

# **vérification in vivo du coefficient de calibration de dose en protonthérapie par modulation passive**

Martin NDONG<sup>12</sup>

Encadrants : Régine GSCHWIND<sup>1</sup>, MANEVAL Daniel<sup>2</sup>, Pierre-Emmanuel LENI<sup>1</sup>

1 Laboratoire Chrono-Environnement UMR CNRS 6249, Université Franche-Comté

2 Centre de de Lutte Contre le Cancer Antoine Lacassagne

# Plan de la présentation



**Introduction et contexte clinique de la protonthérapie**



**Matériel et méthodes pour la vérification du coefficient de calibration en dose**



**Résultats**



**Discussion et perspectives**

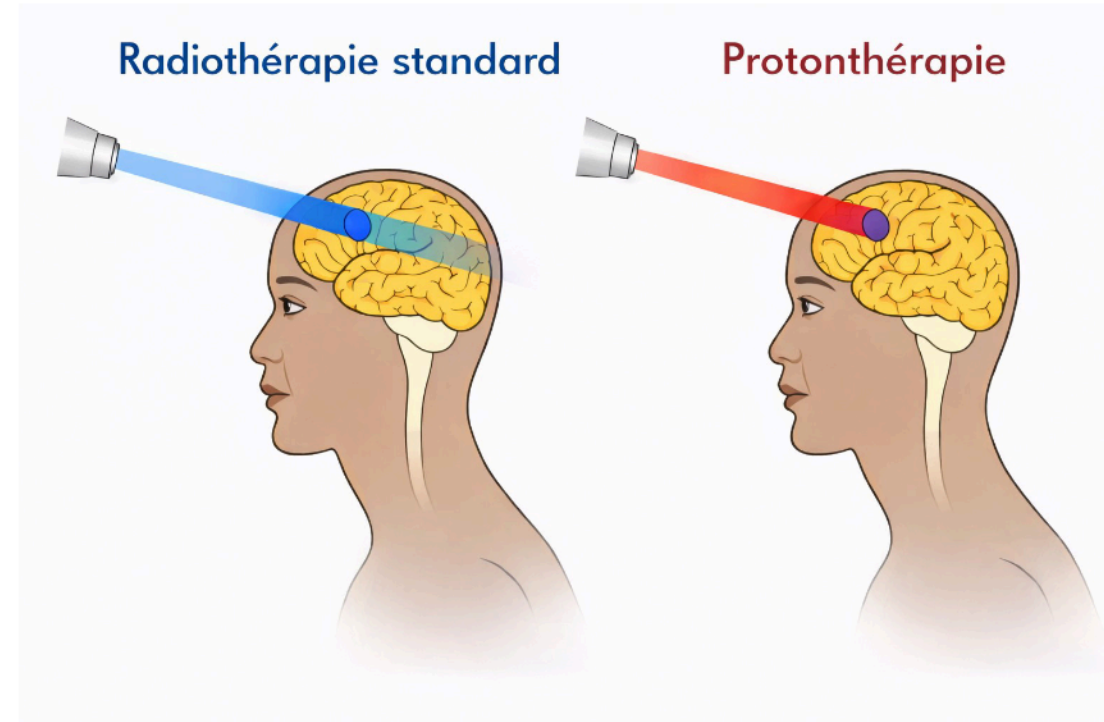
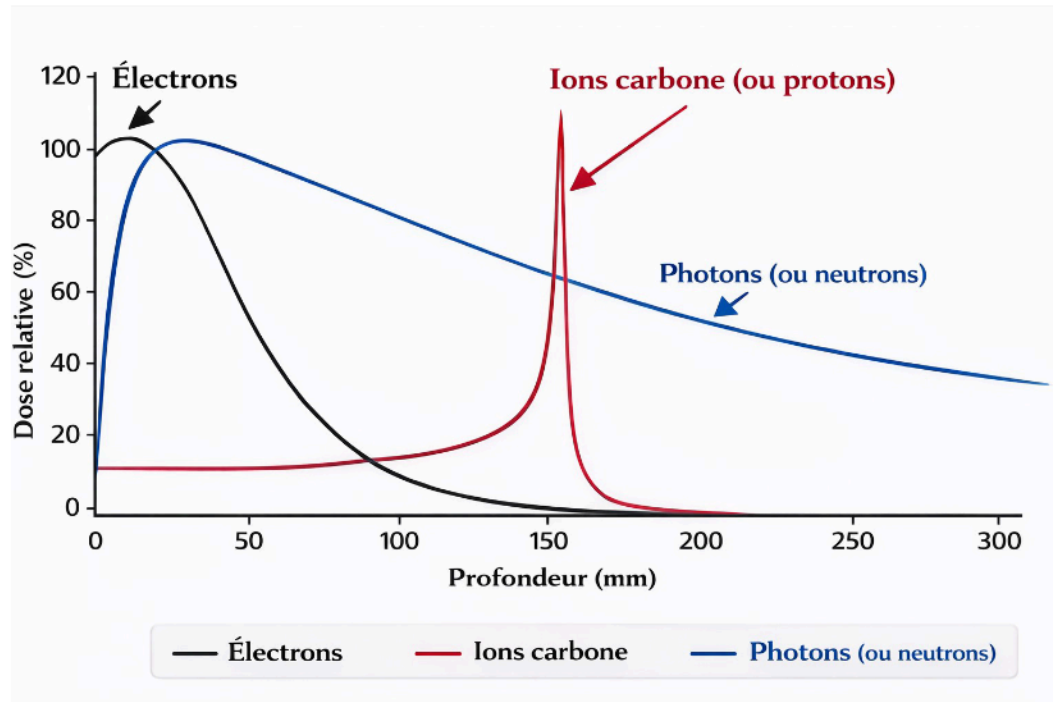


