

Évaluation de la Dose Équivalente des Photoneutrons en Radiothérapie Externe : Étude Expérimentale et Monte-Carlo

Asmae SAADI

Thèse en cotutelle

Directrice : Mme Régine GSCHWIND

Directeur : M. Abdellatif EL ANIQUE

Radiothérapie un pilier contre le cancer

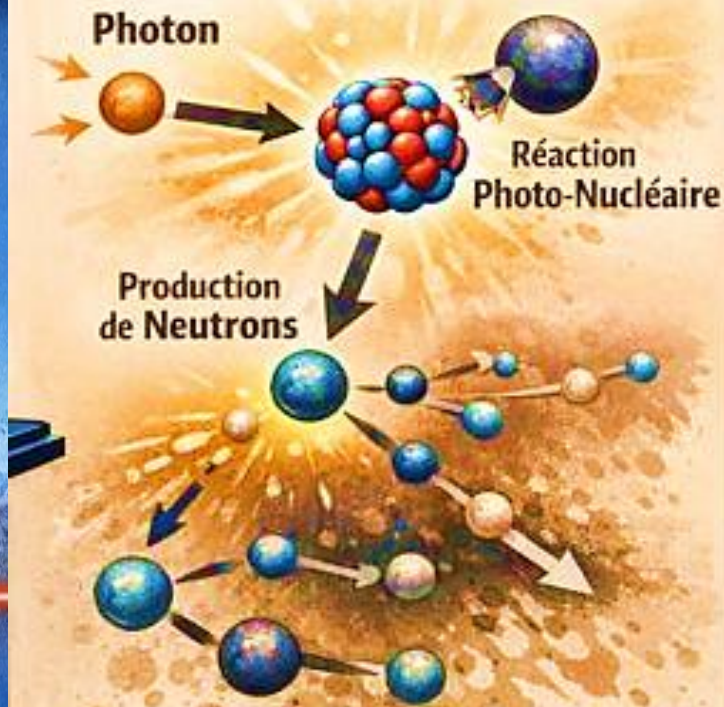
TRAITEMENT

Utilisation d'un accélérateur linéaire médical (LINAC)



Conséquence

Émission de Neutrons Secondaires



Rayonnement indésirable autour de la zone traitée

Problématique

Dose Neutronique Hors Champ



Risque pour les organes sensibles

Augmentation du Risque de Cancers Secondaires

Objectifs de la Thèse : Préciser l'Impact des Neutrons en RT

Objectif Principal

Quantifier la contamination neutronique de la source jusqu'à la dose aux organes, par une approche *expérimentale* et *Monte-Carlo*.



Objectifs Spécifiques

Étudier les facteurs influençant la production des neutrons

Évaluer la dose équivalente neutronique dans l'air et dans des fantômes représentant le patient.

Estimer la dose aux organes pour un plan de traitement réel.

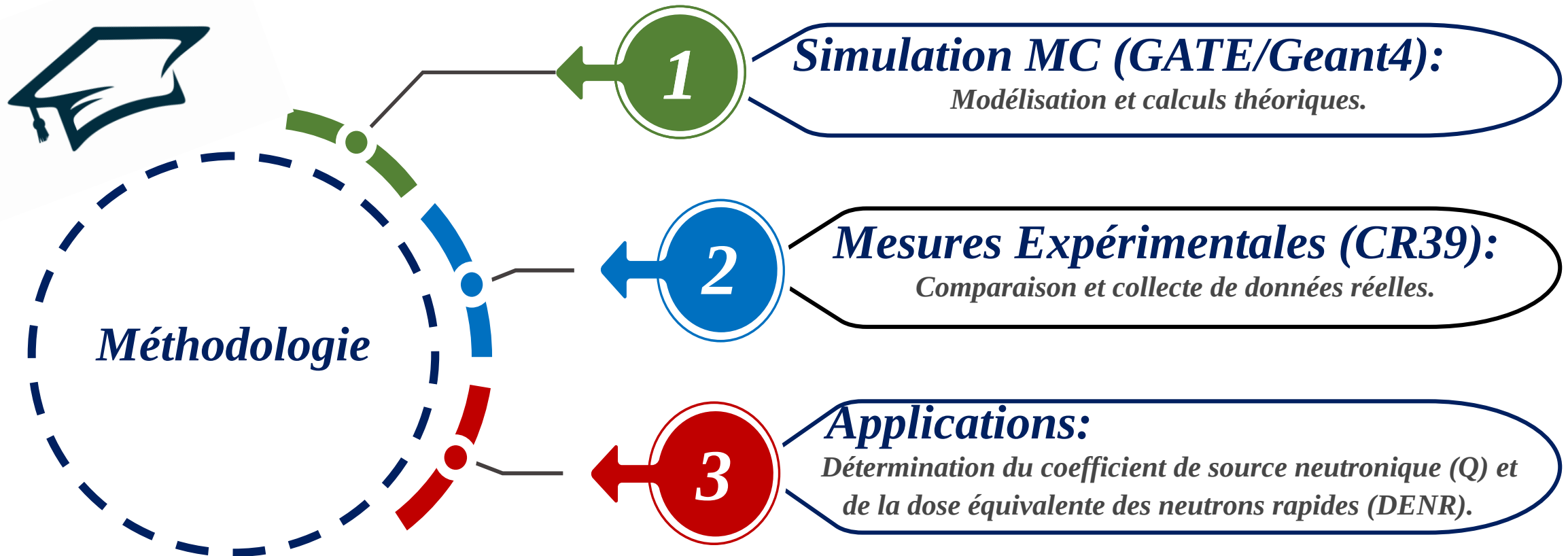
État de l'Art : Bilan des Connaissances Actuelles

Thématique	Ce que dit la littérature	Limites identifiées	Références
Production de photoneutrons	Phénomène bien établi en radiothérapie ($E > 8$ MeV)	Hypothèse des neutrons nuls à 6 MeV reste à vérifier !	Kry et al., 2005
Type de Linac	Études surtout sur des Linacs < 2010	Manque de données pour Varian TrueBeam / Elekta Versa HD pour certaines énergies	Naseri et al., 2010 Followill et al, 2003
Configuration clinique	Champs standards étudiés	Peu d'études sur les techniques modernes (RCMI, VMAT)	Howell et al., 2009
Dose aux organes	Mesures principalement dans l'air	Mesures très limitées dans les organes hors champ.	Kry et al., 2017
Chaîne complète (source → transport → dose organes)	Études séparées (source ou transport)	Peu d'approches intégrées mesures + MC	Dowlatabadi et al., 2020

RCMI = Radiothérapie Conformationnelle avec Modulation d'Intensité

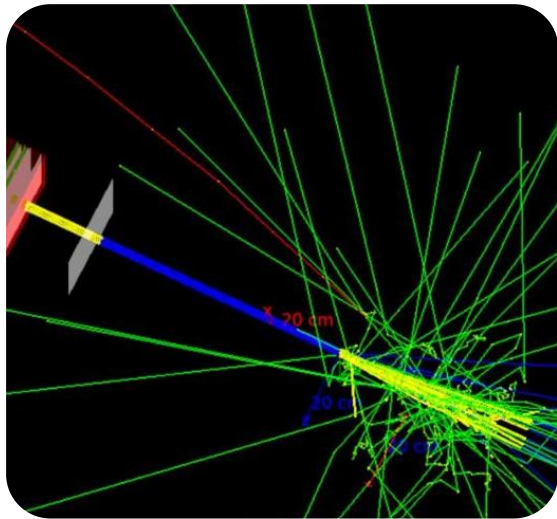
VMAT = Volumetric Modulated Arc Therapy

1. Approche méthodologique



Principe de la Méthode Monte-Carlo

- Approche **probabiliste** utilisée dans plusieurs domaines
- Méthode **statistique** basée sur le suivi individuel des particules
- Simulation de manière réaliste les interactions photons–matière et neutrons–matière

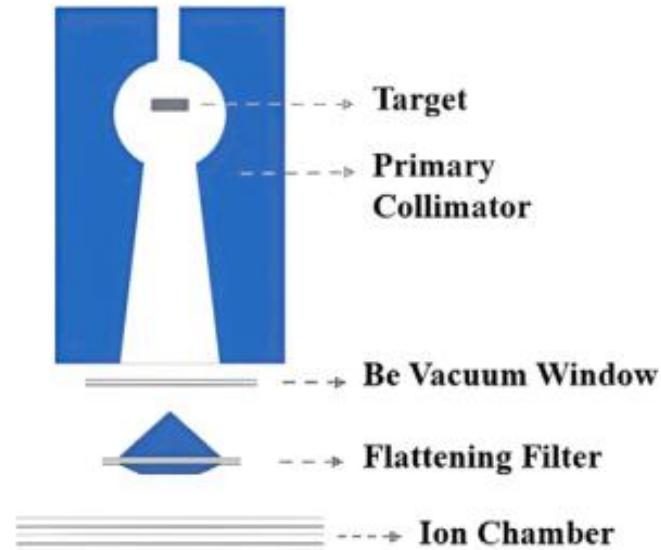


Choix de GATE

- Code Monte Carlo **GATE** (Geant4 Application for Tomographic Emission)
- Outil adapté à la modélisation des accélérateurs médicaux
- Une description détaillée de la physique neutronique
- Code largement validé par de nombreuses études dans la littérature.
- **open source**

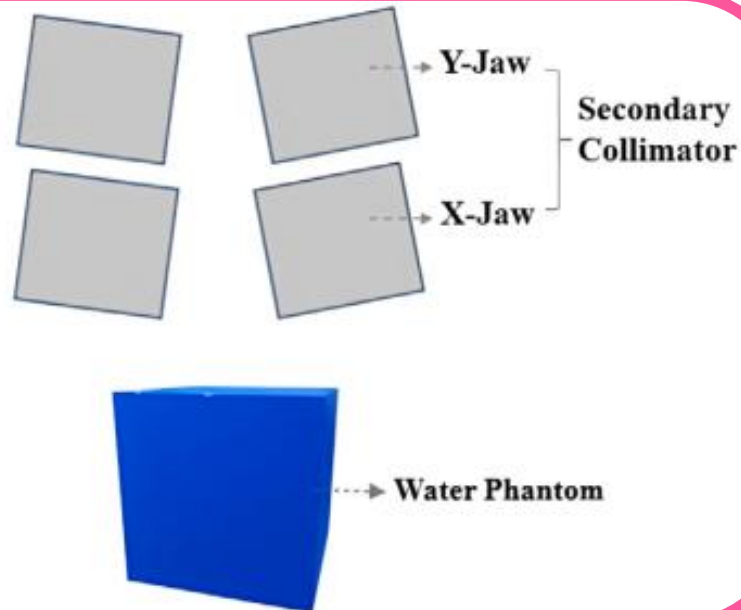
1

1. Modélisation du Tête du Varian Clinac 2100C à 18 MV



Partie du LINAC indépendante du patient

Éléments fixes du LINAC, non influencés par le patient.



