

Introduction

La **radiothérapie photonique** a amélioré la précision des traitements, mais elle irradie encore les tissus sains. La **protonthérapie**, proposée dès 1946 par **Robert Wilson**, concentre la dose sur la tumeur grâce au **pic de Bragg**. Cette approche est particulièrement pertinente pour les organes situés à proximité de structures sensibles, comme le **pancréas**, où la détection tardive et la forte mortalité, rendent le traitement très difficile. Les protons permettent d'**augmenter la dose tumorale sans accroître la toxicité**. Cette technique pourrait améliorer le **contrôle local de la tumeur et réduire les effets secondaires** par rapport aux photons. Cette optimisation repose sur les différences physiques entre les protons et les photons. Dans ce contexte, la protonthérapie soulève une question centrale : **comment peut-elle optimiser la dose délivrée à la tumeur pancréatique tout en réduisant l'irradiation des tissus sains environnants ?**

I - De la radiothérapie à la protonthérapie

Tableau n°1. Comparaison des effets et de la distribution de dose selon le type de rayonnement

Caractéristiques	Protons	Photons
Distribution de dose	Localisée (pic de Bragg)	Diffusée
Dose en sortie	Nulle	Élevée
Épargne tissulaire	Optimale	Modérée
Toxicité	Faible	Moyenne à élevée