# Protonthérapie

Électrons : traitements superficiels

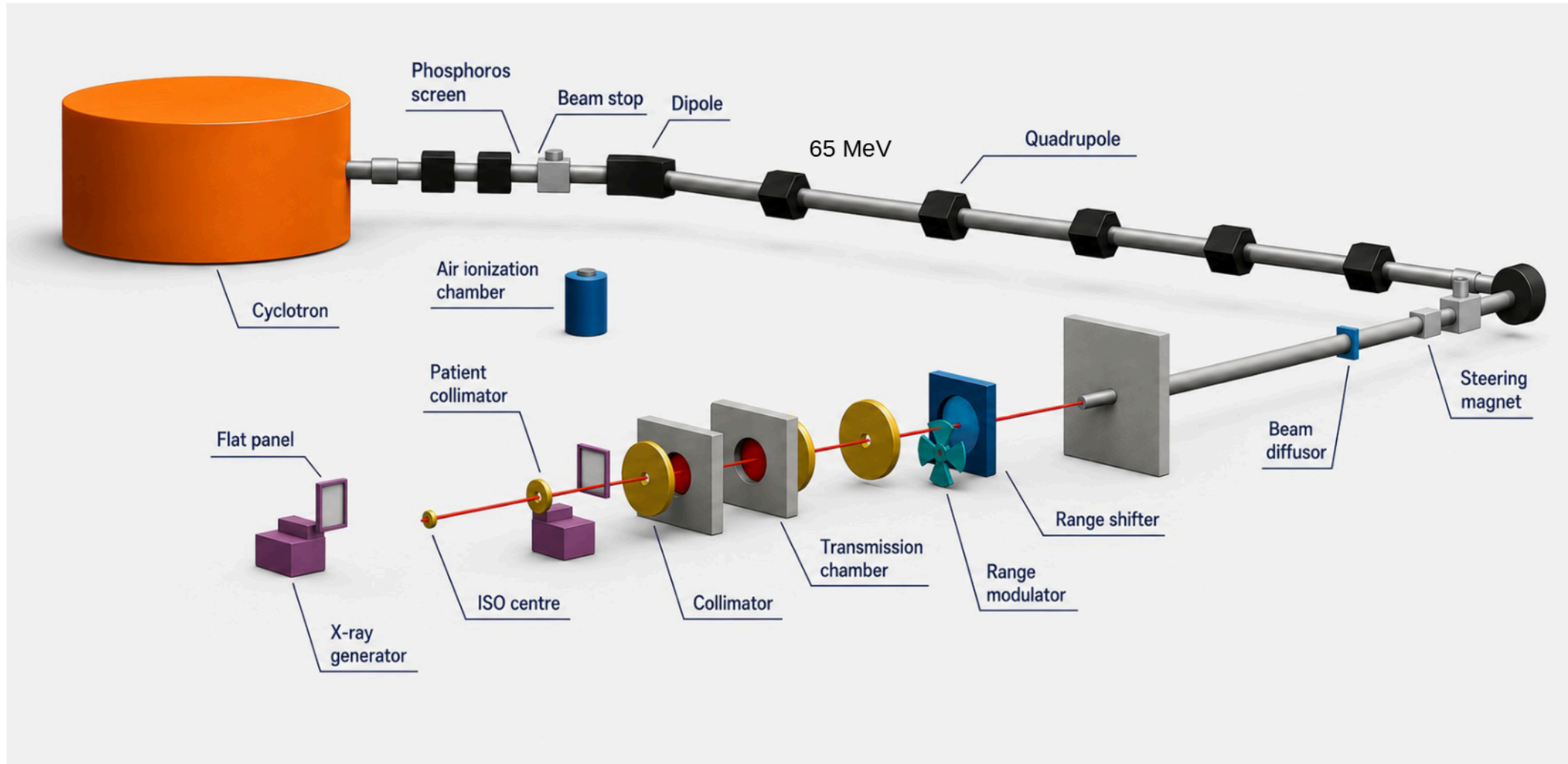
Photons : radiothérapie conventionnelle, forte pénombre distale

Protons : protonthérapie, faible pénombre distale





# La ligne clinique MEDICYC





# Deux classes d'erreurs cliniques distinctes

*La précision clinique en protonthérapie dépend du contrôle de deux types d'erreurs indépendants.*



## Erreurs de parcours des protons

Bien étudiée :

- Imagerie gamma-prompt
- Caméra à temps de vol (TOF)
- TEP embarqué
- Ionoacoustique
  - Précision millimétrique en conditions de recherche
  - Déploiement clinique limité par la complexité instrumentale