Partie du LINAC dépendante du patient

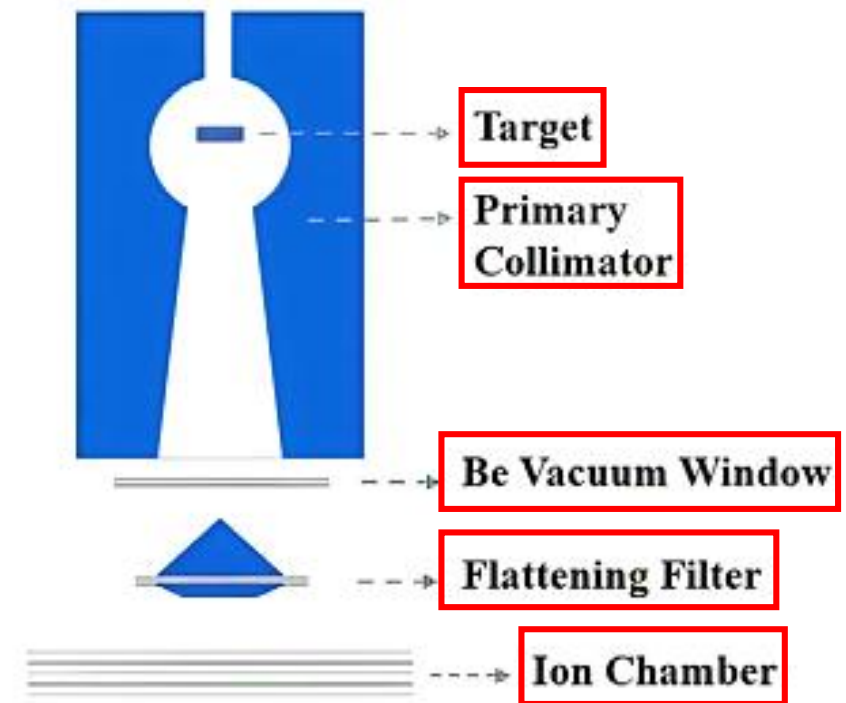
Éléments variables du LINAC, adaptés au patient et au plan de traitement.

Espaces de Phases :

- **Modèle préalablement validé pour optimiser le temps de calcul**

Inclut les composants:

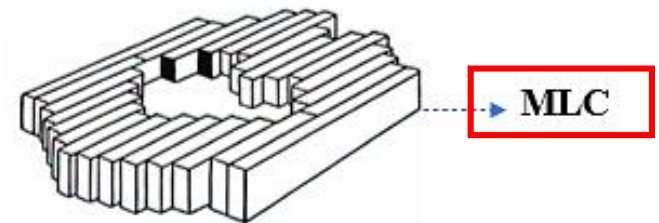
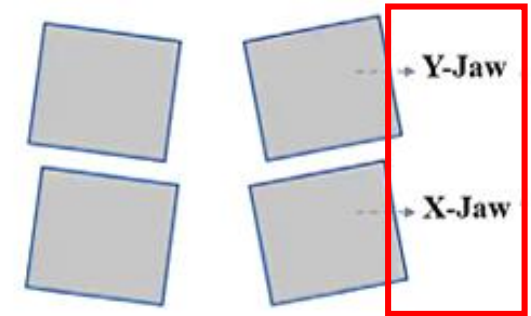
- **Cible** : Production de photons par l'effet de Bremsstrahlung des électrons
- **Collimateur primaire** : blocage des photons émis hors de la direction du faisceau
- **Fenêtre en béryllium** : sortie du faisceau avec une faible atténuation
- **Cône égalisateur** : homogénéisation du faisceau photonique
- **Chambre d'ionisation** : contrôle et mesure de la dose délivrée



Représentation schématique des composants de la tête du Clinac 2100C à 18 MV intégrés dans les espaces de phase, modélisés sous GATE.

Modélisation des Autres Composants :

- **mâchoires X/Y** : définition de la taille rectangulaire du champ d'irradiation
 - **Collimateur multilames (MLC)** : donner une forme au faisceau et moduler précisément la dose
 - **Cuve à eau** : mesure de la dose pour la validation du modèle de l'accélérateur
- ✓ $N = 10 \times 10^9$ particules primaires
- ✓ Calculs réalisés sur le cluster Mesocentre de l'UMLP (Ubuntu, mode CPU).



Water Phantom

Modélisation du collimateur secondaire et du fantôme d'eau



Modélisation de la Salle de Traitement à l'HNFC :

La modélisation respecte les dimensions et les matériaux de la salle de traitement où est installé l'accélérateur Varian Clinac 2100C et où les mesures expérimentales ont été effectuées.

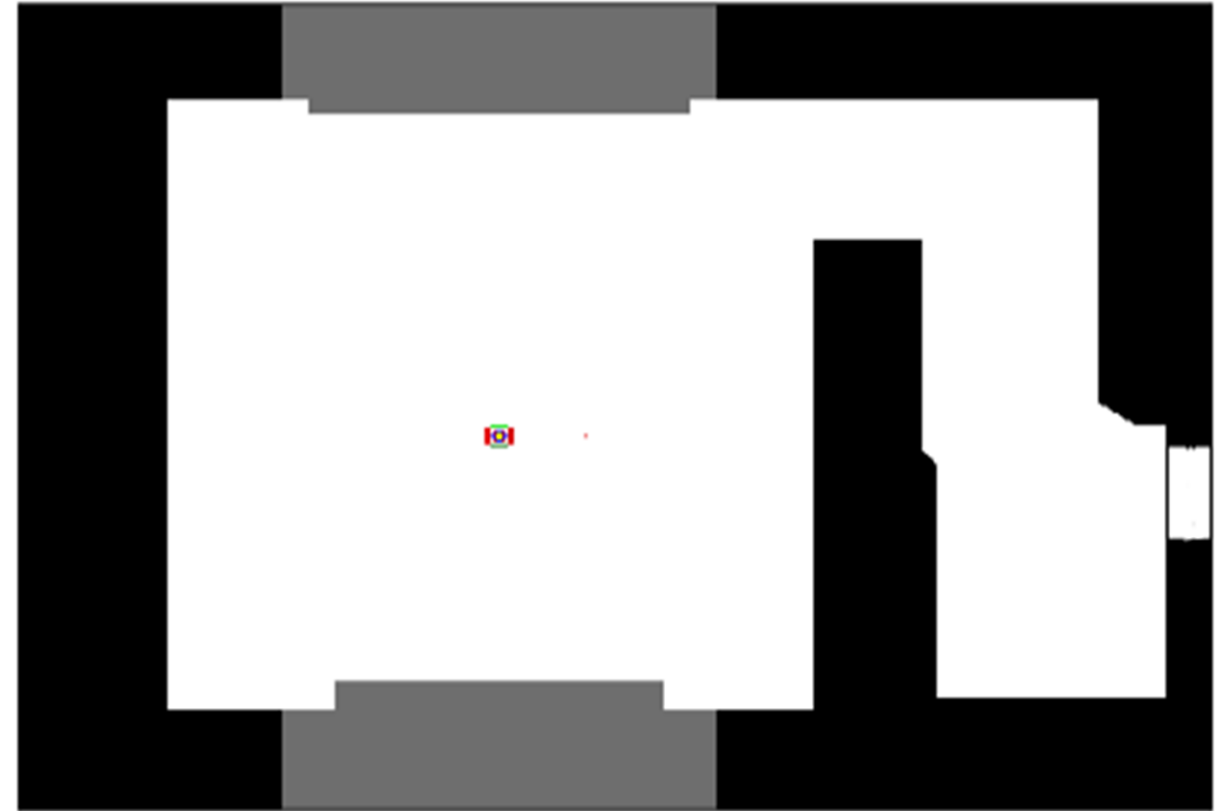


Fig.1.2: Simulation GATE de la salle de traitement montrant la position du Varian Clinac modélisé.

Calcul de l'incertitude totale

Composantes principales sont donc :

Type A

- *statistique : < 1 %*

Type B

- sections efficaces : 8 %
- géométrie LINAC : 5 %

Combinaison en quadrature

$$\sigma_{\text{tot}} \approx 9.5\%$$

Approche expérimentale :

1. Détection des neutrons par CR-39



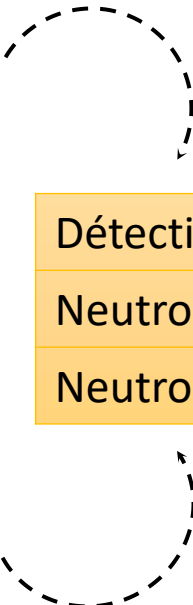
Une analyse des incertitudes de type A statistiques et de type B systématiques a été réalisée afin d'assurer la robustesse des résultats.

