

Développement d'un trajectographe et d'un *range-meter* pour l'imagerie proton

Yusuf Karakaya¹, Christian Finck¹, Régina Rescigno¹, Marc Rousseau¹,

Marie Vanstalle¹

¹ *ImaBio, IPHC 23 rue du Loess BP20 67037 Strasbourg*
yusuf.karakaya@iphc.cnrs.fr

Le cancer représente la première cause de mortalité en France, devant les maladies cardiovasculaires et les drogues. Il correspond en effet à près de 30% des décès, soit 150 000 personnes par an. Le nombre de nouveaux cas détectés est proche de 350 000 par an. L'Institut National du Cancer (INCa) évoque un taux général de guérison de 58% mais le taux de survie à 5 ans varie selon les types de cancer et le stade de la maladie lors du diagnostic (taux de survie globale estimée à 50% en 2010 avec 38% de guérison). Ces statistiques sous-tendent aussi une grande disparité dans les méthodes de traitement. La chirurgie, la radiothérapie et la chimiothérapie constituent aujourd'hui les grandes catégories de traitement des cancers. Près de 370 000 patients sont traités chaque année en France par chirurgie, environ 270 000 par chimiothérapie et 170 000 par radiothérapie (ces traitements pouvant être associés). Malgré une nette augmentation des cas détectés, la mortalité liée au cancer est pratiquement stable [1]. Elle résulte de plusieurs facteurs, tels que la baisse de l'incidence de certains cancers et un meilleur accès global aux diagnostics précoces, mais aussi les progrès réalisés dans les soins prodigués aux malades. En radiothérapie, l'utilisation de techniques de "haute" et de "très haute précision" (ex. : Cyber Knife ou encore Modulated Radio Therapy) permettent d'optimiser la dose reçue sur tout le volume tumoral en protégeant de façon optimale les tissus sains. Enfin, la diminution du taux de mortalité s'explique aussi par l'apparition de nouvelles modalités de traitement, telle que la hadronthérapie, qui utilise des faisceaux de protons et de carbone.

En 1946, Robert R. Wilson propose l'idée de traiter le cancer en utilisant des particules chargées [2]. Pour autant, ce n'est qu'en 1954 que le premier patient fut traité. Il s'agissait là des premiers pas de la hadronthérapie, traitement utilisant des particules chargées au lieu des photons afin d'ioniser la matière. Communément, les ions allant du proton (le plus répandu) au carbone sont utilisés afin de traiter le cancer. Par rapport à la radiothérapie conventionnelle, la protonthérapie présente un avantage balistique permettant une irradiation précise du volume cible en limitant la dose délivrée aux tissus sains. Afin de pouvoir profiter de ces avantages balistiques et permettre d'améliorer la qualité des traitements, il faut au préalable connaître la position du faisceau et le parcours des protons dans le patient. Allan Cormack en 1963 proposa pour la première fois d'utiliser les particules chargées pour des applications en imagerie [3]. L'idée est d'utiliser la perte d'énergie des particules chargées dans un milieu pour obtenir une information directe sur le pouvoir d'arrêt des tissus traversés.

Il existe deux approches pour réaliser une imagerie proton. La première consiste à mesurer la position (et l'angle) de chaque proton ainsi que leur énergie résiduelle: l'imagerie proton par proton [4]. La seconde se résume à la mesure de l'énergie résiduelle d'un paquet de protons assimilé à un faisceau de petite dimension : imagerie faisceau par faisceau [5].

L'intérêt majeur de l'imagerie proton est la planification dosimétrique. En effet, cette dernière est généralement réalisée à l'aide d'images obtenues par tomographie X. Ensuite une courbe d'étalonnage est utilisée pour transformer les unités Hounsfield en

pouvoir d'arrêt. Une imagerie proton fournirait directement la carte des pouvoirs d'arrêts permettant de diminuer les sources d'erreurs [6,7].

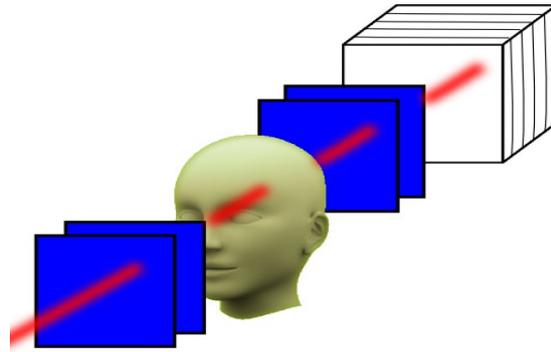


Figure 1 : Schéma du principe du dispositif de détection. Le faisceau traverse un ensemble de trajectographes. Le fantôme se situe entre les deux systèmes de trajectographies. Il finit son parcours dans le *range-meter*.

Contrairement à l'approche proton par proton, l'approche faisceau à faisceau implique moins de contraintes au niveau des détecteurs et du flux des particules vis à vis du taux d'acquisition. Notre étude se concentre donc sur cette dernière modalité, l'approche faisceau par faisceau aussi appelée approche de détection intégrée. Grâce au balayage actif, dernière technique de protonthérapie, il est possible de mettre en place une détection en mode intégré c'est-à-dire une mesure de la position et de l'énergie résiduelle. Ainsi, il sera possible d'attribuer à chaque élément de volume une valeur de pouvoir d'arrêt.

Mon travail consiste à étudier les différentes solutions possibles pour un prototype d'imageur comprenant un trajectographe et un *range-meter* (voir figure 1). Le trajectographe est composé d'une plaque scintillante incrustée de fibres et le *range-meter* est constitué de plusieurs plaques de scintillateurs. Les différents matériaux et configurations sont en cours d'études et d'optimisation, tels que la forme, la taille, distance inter-fibres, etc... La distribution des photons issus des fibres nous donne une information sur la position et les dimensions du faisceau dans la partie trajectographe. De son côté, la partie *range-meter* nous permet de mesurer le parcours résiduel du faisceau et ainsi de remonter à l'énergie perdue dans la cible. Il est ainsi possible de reconstruire la carte des pouvoirs d'arrêt du fantôme.

[1] Fiche synthèse INCa, ref. TRAKETABSTE10 (2010).

[2] Wilson, R. R. *Radiological use of fast protons.*, Radiology 47: 487–91 (1946)

[3] Cormack, a. M. , *Representation of a Function by Its Line Integrals, with Some Radiological Applications*, Journal of Applied Physics 34: 2722. (1963)

[4] Schulte, R., et all , *Conceptual design of a proton computed tomography system for applications in proton radiation therapy*, IEEE Transactions on Nuclear Science 51:866–872 (2004)

[5] R Rescigno, C Bopp, M Rousseau, D Brasse., *A pencil beam approach to proton computed tomography*, Med Phys. Accepted for publication (2015).

[6] AA. Mustafa, DF. Jackson, *The relation between X-ray CT numbers and charged particule stopping powers and its significance for radiotherapy treatment planning*, Phys. Med Biol. 28:169-76 (1983)

[7] U. Schneider, et all, *Patient specific optimization of the relation between CT-Hounsfield units and proton stopping power with proton radiography*, Med Phys. 32:195-9 (2005)