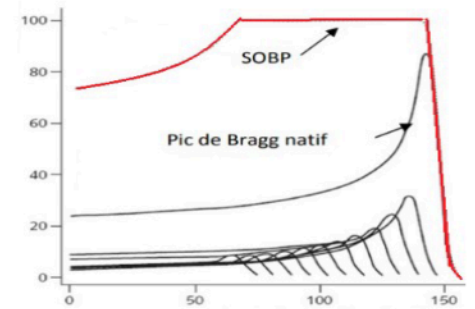
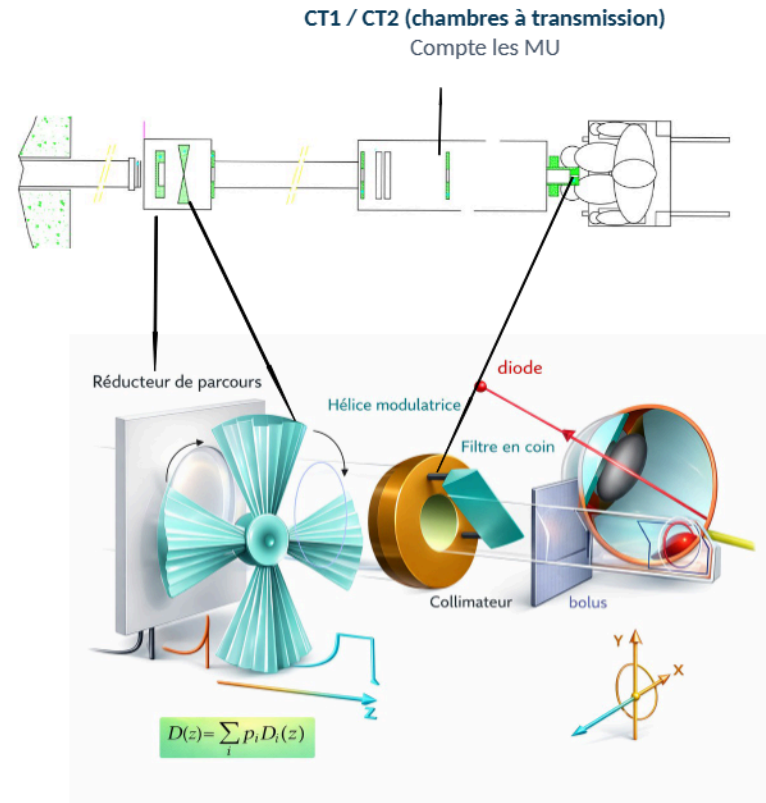
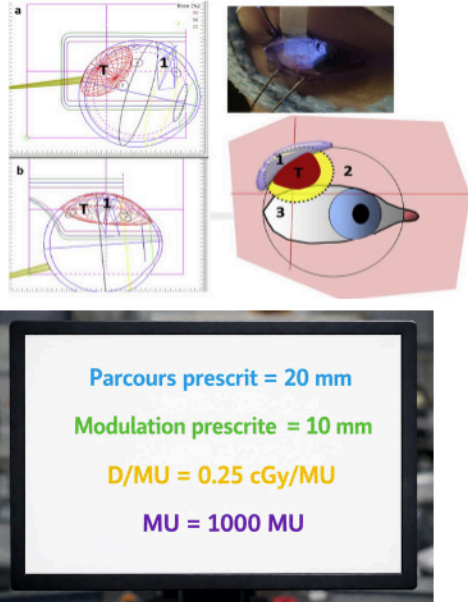
## Erreurs de calibration de dose (D/MU)

- Beaucoup moins développée que pour les faisceaux de photons
- Vérifiée presque exclusivement avant le traitement (fantôme, Monte Carlo)
- Aucune vérification in vivo établie pendant la délivrance.

*C'est le verrou que cette étude cherche à lever.*



# Monitrage primaire



En diffusion passive, le rapport D/MU est entièrement déterminé par la combinaison du range shifter et de la roue modulatrice, insérés dans le faisceau pour chaque champ de traitement.



## Mauvaise combinaison d'accessoires

Réducteur de parcours / Hélice modulatrice incorrects en place



## MU comptes normalement

Les chambres de transmission (CT1/CT2) comptent le nombre d'MU demandé, sans anomalie