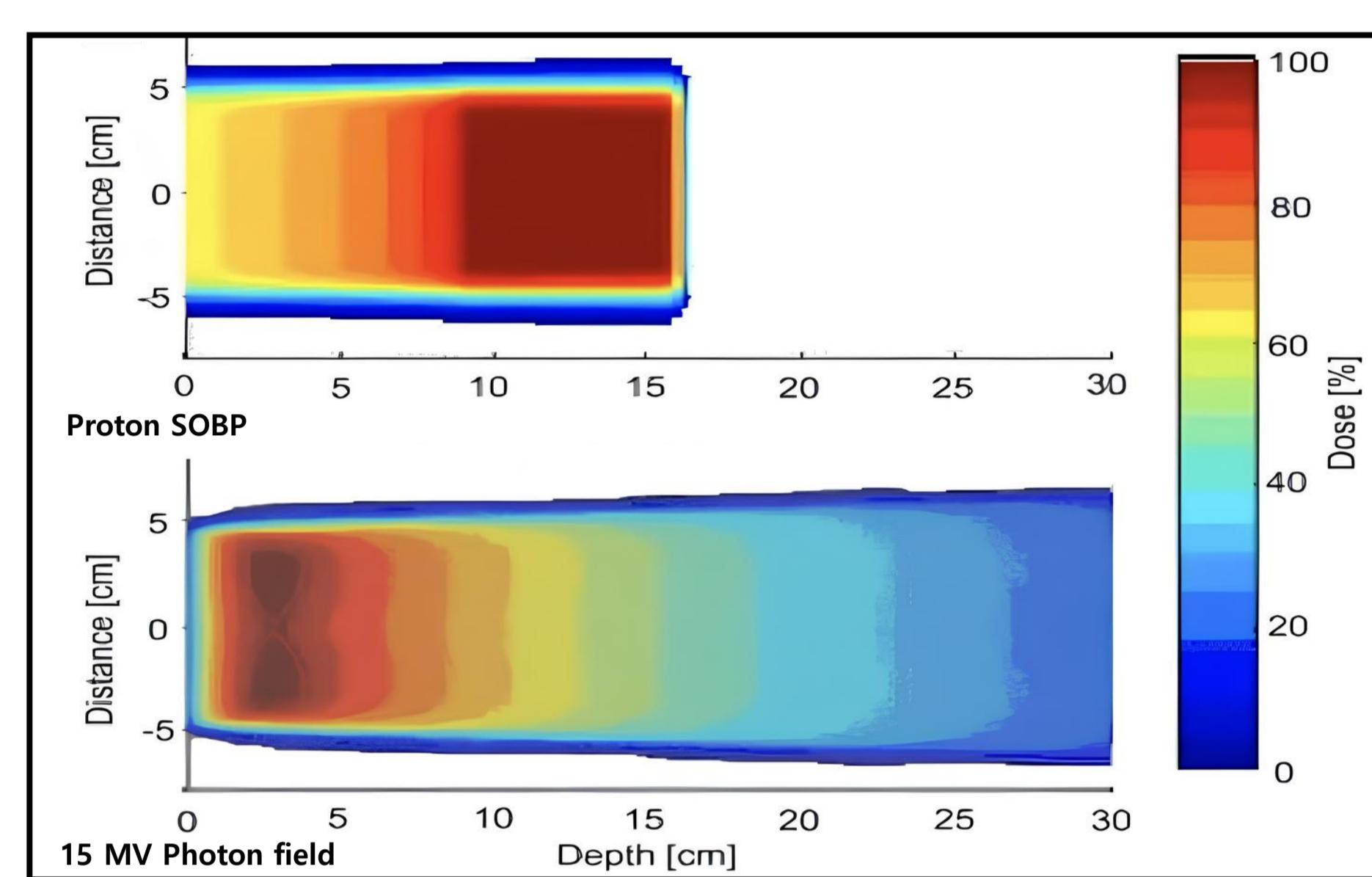


Figure n°1. Comparaison de la distribution de dose (en %) entre un faisceau de protons et de photons [1].

II - Principes physiques

En **protonthérapie**, l'efficacité du traitement repose sur le phénomène du **pic de Bragg**. À mesure qu'ils traversent la matière, les protons **perdent de l'énergie** par ionisation, augmentant leur **pouvoir d'arrêt** (Figure n°2). Cette perte d'énergie atteint un maximum juste avant leur arrêt concentrant la dose au pic de Bragg (Figure n°3). En superposant plusieurs pics, on obtient un **pic de Bragg étalé (SOBP)** représentant la dose finale délivrée à l'ensemble du volume tumoral, tandis que les tissus sains reçoivent une dose nettement plus faible.