Type A

- *Fluctuations des mesures répétées.*
- *Trois irradiations par point de mesure.*

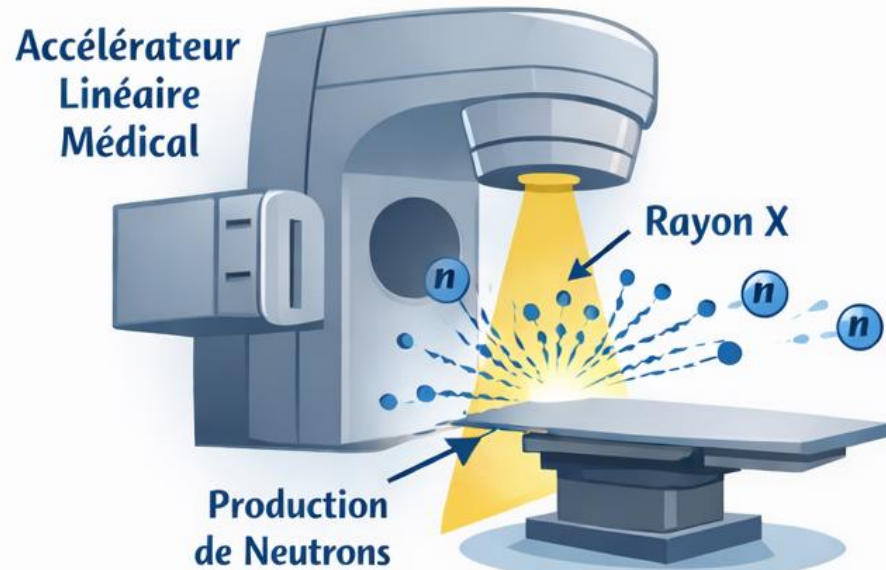
Type B

- *Positionnement réel des détecteurs*
- *Attaque chimique (temps, température, solution)*
- *Lecture et analyse des traces (microscope / ImageJ).*



Détection	Incertitude totale
Neutrons rapides (HDPE)	≈ 12 %
Neutrons thermiques (BN)	≈ 15 %

Coefficient de Source Neutronique (Q)



$$Q = \frac{n}{D_\gamma}$$

Neutrons par Gray (n/Gy)



n = Nombre de Neutrons produits

D_γ = Dose Photonique (en Gray)

Simulation Monte Carlo GATE



Détecteur CR-39



Référence pour les
Accélérateurs Linéaires Médicaux

Comparaison des Énergies



1.3 Application – Coefficient de source neutronique Q

1.3.1 Calcul par simulation Monte-Carlo

Accélérateur simulé: Varian Clinac 2100C – 18 MV

Expression de Q :

$$Q(n/Gy) = \frac{Y(n/\text{history})}{D(Gy/\text{history})} =$$

$\frac{\text{Nombre de neutrons produits par particule primaire}}{\text{Dose déposée par particule primaire à l'isocentre}}$

Conditions de référence

- Champ : $10 \times 10 \text{ cm}^2$
- SSD = 90 cm

Physique utilisée pour le calcul de Q :

- **EM** : *emstandard_opt3* → dose photonique
- **Photo-nucléaire** : *G4PhotoNuclearProcess* → production des neutrons
- **Neutrons** : *QGSP_BIC_HP* → transport et interactions neutroniques

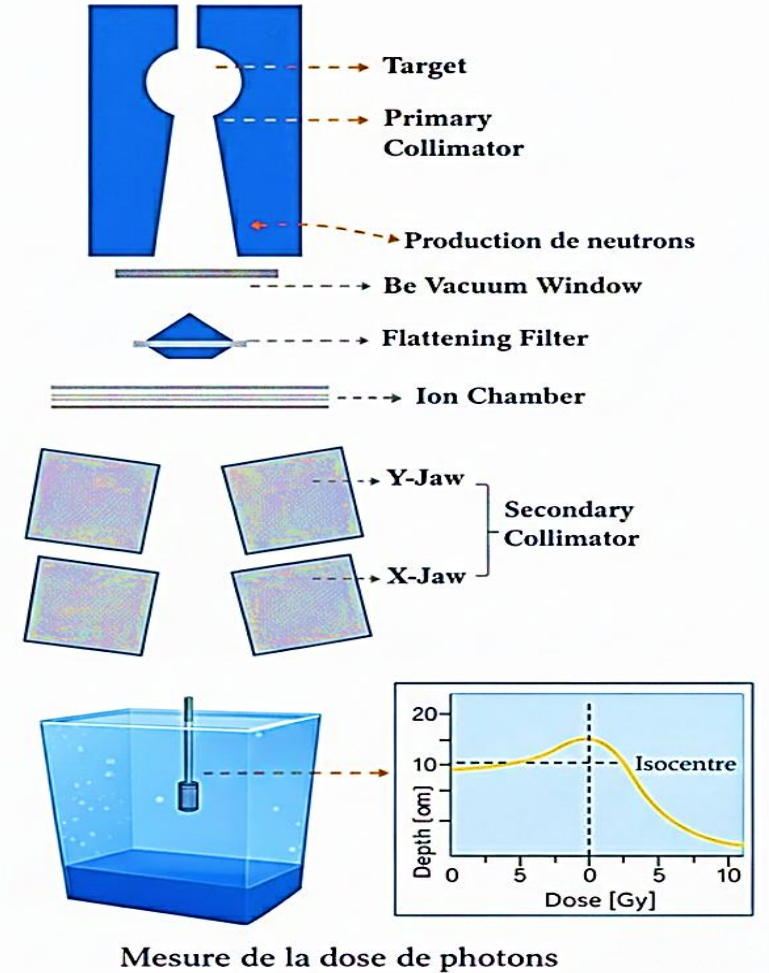


Schéma de la production neutronique dans un LINAC et mesure dosimétrique des photons à l'isocentre

Accélérateurs étudiés :

- Varian Clinac 2100C – 18 MV
- Varian TrueBeam – 18 MV et 6 MV
- Elekta Versa HD – 18 MV

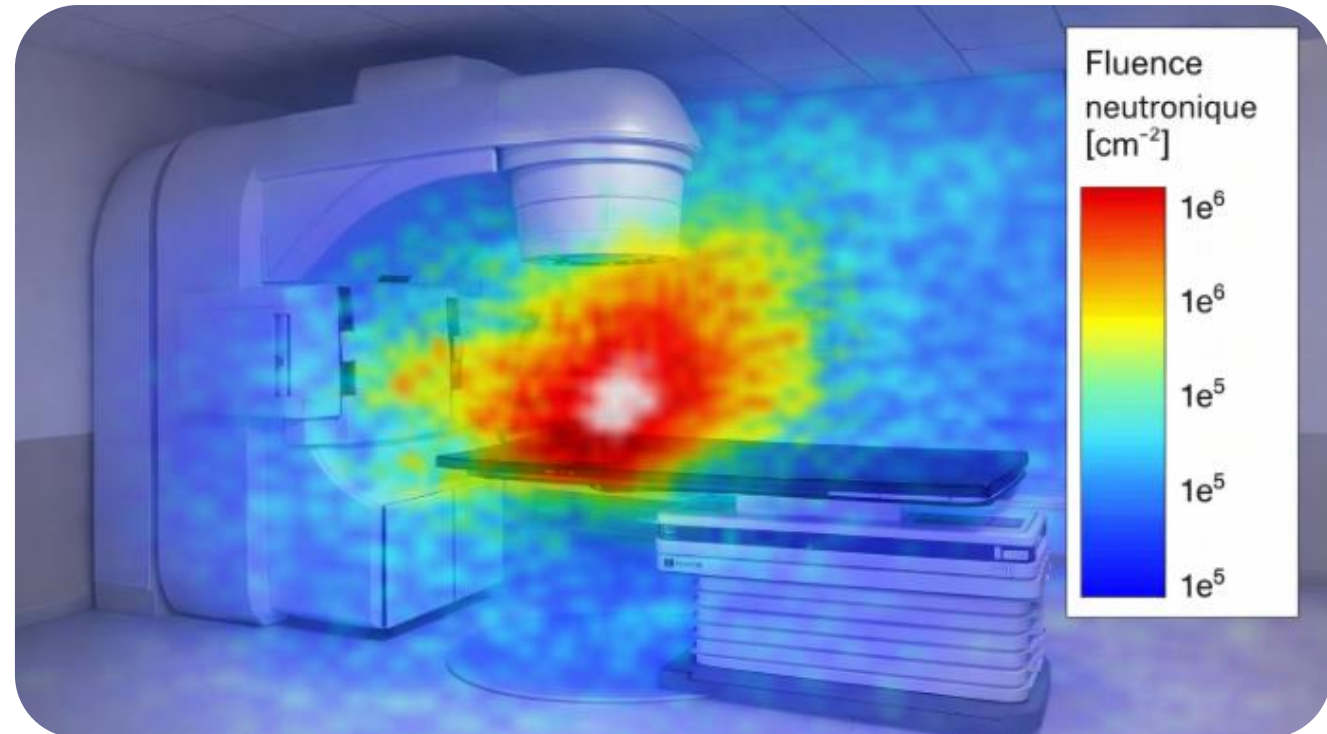
Principe :

Les valeurs de Q sont déterminées à partir de la fluence neutronique mesurée selon la relation recommandée par l'IAEA:

$$\bullet \Phi = \frac{aQ}{4\pi d^2} + \frac{5.4aQ}{S} + \frac{1.26Q}{S}$$

Paramètres :

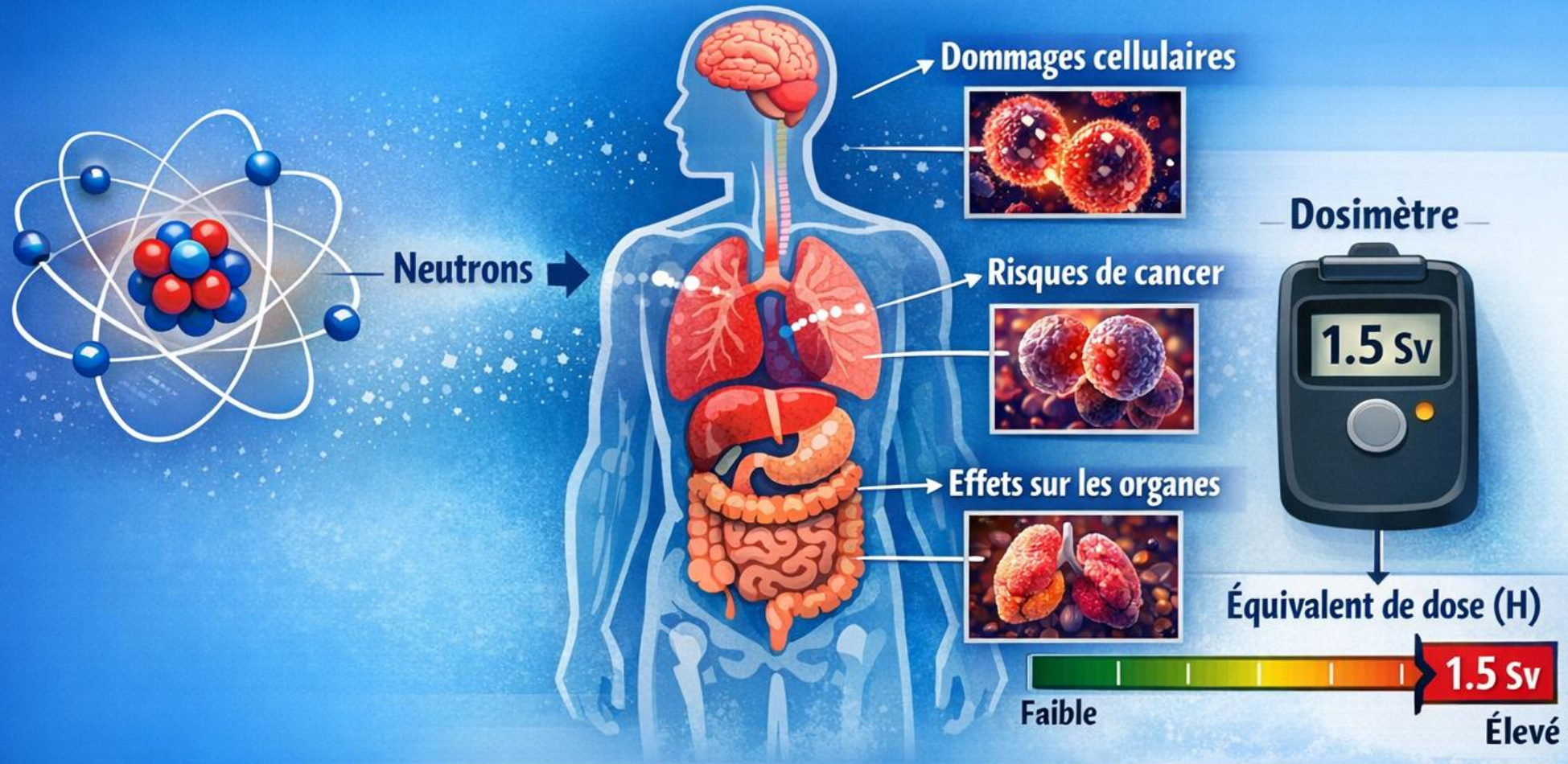
- d : distance à la cible
- S : surface de la salle de traitement
- a : facteur de transmission du blindage de la tête.



