisés dans notre simulation sont positionnés tout au long de l'axe Z où la longueur de la ligne est de 55 cm de l'origine. Les différents éléments sont modélisés par le code MCNP.

a) La source

La source a été modélisée par un cylindre de 1.1 cm de diamètre et d'une hauteur de 1 cm. La figure (III.1) représente une vue en 3D de la source modélisée par MCNP6.

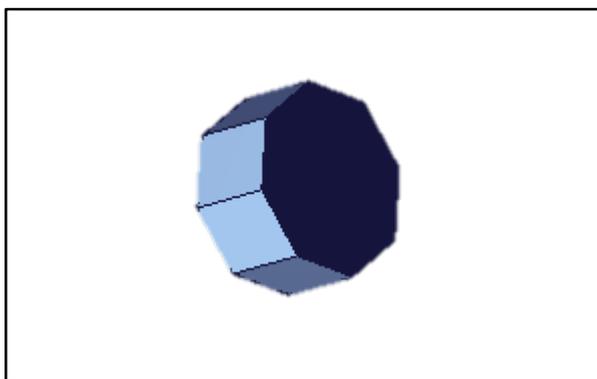


Figure (III.1) : Vue en 3D de la source modélisée par MCNP6.

b) Premier diffuseur

Le premier diffuseur est formé par une plaque en tantale. Il a été modélisée par un parallélépipède de surface 2,8 cm x 2,3 cm. L'épaisseur totale utilisées est de 0,51 mm (Sayah, 2012). La figure (III.2) représente une vue en 3D du premier diffuseur modélisé par MCNP6.

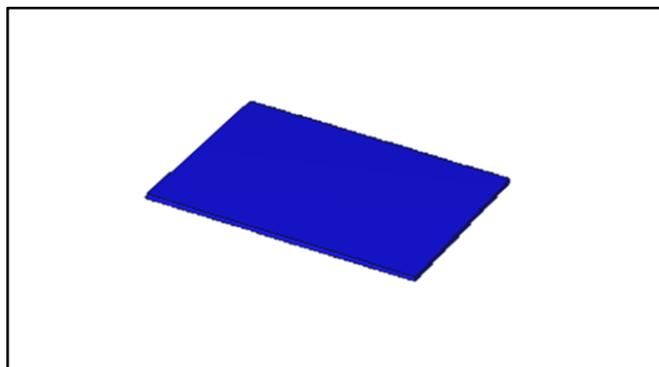


Figure (III.2) : Vue en 3D du premier diffuseur modélisé par MCNP6.

c) Second diffuseur

Le second diffuseur est formé par la combinaison d'un cylindre de lexan de 5.404 mm d'épaisseur et 8 cm de rayon et d'un cylindre de plomb de 0.0346 mm d'épaisseur et 6 cm de rayon, La figure (III.3) montre la modélisation du second diffuseur dans MCNP. Il est placé de manière à ce que la partie en plomb soit du côté du patient (Sayah ,2012).

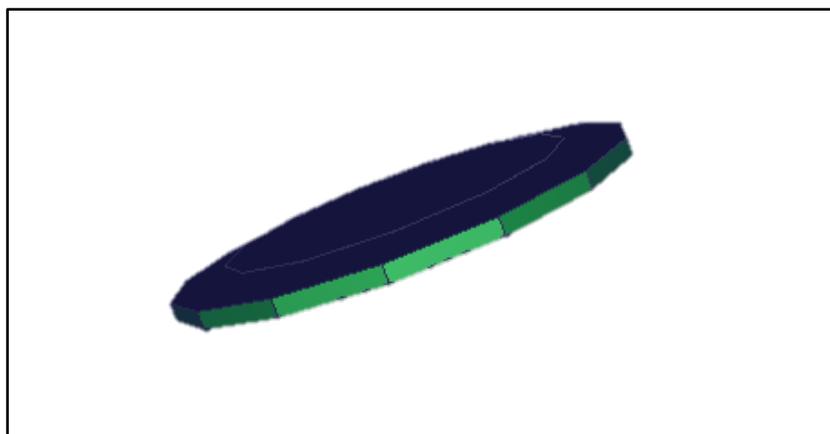


Figure (III.3) : Vue en 3D du Second diffuseur modélisé sous MCNP (La partie en bleu correspond au plomb et la partie en vert au lexan).

d) Mâchoires X et Y

Les mâchoires X ont été modélisées par deux parallélépipèdes en nickel de dimensions 18 cm x 30 cm x 5,7 cm et sont séparées d'une distance de 15,6 cm dans la direction de l'axe des X. Les mâchoires Y ont été modélisées par des plaques de 23,8 cm x 12,5 cm x 5,7 cm avec une distance les séparant égale à 15,7 cm dans la direction de l'axe Y (Sayah ,2012).

Les mâchoires selon les axes X et Y, donnant au faisceau une rectangulaire et délimitent le champ d'irradiation, La figure (III.4) montre la modélisation des mâchoires X et Y dans MCNP.

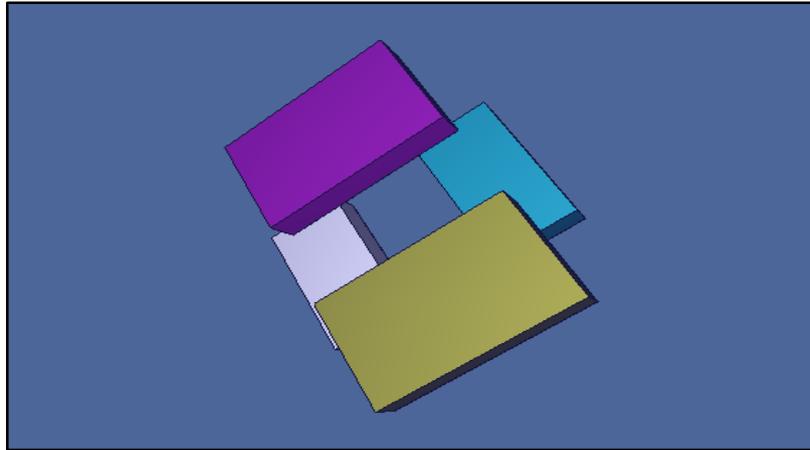


Figure (III.4) : Vue en 3D des mâchoires X et Y dans MCNP.

e) Le Collimateur personnel

Le collimateur personnel en laiton a été modélisé par un cylindre extérieur de 7,5 cm de rayon et 6,5 cm de hauteur. L'ouverture intérieure est cylindrique afin d'obtenir un collimateur avec un rayon de 2 cm du côté du patient qui détermine le champ d'irradiation (Sayah, 2012). La figure (III.5) montre la modélisation du collimateur personnel dans MCNP.

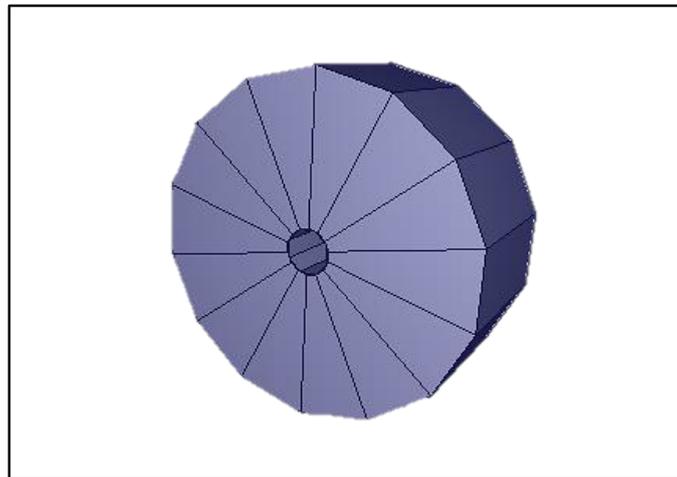


Figure (III.5) : Vue en 3D de collimateur personnel.

f) Le compensateur

Il a été modélisé par un cylindre en plexiglas de 2 cm de hauteur et de 7.5 cm de rayon (Sayah ,2012). Leur rôle est bien décrit dans le chapitre 2, La figure (III.6) montre la modélisation de compensateur dans MCNP.



Figure (III.6) : Vue en 3D du compensateur.

g) Cadre de la ligne

L'ensemble de la ligne de traitement est encadré par des plaques en acier de 1,5 cm d'épaisseur qui s'étendent du premier diffuseur Au-delà des mâchoires X et Y (Sayah, 2012). La figure (III.7) montre la modélisation du cadre de la ligne dans MCNP et les composantes de la tête de l'accélérateur.

