

Algorithmes de calcul de dose dans les logiciels de planification (TPS)



Dr Frédéric Miéville
physicien médical SSRPM

HESAV – Bsc-S3
29.10.2020

Frédéric Miéville, PhD | Service de radio-oncologie | 29.10.2020 | 1

Plan du cours

- Rappels
- Historique du calcul de dose en radiothérapie
- Parcours du patient dans un service de radiothérapie (*workflow patient*)
- Principe de la planification des traitements
- Principe physique de la déposition de dose
- Modélisation: 3 grands types d'algorithmes de calcul de dose
 - A) Modèles basés sur les paramètres du faisceau
 - B) Modèles basés sur un noyau de déposition de l'énergie (*kernel-based*)
 - C) Modèles explicites de transport (Monte-Carlo et équations de transport des particules)
- Performances et considérations cliniques
- Résumé



Frédéric Miéville, PhD | Service de radio-oncologie | 29.10.2020 | 2

Rappel : historique de la radiothérapie

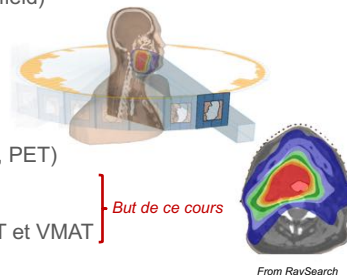
- **8 novembre 1895** : Découverte des rayons X par Wilhelm Conrad Röntgen
- **26 février 1896**: le physicien Henri Becquerel découvre la radioactivité
- 1901: utilisation du Radium pour traiter des lésions cutanées
- **A partir de 1950** : Développement d'accélérateurs compacts de hautes énergies (linac) -> 25 MeV (Siemens, Varian, Elekta, etc.).
- 1958 : Introduction du premier plan de traitement informatisé
- **1969** : Commercialisation du **premier logiciel de planification** (TPS)
- **1980's** : Radiothérapie **conformationnelle 3D** (3DCRT)
- 1982 : Bases mathématiques de l'arc thérapie par Brahme *et al.*
- **1988** : Développement de la radiothérapie par **modulation d'intensité** (IMRT)
- **1993** : **IMRT rotationnel fan beam** par Mackie (**Tomothérapie**)
- Etc...

Et les algorithmes de calcul de dose en radiothérapie aujourd'hui ?



Historique du calcul de dose en radiothérapie

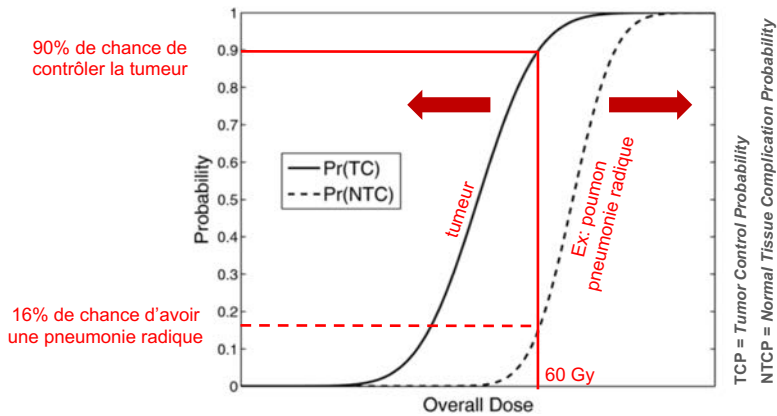
- **Avant 1970, pré-CT scanner :**
 - Contour du patient déterminé par
 - Des fils en plomb
 - Des bandes de plâtres
 - Manipulation de cartes d'isodoses standards
- **Après 1970, développement des TPS informatisés :**
 - Développement du CT (prix Nobel 1979, G. Hounsfield)
 - Augmentation de la puissance de calcul
- **Actuellement :**
 - Volume du patient acquis par CT
 - Fusion de plusieurs modalités d'images (CT, IRM, PET)
 - **Calcul précis de la dose en 3D**
 - **Planification inversée (optimisation)** pour IMRT et VMAT



From RaySearch



Rappel : but de la radiothérapie



Maximiser la probabilité de **contrôle tumoral** et minimiser les **complications** aux tissus sains

➤ On veut traiter la tumeur (PTV) en irradiant le moins possible les organes à risque (OAR)



Introduction et généralités

I. Fonctionnalités indispensables d'un système de planification *Treatment planning system (TPS)* :

- i. Calculer la distribution de dose (le plus précisément possible) dans le patient
- ii. Optimiser une distribution de dose basée sur un tableau de contrainte (planification inversée)
- iii. Générer les champs d'irradiation (paramètres machine)

• Le physicien médical est responsable légalement de l'intégralité globale du TPS

Art. 15

1 Le médecin traitant le patient avant l'irradiation doit être informé des modalités de traitement et des risques encourus par le patient.

Art. 18

Physiciens médicaux

1 Pour garantir l'assurance de la qualité, surveiller l'exploitation de l'accélérateur et planifier les traitements, le titulaire de l'autorisation doit mettre à la disposition de l'entreprise pour chaque accélérateur les capacités d'au moins un physicien médical engagé à plein temps.