Répartition spatiale de la fluence neutronique autour de l'isocentre en radiothérapie

Dose équivalente des neutrons : **définition**

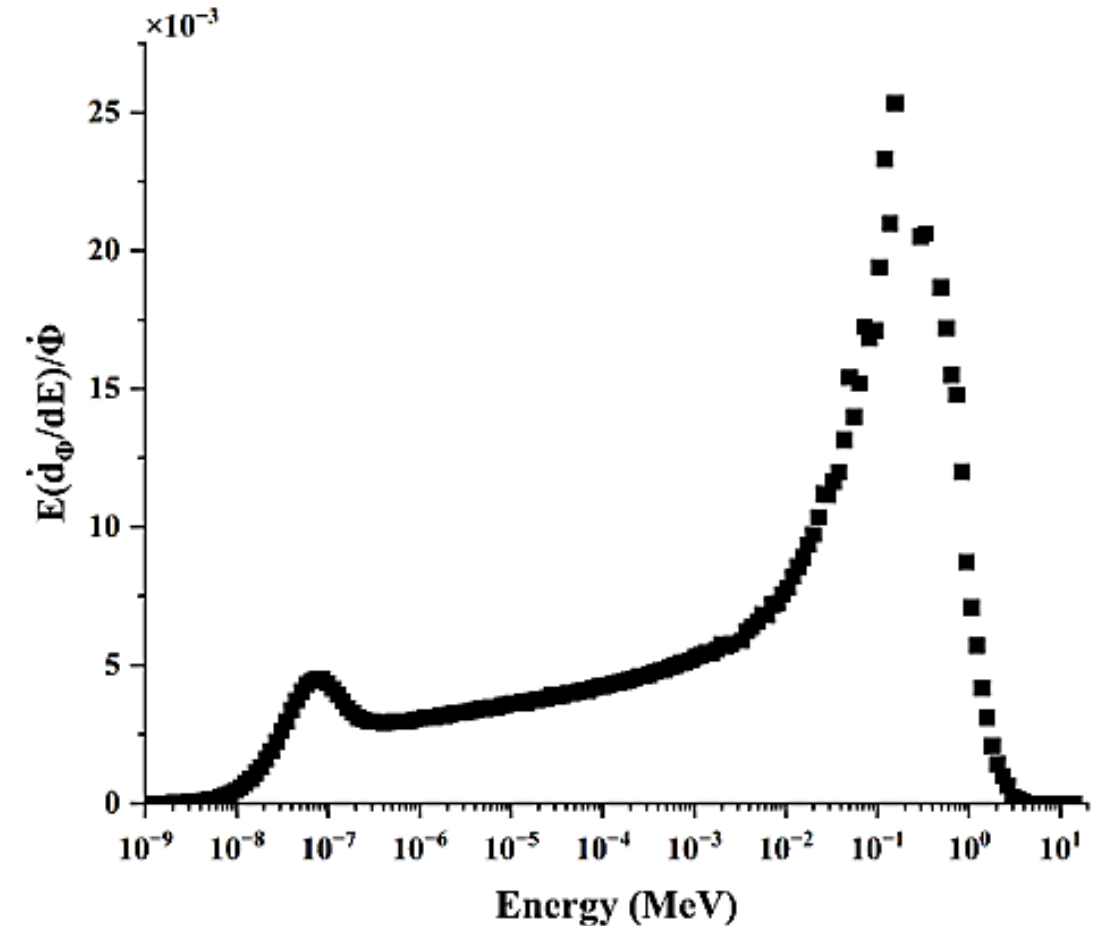
Grandeur dosimétrique tenant compte de l'effet biologique des neutrons



Exprimée en **sievert** (Sv) en radiothérapie

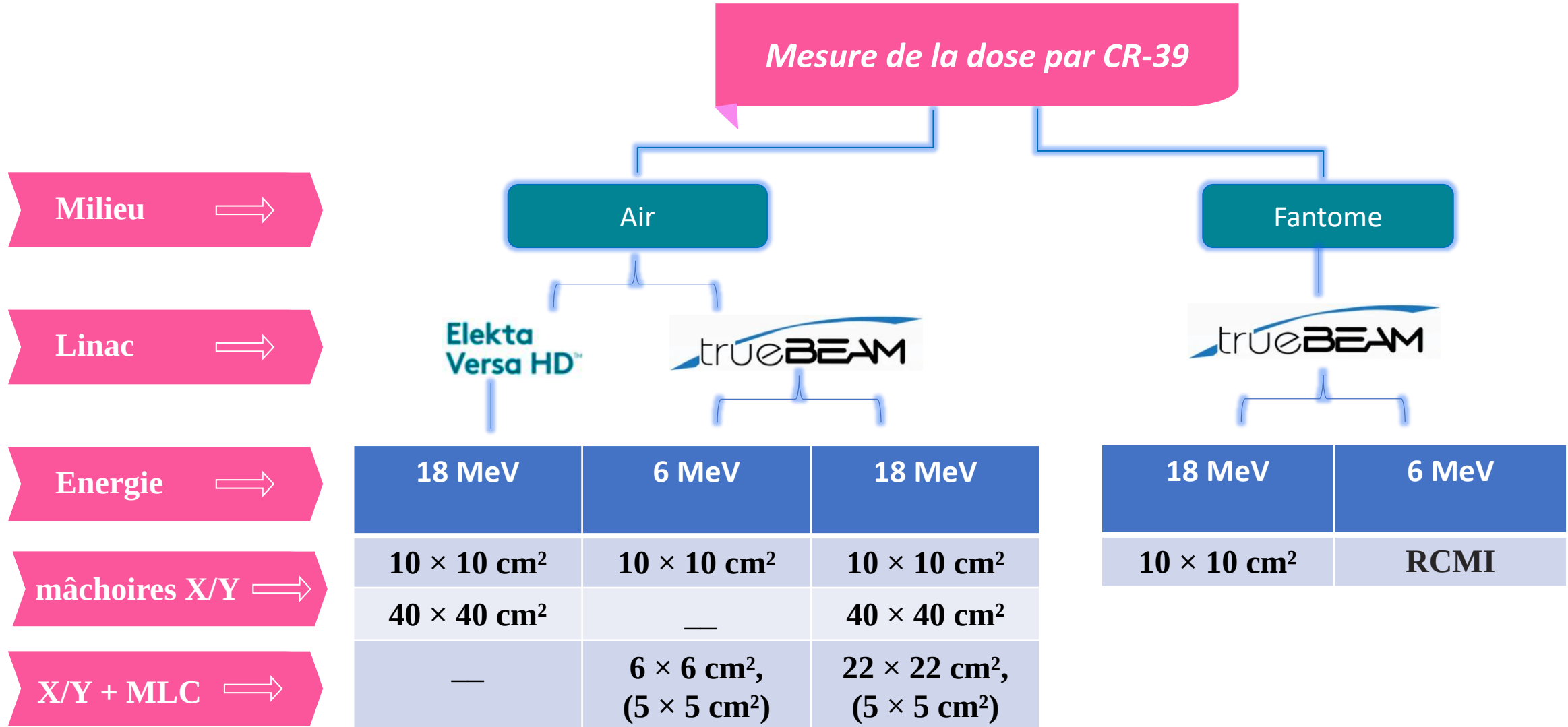
Pourquoi s'intéresser aux neutrons rapides ?