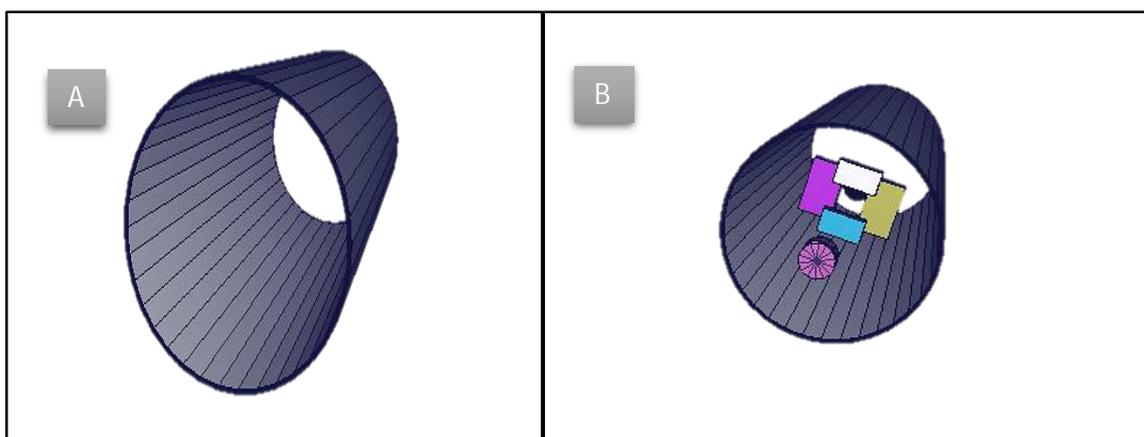


Figure (III.7) : (A) la modélisation du cadre de la ligne dans MCNP, (B) la modélisation du cadre de la ligne et les composantes de la tête de l'accélérateur.

III.1.2. Modélisation de la tête humaine (peau, crâne et cerveau)

La tête est modélisée par un ellipsoïde qui se compose de la peau dans la couche externe, suivie du crâne qui entoure les bords du cerveau. Au centre de la tête, nous trouvons le cerveau, qui se compose de deux types de matière : la matière grise et la matière blanche. Les différentes dimensions de la tête et sa composition interne se retrouvent sur la figure (III.8).

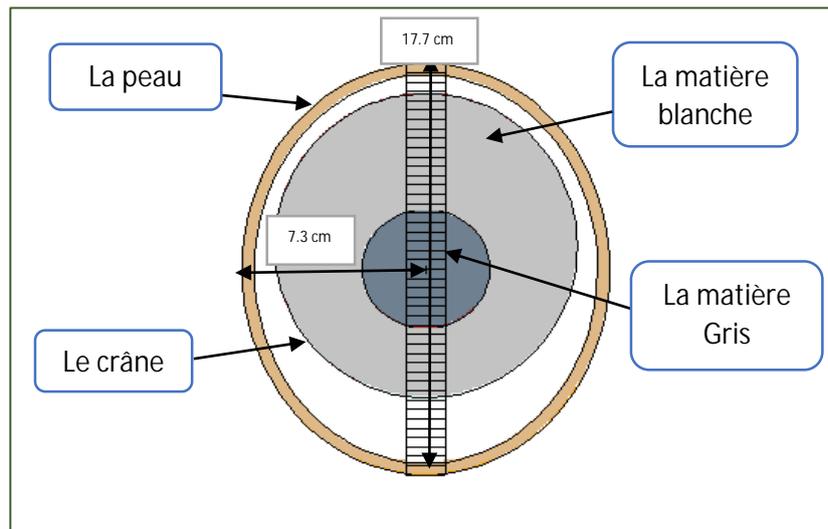


Figure (III.8) : Vue en 2D de la tête humaine simulée.

Ainsi la représentation géométrique en 3D de la tête humaine dans MCNP est donnée par la figure (III.9).

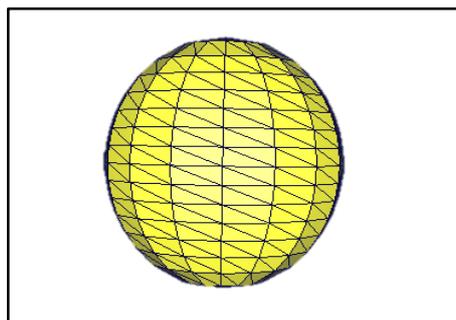


Figure (III.9): Vue en 3D de la tête humaine.

Lorsque nous calculons les doses libérées par les protons, nous calculons que la dose dans des zones spécifiques de la tête. Chaque zone est appelée un voxel tridimensionnel. La surface de sa base égale à 0.0256 cm^2 . La figure (III.10) montre la barre des voxels dans laquelle nous calculerons les doses.

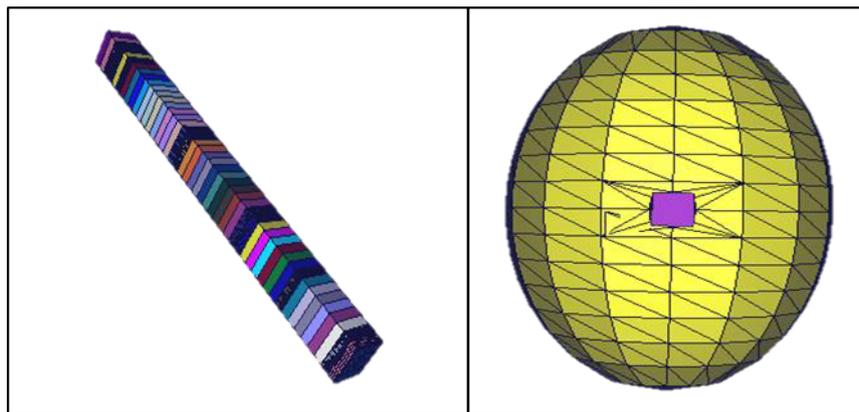


Figure (III.10) : Vue en 3D de la barre des voxels et leur emplacement dans la tête.

III.1.3. Géométrie de la ligne de traitement modélisée sous MCNP

La figure (III.10) montre la géométrie complète de la ligne, telle qu'elle a été modélisée sous MCNP au cours de ce travail, Pour une meilleure visualisation des éléments, la figure est orientée horizontalement et le cadre en acier de la ligne n'est pas représenté.

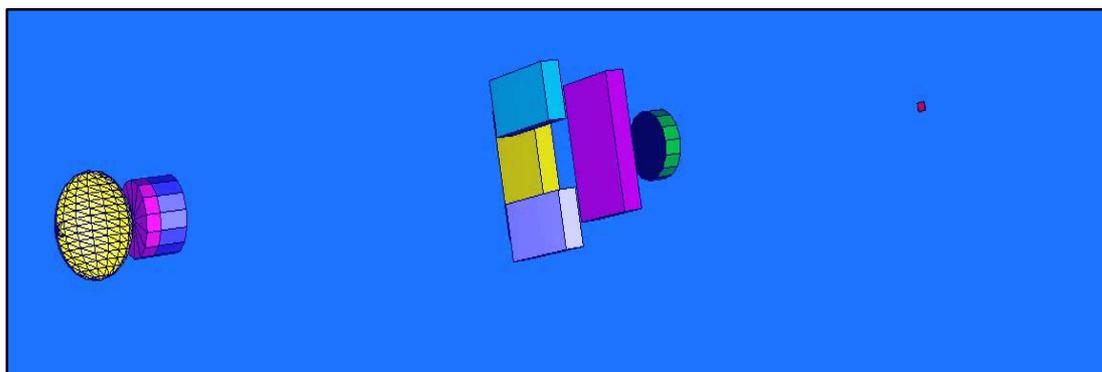


Figure (III.11) : Géométrie complète de la ligne de traitement modélisé sous MCNP.

III.2. Localisation du pic de Bragg à l'intérieur de la tête humain

a) Distribution de l'énergie en profondeur

Les distributions de l'énergie en profondeur ont été calculées en utilisant un faisceau cylindrique des protons centré sur l'axe verticale de la tête. Huit simulations ont été réalisées correspondant chacune à une énergie du faisceau de 120, 130, 140, 150, 160, 170, 180 et 190 MeV, pour un champ d'irradiation circulaire de $12,56 \text{ cm}^2$. Pour chaque cas, le nombre de protons simulé est de 1.10^8 afin d'obtenir une incertitude statistique inférieure à 2%. Les figures

(III.11), (III.12), (III.13), (III.14), (III.15), (III.16), (III.17), et (III.18) représentent graphiquement les distributions d'énergie dans le tête suite à 8 irradiations correspondant aux faisceaux de protons d'énergie 120, 130, 140, 150, 160, 170, 180 et 190 MeV, respectivement.

