

Soutenance de mémoire
29 août 2019

Évaluation des algorithmes de calcul de dose absorbée et de leur conversion de la dose dans le milieu à la dose dans l'eau pour différents milieux

Victoria FONTENY
Master 2 - Radiophysique Médicale
2018 - 2019

Introduction



Les algorithmes utilisés dans les **TPS** (Système de Planification de Traitement) de Eclipse par Varian expriment la dose absorbée de plusieurs façons :

- L'algorithme **AAA** (Algorithme Analytique Anisotropique) exprime la dose absorbée dans l'eau D_w .
- Les calculs de **AXB** (Acuros XB) ainsi que les simulations Monte-Carlo (GATE, GEANT4) expriment la dose absorbée dans le milieu D_m .

Les détecteurs sont étalonnés en termes de D_w .

➔ Proposition de plusieurs méthodes de conversion de la D_m à la D_w .



Problématique



$$D_w = D_m s_{w,m}^{BG}$$

- Application de la théorie de Bragg-Gray *BG* et des rapports de **pouvoir d'arrêt moyen** $s_{w,m}^{BG}$ (Siebers, 2000)

$$D_w = D_m s_{w,med}^{BG} k_{\Phi}$$

- Rapport des pouvoirs d'arrêt corrigés par un facteur de **correction de fluence** k_{Φ} (Andreo, 2015)

$$D_w = D_m \left(\frac{\overline{\mu_{en}}}{\rho} \right)_{w,m}$$

- Rapport des **coefficients d'absorption massique** $\left(\frac{\overline{\mu_{en}}}{\rho} \right)_{w,m}$ (Reynaert, 2018)

$$D_i = \int_0^{\infty} dE \int_{4\pi} d\hat{\Omega} \frac{\sigma_{ED}^e(\vec{r}, E)}{\rho(\vec{r})} \Psi^e(\vec{r}, E, \hat{\Omega})$$

- **Section efficace macroscopique de dépôt d'énergie** et **fluence angulaire** des électrons pour AXB (Varian, 2015)



Matériels et méthodes



Comparaison de AAA et AXB/GATE

- Faisceau de photons de 6 MV
- Champ 10 x 10 cm²
- Taille de voxel : 1,25 x 1,25 x 1,25 mm³

PhSp (Constantin, 2011) fournis par VARIAN validés par la thèse de Younes (2018) et Beilla (2017)

Paramètres de simulation :

- Pcut \approx 1 keV et Ecut \approx 10 keV
- Physic list : Standard_opt4
- Nombre de particules (incertitude < 1%)

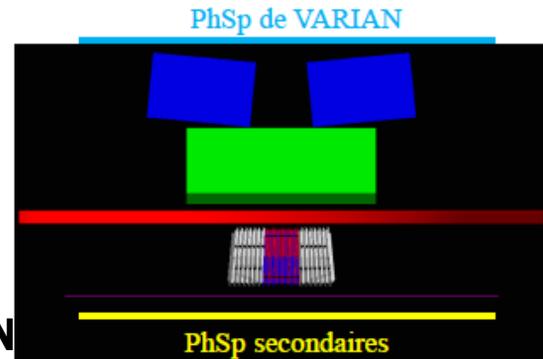


Schéma de la tête d'accélérateur (Younes, 2018)

Version GATE	Version GEANT4
GATE 8.0	GEANT4 10.3.3

$$\Delta_D(\%) = \frac{D^{Algo} - D^{GATE}}{D^{GATE}} \times 100$$

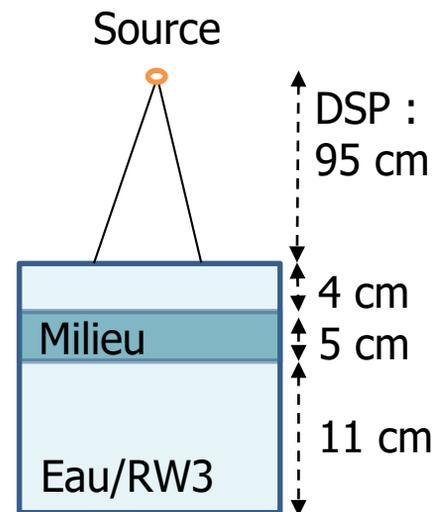


Fantôme modélisé :