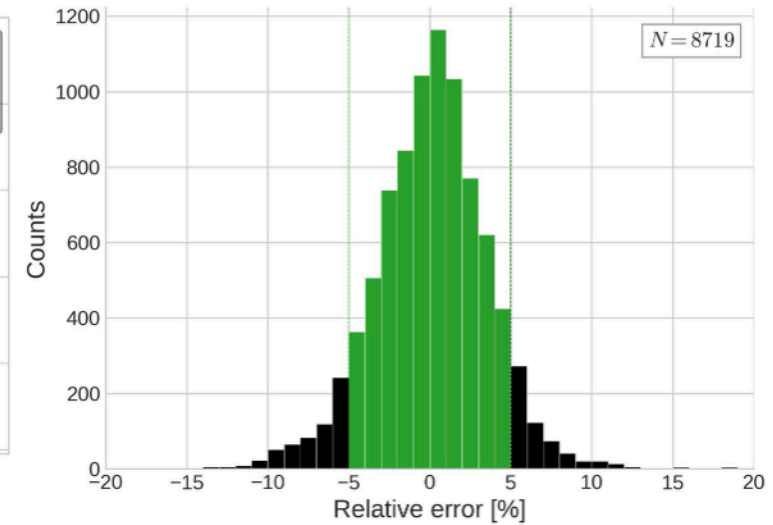
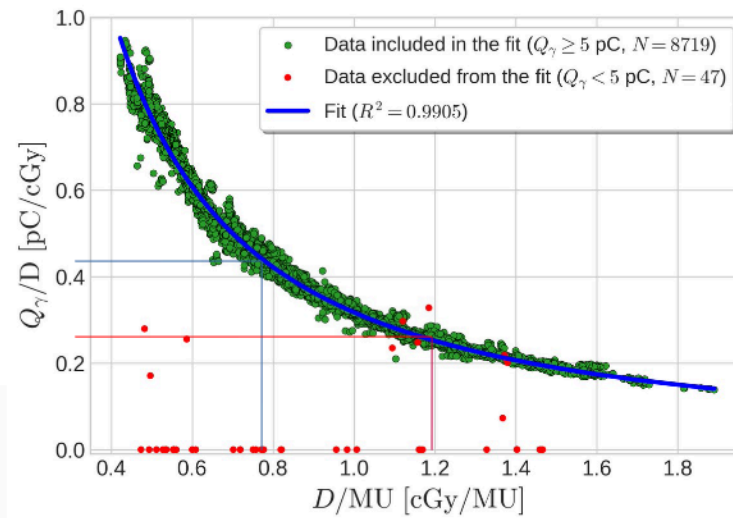
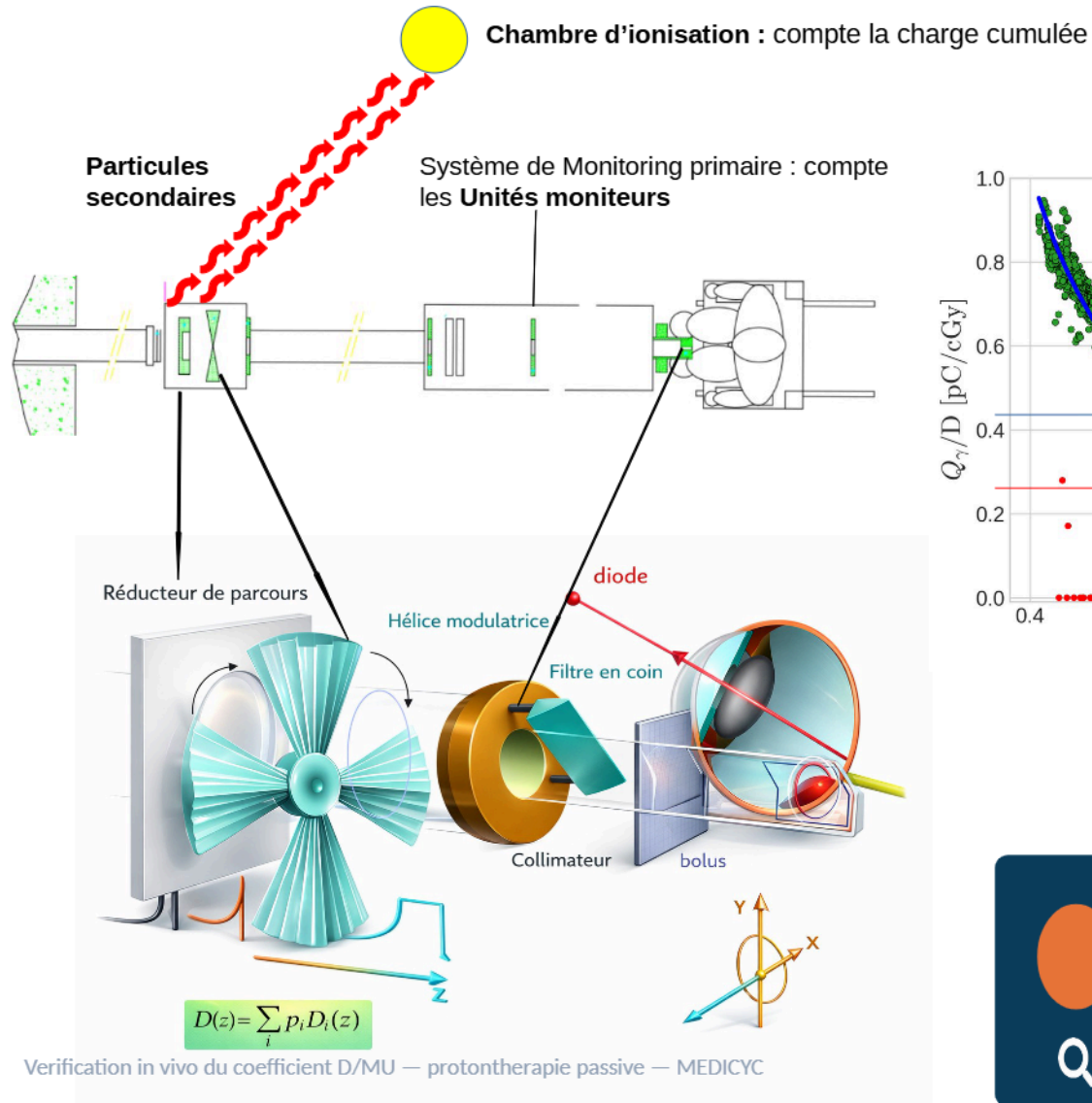


## Dose délivrée erronée

Chaque MU correspond a une dose differente de celle prevue



# Monitrage secondaire



**Constat clé :** le système secondaire estime la dose à partir de  $Q_\gamma$  et  $(D/MU)_{\text{plan}}$ . En cas d'erreur de configuration, un écart en dose est détecté—mais la dose réellement délivrée ne peut pas être reconstruite.