- Neutrons rapides :
 - Énergie élevée → contribution dominante à la dose équivalente.
 - Neutrons rapides : **> 99 % de la distribution énergétique** (Sihaloho et al., 2021)
- Neutrons thermiques :
 - Contribution dosimétrique plus faible
 - Impact biologique moindre



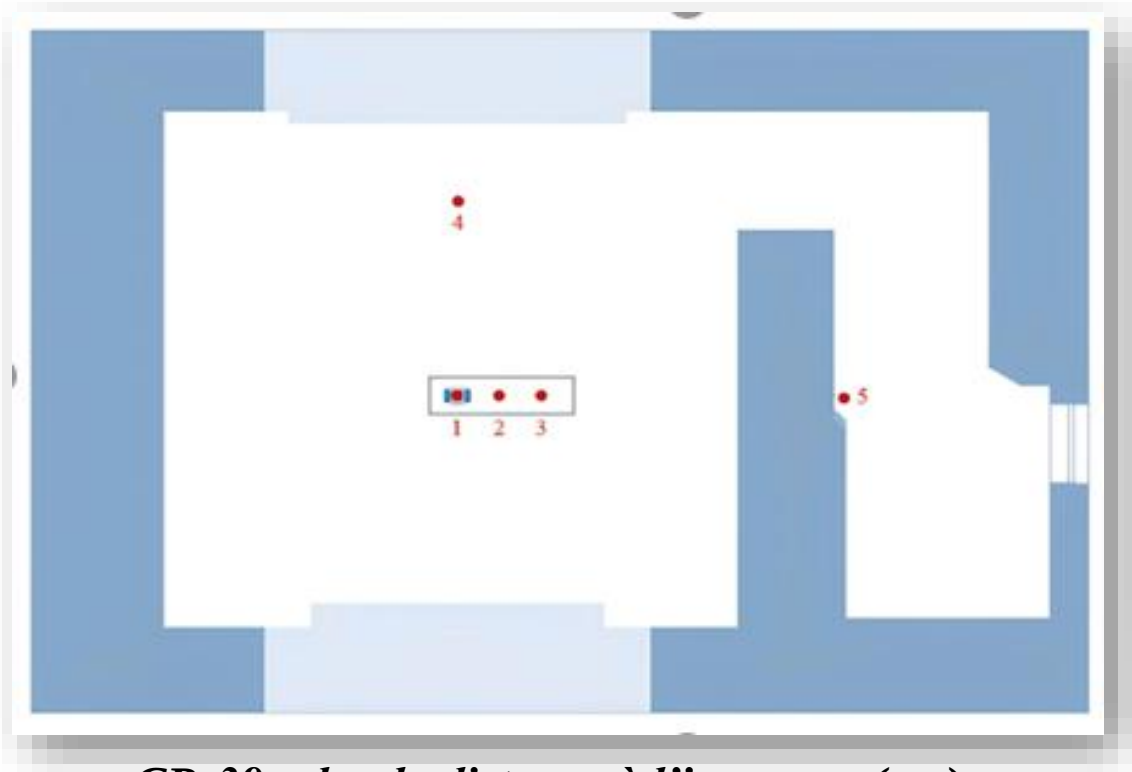
Spectre neutronique simulé à 2 m de l'isocentre pour l'accélérateur Varian TrueBeam à 15 MV.
(Zamorano, 2025).

1. Conditions générales de mesure



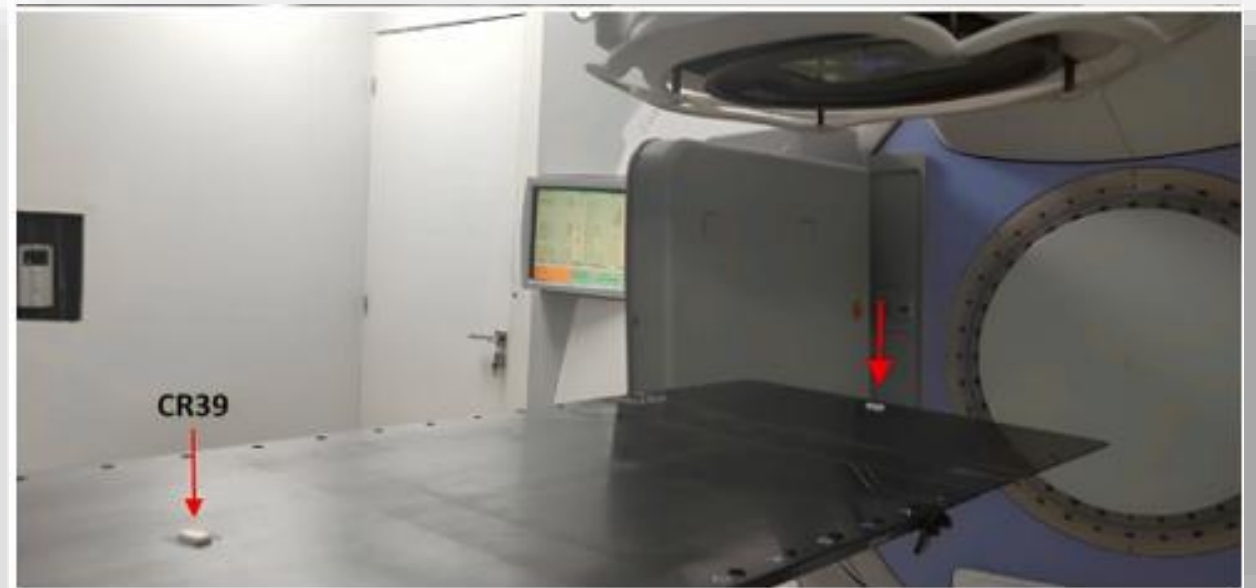
2. Positions de mesure de la DENR dans l'air

Positions de mesure des CR-39 – Salle de traitement (Elekta Versa HD)



CR-39 selon la distance à l'isocentre (cm) :
0, 50, 100, 300, 500

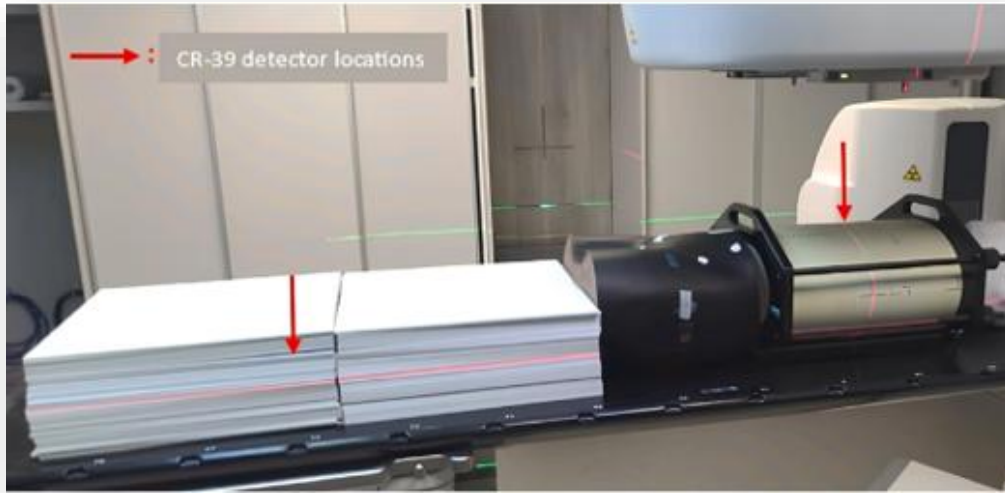
Positions de mesure des CR-39 – Table de traitement (Varian TrueBeam)



CR-39 selon la distance à l'isocentre (cm) :
0, 100, 300 cm

3. Positions de mesure de la DENR dans le fantôme

CR-39 dans les fantômes (thorax (Model 002LFC)+ PMMA), champ $10 \times 10 \text{ cm}^2$



Plan de traitement réel RCMI

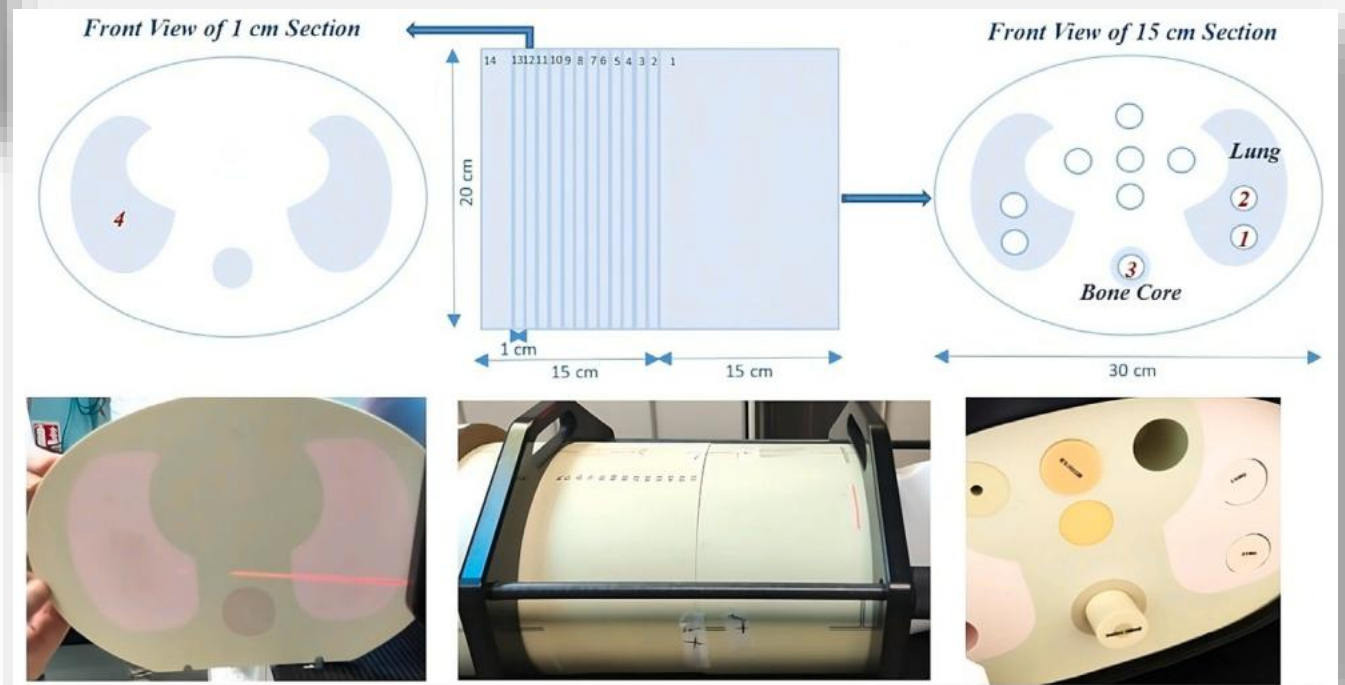
- RCMI :
 - Faisceau 6 MV — 5077 UM
 - Deux arcs tangents opposés
 - **93.8 %** du faisceau total
- Champ complémentaire :
 - Faisceau statique 18 MV — 337 UM
 - **6.2 %** du faisceau total
 - Objectif : dose de complément / boost

CR-39 selon la distance à l'isocentre :