- Eau : 1 g. cm^{-3}
- Hétérogénéité (milieu) :
 - Matériaux biologiques (ICRP 23, 1975) : poumon $0,26 \text{ g. cm}^{-3}$, tissu adipeux $0,92 \text{ g. cm}^{-3}$, muscle $1,05 \text{ g. cm}^{-3}$, os $1,85 \text{ g. cm}^{-3}$, cartilage $1,10 \text{ g. cm}^{-3}$
 - Matériaux non biologiques : aluminium $2,70 \text{ g. cm}^{-3}$, titane $4,42 \text{ g. cm}^{-3}$

Fantôme expérimental :

- RW3 : $1,045 \text{ g. cm}^{-3}$
- Hétérogénéité (milieu) : Os expérimental/SB3 $1,82 \text{ g. cm}^{-3}$ et Adipeux/AP6 $0,95 \text{ g. cm}^{-3}$
- Détecteurs (PTW):
 - Chambre d'ionisation T31013 de $0,3 \text{ cc}$
 - Détecteur microdiamant T60019 (MD) de $6,9 \times 10^{-5} \text{ cc}$



Détermination des facteurs de correction de fluence, k_{Φ}



Définition :

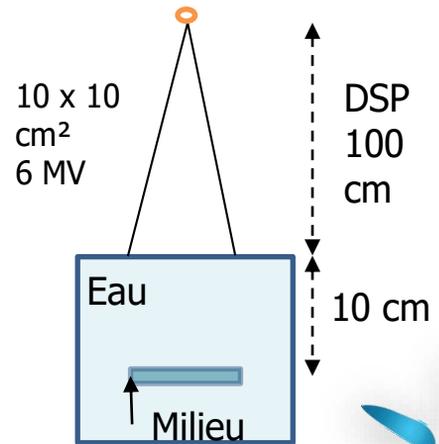
$$k_{\Phi} = \frac{(\Phi_E^{prim})_w}{(\Phi_E^{prim})_m}$$

$(\Phi_E^{prim})_w$: Fluence électronique primaire dans l'eau

$(\Phi_E^{prim})_m$: Fluence électronique primaire dans le milieu

Conditions de calcul :

- Eau : 1 g.cm^{-3}
- Hétérogénéité (milieu) : eau 1 g.cm^{-3}
poumon $0,26 \text{ g.cm}^{-3}$, tissu adipeux $0,92 \text{ g.cm}^{-3}$,
os $1,85 \text{ g.cm}^{-3}$ (ICRP 23, 1975).





Calcul de la fluence électronique primaire totale :

$$\Phi_{e,tot}^{prim} = \sum_0^{E_{max}} \underbrace{(x(i+1) - x(i))}_{\text{Intervalles d'énergies}} \times \underbrace{\Phi_e^{prim}(i)}_{\text{obtenues sous GATE}}$$

Intervalles
d'énergies

obtenues sous GATE
(Younes, 2018)

Evaluation des paramètres de simulation :

- Ecut \simeq 1 keV et 10 keV
- Physic list : Standard_opt4, Standard_opt3, Livermore, Penelope