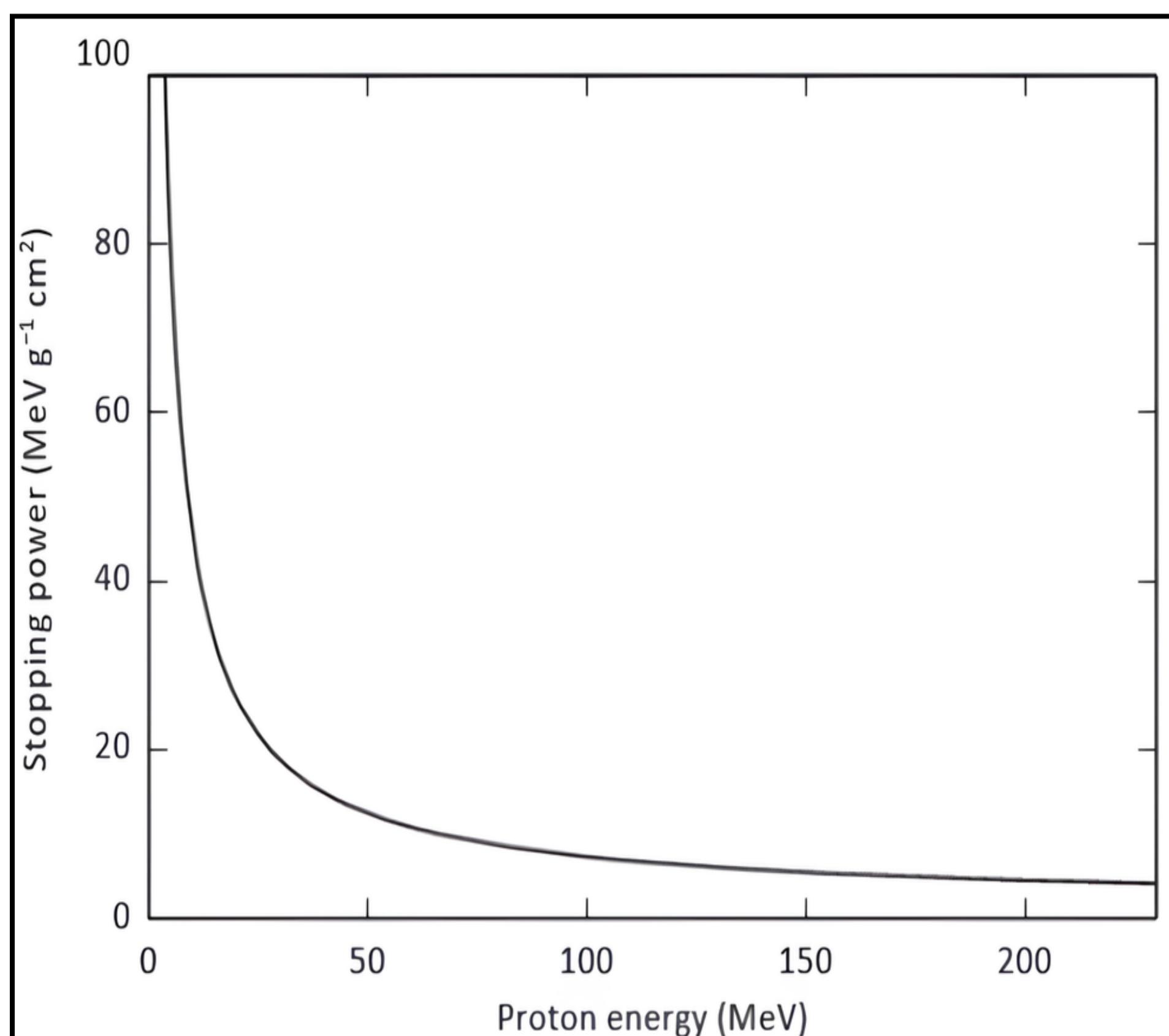


Figure n°2. Pouvoir d'arrêt des protons dans l'eau, en fonction de l'énergie initiale [2].