2 Pour chaque patient, une planification individuelle de l'irradiation doit être établie avant l'irradiation sous la responsabilité du physicien médical.

Ordonnance sur les accélérateurs linéaire (OrAc), OFSP

- Le physicien est légalement responsable de la **chaîne dosimétrique** et de la **dosimétrie des patients**



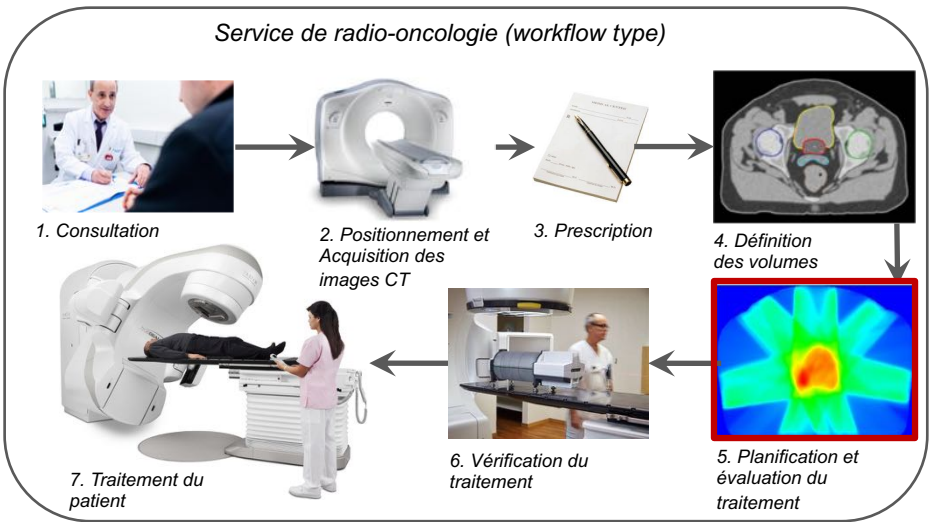
Workflow patient: hors service de radio-oncologie

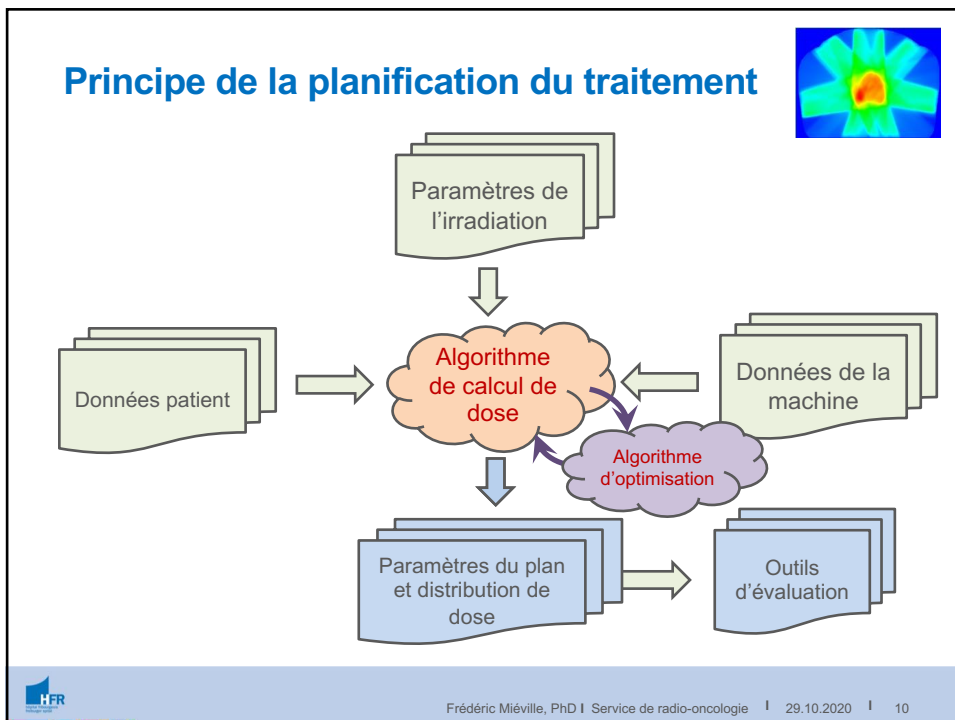
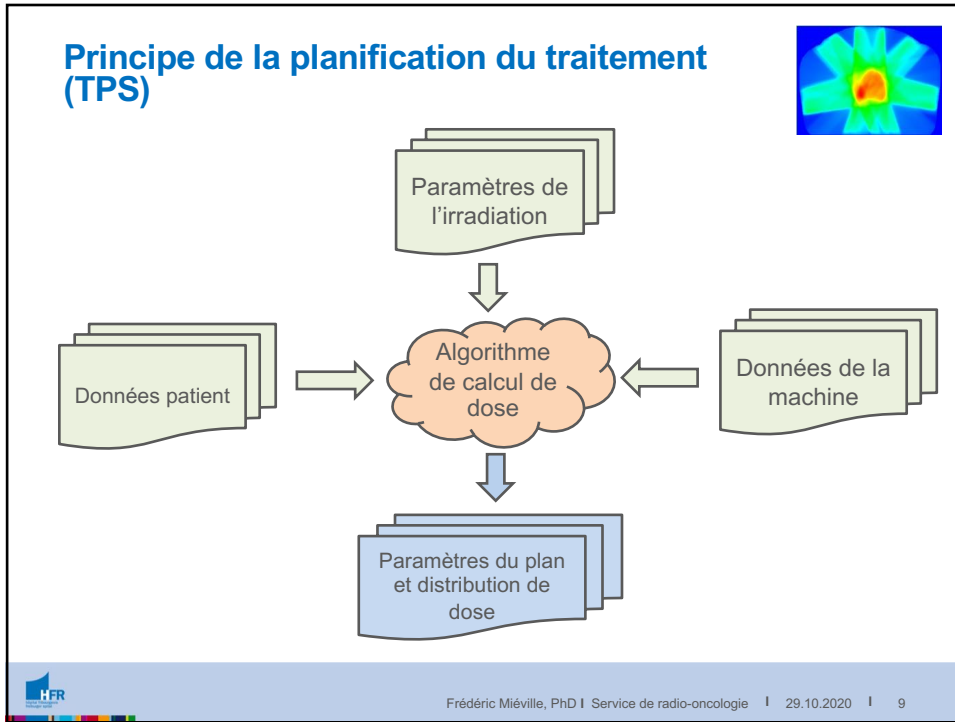