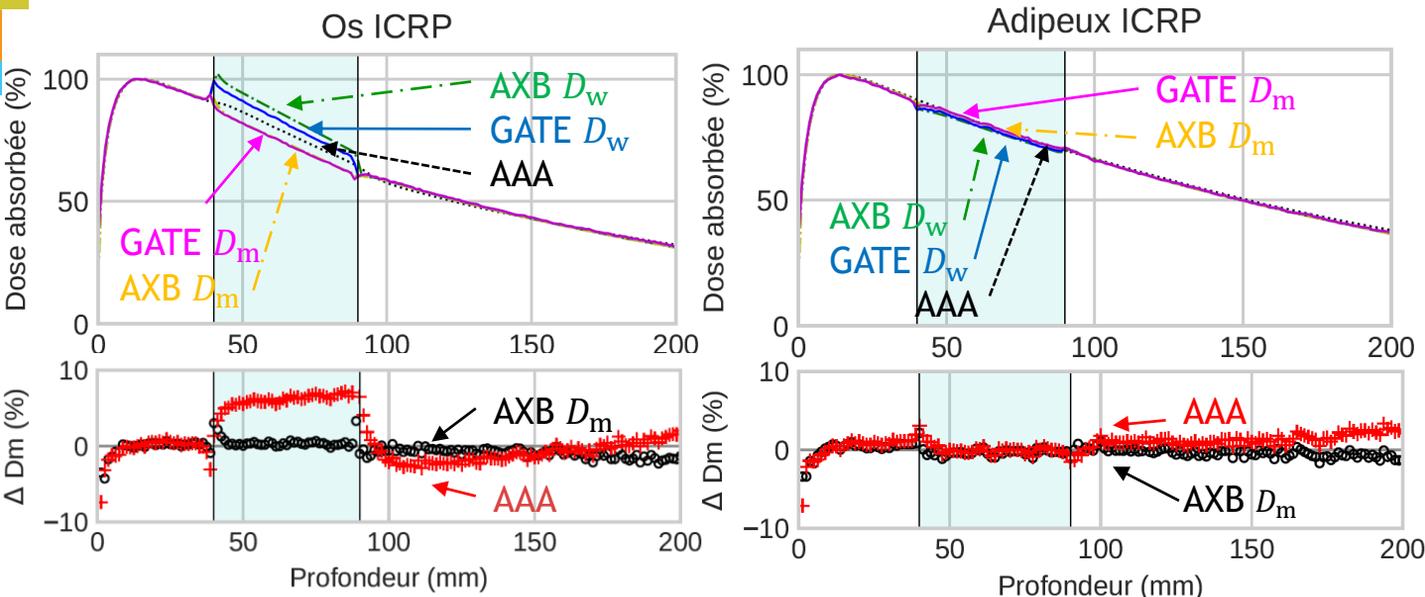
Analyse : écart relatif par rapport aux valeurs de Andreo (2015) considérées comme référence



Résultats



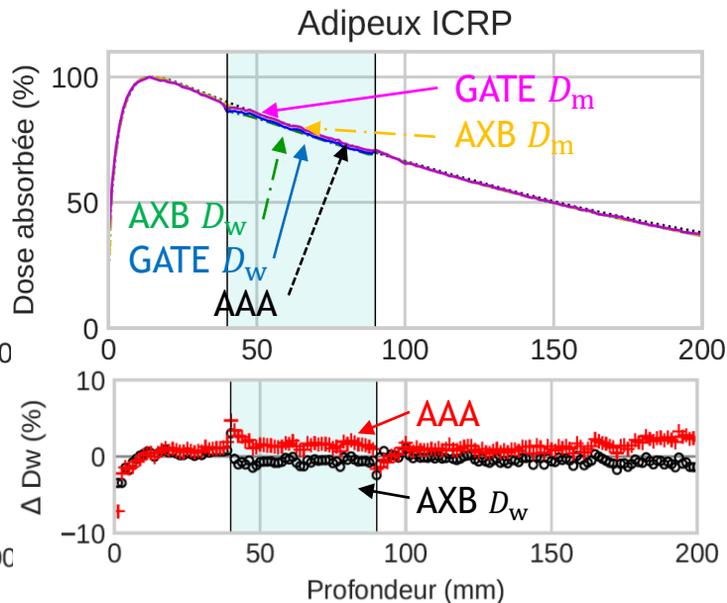
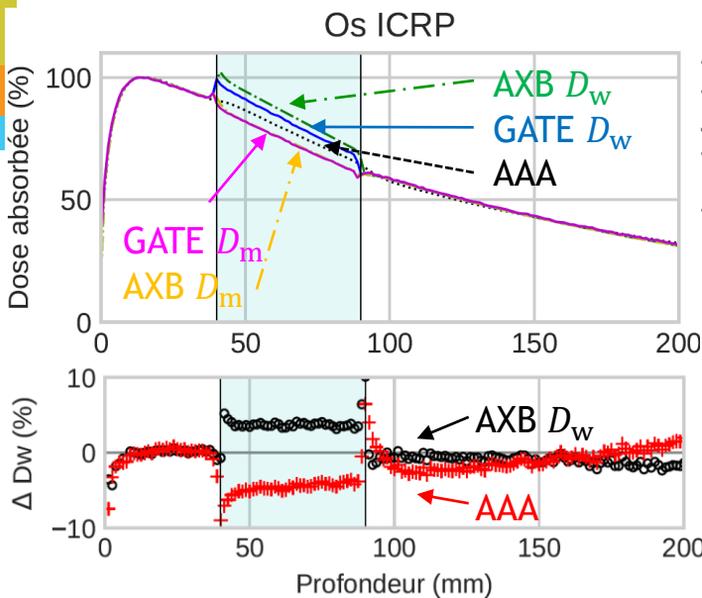
Comparaison de AAA et AXB/GATE en termes de D_m :



AXB en accord avec GATE (<1%) pour tous les milieux étudiés



Comparaison de AAA et AXB/GATE en termes de D_w :



- Os ICRP : AXB surestime GATE de 5%, AAA sous estime GATE de 5%.
- Adipeux ICRP : AXB en accord avec GATE (<1%), AAA surestime GATE de 2%.