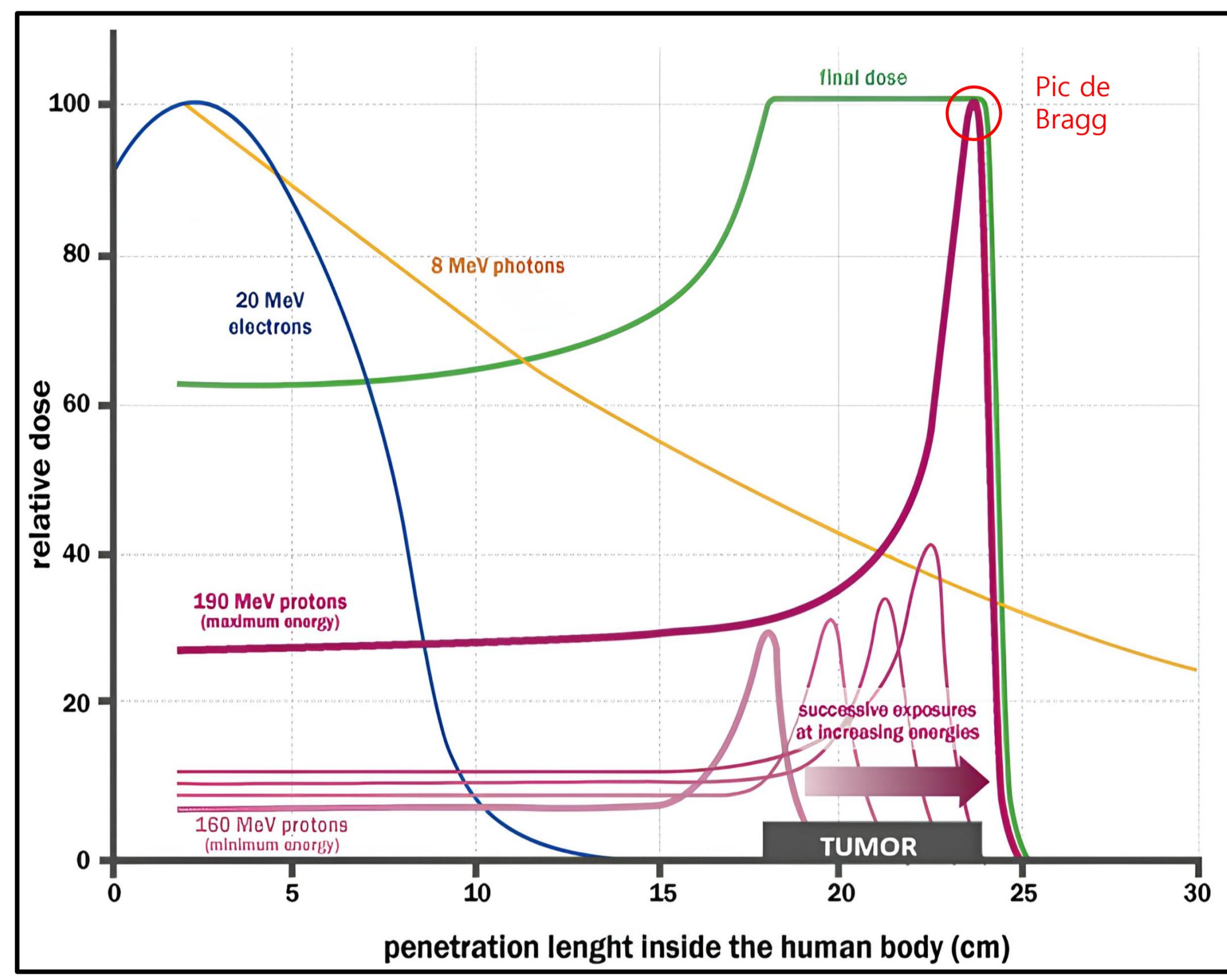


Figure n°3. Comparaison des distributions de dose en profondeur pour différents types de faisceaux dans les tissus humains [2].

IV - Essais cliniques et résultats

L'étude [5] a inclus **50 patients** atteints d'un cancer pancréatique localement avancé, traités par **Gemcitabine concomitante à la protonthérapie** suivi d'une chimiothérapie adjuvante.