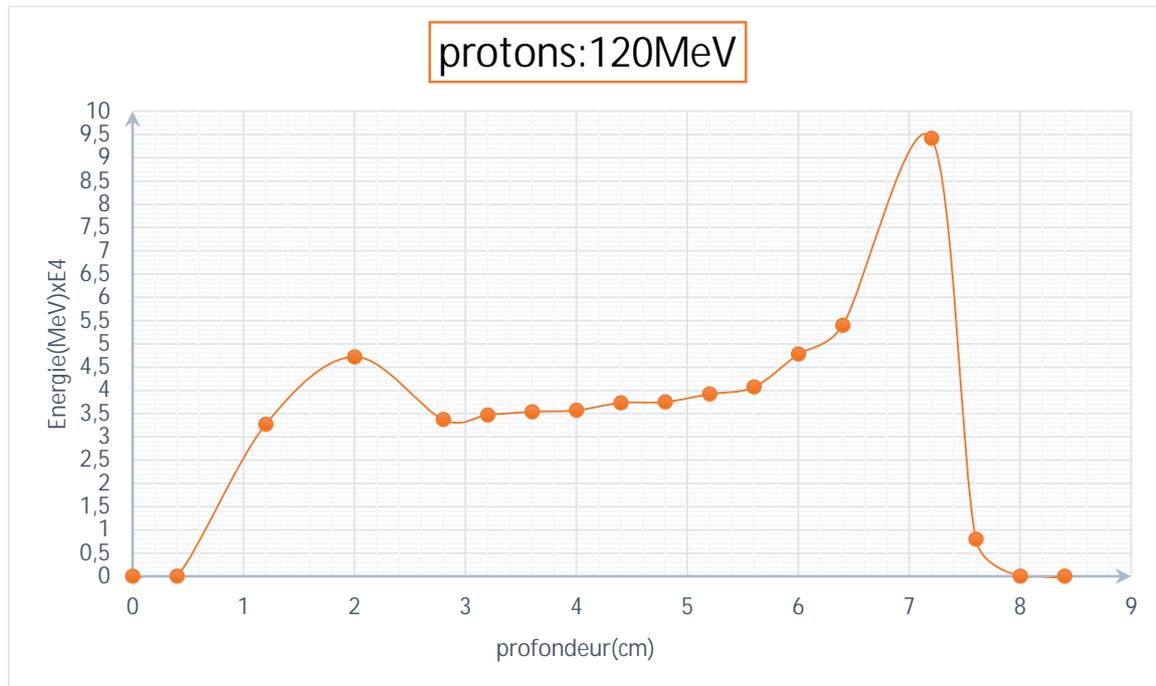


Figure (III.12) : Distribution de l'énergie déposée dans la tête humaine pour des protons de 120 MeV. Le pic de Bragg apparaît à une profondeur de 8 cm.

La figure (III.12) représente les changements d'énergie libérées dans la tête par des protons de 120 MeV. La courbe débuté approximativement à partir de 0 , cela est dû à l'interaction des protons avec l'air qui existe entre la tête et le compensateur. Puis elle passe par un petit pic résultant de l'interaction des protons avec le crâne , car le crâne a une plus grande densité que l'air, ensuite stabilise avec une légère augmentation avec la profondeur vers la fin , le pic de Bragg résultant de la diminution de la vitesse du proton, ce qui augmentait la probabilité d'interaction . Donc l'augmentation de l'énergie libérée jusqu'à une chute complète vers zéro résultant de l'arrêt complète des protons, La profondeur à laquelle le pic de Bragg apparaisse est localisée à 7,2 cm.

Chaque fois que nous augmentons l'énergie des protons, le parcours augmente en conséquence la vitesse augmente, ce qui réduit la possibilité d'interaction, ce qui favorise

l'augmentation du parcours du proton dans la tête, toutes ces constatations sont illustrées dans les figures (III.13), (III.14), (III.15), (III.16), (III.17), (III.18), et (III.19).

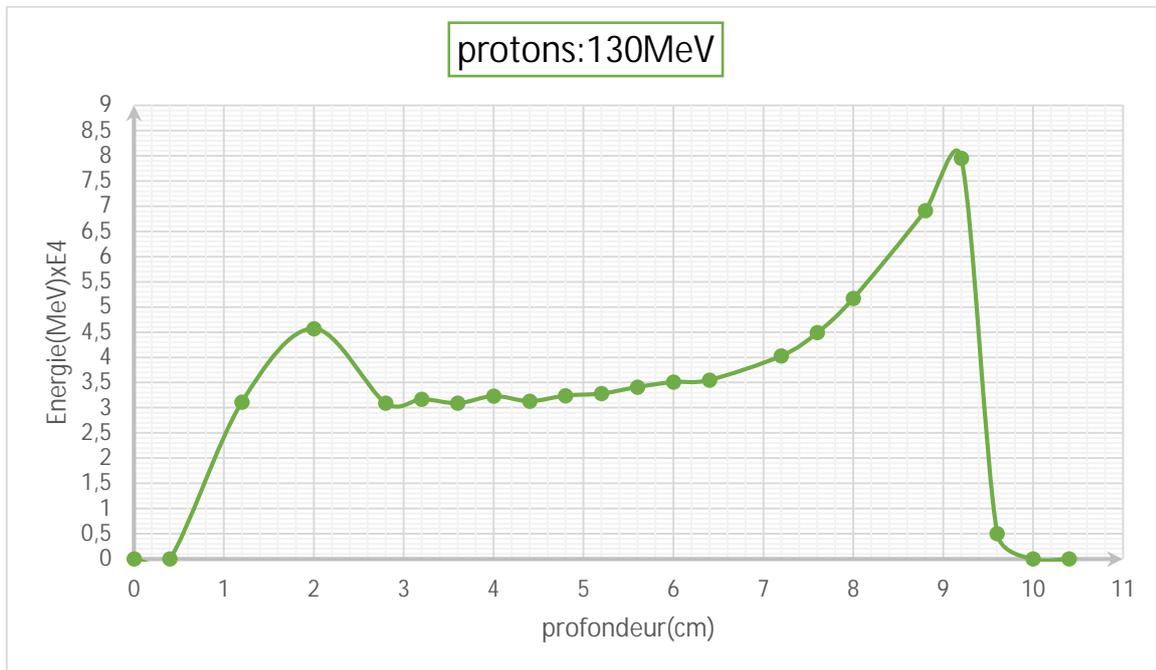


Figure (III.13) : Distribution de l'énergie déposée dans la tête humaine pour des protons de 130 MeV. Le pic de Bragg apparaît à une profondeur 10 cm.

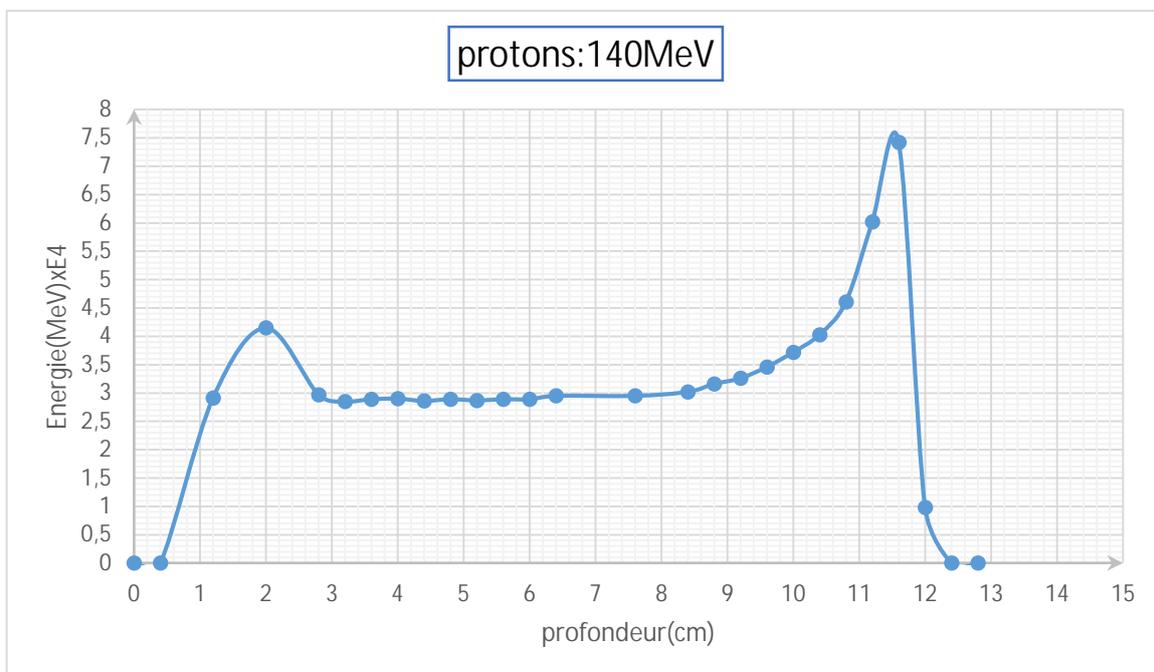


Figure (III.14) : Distribution de l'énergie déposée dans la tête humaine pour des protons de 140 MeV. Le pic de Bragg apparaît à une profondeur 12.4 cm.