Détermination des facteurs de correction de fluence, k_{Φ}



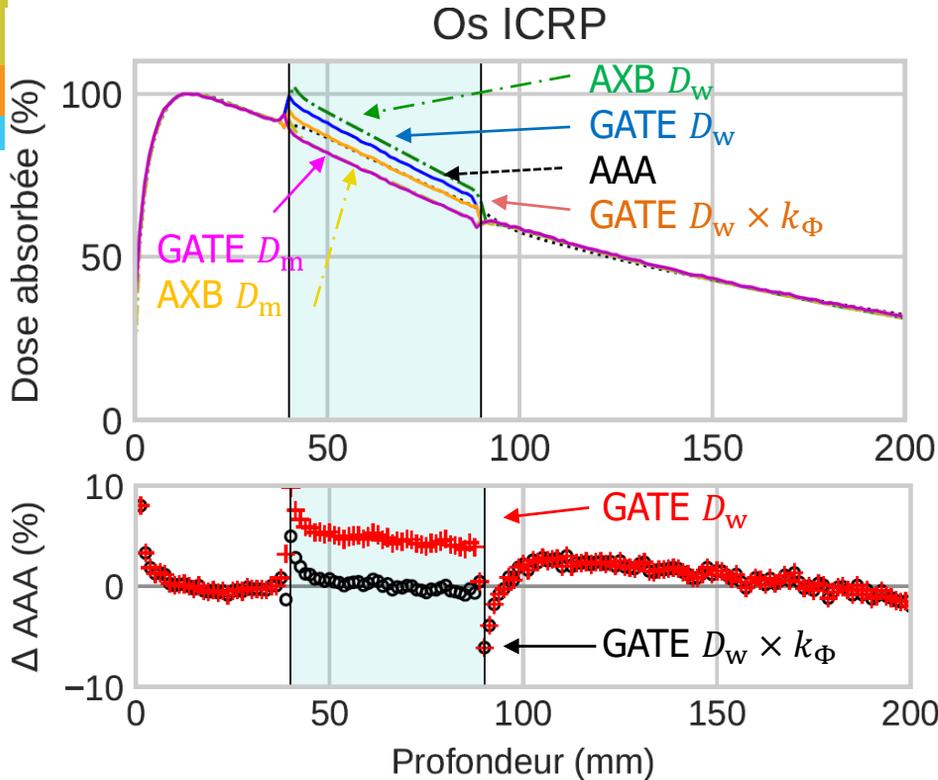
Matériaux		Os ICRP	Poumon ICRP	Adipeux ICRP
Opt4	} Ecut \approx 1 keV	0,980	0,975	1,046
Livermore		0,962	0,998	1,025
Penelope		0,946	0,990	1,006
Opt3		0,960	0,995	1,027
Andreo (2015)		0,956	0,999	1,013

Ecut \approx 1 keV

- Livermore (<1,2%), Penelope (<1,2%) et Standard_opt3 (<1,3%) en très bon accord
- Standard_opt4 présente des écarts de 2,4 à 3,3%.



Application des k_{Φ} (Andreo, 2015)



GATE D_w supérieur de 5 % à AAA.

GATE $D_w \times k_{\Phi}$ est en accord à AAA (<1%).

Interprétation des calculs et discussion



➔ Comparaison des modèles de physique de GEANT4

○ CEMA C :

A l'équilibre électronique des électrons secondaires produits par les collisions catastrophiques, le CEMA C correspond à la dose absorbée :

$$D \stackrel{\delta=eq}{=} C = \int_0^{E_{max}} \Phi_E^{prim} \frac{S_{col}}{\rho} dE$$

Conditions similaires aux calculs
des fluences pour les k_Φ

fonction «ComputeDEDX»
de GEANT4

○ pouvoirs d'arrêt collisionnel massique $\frac{S_{col}}{\rho}$ et $\left(\frac{S_{col}}{\rho}\right)_{w,m}$





Calcul des différents CEMA :