# Résumé des systemes de monitoring

## Primaire

### Compte les UM :

- pas de détection d'erreurs de configuration d'accessoires

## Secondaire

### Fit (D/MU)plan et $Q\gamma$ /D :

- détecte les erreurs de configuration à partir d'un écart de dose, sans pouvoir déterminer la dose réellement délivrée

## APPROCHE DE CE TRAVAIL

### Prédire directement

### D/MU a partir de $Q\gamma$ et MU :

- détecte les erreurs de configuration d'accessoires
- Détermine la dose réellement délivrée

# 1783 patients, 8719 séances de traitement

MEDICYC, janvier 2017 — mars 2025, protontherapie oculaire pae diffusion passive

1424

patients  
entrainement

6960

séances  
entrainement

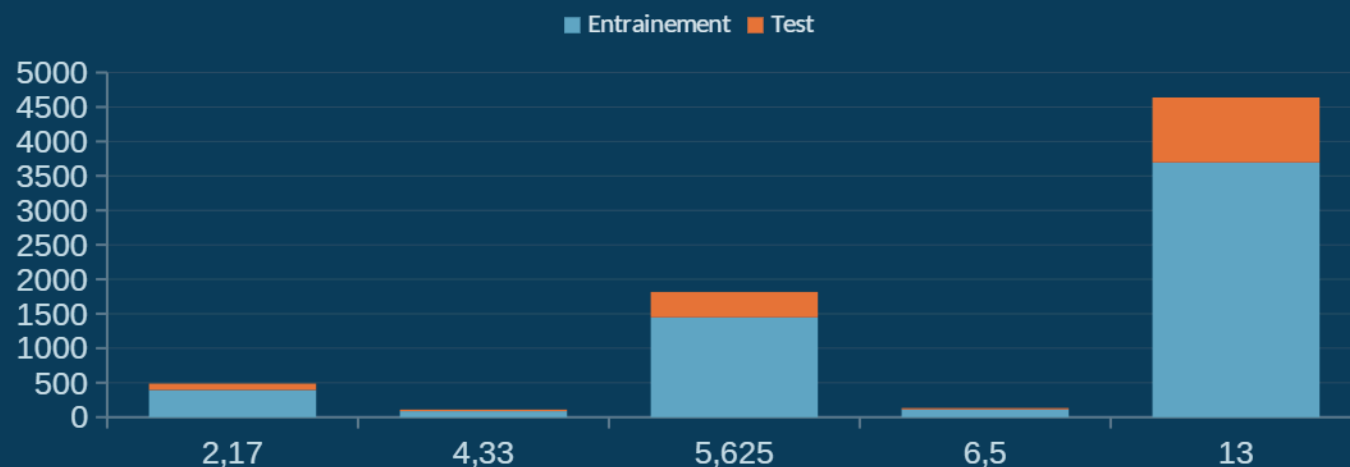
357

patients  
test independant

1759

séances  
test independant

## Repartition par dose prescrite (Gy)

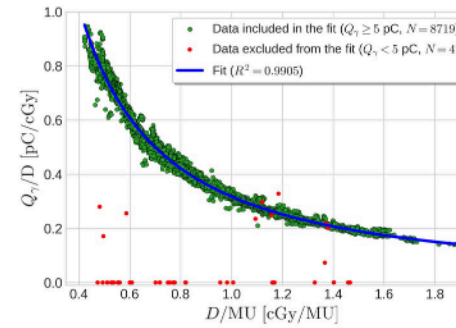


### Partitionnement par patient

Split 80/20 au niveau patient (et non séance) : toutes les séances d'un meme patient restent dans une seule partition — evite toute fuite de données entre fractions d'un meme traitement.