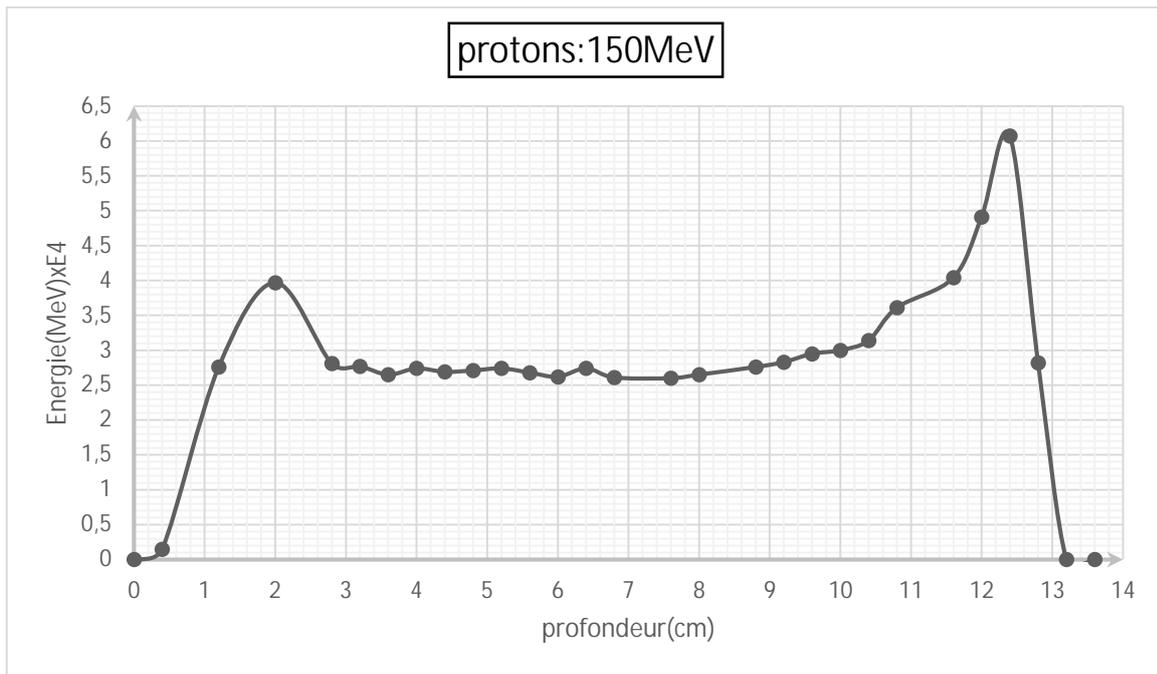


Figure (III.15) : Distribution de l'énergie déposée dans la tête humaine pour des protons de 150 MeV. Le pic de Bragg apparaît à une profondeur de 12.8 cm.

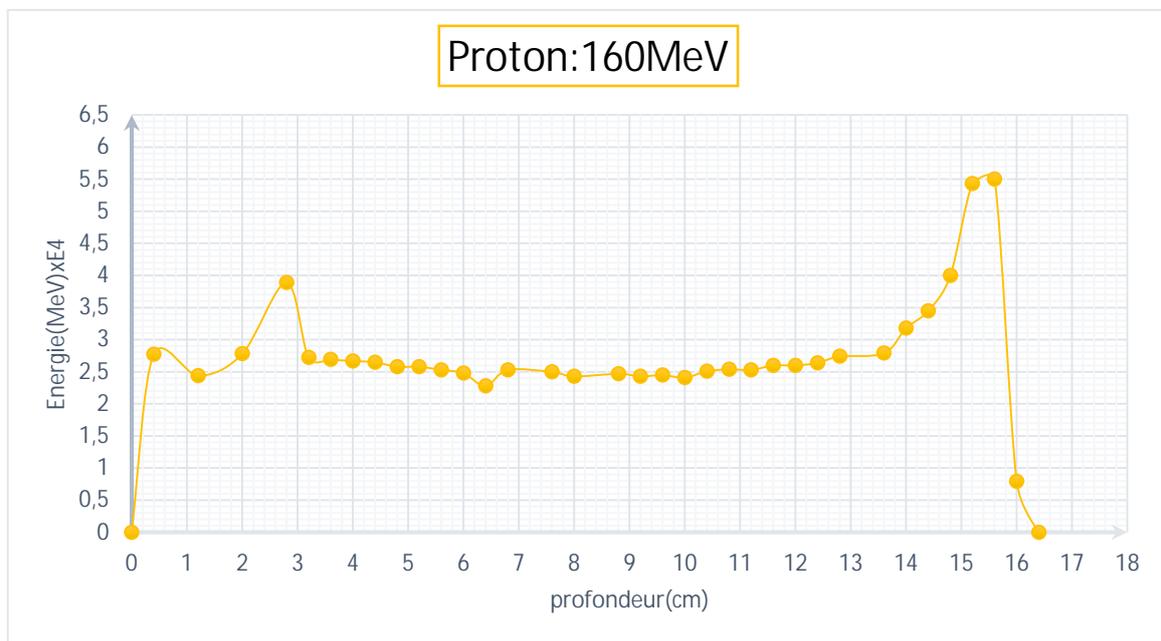


Figure (III.16) : Distribution de l'énergie déposée dans la tête humaine pour des protons de 160 MeV. Le pic de Bragg apparaît à une profondeur de 16.4 cm.

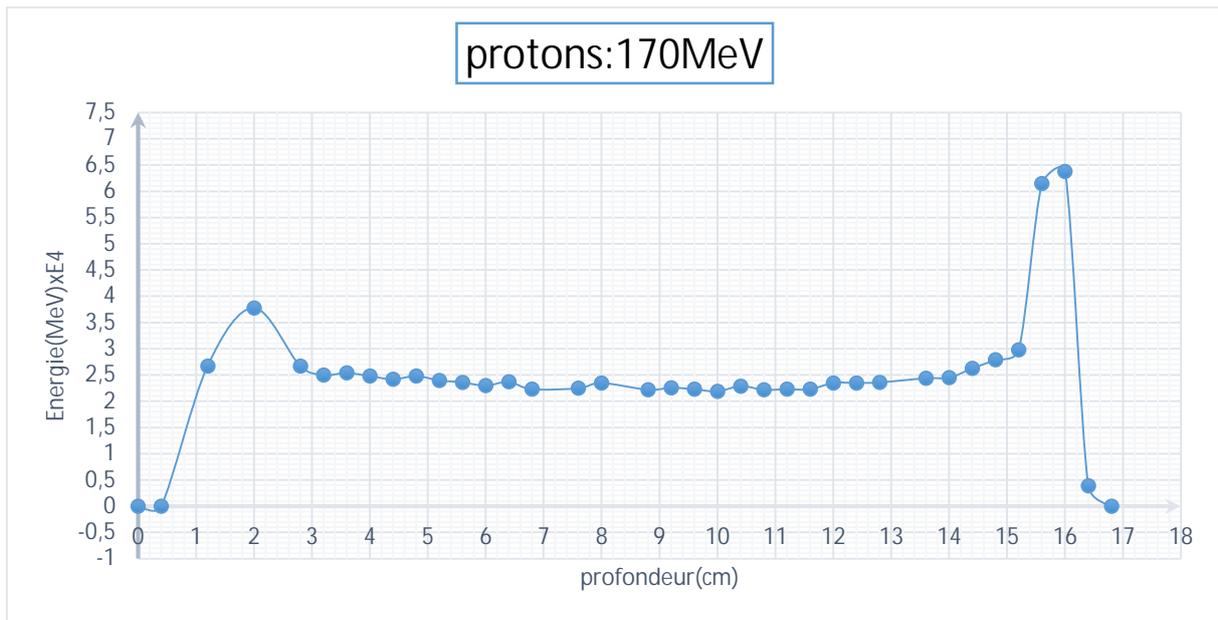


Figure (III.17) : Distribution de l'énergie déposée dans la tête humaine pour des protons de 170 MeV. Le pic de Bragg apparaît à une profondeur de 16.8 cm.

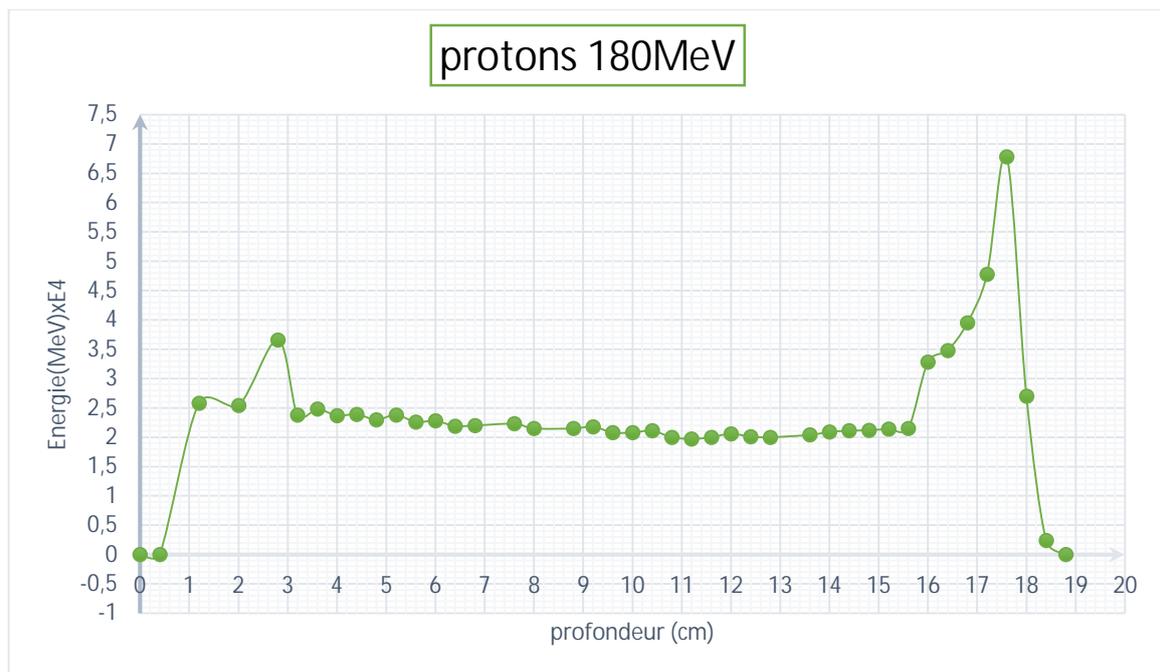


Figure (III.18) : Distribution de l'énergie déposée dans la tête humaine pour des protons de 180 MeV. Le pic de Bragg apparaît à une profondeur de 18.9 cm.