- $(C_m)_m = \int_0^{E_{max}} (\Phi_E^{prim})_m \left(\frac{S_{col}}{\rho} \right)_m dE \quad \stackrel{\delta-eq}{\equiv} D_m$
- $(C_w)_m = \int_0^{E_{max}} (\Phi_E^{prim})_m \left(\frac{S_{col}}{\rho} \right)_w dE \quad \stackrel{\delta-eq}{\equiv} (D_w)_m$
- $(C_w)_w = \int_0^{E_{max}} (\Phi_E^{prim})_w \left(\frac{S_{col}}{\rho} \right)_w dE \quad \stackrel{\delta-eq}{\equiv} (D_w)_w$

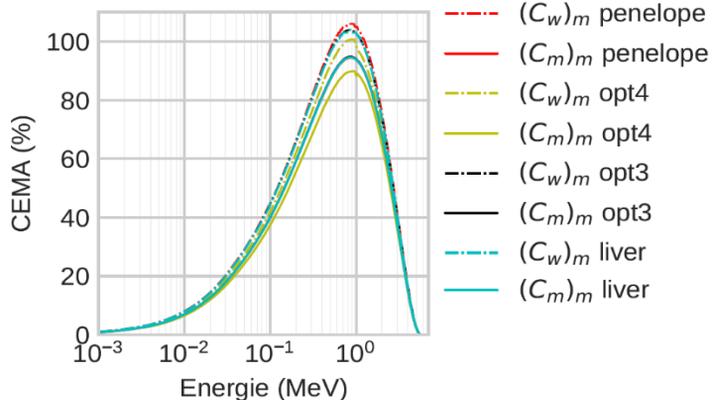
Comparaison des rapports :

$(D_w)_w / D_m$ Calculés par dose absorbée ➤ En accord à 0,1%
 $(C_w)_w / (C_m)_m$ Calculés par CEMA ➤ [0,0 - 0,3]

$(D_w)_m / D_m$ Calculés par dose absorbée ➤ En accord à 0,5%
 $(C_w)_m / (C_m)_m$ Calculés par CEMA ➤ [0,3 - 1,0]