0 cm : surface du fantôme thorax

100 cm : 3 cm dans PMMA

300 cm : au sol, dans l'air



CR-39 dans les organes du fantôme thorax, plan IMRT du sein

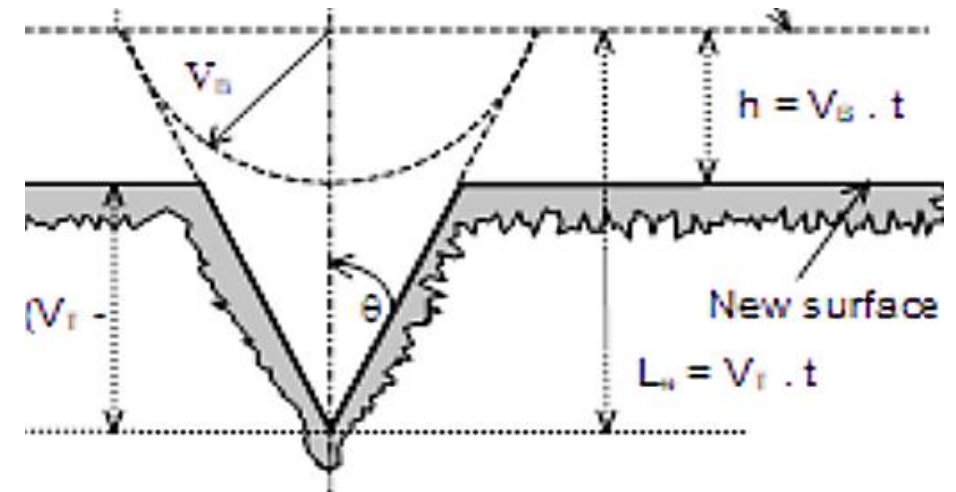
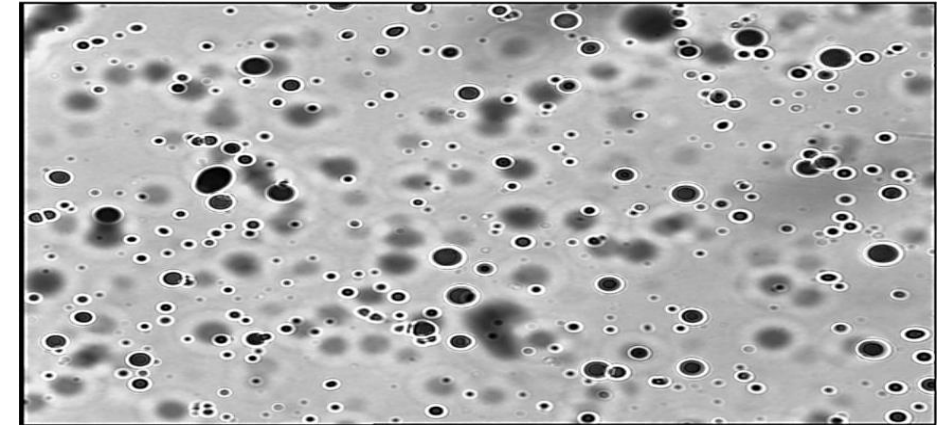
- ♦ Méthode basée sur l'analyse des traces dans le CR-39
- Détermination du rapport de gravure :

$$V = \frac{V_t}{V_b} = \frac{1}{\sin \theta}$$

- Conversion de V en **LET dans l'eau** (courbe de calibration ([F. Spurny, 2004](#))).
- Calcul de la dose équivalente :

$$H_{\text{LET}} = \int \left(\frac{dN}{dL} \right) L Q(L) dL$$

- Facteur de qualité $Q(L)$ défini par l'ICRP 103



Traces de particules dans le CR-39 et paramètres géométriques d'une trace

5. Méthode par Facteur de Calibration (FC)

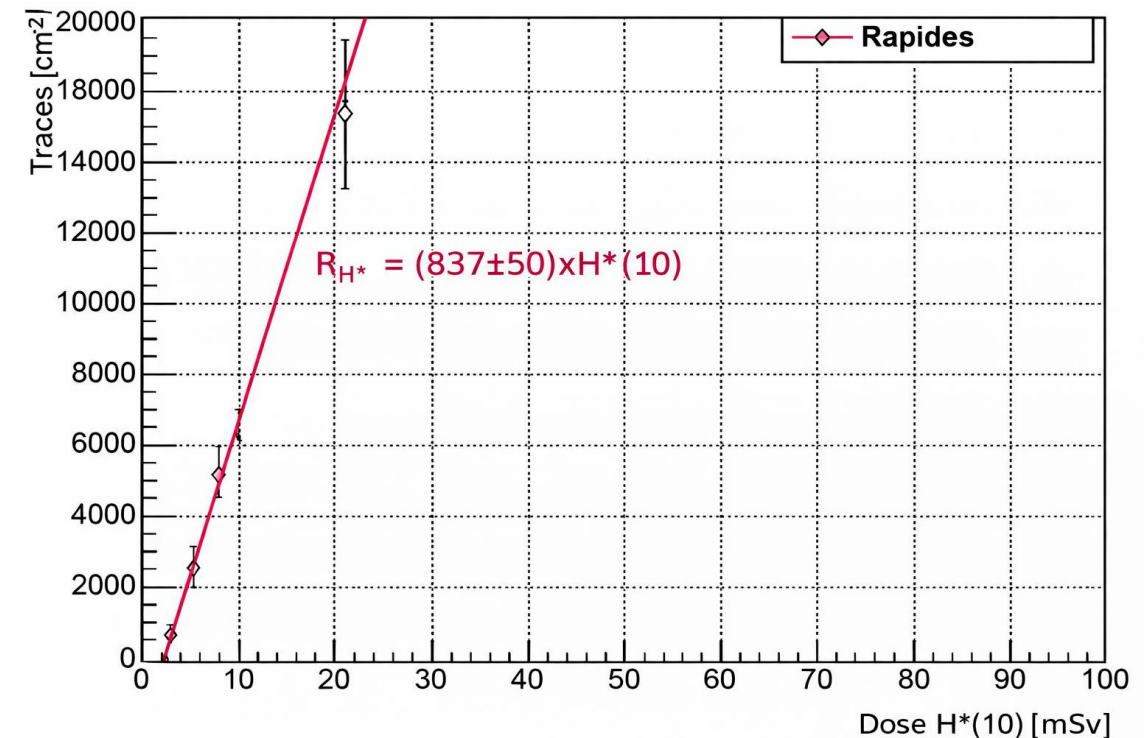
- Estimation directe de:

$$H^*(10)_{\text{fast}}$$

- Méthode validée pour des doses de 1.3 à 22 mSv
- Relation utilisée ([H. Elazhar, 2018](#); [Y.O. Salem, 2022](#)):

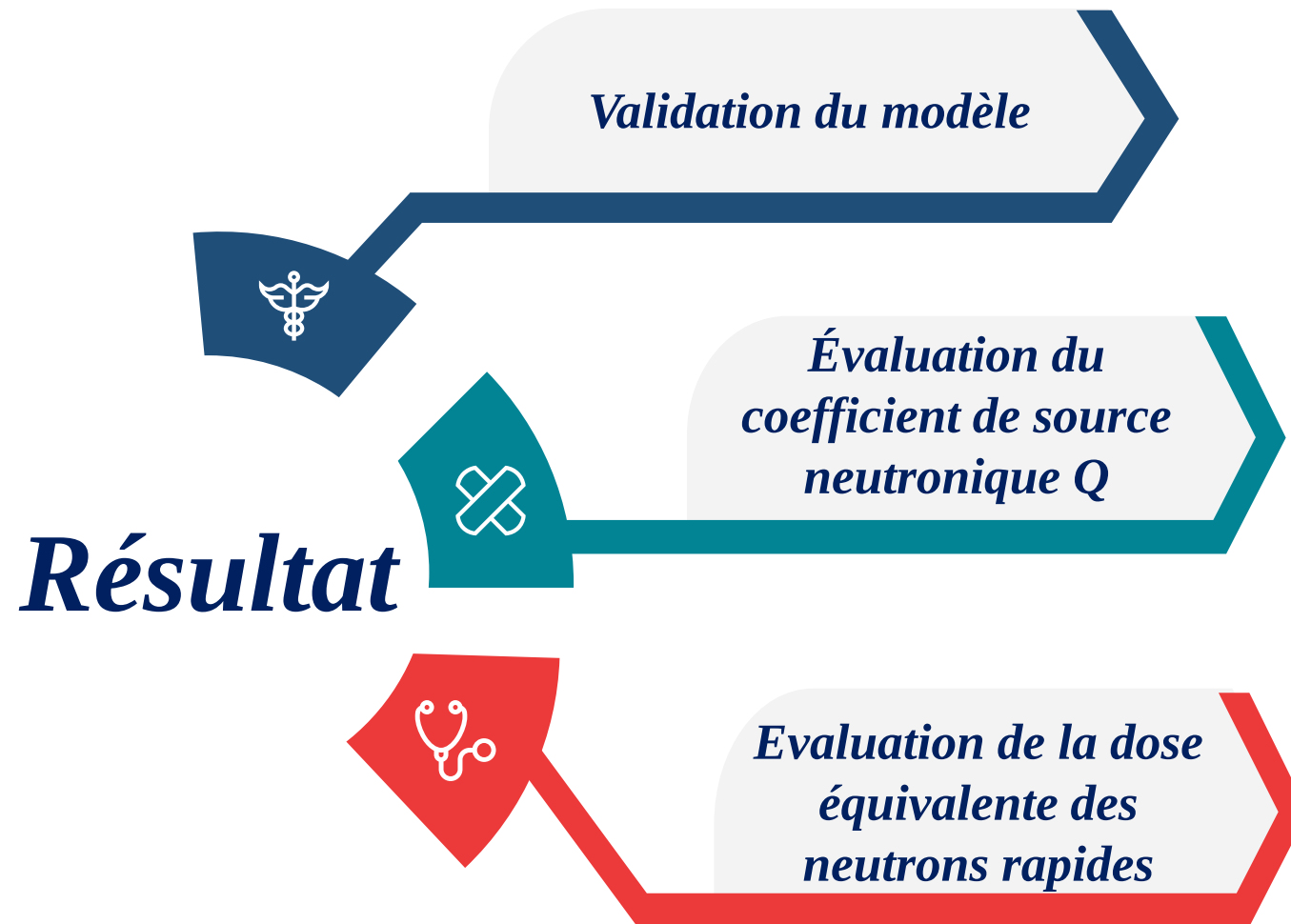
$$H^*(10)_{\text{fast}} \text{ (mSv)} = 1.2 \times 10^{-3} \times \text{Densité de traces}$$

