

## **Intérêts de l'imagerie protonique pour la proton-thérapie**

R. Amblard, V. Floquet, J. Hérault

Centre Antoine Lacassagne, Cyclotron biomédical de Nice,

227 avenue de la Lanterne, 06200 Nice

[amblard.regis@hotmail.fr](mailto:amblard.regis@hotmail.fr)

Le centre Antoine Lacassagne de Nice est équipé depuis 1991 d'un cyclotron à usage médical permettant le traitement de tumeurs oculaires avec des protons de faible énergie (65 MeV). Une nouvelle installation, dite de haute énergie (250 MeV), va prochainement être installée. Celle-ci permettra le traitement de tumeurs profondes.

La radiothérapie par protons possède de nombreux avantages par rapport à la radiothérapie par photons : en effet, le proton étant une particule chargée, il interagit directement avec la matière. Son parcours est fini et la majorité de son énergie est déposée en fin de parcours, au niveau du pic de Bragg. Au delà de ce pic, aucune dose n'est délivrée, ce qui permet d'épargner considérablement les tissus sains avoisinants. Ceci offre la possibilité de réaliser des traitements d'une haute conformation qui épargne considérablement les tissus sains.

L'imagerie proton a été initialement proposée en 1963 par Allan Cormack [1, 2]. Son principe est simple : avec un faisceau d'énergie suffisamment élevée traversant la totalité du patient, le signal en sortie peut être exploité pour réaliser une image. Ainsi, la densité variable de matière d'un objet peut être déterminée en mesurant la perte d'énergie des particules chargées à travers celui-ci. Dans ce cas, contrairement à la radiothérapie, le faisceau de protons n'est pas stoppé dans le patient mais doit avoir une énergie suffisamment élevée pour traverser complètement les tissus et être détecté à l'extérieur de ceux-ci.

La première radiographie utilisant des particules chargées (des protons) fut réalisée par A. M. Koehler et al. en 1968 [3]. Sur le cliché réalisé, la possibilité de détecter des lésions de densité proche de celle des tissus environnants avec un meilleur contraste qu'une imagerie X conventionnelle pour une plus faible dose délivrée a été mise en évidence. Par conséquent, pour un même contraste sur l'image, l'imagerie proton est nettement moins dosante qu'une imagerie X (meilleure résolution en densité par unité de dose). Typiquement, un facteur de 5 à 10 est attendu entre les 2 modalités, en fonction de l'épaisseur du patient [4].

Par la suite, la première reconstruction tomographique utilisant des particules « lourdes » et chargées fut réalisée en 1972 par Goitein et al.[5]. Des données mesurées par

Lyman avec des particules alpha de 840 MeV furent utilisées. Peu de temps plus tard, Crowe et al.[6], utilisèrent un faisceau de particules alpha d'énergie 900 MeV, afin de comparer qualitativement et quantitativement une TDM-p à une TDM-X . Une résolution en contraste nettement supérieure à celle d'un TDM-X ainsi qu'une dose beaucoup plus faible ont été mis en évidence dans le cas d'une acquisition crânienne. Les premières études TDM-p, réalisées par Hanson et al. en 1979 [4, 7, 8], ont confirmé ces avantages, malgré une résolution spatiale plus faible qu'avec des particules alpha.

Etant donné son excellent pouvoir de résolution dans les tissus mous et la faible dose nécessaire à la formation de l'image, l'imagerie proton (radiographie et tomодensitométrie), fut initialement envisagée dans un but diagnostic, pour la détection de lésions tumorales [3-4, 7- 13].

Cependant, l'obstacle principal sur la qualité d'image est le manque de résolution spatiale, engendré par les diffusions coulombiennes multiples des protons avec les noyaux des atomes du milieu. Ce phénomène induit des trajectoires de protons non rectilignes, dégradant la résolution spatiale et complexifiant les méthodes de reconstruction d'image.

Malgré ses nombreux avantages en terme de résolution en contraste et de dose, l'imagerie proton fut cependant abandonnée dans les années 1980 en raison du progrès rapide des technologies d'imagerie X et du coût nettement plus important des cyclotrons. Aujourd'hui, du fait du développement croissant des centres de proton-thérapie, le développement de l'imagerie proton redevient d'actualité. Son utilisation offrirait en effet de nombreux avantages cliniques en augmentant considérablement la précision des traitements.

Les potentiels bénéfiques qu'apporterait l'imagerie proton en proton-thérapie sont les suivants :

-La réalisation d'une tomодensitométrie par protons permettrait d'augmenter la précision sur l'estimation du parcours des protons dans les tissus par le logiciel de planification de traitement [14-17].

-L'utilisation de radiographies avec le faisceau de protons permettrait, avant chaque séance de traitement, de contrôler le positionnement du volume cible par rapport au faisceau avant l'irradiation ainsi que le champ irradié [18-19].