Os ICRP

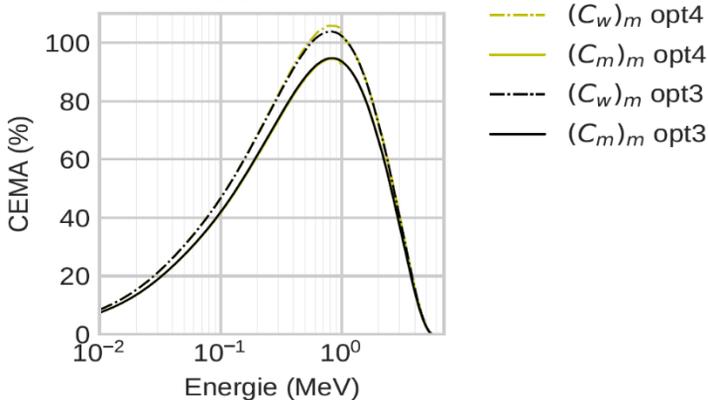


$E_{cut} \approx 1 \text{ keV}$

- Superposition des $(C_m)_m$ excepté pour Standard_opt4

- Distinction des $(C_w)_m$

Os ICRP



$E_{cut} \approx 10 \text{ keV}$

- Superposition des $(C_m)_m$ de Standard_opt4 et Standard_opt3

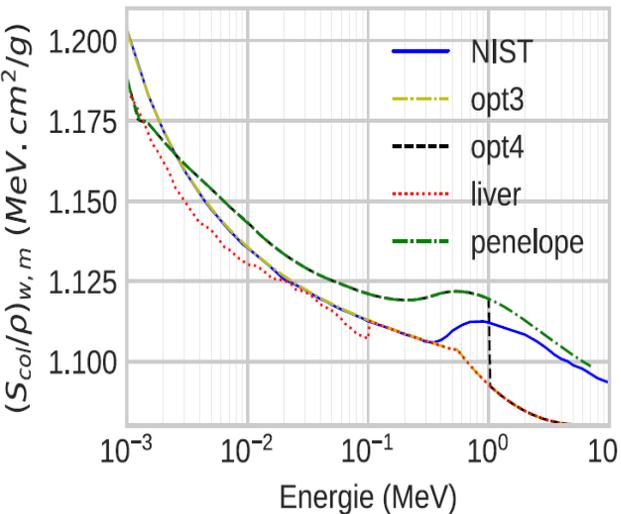
- Distinction des $(C_w)_m$



Rapport de pouvoir d'arrêt $\left(\frac{S_{col}}{\rho}\right)_{w,m}$

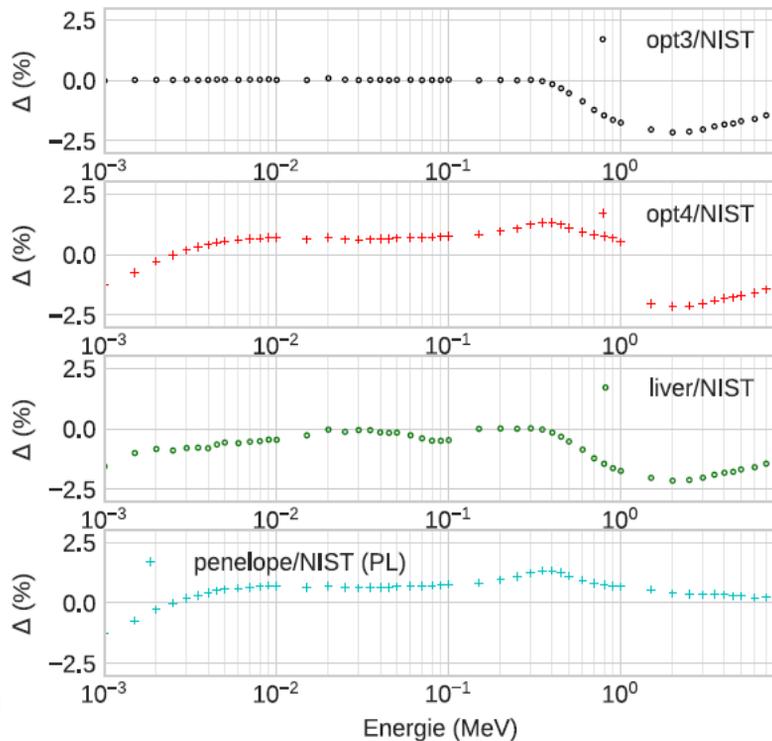


Os ICRP



NIST : données de référence
Écart des physics lists < 2,5%

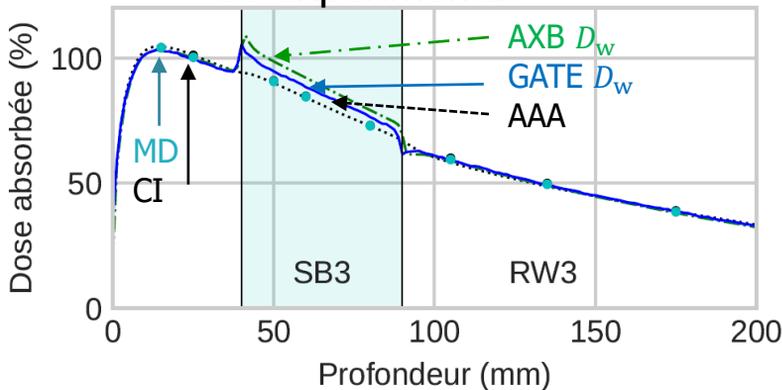
Os ICRP



Interprétation des mesures expérimentales et discussion

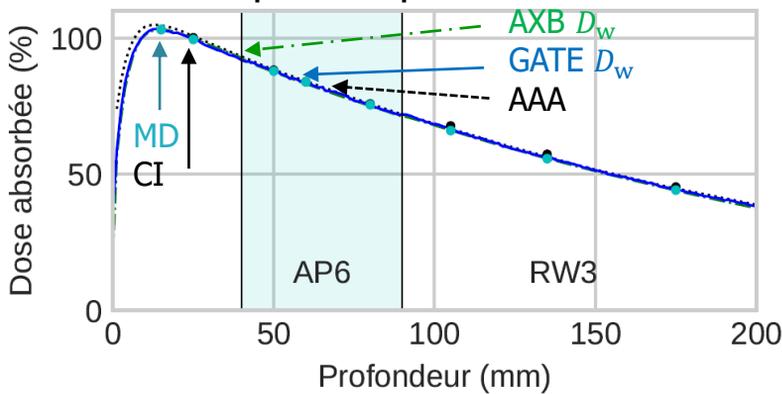


Os expérimental



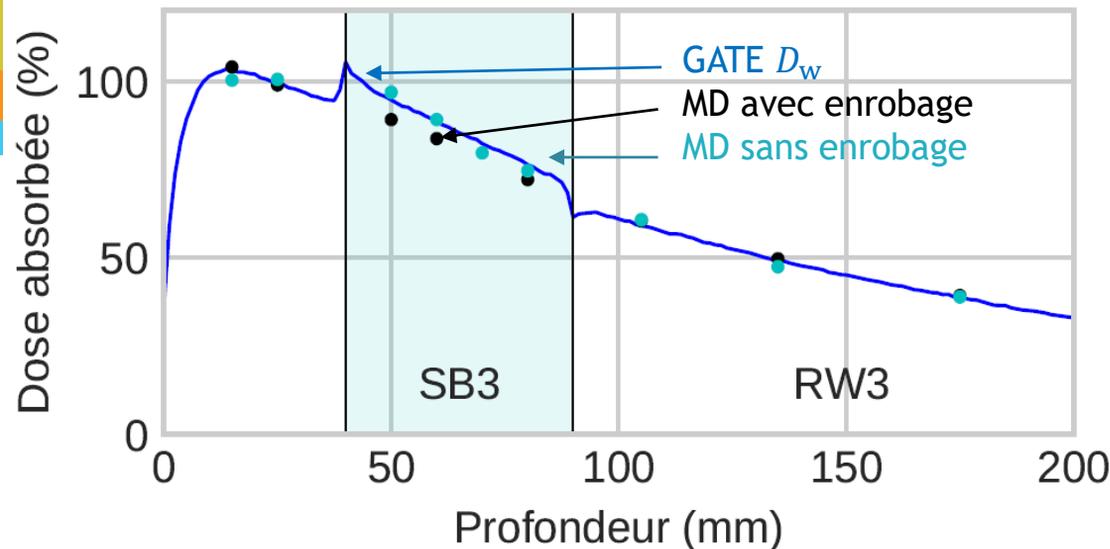
- Détecteurs superposés
- Les D_w des détecteurs \neq aux D_w d'un petit volume d'eau

Adipeux expérimental



- Bon accord entre les D_w

Os expérimental



Paramètres de simulation :

- Ecut \approx 10 keV
- Physic list : Standard_opt4

● Influence de l'enrobage du détecteur

» Os : - 5,8 %

» RW3 : 1,6 %



Nécessité d'appliquer un facteur de correction de perturbation de fluence

p_{ϕ} Younes (2018)



Conclusion et perspectives



- AXB en excellent accord (<1%) avec GATE en D_m
- Différences en D_w selon les modèles de physique de GEANT4 =>
 $\left(\frac{S_{col}}{\rho}\right)_{w,m}$ différents
 - Recommandation : Standard_opt3 (avec le NIST en données de référence)