Si un traitement de **radiothérapie** est décidé, le patient est adressé dans un centre de radio-oncologie



Workflow patient dans un service de radio-oncologie





Principe de la planification du traitement

PTV 2 Prostate+Vsp	Min DVH	19
PTV 2 Prostate+Vsp	Max Dose	18.5
Vesie	Max EUD	0.5
IF G	Max EUD	1

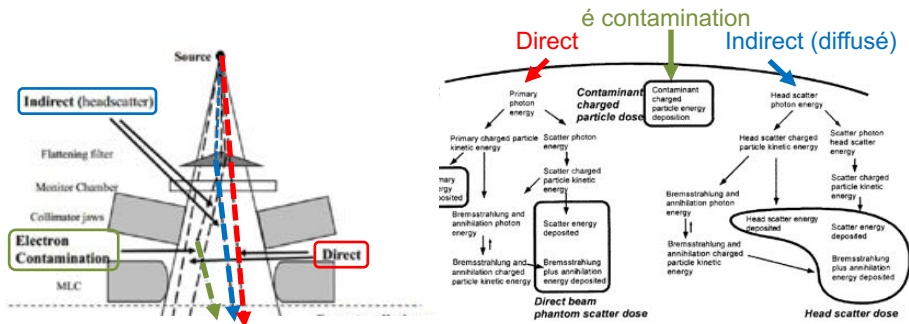
Frédéric Miéville, PhD | Service de radio-oncologie | 29.10.2020 | 11

Algorithmes de calcul de dose

Frédéric Miéville, PhD | Service de radio-oncologie | 29.10.2020 | 12

Principe physique de la déposition de dose

- i. Il y a des interactions dans tête du Linac qui produisent, en plus du rayonnement **direct**, un rayonnement **diffusé** et des **électrons**
- ii. On remarque que les photons primaires produisent une **cascade d'interactions** avant de déposer leur énergie dans la **matière**



Zhu et al., 2009

Interaction des photons primaires dans la tête du linac (création de photons diffusés et d'électrons)

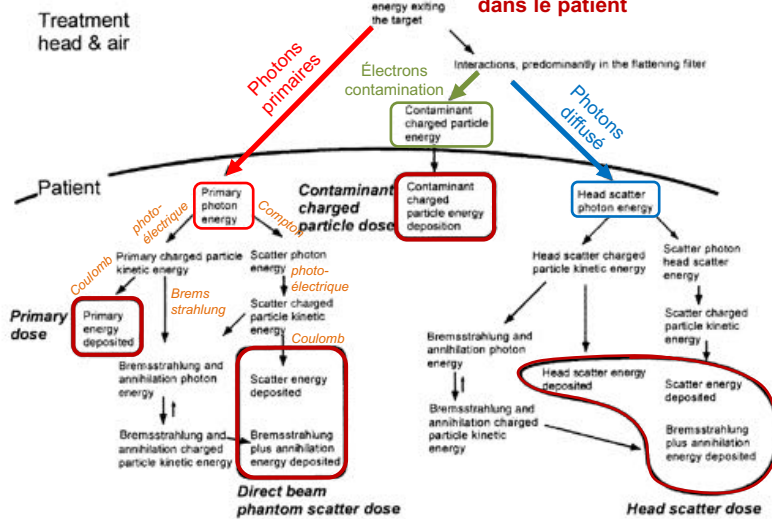
Ahnesjö & Aspradakis, 1999

Interaction des photons (directs et indirects) et des électrons de contamination dans la matière (patient)



Principe physique

3 composantes atteignent le patient
4 catégories de dose déposées dans le patient



Ahnesjö & Aspradakis, 1999



Principe physique

3 composantes atteignent le patient
4 catégories de dose déposées dans le patient

3 composantes atteignent le patient

- i. Les photons **primaires**
- ii. Les photons **diffusés** dans la tête
- iii. Les **électrons créés dans la tête** (par les photons diffusés)

4 catégories/types de dose déposées dans le patient

- i. La dose provenant des photons **primaires**
- ii. La dose provenant des photons **diffusés** dans la tête de l'accélérateur
- iii. La dose provenant des **diffusions** des photons primaires dans le patient
- iv. La dose provenant des **électrons de contamination**



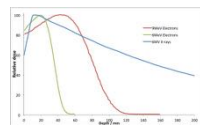
C'est donc cela que le TPS doit modéliser au mieux pour pouvoir calculer la dose dans le patient !