III - Accélération et systèmes de délivrance

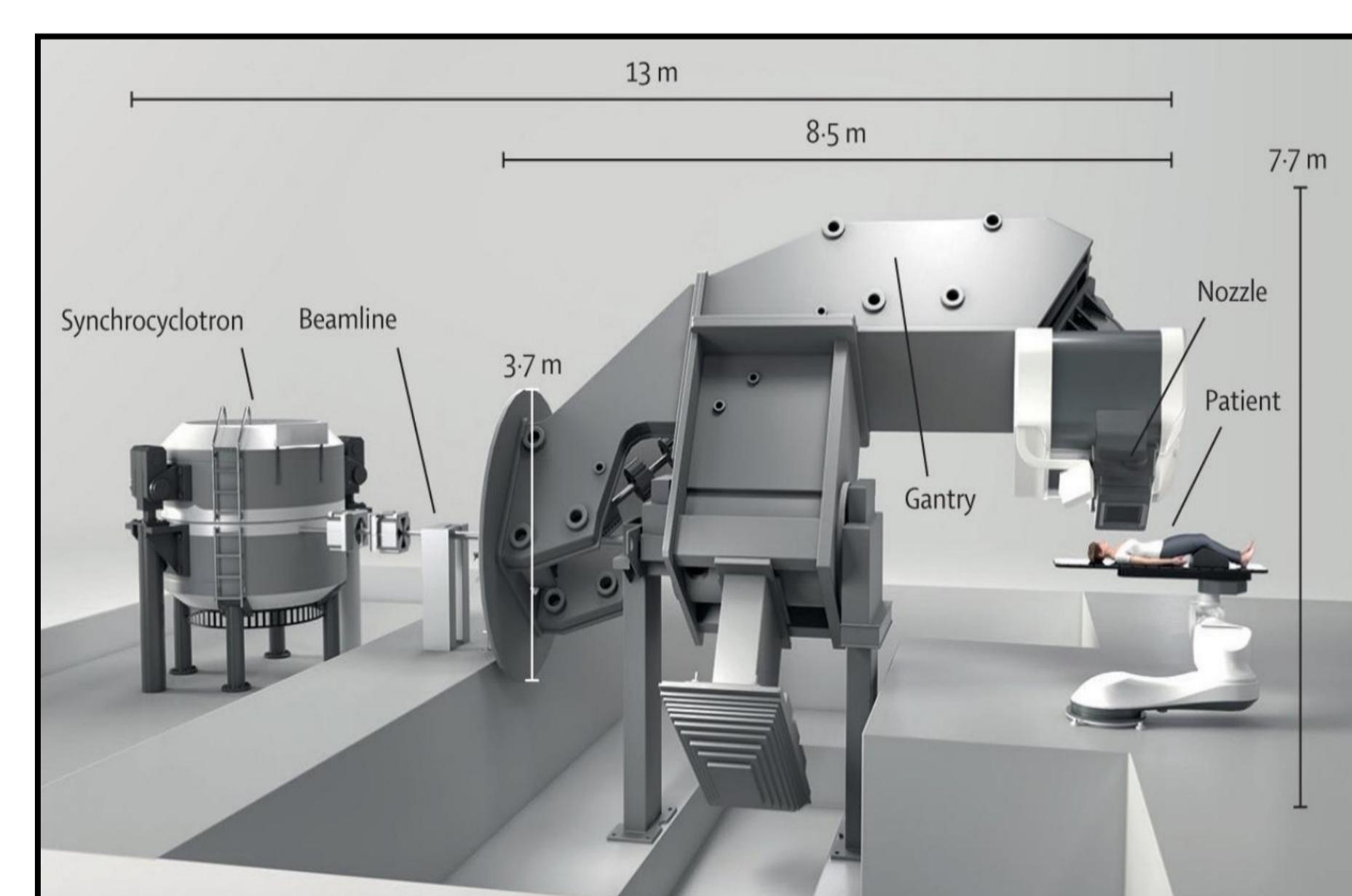


Figure n°4. Fonctionnement du système de délivrance du faisceau de protons [3].

Tableau n°2. Principaux composants du système de délivrance du faisceau de protons et leurs fonctions [4].

Élément	Fonction principale	Caractéristiques techniques
Synchrocyclotron	Génère le faisceau de protons	• 70-250 MeV, • Stable < 0,1%, • Ajusté à la profondeur
Beamlime	Transporte et façonne le faisceau	• Transporte et focalise le faisceau, • Ajuste forme et intensité
Gantry	Oriente le faisceau autour du patient	• Rotation 270° • Vise la tumeur sous plusieurs angles • Précision < 1mm
Nozzle (buse)	Façonne le faisceau final et contrôle la dose	• Adapte le faisceau • Régule la dose délivrée au patient