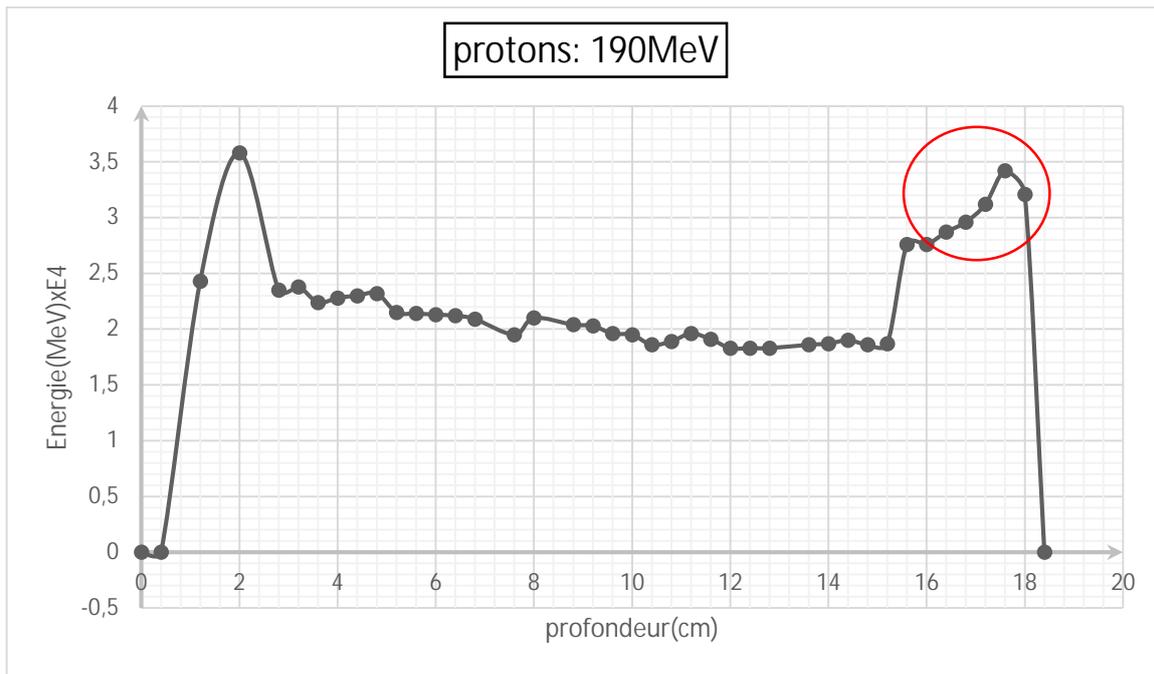


Figure (III.19) : Distribution de l'énergie déposée dans la tête humaine pour des protons de 190 MeV.

Sur la figure (III.19), on remarque clairement que du pic de Bragg n'est plus vérifiée, et cela est dû au fait que cette énergie (190 MeV) est – au – delà de la gamme d'énergie thérapeutique valable pour cette géométrie. Les simulations ne sont donc valables que pour le reste des énergies inférieures à 190 MeV.

b) Distribution de la dose en profondeur.

Les énergies déposées sont calculées et exprimées en MeV. Ensuite leurs valeurs sont converties en grandeurs dosimétriques. Afin de convertir les énergies simulées en termes de dose absorbée, exprimée en Gray (Gy), ces dernières sont multipliées par un facteur de conversion (K). Ce facteur de peut-être déterminé en utilisant les transformations suivantes :

$$\text{Gy} = \text{J/Kg} \tag{III.1}$$

En premier temps, l'unité d'énergie en MeV a été convertie en Joule:

$$1 \text{ MeV} = 1,602 \cdot 10^{-13} \text{ J} \tag{III.2}$$

La tête a été divisé en 56 voxels et le volume de chaque voxel est l'ordre de 0.01024 cm^3 . Ainsi, les densités de la peau, le crâne et le cerveau sont respectivement 1.09,1.61,1.04 g/cm^3 .

La masse de chaque voxel est donc :

-Pour la peau :

$$m = d \times v = 1.09 \text{ g.cm}^{-3} \times 0.01024 \text{ cm}^3 = 0.01 \text{ g} = 10^{-5} \text{ Kg.} \quad (\text{III.3})$$

-Pour le crâne :

$$m = d \times v = 1.61 \text{ g.cm}^{-3} \times 0.01024 \text{ cm}^3 = 1.64 \times 10^{-5} \text{ Kg.} \quad (\text{III.4})$$

-Pour le cerveau :

$$m = d \times v = 1.04 \text{ g.cm}^{-3} \times 0.01024 \text{ cm}^3 = 1.06 \times 10^{-5} \text{ Kg.} \quad (\text{III.5})$$

-Pour l'air :

$$m = d \times v = 0.00129 \text{ g.cm}^{-3} \times 0.01024 \text{ cm}^3 = 1.32 \times 10^{-5} \text{ Kg.}$$

Ensuite, l'énergie déposée dans le fantôme, calculée par le code MCNP6, a été convertie en dose absorbée. L'expression suivante a été appliquée :

-Pour la peau :

$$\text{MeV/Kg} = 1.602 \times 10^{-13} \text{ J} / 10^{-5} \text{ Kg} = 1.602 \times 10^{-8} \text{ Gy.} \quad (\text{III.6})$$

-Pour le crâne :

$$\text{MeV/Kg} = 1.602 \times 10^{-13} \text{ J} / 1.64 \times 10^{-5} \text{ Kg} = 9.95 \times 10^{-9} \text{ Gy.} \quad (\text{III.7})$$

-Pour le cerveau :

$$\text{MeV/Kg} = 1.602 \times 10^{-13} \text{ J} / 1.06 \times 10^{-5} \text{ Kg} = 1.51 \times 10^{-8} \text{ Gy.} \quad (\text{III.8})$$

-Pour l'air :

$$\text{MeV/Kg} = 1.602 \times 10^{-13} \text{ J} / 1.32 \times 10^{-5} \text{ Kg} = 1.21 \times 10^{-8} \text{ Gy.} \quad (\text{III.9})$$

Ainsi, pour générer la dose absorbée, on multiplie l'énergie déposée (Y) par les facteurs de conversions K représentés sur le tableau suivant :

Matière	Facteurs de conversions (Gy)
la peau	1.602×10^{-8}
le crâne	9.95×10^{-9}
le cerveau	1.51×10^{-8}
l'air	$1,21 \times 10^{-8}$

Tableau (III.1) : Facteurs de conversions correspondantes aux différentes matières.

En utilisant cette transformation, on a pu convertir toutes les énergies simulées en doses absorbées.

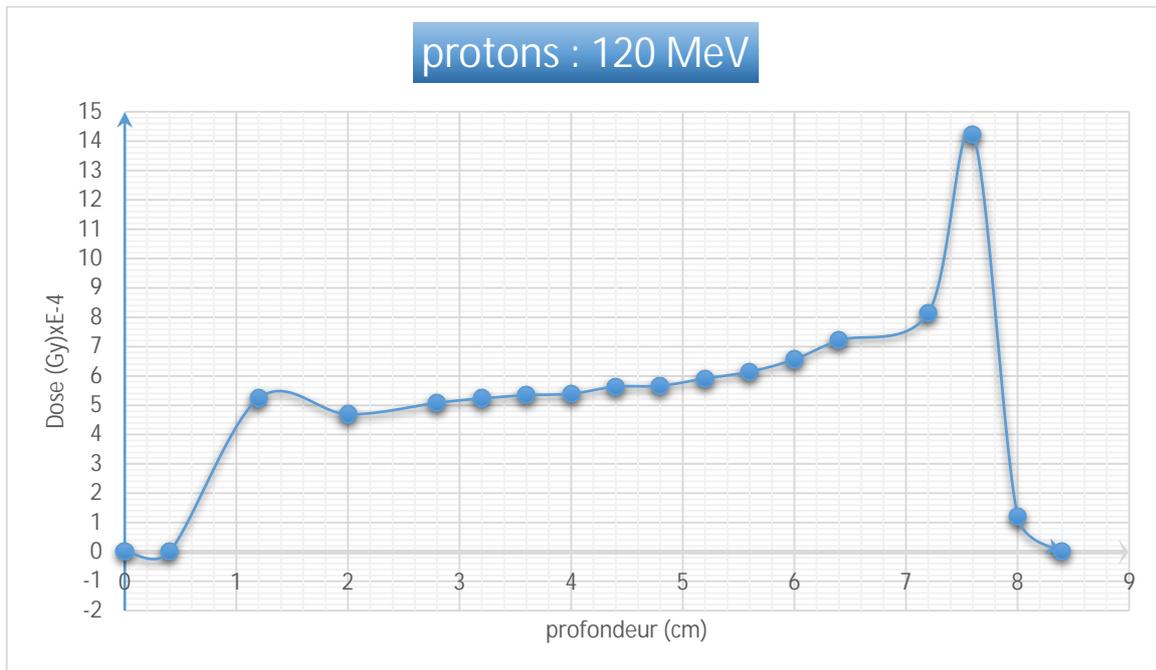


Figure (III.20) : Distribution de dose absorbée dans la tête pour un faisceau de protons d'énergie de 120 MeV en fonction de la profondeur. Le parcours équivalent est de 8,4 cm.