Direct beam phantom scatter dose Head scatter dose

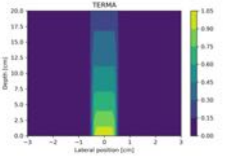
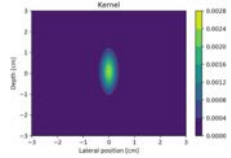
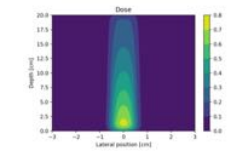
Ahnesjö & Aspradakis, 1999

3 types d'algorithmes/modèles


- A) Les algorithmes basés sur les **paramètres du faisceau**

- B) Modèles basés sur un **noyau de déposition de dose (model-based)**

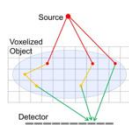

⊗

=


- C) **Modèles explicites de transport des particules**




Linear Boltzman Transport Equation (LBTE)

Monte Carlo



- 1) Trace photons from source to all voxels in the object
- 2) Photons are absorbed and/or scattered within object
- 3) Trace scatter flux from all voxels to each pixel



Frédéric Miéville, PhD | Service de radio-oncologie | 29.10.2020 | 16

Algorithmes basés sur les paramètres du faisceau



Cuve à eau utilisée pour mesurer le faisceau



A) Les algorithmes basés sur les paramètres du faisceau (correction-based)

Idée principale :

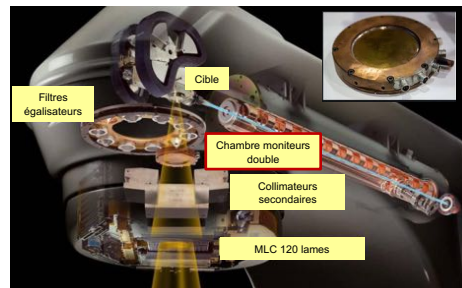
- On fait des mesures du faisceau dans un milieu de référence (eau)
- On fait des corrections pour se rapprocher des conditions du patients
- Avantages : on n'a pas besoin de connaître ou comprendre la physique
- Désavantages : peu précis (plus d'actualité), demandent beaucoup de mesures



Cuve à eau

Plus en détails...

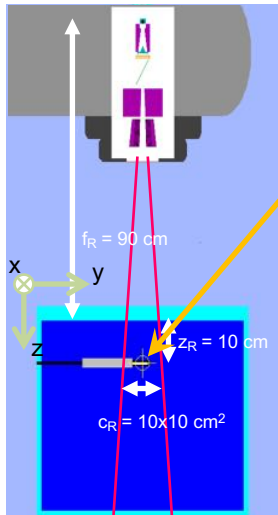
- Il n'y a pas d'étalonnage intrinsèque des accélérateurs linéaires (linac)
- La chambre moniteur mesure des courants (charges) et produit une quantité arbitraire, appelée **UM (monitor unit)**
- Il faut donc étalonner le linac, c'est-à-dire faire correspondre les **UM à de la dose en Gy**



Varian Clinac



Les algorithmes basés sur les paramètres du faisceau



- Etalonnage du Linac
 - On se met dans des **conditions de référence**
- La dose absorbée est mesurée précisément **pour un point dans ces conditions de référence** (à l'endroit où on a la chambre de mesure)

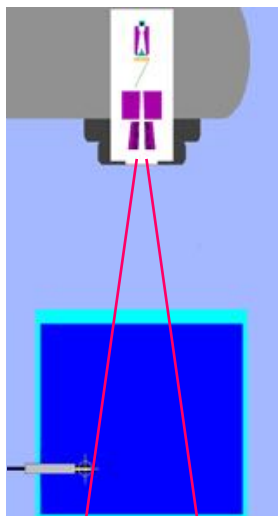
$$D(0,0,z_R,c_R) = D_R \cdot U$$

Dose absolue [Gy]
Unités moniteur [UM]
Dose de référence [Gy/U]

- En pratique :
 - On ajuste D_R pour avoir, par exemple, 1 Gy pour 100 UM (dans les conditions de référence).
 - Dans ce cas, $D_R = 1/100$ [Gy/MU]