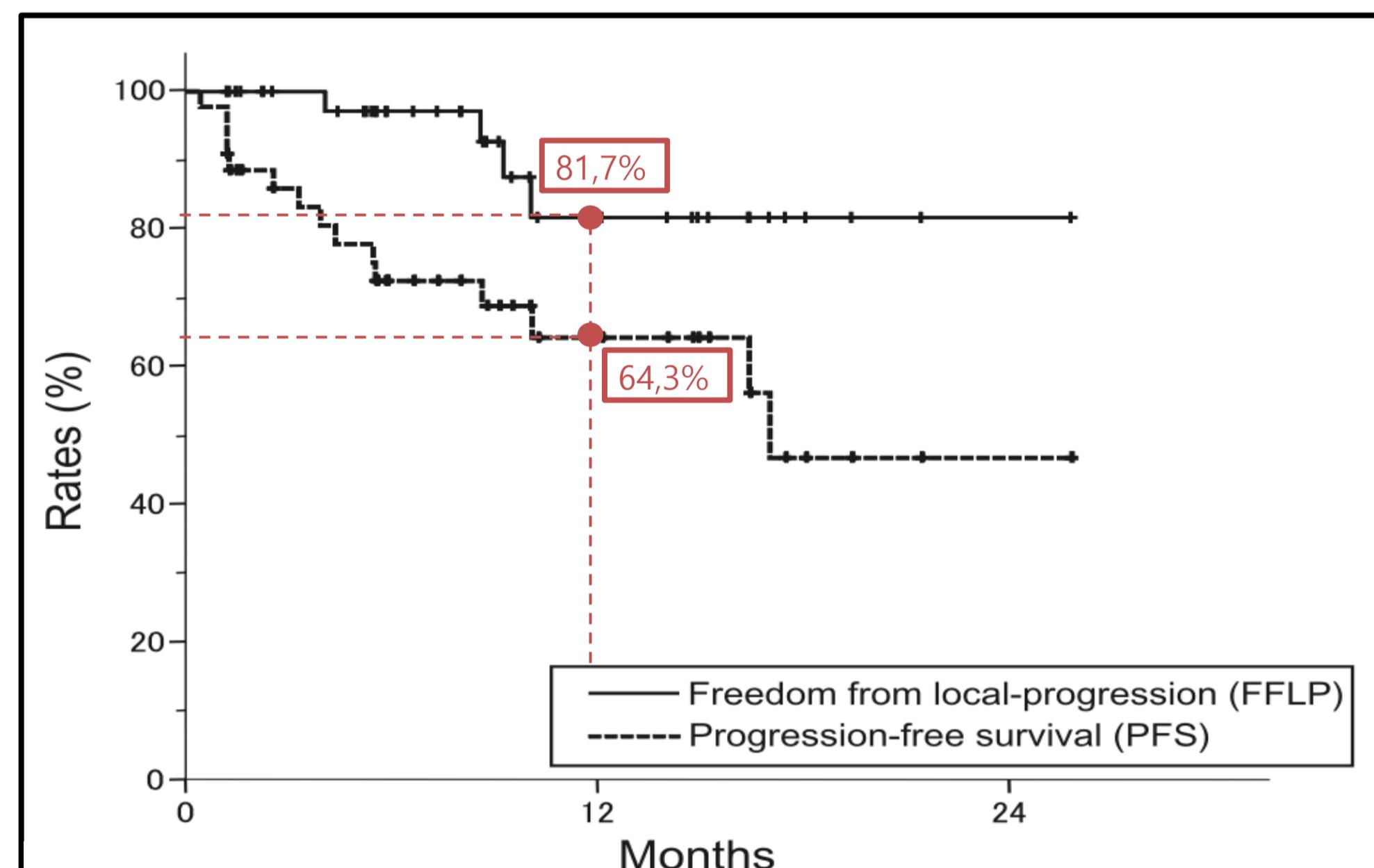


Figure n°5. Taux de survie sans progression locale (FFLP) et sans progression (PFS) pour l'ensemble des patients [5].