$$\rightarrow C_f = 1.2 \times 10^{-3} \text{ mSv.cm}^2/\text{trace}$$

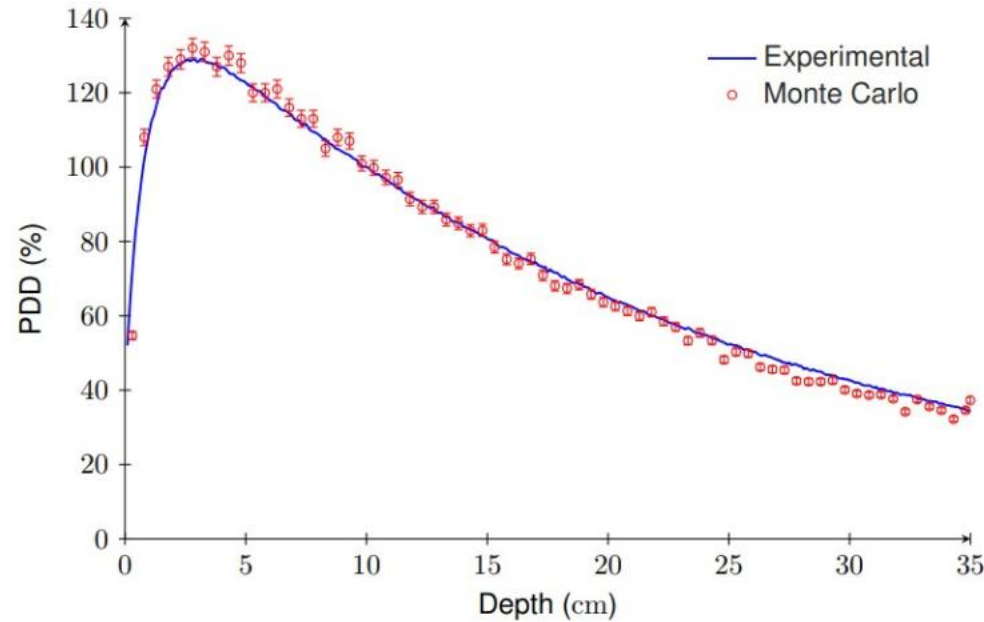


Évolution du nombre de traces rapides avec la dose $H(10)$ ([H. Elazhar, 2018](#))

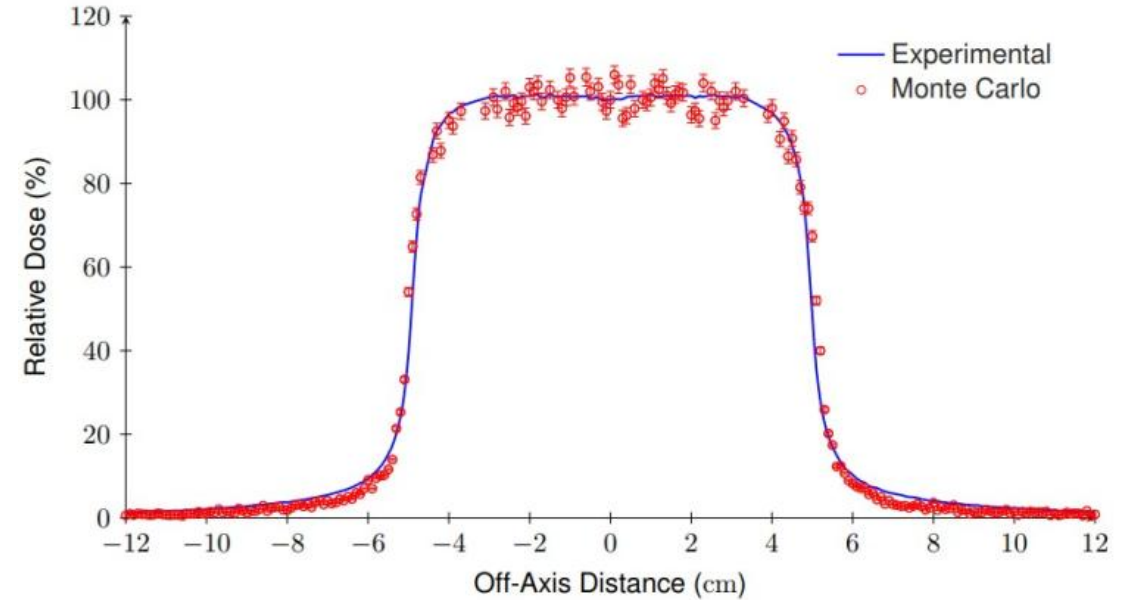
2. Résultats et Discussions



Validation du modèle Varian Clinac 2100C 18 MV



Comparaison des courbes PDD
(incertitude MC $\pm 2\sigma$)



Comparaison des profils latéraux de dose (LDP)
(Incertitude MC $\pm 2\sigma$)

- Chambre : **PTW 31010 Semiflex**
- SSD : **90 cm** – Champ : **10 × 10 cm²**
- Normalisation : **10 cm**
- Gamma (3 % / 3 mm) : **PDD : 98 %**, **LDP : 96 %**

2.2.1 Comparaison MC vs Expérimentale :

Valeurs de Q expérimentales et simulées selon les modèles d'accélérateur, les énergies et les configurations de champ.

Modèle	Énergie [MeV]	Champ [cm ²]	Q exp. [$\times 10^{12}$ n/Gy]	Q sim. [$\times 10^{12}$ n/Gy]
Varian Clinac 2100C	18	3×3	—	0,67 ± 0,06
	18	10×10	0,90 ± 0,20	0,64 ± 0,06
	18	20×20	—	0,46 ± 0,04
Varian TrueBeam	6	10×10	0,019 ± 0,004	—
	6	6×6 (MLC 5×5) ^a	0,05 ± 0,01	—
	18	10×10	1,00 ± 0,22	—
	18	10×10 (avec fantôme) ^b	0,41 ± 0,09	—
	18	22×22 (MLC 5×5) ^a	1,10 ± 0,23	—
	18	40×40	0,75 ± 0,17	—
Elekta Versa HD	18	10×10	0,7 ± 0,16	—
	18	40×40	0,6 ± 0,13	—

^a Configuration avec collimateur multilames (MLC).

^b Mesure réalisée en présence d'un fantôme de diffusion.

1. Comparaison MC vs Expérimentale :

Valeur de Q expérimentale et simulée.

Modèle	Énergie [MeV]	Champ [cm ²]	Q exp. [$\times 10^{12}$ n/Gy]	Q sim. [$\times 10^{12}$ n/Gy]
Varian Clinac 2100C	18	10×10	0,90 ± 0,20	0,64 ± 0,06

- Résultats **statistiquement compatibles** (recouvrement des intervalles d'incertitude)
- Simulation GATE **validée** et en **accord raisonnable avec la littérature** ([Followill et al., 2003](#))
- Écart lié aux **simplifications du modèle** par rapport à la réalité clinique

- Bon accord avec la littérature.
- Manque de données à 18 MV pour TrueBeam et Versa HD, renforçant l'intérêt de l'étude.
- Résultats obtenus cohérents avec l'étude de (Suliman *et al.* (2023)).

→ Même ordre de grandeur et augmentation du coefficient Q avec l'énergie

Modèle d'accélérateur :

- Dépendance entre le type d'accélérateur et la production neutronique
- LINACs Varian présentent des valeurs supérieures à celles de l'Elekta pour une même énergie.
- Différence liée à la structure de la tête de l'accélérateur.

Comparaison des valeurs de force de source de neutrons (Q) pour différents accélérateurs et énergies.

Accélérateur	Énergie [MeV]	Cette étude [$\times 10^{12}$ n/Gy]	Littérature [$\times 10^{12}$ n/Gy]
Clinac 2100C	18	0,90	0,96 [86]
TrueBeam	6	0,019	—
	10	—	0,04 [30]
	15	—	0,59 [30]
	18	0,99	—
Versa HD	15	—	0,42 [30]
	18	0,72	—

^a Valeur expérimentale.

^b Valeur obtenue par simulation Monte Carlo.

La variation de Q dépend du mode de collimation:

•Mâchoires (jaws) : Q diminue lorsque la taille du champ augmente
→ *Grande ouverture expose moins de matériaux à haut numéro atomique. .*

Valeurs de Q expérimentales et simulées selon les modèles d'accélérateur, les énergies et les configurations de champ.

Modèle	Énergie [MeV]	Champ [cm ²]	Q exp. [×10 ¹² n/Gy]	Q sim. [×10 ¹² n/Gy]
Varian Clinac 2100C	18	3×3	—	0,67 ± 0,06
	18	10×10	0,90 ± 0,20	0,64 ± 0,06
	18	20×20	—	0,46 ± 0,04
Varian TrueBeam	6	10×10	0,019 ± 0,004	—
	6	6×6 (MLC 5×5) ^a	0,05 ± 0,01	—
	18	10×10	1,00 ± 0,22	—
	18	10×10 (avec fantôme) ^b	0,41 ± 0,09	—
	18	22×22 (MLC 5×5) ^a	1,10 ± 0,23	—
	18	40×40	0,75 ± 0,17	—
Elekta Versa HD	18	10×10	0,7 ± 0,16	—
	18	40×40	0,6 ± 0,13	—

^a Configuration avec collimateur multilames (MLC).

^b Mesure réalisée en présence d'un fantôme de diffusion.

4. Impact du collimateur et de la taille du champ

Valeurs de Q expérimentales et simulées selon les modèles d'accélérateur, les énergies et les configurations de champ.

La variation de Q dépend du mode de collimation:

- MLC : Q peut augmenter,
→ forte contribution des lames en tungstène.

Modèle	Énergie [MeV]	Champ [cm ²]	Q exp. [$\times 10^{12}$ n/Gy]	Q sim. [$\times 10^{12}$ n/Gy]
Varian Clinac 2100C	18	3×3	—	0,67 ± 0,06
	18	10×10	0,90 ± 0,20	0,64 ± 0,06
	18	20×20	—	0,46 ± 0,04
Varian TrueBeam	6	10×10	0,019 ± 0,004	—
	6	6×6 (MLC 5×5) ^a	0,05 ± 0,01	—
	18	10×10	1,00 ± 0,22	—
	18	10×10 (avec fantôme) ^b	0,41 ± 0,09	—
	18	22×22 (MLC 5×5) ^a	1,10 ± 0,23	—
	18	40×40	0,75 ± 0,17	—
Elekta Versa HD	18	10×10	0,7 ± 0,16	—
	18	40×40	0,6 ± 0,13	—

^a Configuration avec collimateur multilames (MLC).