Les algorithmes basés sur les paramètres du faisceau



- On part de l'équation qui lie dose et UM

$$D(0,0,z_R,c_R) = D_R \cdot U$$

- **Cas général** pour un champ quelconque

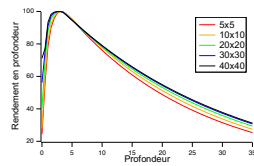
$$D(x,y,z,c_{MLC}) = D_R \cdot O_R \cdot RTP \cdot P_{2D} \cdot k_{MLC} \cdot U$$

Dose absolue [Gy]
Facteur d'ouverture du collimateur
Facteur hors axe
Unités moniteur [UM]
Dose de référence [Gy/U]
Rendement en profondeur
Facteur MLC

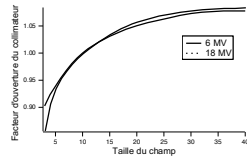
- De la dose dans les conditions de référence on est arrivé à la dose pour un champ d'irradiation **quelconque**



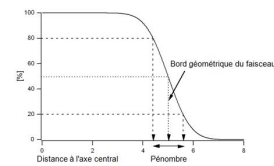
Les algorithmes basés sur les paramètres du faisceau



Rendements en profondeur /
Rapports tissu-fantôme (RTP)



Facteurs d'ouverture du
collimateur



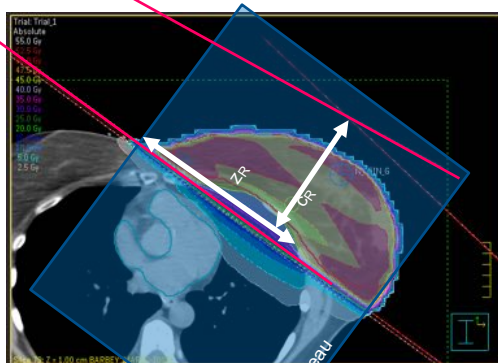
Profils de dose

- Utilisés en général pour avoir la dose à l'axe
- Ne tiennent pas compte des **hétérogénéités**
- Estimation possible de la dose mais **plus assez précis pour la clinique**
- Peut être utilisé comme **calcul indépendant** : vérification des UMs du TPS pour les plans standards (non IMRT/VMAT)



Calcul indépendant basés sur les paramètres du faisceau (exemple)

Feuille Excel pour le calcul indépendant



TPS Pinnacle

Hôpital Cantonal de Fribourg		Service de radio-oncologie	
Truebeam Jaune		Vérification MU	
		Isocentrique	
Nom et Prénoms du patient		SEIN G	
Date: 07.08.19			
Gy fraction	2.00	Indose (%)	100.00
	F1	F2	F3
	F4	F5	F6
Energie	6	6	
ESU Pinnacle	105.6	95.2	
Pondération	1.12	1.02	
DSP	93.05	93.44	
X1	0.5	13.0	
X2	13.0	0.4	
Y1	14.0	14.0	
Y2	12.4	12.4	
Surface caudale (%)	3.0	2.0	
Filtre	0	0	
Dynamique			
Calif			
équivalent	17.7	17.6	
Profondeur	6.9	6.6	
T filtre	1.000	1.000	
T filtre dyn	1.000	1.000	
Calif			
Factor	1.082	1.082	
Dose fix	104.68	95.32	
RTM	111.5	111.5	
MU mesuré	102.1	91.0	
Erreur rel. (%)	-3.3	-3.3	

- On se met «au mieux» dans les conditions de la cuve à eau → (grosse) estimation...



Algorithme basé sur un noyau (kernel) de dépôt de dose

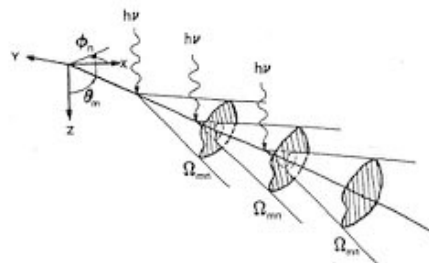


Schéma de l'algorithme Collapsed Cone Convolution



B) Les modèles basés sur un noyau/kernel (model-based)

Idée principale :

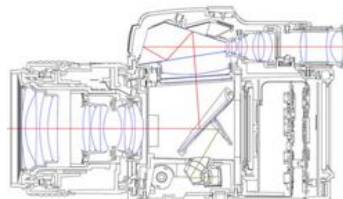
- Idée prise de l'imagerie, notion de **fonction de transfert** (mais un grand classique de la modélisation d'un système physique)
- Avantages : on n'a pas besoin de connaître ou comprendre la physique en détails. Beaucoup d'algorithmes cliniques sont **model-based** (bonne approximation, rapide)
- Désavantages : attention car il y a **plusieurs types de model-based** (1D, 2D, 3D) modélisant plus ou moins bien la déposition de dose suivant le milieu considéré

Plus en détails... (rappel)

i. En partant de l'imagerie



Image d'entrée
(la réalité)