- Calcul des facteurs de **perturbation pour chaque détecteur** dans les milieux hétérogènes
 - Facteur différent des conditions de référence





- Siebers, J. V., Keall, P. J., Nahum, A. E., & Mohan, R. (2000). Converting absorbed dose to medium to absorbed dose to water for monte carlo based photon beam dose calculations. *Physics in Medicine and Biology*, 45(4), 983–995.
- Andreo, P. (2015). Dose to 'water-like' media or dose to tissue in MV photons radiotherapy treatment planning: still a matter of debate. *Physics in Medicine and Biology*, 60(1), 309–337.
- Reynaert, N., Crop, F., Sterpin, E., Kawrakow, I., & Palmans, H. (2018). On the conversion of dose to bone to dose to water in radiotherapy treatment planning systems. *Physics and Imaging in Radiation Oncology*, 5, 26 – 30.
- ICRP (1975). Report of the Task Group on Reference Man of ICRP publication 23. Oxford: Pergamon.
- Younes, T. (2018). Méthodologie pour la détermination de la dose absorbée dans le cas des petits champs avec et sans hétérogénéité pour des faisceaux de photons de hautes énergies. thèse de doctorat, Université Toulouse 3 Paul Sabatier Cotutelle internationale Université Saint-Joseph de Beyrouth.
- Constantin, M., Perl, J., LoSasso, T., Salop, A., Whittum, D., Narula, A., Svatos, M., & Keall, P. (2011). Modeling the truebeam linac using a cad to geant4 geometry implementation: Dose and iaea-compliant phase space calculations. *Medical physics*, 38, 4018–24.



Merci pour votre attention !