^b Mesure réalisée en présence d'un fantôme de diffusion.

Valeurs expérimentales du coefficient Q pour le TrueBeam à 6 MV

<i>LINAC</i>	<i>Énergie (MeV)</i>	<i>Taille du champ (cm²)</i>	<i>Q expérimental ($\times 10^{12}$ n/Gy)</i>
<i>TrueBeam</i>	6	10 × 10	0,019 ± 0,004
<i>TrueBeam</i>	6	6 × 6 (MLC 5 × 5)	0,050 ± 0,010

- **Première mesure** du coefficient Q à 6 MeV.
- Représente environ 3 % de la valeur obtenue à 18 MeV.
- Montre un rendement neutronique faible mais **mesurable**.

Production de neutrons à 6 MeV attribuée à la fenêtre en Be et à d'autres isotopes de la tête de l'accélérateur et de l'environnement (Sohrabi et al., 2017 ; Juste et al., 2018).

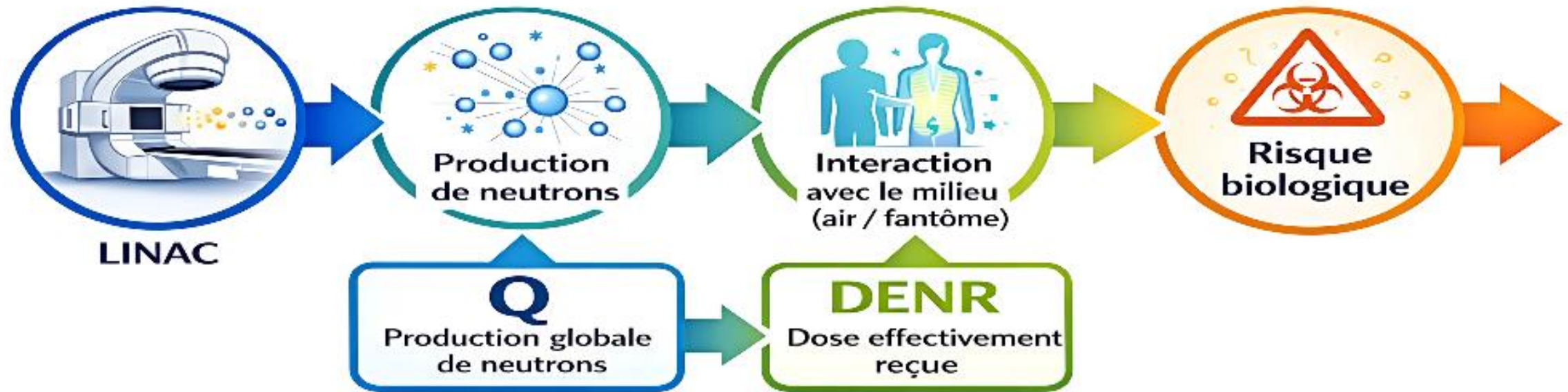
- Résultats remettent en question l'hypothèse d'une absence totale de neutrons pour les faisceaux de 6 MV.

- **Implications cliniques** : pertinence pour les traitements modernes à fortes unités moniteur.

Seuils énergétiques des réactions photonucléaires (γ, n) pour différents nucléides Sohrabi et al. (2017) .

Nuclide	(γ, n) energy threshold (MeV)
⁹ Be	1.66
¹³ C	4.95
¹⁷ O	4.14
¹⁸³ W	6.19
¹⁸⁹ Os	5.90
¹⁹⁵ Pt	6.10

De la production neutronique à la dose reçue : que nous apprend Q ?



**Q caractérise la production neutronique,
mais seule la DENR permet d'évaluer
le risque biologique.**

2.1

***Évaluation de la dose
équivalente des neutrons
rapides***

Dans l'air

2.3.1 DENR pour des faisceaux de 18 MV en air

Valeurs de la DENR ($\mu\text{Sv/MU}$) Elekta Versa HD à 18 MV dans l'air.

Distance (cm)	$10 \times 10 \text{ cm}^2$		$40 \times 40 \text{ cm}^2$	
	LET	FC	LET	FC
0	10.5 ± 2.0	14.0 ± 3.0	10.0 ± 2.0	12.0 ± 3.0
50	7.0 ± 1.5	8.0 ± 2.0	6.0 ± 1.0	6.0 ± 1.0
100	6.1 ± 1.0	5.0 ± 1.0	2.6 ± 0.6	4.0 ± 1.0
300	1.6 ± 0.4	1.5 ± 0.3	1.6 ± 0.4	1.1 ± 0.2
500	0.48 ± 0.11	0.41 ± 0.09	1.0 ± 0.2	0.31 ± 0.07

Comparaison des méthodes d'estimation dosimétrique

- Doses obtenues par les méthodes LET et facteur de calibration globalement cohérentes
- Valeurs plus élevées avec la méthode FC notamment près de l'isocentre
→ La méthode FC intègre l'efficacité globale.

Impact de la collimation et de la taille de champ

→ DENR diminue avec la taille du champ.

2.3.1 DENR pour des faisceaux de 18 MV en air

Comparaison des résultats de Versa HD et TrueBeam pour un champ de $10 \times 10 \text{ cm}^2$

Distance (cm)	LET		FC	
	Versa HD	Truebeam	Versa HD	Truebeam
0	10.5 ± 2.0	13.0 ± 3.0	14.0 ± 3.0	19.0 ± 4.0
50	7.0 ± 1.5	—	8.0 ± 2.0	—
100	6.1 ± 1.0	10.5 ± 2.0	5.0 ± 1.0	13.0 ± 3.0
300	1.6 ± 0.4	2.9 ± 0.6	1.5 ± 0.3	2.7 ± 0.6
500	0.48 ± 0.11	—	0.41 ± 0.09	—

Comparaison des modèles d'accélérateurs à 18 MV

- Absence de données publiées à **18 MV** pour les accélérateurs **TrueBeam** et **Versa HD**.
- Comparaisons possibles avec **d'autres accélérateurs**:
 - [Howell et al. \(2009\)](#) rapportent, pour les accélérateurs Varian 21EX et Elekta Precise à 18 MV, des doses équivalentes neutroniques de 8–19 $\mu\text{Sv/MU}$ à 40–50 cm ; nos valeurs s'inscrivent dans cette plage et sont en accord avec nos résultats (Elekta < Varian).

2.3.2 DENR pour des faisceaux de 6 MV en air

Valeurs de la DENR ($\mu\text{Sv/MU}$) pour le TrueBeam 6 MV à l'isocentre (dans l'air) pour deux configurations de champ. La taille de champ $5 \times 5 \text{ cm}^2$ correspond à un champ défini par une ouverture de mâchoires de $6 \times 6 \text{ cm}^2$.

Distance (cm)	$10 \times 10 \text{ cm}^2$		$5 \times 5 \text{ cm}^2$	
	LET	FC	LET	FC
0	0.055 ± 0.01	0.40 ± 0.09	0.09 ± 0.02	0.60 ± 0.10

DENR à 6 MV

- Première quantification expérimentale de la **dose équivalente neutronique** pour un **TrueBeam 6 MV**.
- Bien que nettement inférieures à celles des faisceaux de 18 MV (2.1% à 3.15%), ces valeurs restent mesurables.
- Cohérence avec l'étude théorique de [Matsubara \(2023\)](#), estimant la dose neutronique en champ à environ 27 nSv/MU pour un faisceau 6 MV.

2.2

***Évaluation de la dose
équivalente des neutrons
rapides***

***Dans le
fantôme***

2.3.2 DENR en présence du fantôme

Valeurs de la DENR ($\mu\text{Sv}/\text{MU}$) obtenues par la méthode FC pour un TrueBeam 18 MV (champ $10 \times 10 \text{ cm}^2$) dans l'air et sur fantôme anthropomorphique.

<i>Distance (cm)</i>	<i>Dans l'air</i>	<i>Sur le fantôme</i>
0	19.0 ± 4.0	11.0 ± 3.0
100	13.0 ± 3.0	5.6 ± 1.2
300	2.7 ± 0.6	2.6 ± 0.6

En présence d'un **fantôme** :

- **Diminution significative** de la DENR mesurée à cause du processus de modération des neutrons ([Kry et al., 2009](#) ; [d'Errico et al., 2001](#)).
- Effet plus marqué dans le fantôme que dans l'air environnant.

Contributions et résultats majeurs

1

Nouveaux coefficients de source neutronique (Q) pour des accélérateurs récents :

- ✓ Varian TrueBeam (6 MV et 18 MV),
- ✓ Elekta Versa HD (18 MV).

2

Dose équivalente n pour faisceau de 6 MV :

- ✓ Non nulle (contrairement à l'hypothèse historique),
- ✓ Faible vs 18 MV qui pose la question de leur impact dans les techniques à forte dose par fraction.

3

Deux méthodes d'estimation CF vs LET :

- ✓ CF donne doses cliniquement réalistes ;
- ✓ LET théorique, idéal pour recherche et analyse structurale des traces CR-39.

4

Mesures cliniques RCMi sein :

- ✓ Doses neutroniques réelles par organe,
- ✓ Dépendance forte à densité tissulaire
- ✓ Risque cancérigène secondaire

5

Diffusion neutronique en milieux hydrogénés : Atténuation en tissu (vs air)



Limites de l'étude Et Perspectives

01

Dose équivalente des neutrons rapides

→ **Limites:**

- Neutrons de faible énergie non pris en compte
- Milieux fortement modérateurs
- Augmentation possible de la contribution des neutrons non rapides

→ **Perspectives:**

- Intégration de l'ensemble des composantes neutroniques
- Détecteurs complémentaires au CR-39 (scintillateur, TLD...)

03

Risque hors champ lié aux neutrons secondaires

→ **Perspectives:**

- ✓ Dose neutronique et photonique secondaire
- ✓ Prise en compte de l'ensemble du processus clinique, de l'imagerie au traitement RT

02

Dose neutronique aux organes à risque (cancer du sein):

→ **Limites:**

- Étude limitée aux poumons et à l'os

→ **Perspectives:**

- Étude volumique multi-organes
- Risque biologique global
- Autres traitements du cancer
- Autres **types de LINAC**
- Autres **techniques modernes à haut MU** : VMAT, SRS/SBRT, SFGRT



Merci pour votre attention !