Système optique

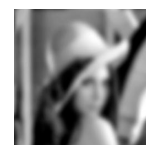
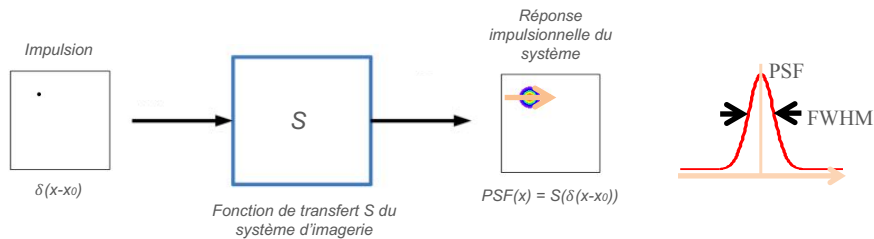


Image de sortie
(la mesure)

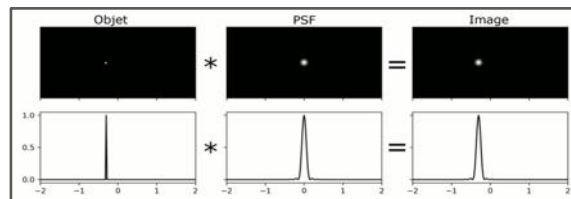


Les modèles basés sur un noyau (moded-based)

Hypothèse : l'objet est composé de points (ensemble de points)



➤ L'image d'un point n'est pas un point mais une tache ! (cf. cours P. Monnin)

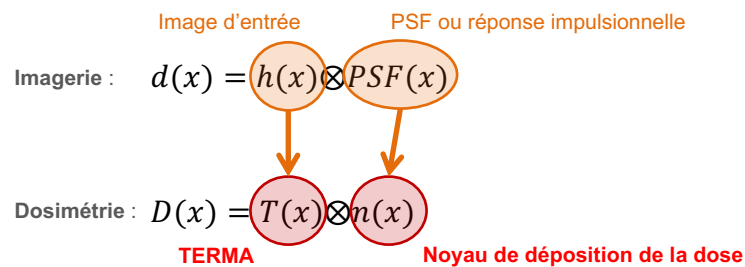


Les modèles basés sur un noyau (moded-based)

On peut montrer que le signal de sortie correspond au produit de **convolution** du signal d'entrée **avec la réponse du système**

Comment appliquer ce concept en radiothérapie ?

- La déposition de la dose est vue comme une **superposition de réponses** «impulsionnelles» appropriées (noyaux ou *kernels* en anglais), pondérée, aux points d'irradiation
- Sous certaines conditions où les noyaux sont **invariants**, la convolution peut être efficacement évaluée dans l'**espace de Fourier** (multiplication)



TERMA

- Total Energy Released per unit MAss
- Energie totale par unité de masse libérée par le champ de radiation dans le milieu

$$T(r) = \frac{\mu}{\rho}(E, r) \cdot E \cdot \Phi_E(r)$$

«Fluence de particules»
Atténuation exponentielle

$$\Phi_E(r) = \Phi_E(r_0) \left(\frac{r_0}{r}\right)^2 e^{-\frac{\mu}{\rho}(E, r) \cdot \rho(r-r_0)}$$

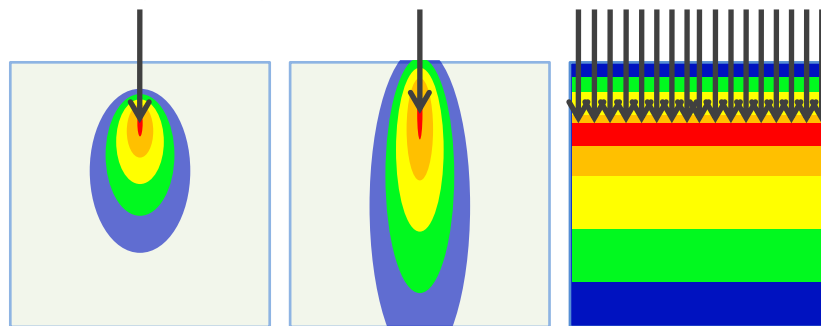
Divergence

Coeff. atténuation massique



Noyau de déposition de la dose

- Différents types de noyaux en fonction de la dimensionnalité :



Noyau ponctuelle (3D)

Noyau pinceau (2D)

~~Noyau plan (1D)~~

Convolution/Superposition
Collapsed Cone Convolution (CCC)

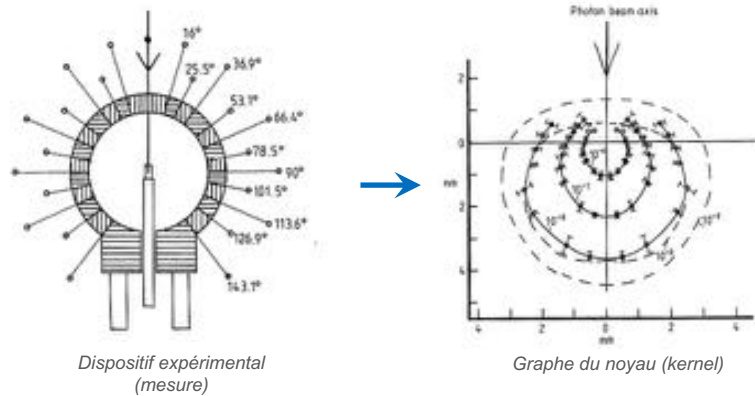
Pencil beam
Analytical Anisotropic Algorithm (AAA)



Comment obtenir un noyau de convolution ?