-De plus, ces radiographies protons permettraient de contrôler le parcours des protons calculé par le logiciel de planification de traitement, et ainsi de réduire les incertitudes et donc les marges [16-17, 20].

C'est dans ce cadre que s'inscrit ce travail : le développement d'une imagerie par protons pour la proton-thérapie. Les bénéfices attendus seraient très intéressants puisqu'en augmentant la précision sur l'estimation des parcours des protons, les marges de sécurité pourront être réduites et offrir la possibilité de réaliser des traitements encore plus ciblés en diminuant de manière importante la dose aux tissus sains avoisinants. Le principal défi à relever est l'amélioration de la résolution spatiale sur les images reconstruites.

Dans un premier temps, une étude sur l'installation de faible énergie sera effectuée, avec des objets de petite taille, et par la suite, une extrapolation sur la ligne de haute énergie sera réalisée.

Le travail déjà effectué a consisté en une importante étude bibliographique sur le sujet. Des travaux de modélisation de l'installation déjà existante (basse énergie) ont été également réalisés par simulation Monte-Carlo. En développant un objet test de faible dimension à imager (fantôme), il sera possible de comparer le calcul Monte Carlo et les mesures expérimentales afin de valider le système. Les premières manipulations sur faisceau sont prévues en Juin 2013.

A terme, l'objectif est d'extrapoler ces études à haute énergie et de développer un système de détection capable de fournir des images de qualité suffisante pour les applications en proton-thérapie.

## Références

1. A. Cormack, "Representation of a Function by its Line Integrals, with Some Radiological Applications", *Journal of Applied Physics* **34**, 2722 (1963)
2. A. Cormack, "Representation of a Function by its Line Integrals, with Some Radiological Applications, II", *Journal of Applied Physics* **35**, 2908 (1964)
3. A. M. Koehler, "Proton radiography", *Science* **160**, 303-304 (1968)
4. K.M. Hanson, "Proton Computed Tomography", *IEEE Transactions on Nuclear Science*, Vol. NS-26, No.1, 1979
5. M. Goitein, "Three-dimensional density reconstruction from a series of two-dimensional projections", *Nuclear Instrumentation and Methods* **101**, 509-518 (1972)
6. M. Crowe, T. F. Budinger, J. L. Cahoon, "Axial scanning with 900 MeV alpha particles", *IEEE Transactions on Nuclear Science* **22**, 1752-1754 (1975)
7. K.M. Hanson, "Development of a proton radiographic system for diagnosis and localization of soft-tissue abnormalities – Final report"
8. K.M. Hanson, J.N. Bradbury, T.M. Canon, "Computed tomography using proton energy loss", *Physics in Medicine and Biology* **26**, 965-983 (1981)
9. V. W. Steward, A. M. Koehler, "Proton beam radiography in tumor detection", *Science* **173**, 913-914 (1973)
10. V. W. Steward, A. M. Koehler, "Proton radiographic detection of strokes", *Nature* **245**, 38-40 (1973)
11. V. W. Steward, A. M. Koehler, "Proton radiography in the diagnosis of breast carcinoma", *Radiology* **110**, 217-221 (1974)
12. V. W. Steward, A. M. Koehler, "Proton radiography of a human brain tumor within the skull : a preliminary report", *Surgery neurology* **2**, 283-284 (1974)
13. D. R. Moffett, E. P. Colton, G. A. Concaildi, "Initial test of a proton radiographic system", *IEEE Transactions on Nuclear Science* **22**, 1749-1751 (1975)
14. A. A. Mustafa, Daphne F Jackson, "The relation between x-ray CT numbers and charged particle stopping powers and its significance for radiotherapy treatment planning", *Physics in Medicine and Biology* **28**, 169-176 (1983)
15. U. Schneider, E. Pedroni, A. Lomax, "The calibration of CT Hounsfield units for radiotherapy treatment planning", *Physic in Medicine and Biology* **41**, 111-124 (1996)
16. U. Schneider, P. Pemler, J. Besserer, "Patient specific optimization of the relation between CT-Hounsfield units and proton stopping power with proton radiography", *Medical Physics* **32**, 195-199 (January 2005)

17. B. Schaffner, E. Pedroni, "The precision of proton range calculations in proton radiotherapy treatment planning : experimental verification of the relation between CT-HU and proton stopping power", *Physics in Medicine and Biology* **43**, 1579-1592 (1998)
18. M. Mumot, C. Algranati, M. Hartmann, "Proton range verification using a range probe : definition of concept and initial analysis", *Physics in Medicine and Biology* **55**, 4771-4782 (2010)
19. U. Schneider, J. Besserer, P. Pemler, "First proton radiography of an animal patient", *Medical Physics* **32**(5), 1046-1051 (2004)
20. U. Schneider, E. Pedroni, "Proton radiography as a tool for quality control in proton therapy", *Medical Physics* **22**(4), 353-363 (1995)