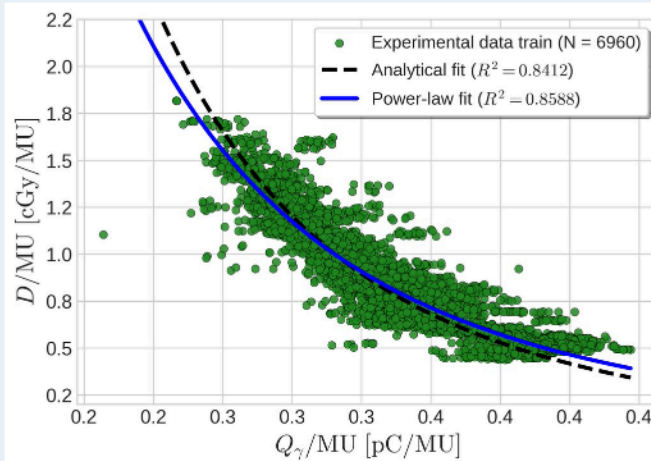


# Trois familles de modèles comparées



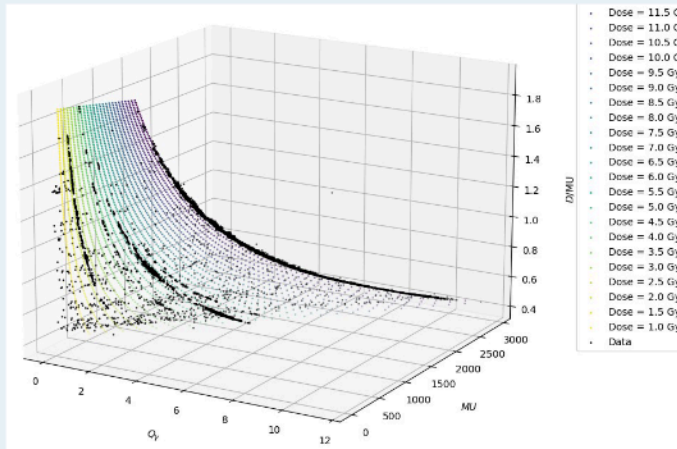
## 1. Modèle analytique

➤ Fit  $D/MU = f(Q_y/MU)$



## 2. Fonctions à base radiale (RBF)

➤ Fit  $D/MU = f(Q_y, MU)$



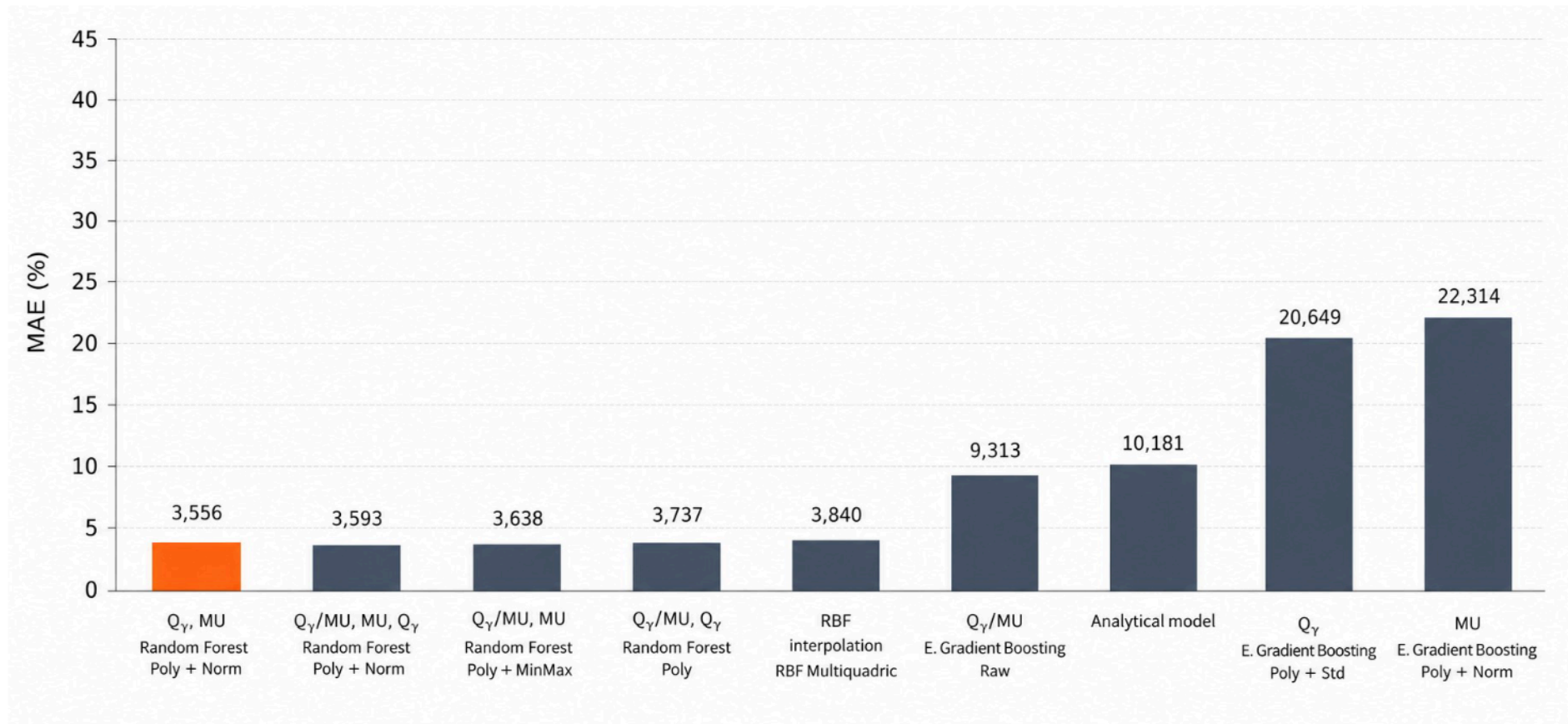
## 3. Machine learning (regression)

- Lineaire, Lasso, Elastic Net, KNN, arbres, Random/Extra Forest, SVR, AdaBoost, XGBoost
- ~50 pipelines par combinaison de variables (prétraitements, polynômes, standardisation...)
- Validation croisée 5-fold sur le jeu d'entraînement