Plusieurs possibilités :

i) De façon expérimentale



- Extrêmement difficile à mesuré...



Comment obtenir un noyau de convolution ?

Plusieurs possibilités :

ii) De façon analytique

$$n(r) = \frac{A_{\theta} e^{-a_{\theta}} + B_{\theta} e^{-b_{\theta}}}{r^2}$$

Fraction primaire
Fraction diffusée

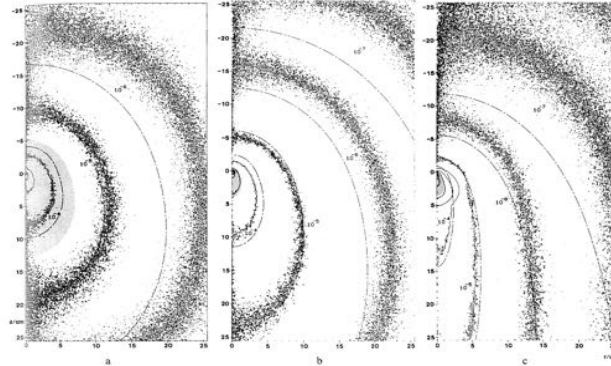
- Limité à cause du couplage photons/électrons
- A_{θ} , B_{θ} , a_{θ} et b_{θ} sont des paramètres de fit
- Reste une approximation...



Comment obtenir un noyau de convolution ?

Plusieurs possibilités :

iii) Par Monte Carlo



0.4 MeV

1.25 MeV

10 MeV

- C'est ce qui est **utilisé dans les TPS** aujourd'hui !



Calcul de la dose dans le milieu

On a vu que :

$$D(\mathbf{r}) = T(\mathbf{r}) \otimes n(\mathbf{r}) = \iiint_V T(\mathbf{r}') \cdot n(\mathbf{r} - \mathbf{r}') d\mathbf{r}'$$

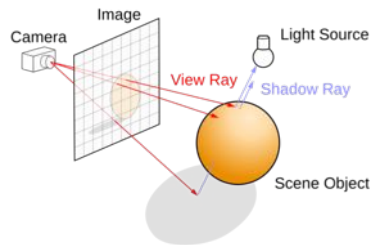
- On a montré que l'on pouvait obtenir un noyau de dispersion de la dose
- Le TERMA dépend de la fluence énergétique de la machine et des propriétés d'atténuation du milieu

Comment concrètement implémenter/calculer cela ?

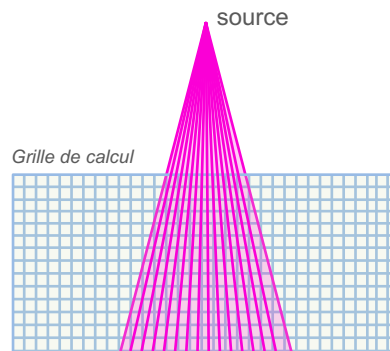


Implémentation

Le Terma est déterminé par la méthode du ray-tracing à travers le patient/fantôme. L'**atténuation** et la **divergence** du faisceau sont prises en compte



Cette technique de rendu consiste, pour chaque pixel de l'image à générer/lancer un rayon depuis le point de vue (la « caméra ») dans la « scène 3D ». Le premier point d'impact du rayon sur un objet définit l'objet concerné par le pixel correspondant.



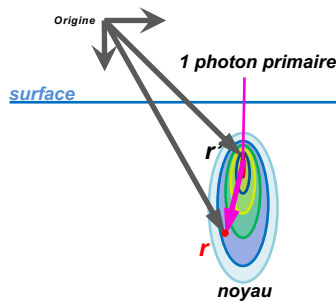
Permet de déterminer le parcours de chaque photons **primaires**



Implémentation

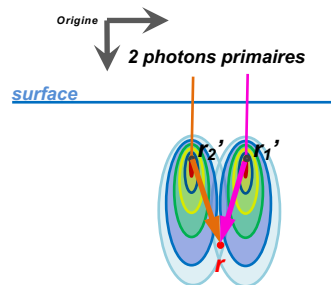
Convolution/Superposition des noyaux

Dose au point r créé par le photon arrivant en r'



$$D(\mathbf{r}) = T(\mathbf{r}') \cdot n(\mathbf{r} - \mathbf{r}')$$

Si on veut la contribution de 2 photons primaires r_1' et r_2' au point r



$$D(\mathbf{r}) = T(\mathbf{r}_1') \cdot n(\mathbf{r} - \mathbf{r}_1') + T(\mathbf{r}_2') \cdot n(\mathbf{r} - \mathbf{r}_2')$$

$$D(\mathbf{r}) = \sum_1^2 T(\mathbf{r}') \cdot n(\mathbf{r} - \mathbf{r}')$$



Implémentation

Si on veut la contribution des m photons primaires au point r

Convolution/Superposition des noyaux

Si on veut la contribution de 2 photons primaires r_1' et r_2' au point r

Origine
↓
2 photons primaires

surface

$$D(\mathbf{r}) = T(\mathbf{r}_1') \cdot n(\mathbf{r} - \mathbf{r}_1') + T(\mathbf{r}_2') \cdot n(\mathbf{r} - \mathbf{r}_2')$$