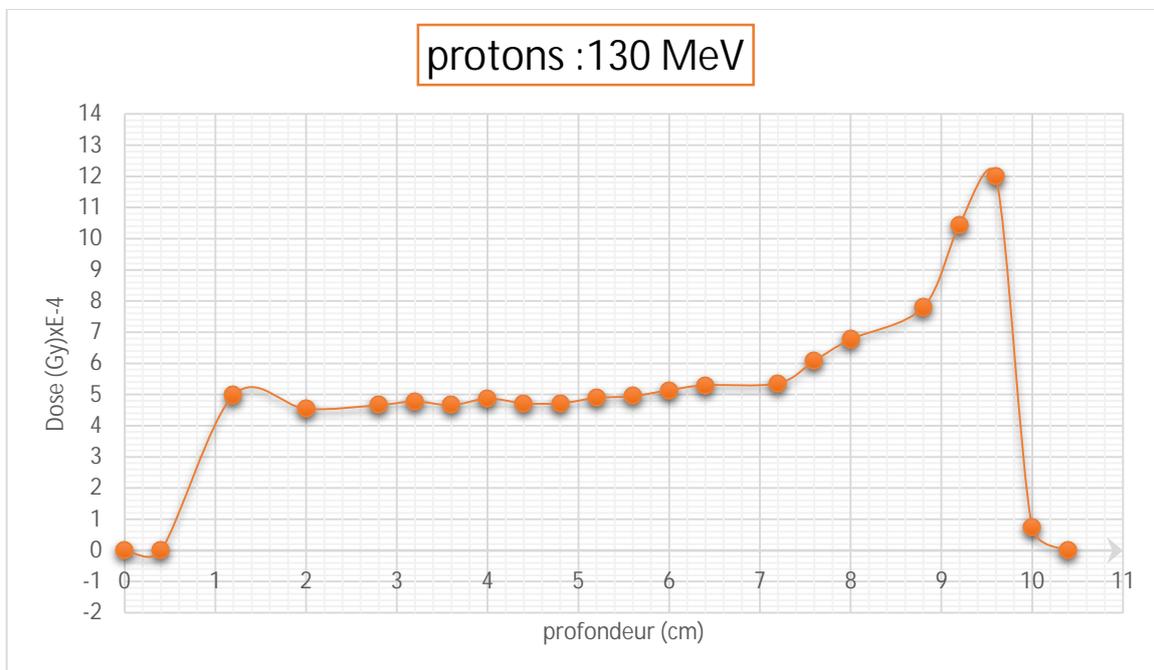


Figure (III.21) : Distribution de la dose absorbée dans la tête pour un faisceau de protons d'énergie de 130 MeV en fonction de la profondeur. Le parcours équivalent est de 10,4 cm.

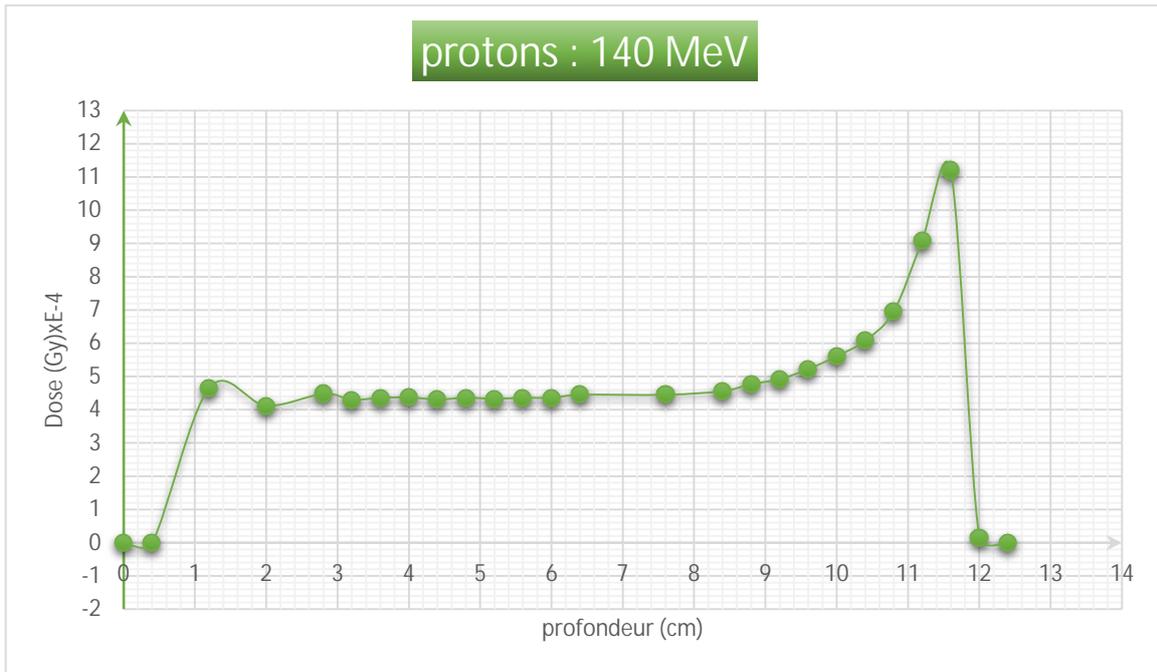


Figure (III.22) : Distribution de la dose absorbée dans la tête pour un faisceau de protons d'énergie de 140 MeV en fonction de la profondeur. Le parcours équivalent est de 12,4 cm.

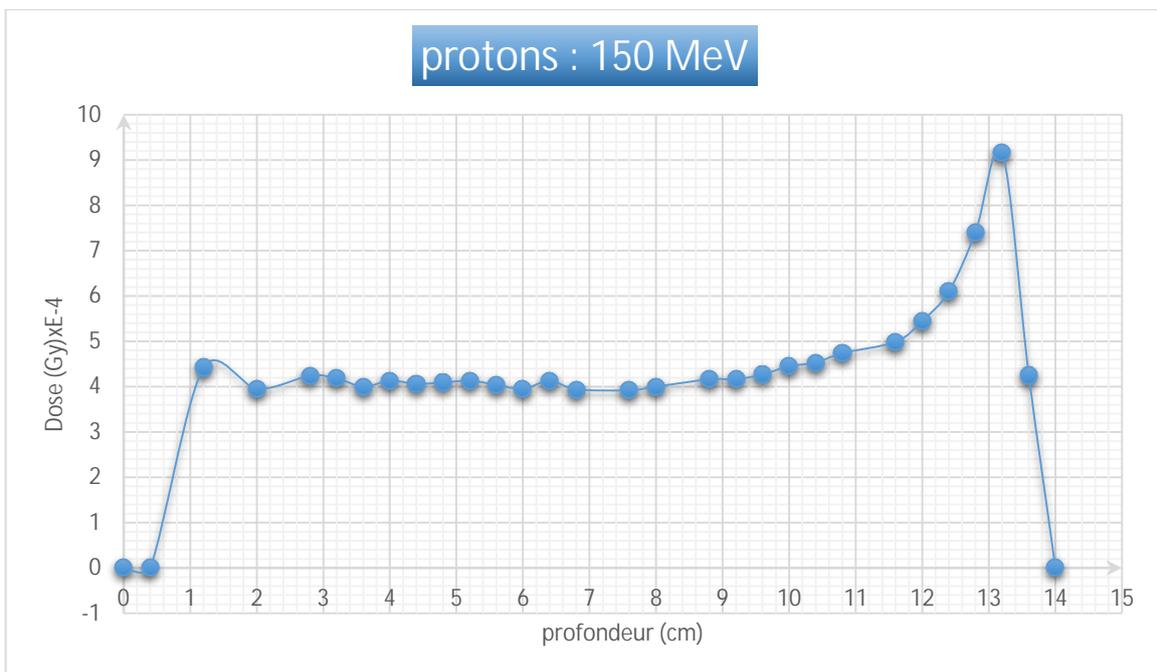


Figure (III.23) : Distribution de la dose absorbée dans la tête pour un faisceau de protons d'énergie de 150 MeV en fonction de la profondeur. Le parcours équivalent est de 13,6 cm.