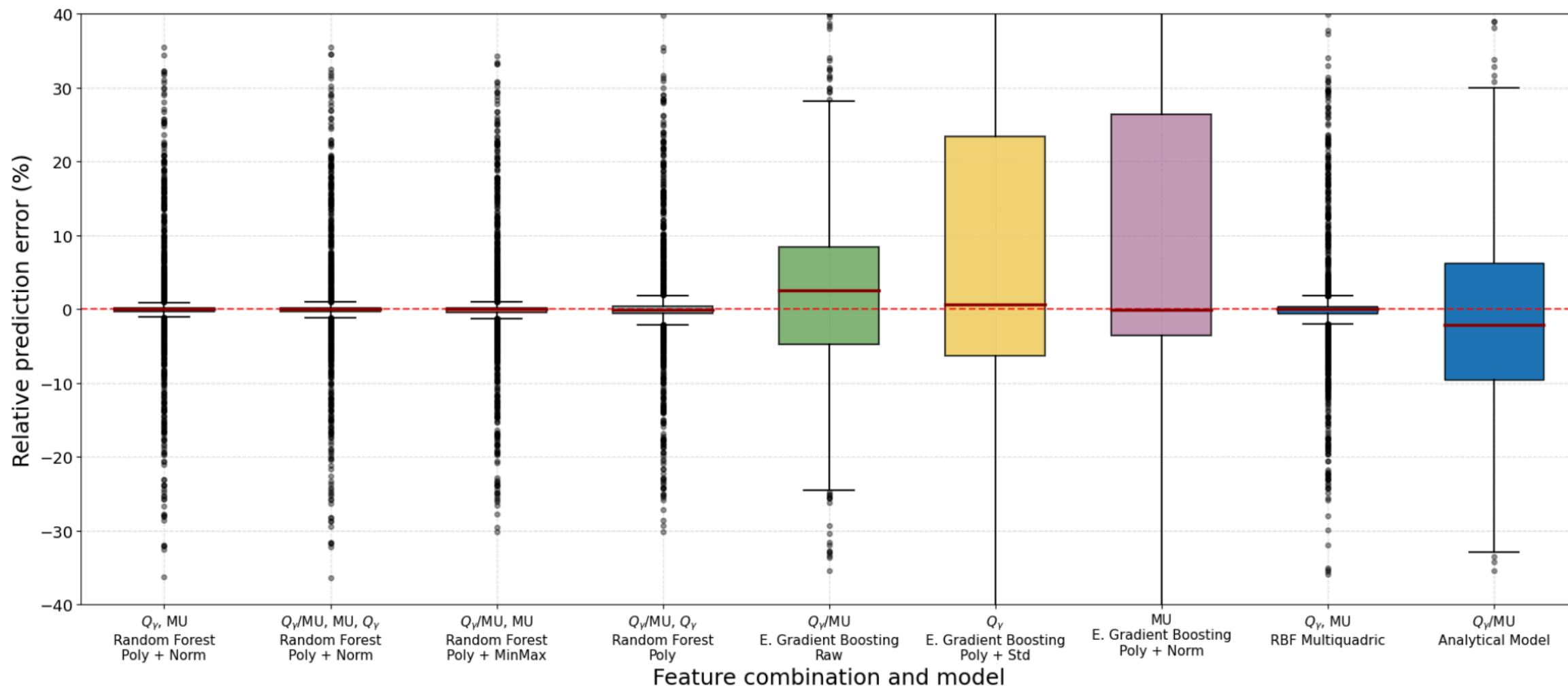
# Comparaison des modèles

Erreur absolue moyenne relative (MAE, %) sur le cohorte de test independant (1759 séances)