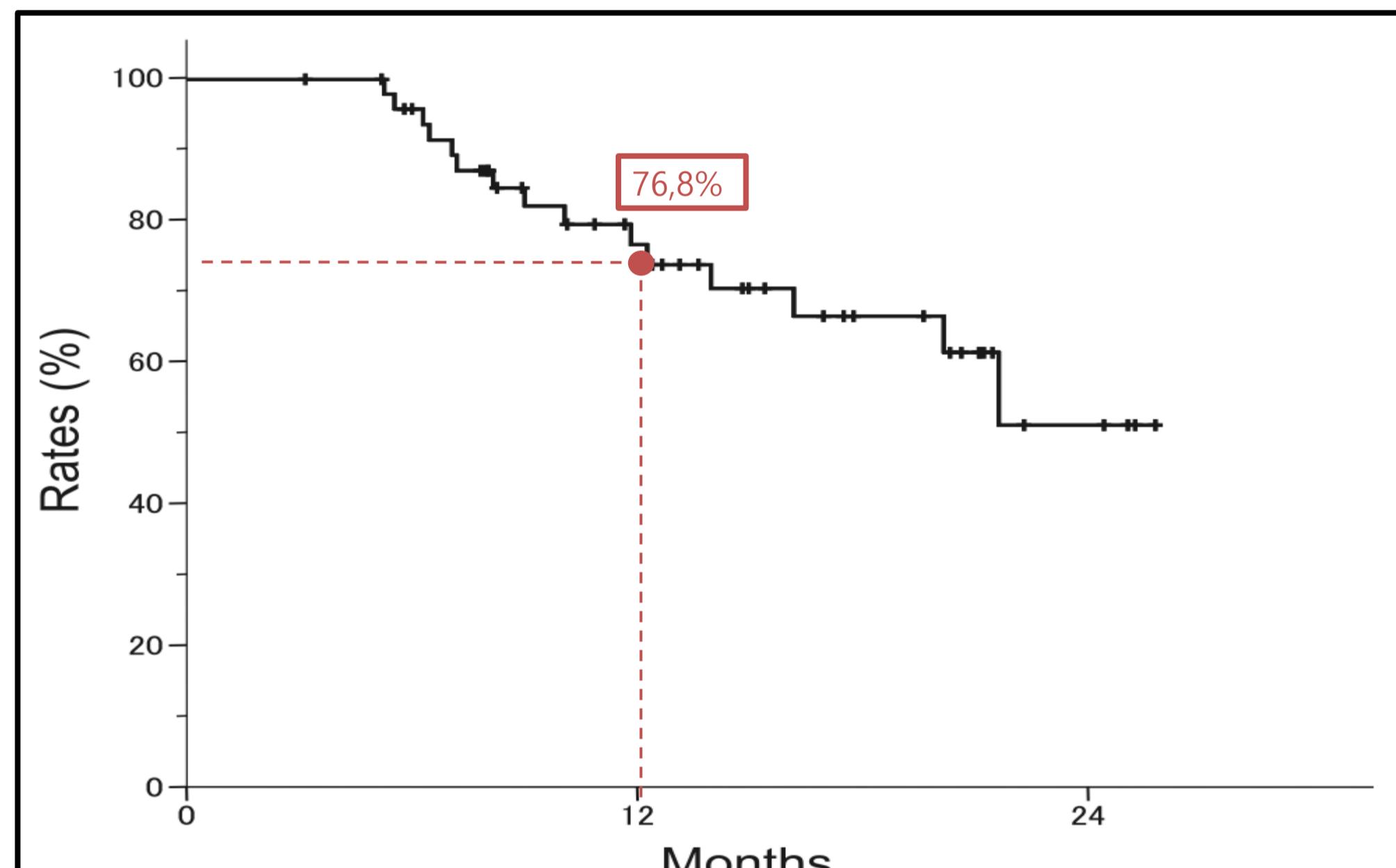


Figure n°6. Taux de survie globale (OS) pour l'ensemble des patients [5].