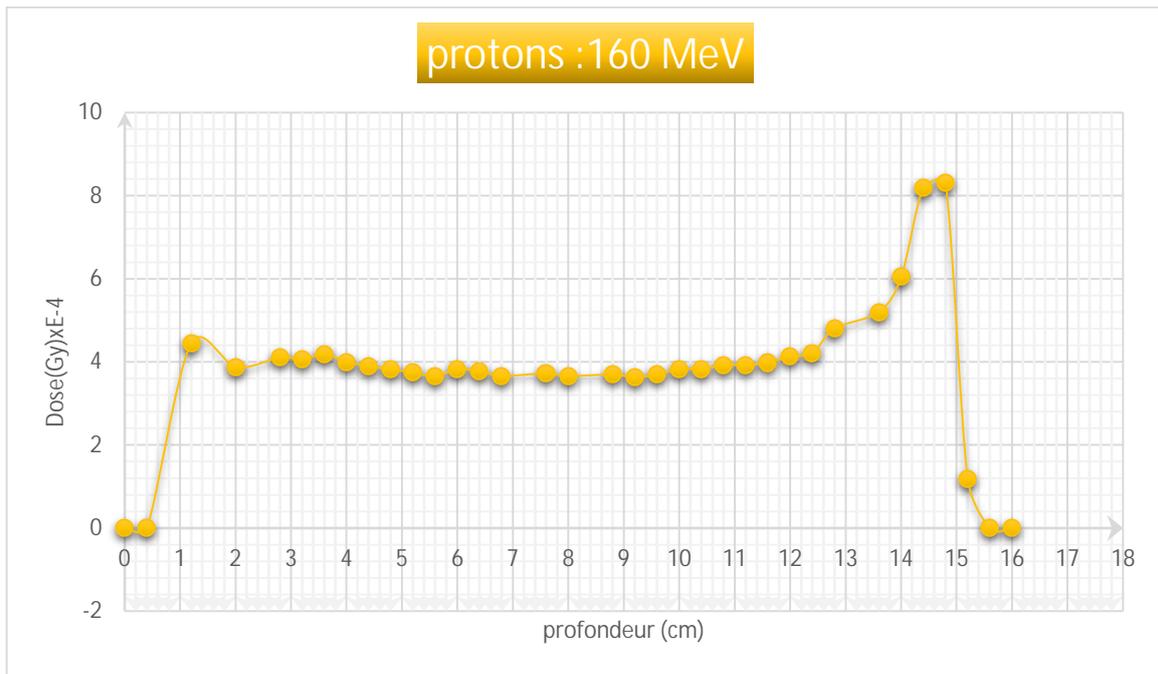


Figure (III.24) : Distribution de la dose absorbée dans la tête pour un faisceau de protons d'énergie de 160 MeV en fonction de la profondeur. Le parcours équivalent est de 15,5 cm.

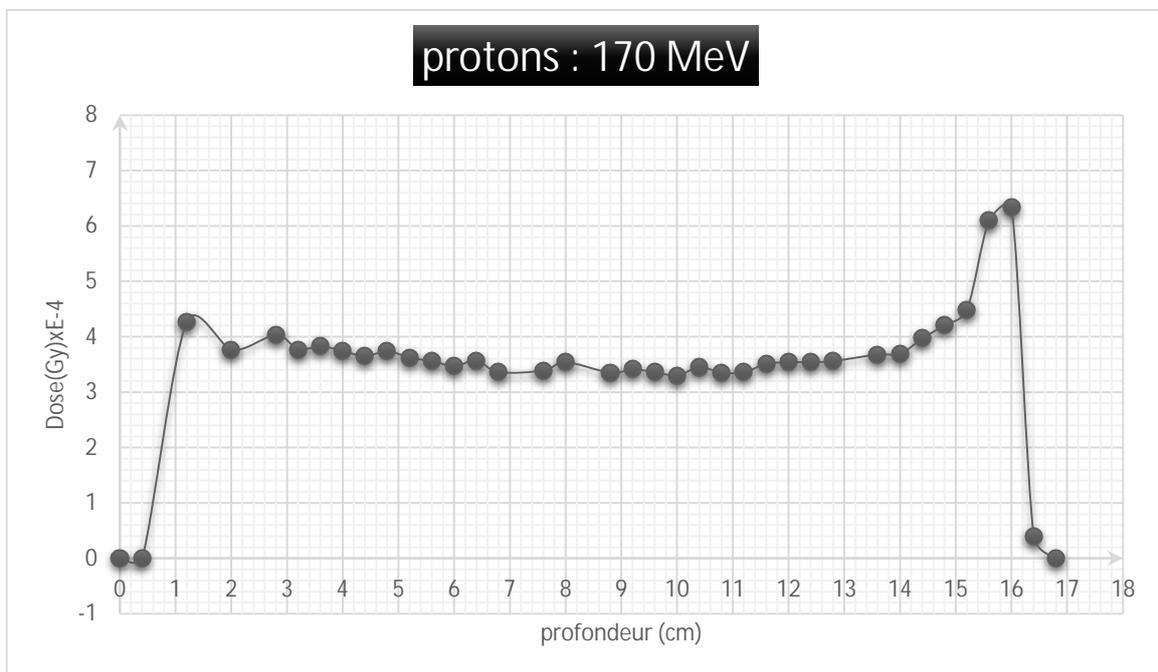


Figure (III.25) : Distribution de la dose absorbée dans la tête pour un faisceau de protons d'énergie de 170 MeV en fonction de la profondeur. Le parcours équivalent est de 16,8 cm.

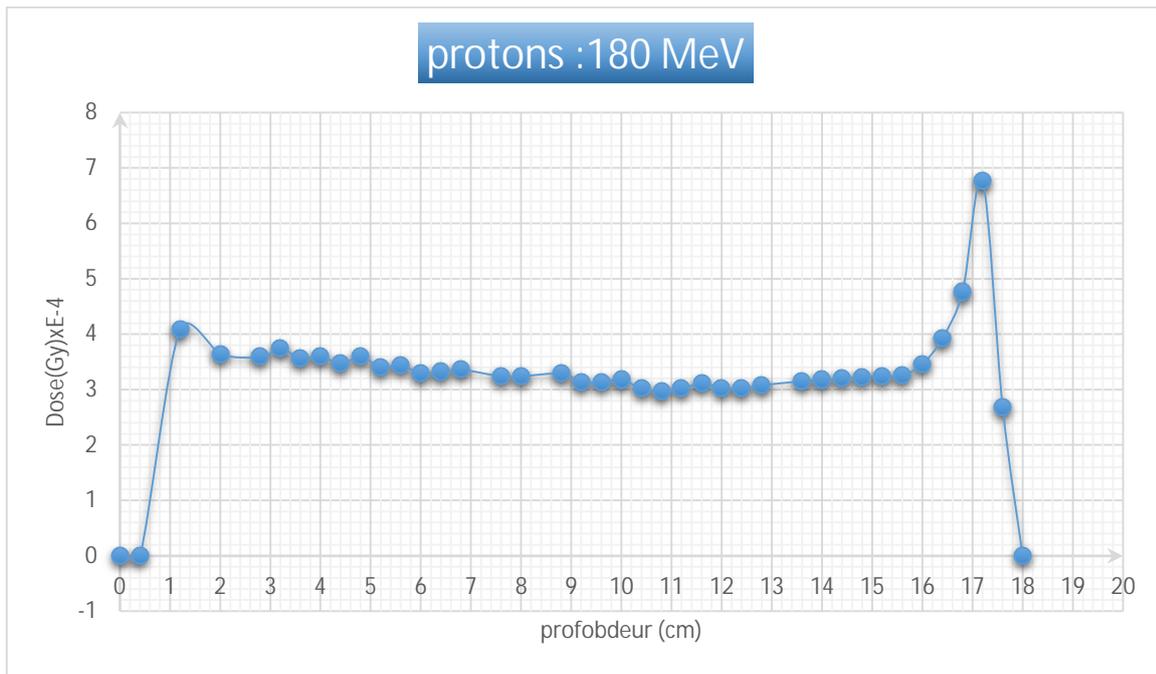


Figure (III.26) : Distribution de la dose absorbée dans la tête pour un faisceau de protons d'énergie de 180 MeV en fonction de la profondeur. Le parcours équivalent est de 18 cm.

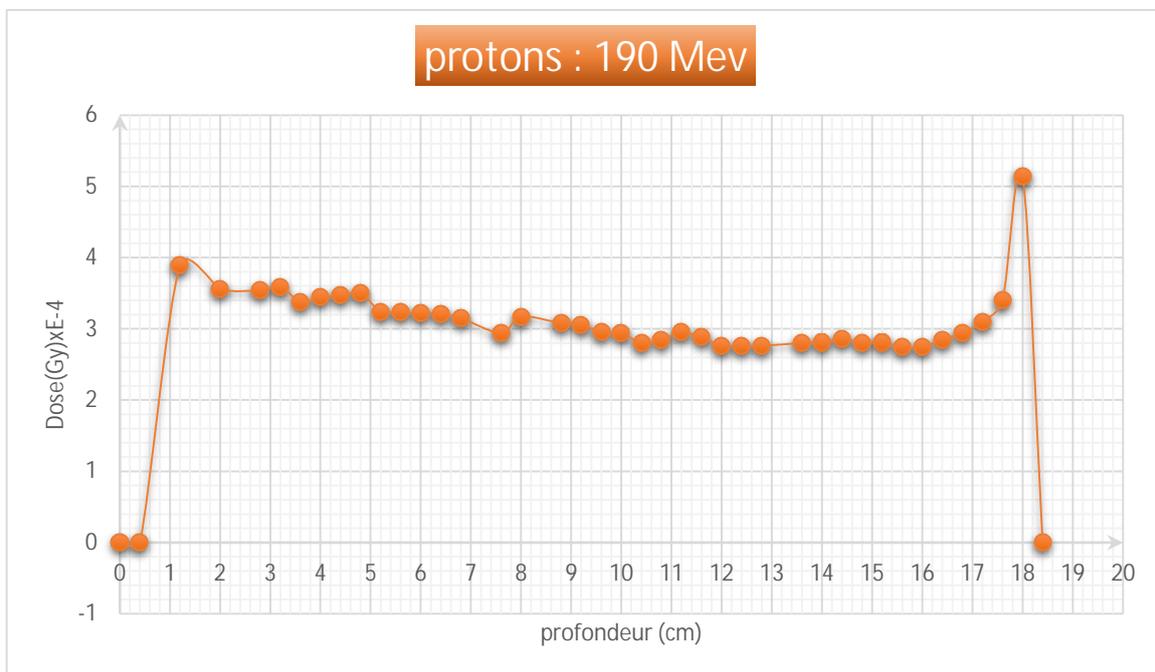


Figure (III.27) : Distribution de la dose absorbée dans la tête pour un faisceau de protons d'énergie de 190 MeV en fonction de la profondeur. Le parcours équivalent est de 18,3 cm.