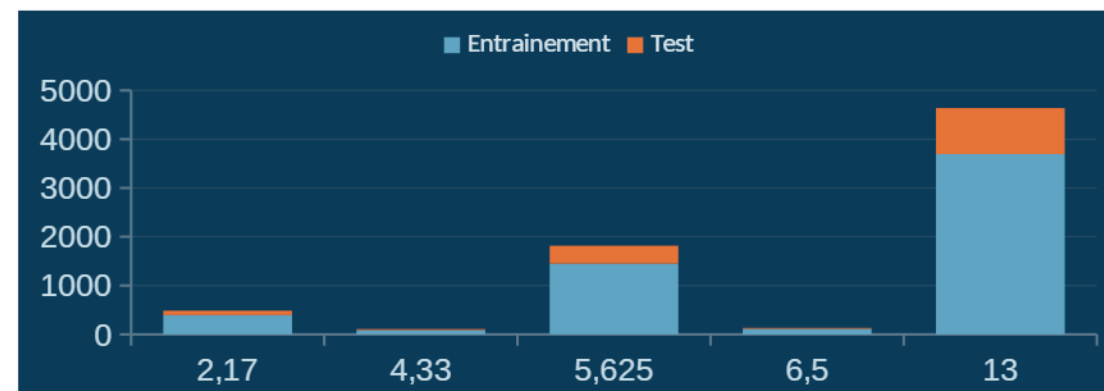
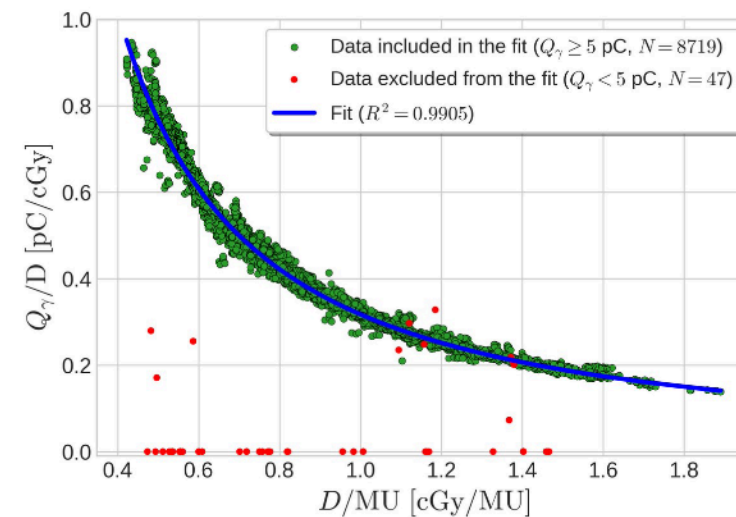
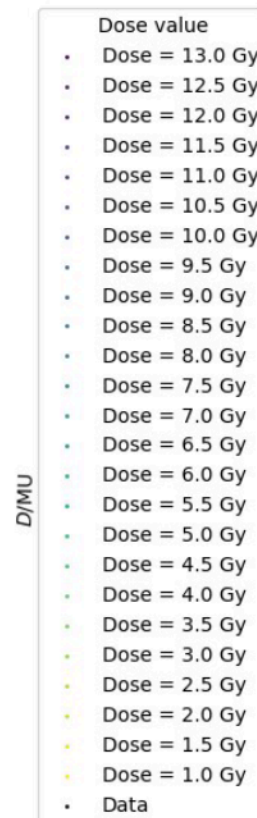
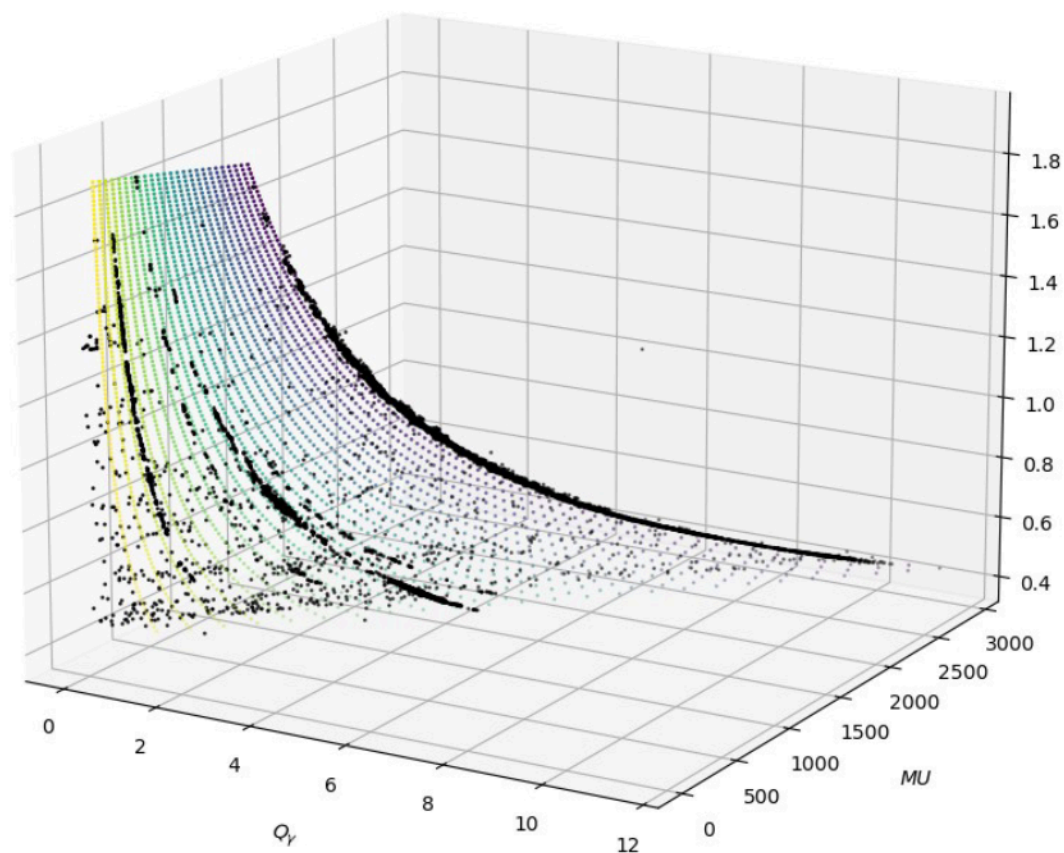


# Comparaison des modèles





# Origine des points aberrants





## Une approche complémentaire aux techniques existantes

| Methode                    | Observable                                 | Etape          | Precision              | Validation clinique                 |
|----------------------------|--------------------------------------------|----------------|------------------------|-------------------------------------|
| Imagerie prompt-gamma      | Spectre/flux $\gamma$                      | Pendant        | Parcours 1-2 mm        | Pré-clinique                        |
| PG timing (TOF)            | Temps de vol $\gamma$                      | Pendant        | Parcours 2-3 mm        | Pré-clinique                        |
| PET en salle               | Activité $\beta^+$                         | Après (min)    | Parcours < 5 mm        | ~10 patients                        |
| Ionoacoustique             | Impulsion acoustique                       | Pendant        | Parcours < 1 mm        | Pré-clinique                        |
| Recalcul MU pre-traitement | Calcul independant                         | Avant          | D/MU ~2-3 %            | 751-1750 champs                     |
| <b>Ce travail</b>          | <b>Flux <math>\gamma</math> secondaire</b> | <b>Pendant</b> | <b>D/MU 3,55 % MAE</b> | <b>357 patients / 1759 sessions</b> |



# Limites actuelles et déploiement prospectif



## Limites

- Base de données incomplète en dose
- Étude monocentrique, limitée à la protonthérapie oculaire par diffusion passive (MEDICYC).



## Prochaines étapes

- Compléter la base de donnée en dose
- Bande d'acceptation provisoire de  $\pm 3\%$  sur D/MU prédit
- Sessions avec substitution délibérée d'accessoires, en conditions contrôlées
- Collaboration envisagée avec d'autres centres de protonthérapie
- Calibration journalière de la chambre d'ionisation? Comme pour les MU et D/MU (T,P)?

## CONCLUSION

-  Première méthode de vérification in vivo de la calibration de dose en protonthérapie par diffusion passive, estimée sur une grande cohorte clinique.
-  Aucune modification matérielle requise : réutilisation d'une chambre existante installée comme balise de radioprotection.
-  MAE de 3.55 % (Random Forest) contre 10.18 % pour le modèle analytique — gain de'un facteur 3
-  Cible spécifiquement les erreurs de configuration des accessoires, invisibles pour la chaîne de monitoring primaire.