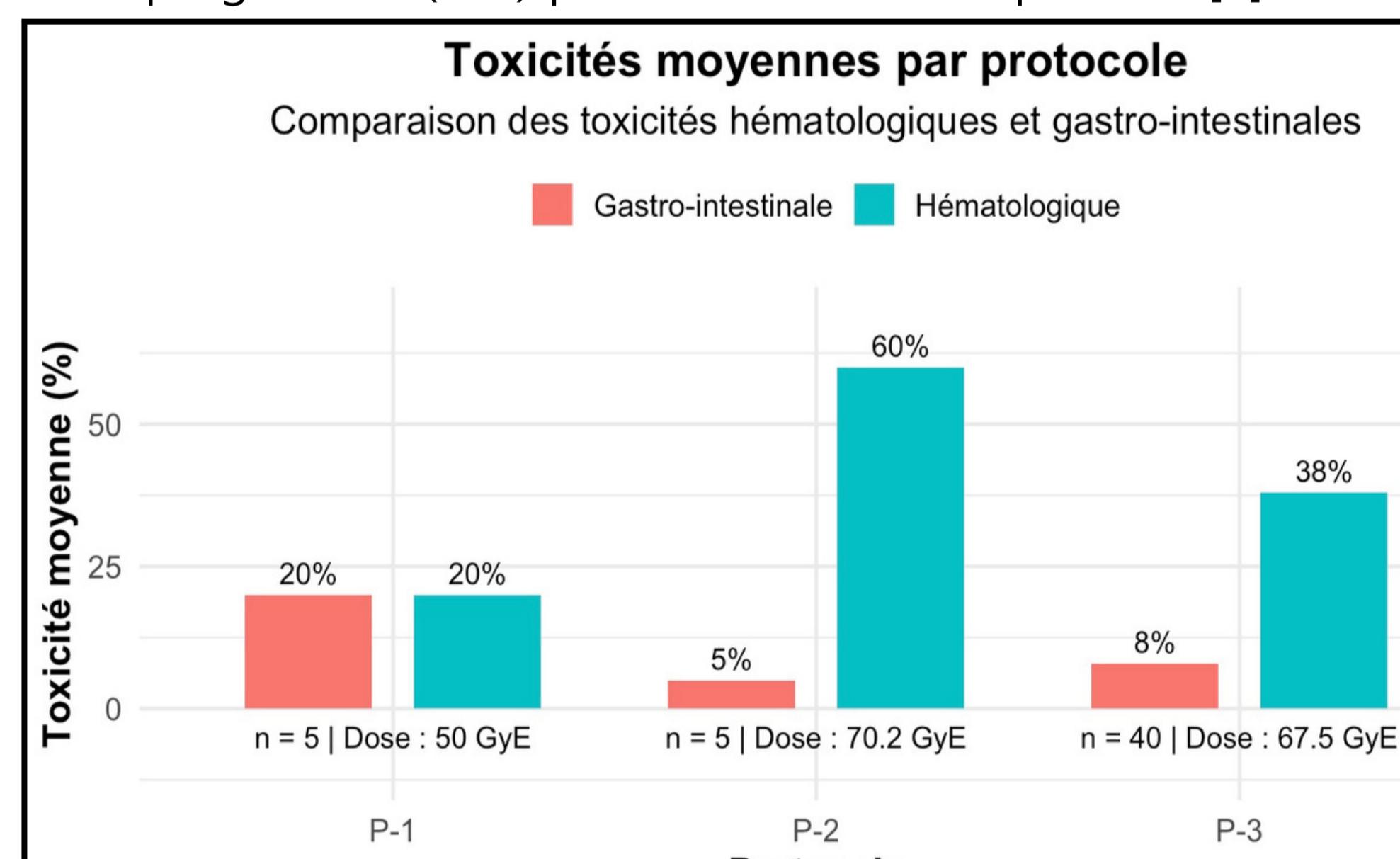


Figure n°7. Comparaison des toxicités par protocole, évaluée par les critères CTCAE (Common Terminology Criteria for Adverse Events) [5].

Résultats

Indicateurs de survie (Figure n°5 et n°6) :

- FFLP : 81,7 % → excellent contrôle local
- PFS : 64,3 % → progression ralentie
- OS : 76,8 % → survie globale élevée

Tolérance au traitement (Figure n°7) :

- Digestives** modérées
- Hématologiques** sous contrôle selon les protocoles

⇒ **Maîtrise tumorale, survie prolongée et toxicité modérée : bon équilibre efficacité-sécurité**

Conclusion

La **protonthérapie** améliore significativement le contrôle local du cancer du pancréas grâce à sa **précision dosimétrique**. Elle permet d'augmenter la dose délivrée sans majorer la toxicité, ce qui se traduit par des taux de survie supérieurs aux approches standards. Ces résultats suggèrent un **bénéfice clinique réel**, notamment en **limitant la progression locale et la dissémination métastatique**. Des essais randomisés restent nécessaires pour confirmer ces avantages et définir la place optimale de la protonthérapie dans la prise en charge.

Bibliographie

- [1] F. Scarlat, E. Stancu, C. Stihă and A. Scarisoreanu, "High energy radiation in the treatment of cancer," Int. J. Res. Oncol., vol. 3, no. 2, pp. 1-19, 2024.
- [2] A. Bongrand, Études des performances d'un détecteur dédié au contrôle balistique lors des traitements d'hadron-thérapie par simulation Monte-Carlo, Ph.D. thesis, Univ. Clermont Auvergne, Lyon, France, 2019.
- [3] J.-F. Daisne, S. Isebaert, X. Geets, L. Donnay, and E. Sterpin, "La protonthérapie : principes, avantages, limitations, indications, perspectives ... et quelques histoires belges," Rev. Med. Liège, vol. 79, Suppl. 1, pp. S9-S15, 2024.
- [4] J. Thariat *et al.*, « Apports de la protonthérapie à la radiothérapie d'aujourd'hui, pourquoi, comment ? », Bull. Cancer (Paris), vol. 105, no. 3, p. 315-326, mars 2018, doi: 10.1016/j.bulcan.2017.12.004.
- [5] K. Terashima *et al.*, "A phase I/II study of gemcitabine-concurrent proton radiotherapy for locally advanced pancreatic cancer without distant metastasis," Radiother. Oncol., vol. 103, no. 1, pp. 25-31, 2012. doi:10.1016/j.radonc.2011.12.029.
- [6] M. Durante and H. Paganetti, "Nuclear physics in particle therapy: a review," Rep. Prog. Phys., vol. 79, no. 9, p. 096702, 2016. doi:10.1088/0034-4885/79/9/096702.
- [7] R. Amblard *et al.*, "Imagerie protonique pour la protonthérapie : état de l'art," Cancer Radiother., vol. 19, no. 2, pp. 139-151, 2015. doi:10.1016/j.canrad.2014.04.011.