Les figures (III.20) , (III.21), (III.22), (III.23), (III.24), (III.25), (III.26) et (III.27) , représentent la variation de dose en fonction de la profondeur dans la tête. On remarque une légère montée sous forme d'un petit pic au début. Cela est dû au crâne de la tête. Le cran affecte le parcours des protons, il représente milieu atténuateur. Donc, une partie des protons est éliminée. Puis il est suivi d'une petite augmentation en fonction de profondeur jusqu'à ce que la vitesse du proton à l'intérieur de la tête devienne faible, qui donne naissance du pic de Bragg. Ensuite la dose diminue fortement et tend vers zéro, c'est l'arrêt complète des protons. De ce qui précède, on note que l'on peut localiser le pic de Bragg qui dépend principalement de l'énergie des protons. Cette propriété est utilisée dans le traitement des tumeurs à différents endroits de la tête avec une bonne précision par rapport aux photons et électrons qui conviennent principalement au traitement des tumeurs superficielles. La figure (III.28) représente la variation de la position de pic de Bragg pour les différentes énergies utilisés dans les simulations réalisées.

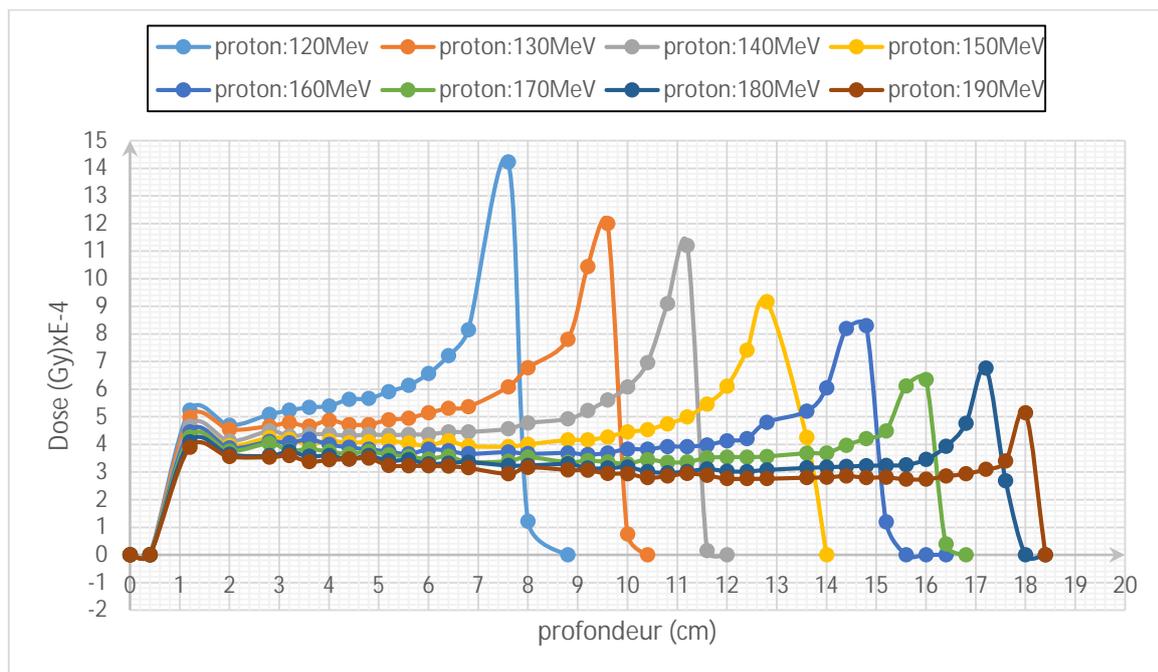


Figure (III.28) : Variation du pic de Bragg en fonction de l'énergie.

c) Profil latéral de la distribution de dose

L'évaluation des profils de dose est un indicateur de la correcte implémentation de la géométrie (côtes, position et matériaux) spécialement dans la zone de pénombre où le fort gradient de dose a une origine géométrique. La figure (III.29) représente le profil de dose des protons de (140 MeV) calculé avec MCNP pour une tête humaine sur l'axe horizontale (ox), pour un champ d'irradiation de forme circulaire de 201.1 cm².

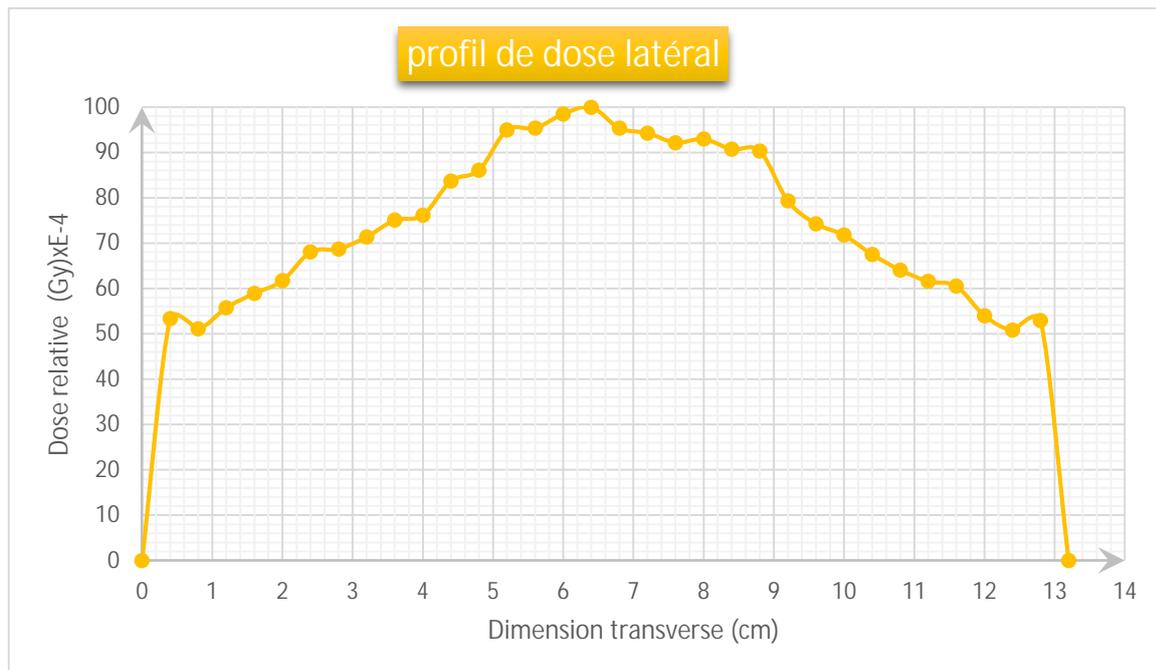


Figure (III.29) : Profil de dose latéral calculé pour une tête humaine avec un collimateur de 8 cm de rayon, à une profondeur $z = 9$ cm.

On voit que la dose n'est pas répartie uniformément tout au long de l'axe, car elle est concentrée au centre de l'axe. Tandis qu'elle diminue sur les deux côtés. Cela est dû à la diffusion des protons sur la paroi du crâne, qui a une densité de matière plus importante que la substance cérébrale, ce qui conduit à une forte concentration de protons au milieu, ce qui a contribué à l'augmentation la dose au milieu de la tête par rapport aux membres.

Lorsque le faisceau de protons est diffusé en passant à travers de la tête, son profil latéral est élargi. Si on utilise un collimateur afin de délimiter la taille de champ désirée, le profil latéral suit les bords latéraux du collimateur. La taille de champ est définie entre les 50% de la dose maximale du profil. Sans phénomène de diffusion le profil latéral de la distribution de dose serait un échelon, mais avec l'effet de la dispersion les bords du profil s'arrondissent et la dose

ne chute pas verticalement. La pénombre latérale dépend donc de la diffusion dans les différents éléments traversés par le faisceau de protons. La pénombre latérale quantifie la pente de cette chute. Elle est définie entre les 20% et 80% de dose maximale de la distribution latérale. Cet élargissement est souhaitable, car il correspond en partie à la densité microscopique des cellules tumorales, il participe à l'extension du volume cible que l'on irradie ainsi avec une dose proportionnelle à la probabilité de présence des cellules tumorales. Les dimensions de cette zone doivent englobe normalement le volume cible irradié. Cette zone est dite : enveloppe isodose.