$$D(\mathbf{r}) = \sum_1^2 T(\mathbf{r}') \cdot n(\mathbf{r} - \mathbf{r}')$$

$$D(\mathbf{r}) = \sum_1^m T(\mathbf{r}') \cdot n(\mathbf{r} - \mathbf{r}')$$

Frédéric Miéville, PhD | Service de radio-oncologie | 29.10.2020 | 36

Implémentation

Enfinement en sommant l'effet de tous les noyaux au point r, le résultat est :

$$D(\mathbf{r}) = \sum_1^m T(\mathbf{r}') \cdot n(\mathbf{r} - \mathbf{r}')$$

$$D(\mathbf{r}) = T(\mathbf{r}) \otimes n(\mathbf{r}) = \iiint_V T(\mathbf{r}') \cdot n(\mathbf{r} - \mathbf{r}') d\mathbf{r}'$$

Frédéric Miéville, PhD | Service de radio-oncologie | 29.10.2020 | 37

Corrections

La réalité est plus complexe est des corrections doivent être faites :

- Spectre énergétique
- Divergence du faisceau
- Hétérogénéités et équilibre électronique
- Forme du champ
- Diffusé de la tête
- Etc.



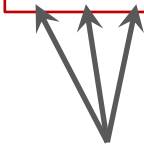
Corrections

La réalité est plus complexe est des corrections doivent être faites:

- **Spectre énergétique**

- Faisceau mono-énergétique

$$D(\mathbf{r}) = T(\mathbf{r}) \otimes n(\mathbf{r}) = \iiint_V T(\mathbf{r}') \cdot n(\mathbf{r} - \mathbf{r}') d\mathbf{r}'$$

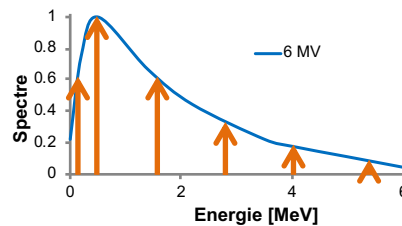


En réalité, le TERMA et le noyau dépendent de l'énergie. Donc la dose aussi...

- Faisceau poly-énergétique (exemple pratique)

$$D(\mathbf{r}) = T(\mathbf{r}) \otimes n(\mathbf{r}) = \sum_{e=1}^{e=6} \left(\iiint_V T(\mathbf{r}') \cdot n(\mathbf{r} - \mathbf{r}') d\mathbf{r}' \right)$$

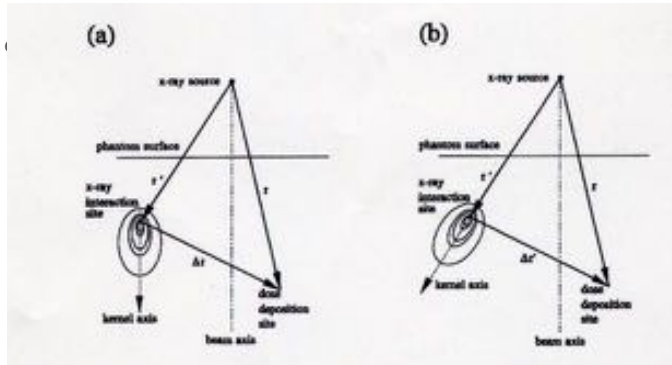
Somme sur 6 énergies pour modéliser d'un spectre réel



Corrections

La réalité est plus complexe est des corrections doivent être faites:

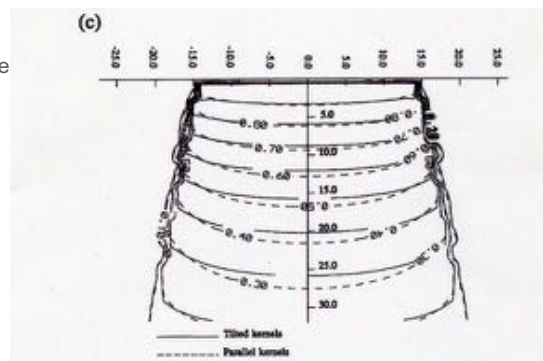
- Spectre énergétique
- Divergence du faisceau
- Hétérogénéités et
- Forme du champ
- Diffusé de la tête



Corrections

La réalité est plus complexe est des corrections doivent être faites:

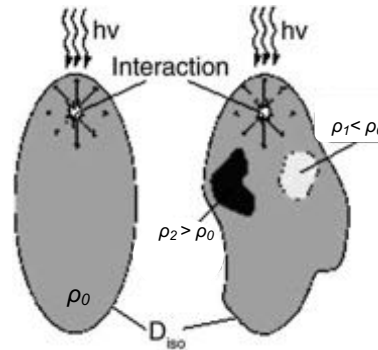
- Spectre énergétique
- Divergence du faisceau
- Hétérogénéités et équilibre
- Forme du champ
- Diffusé de la tête



Corrections

La réalité est plus complexe et des corrections doivent être faites:

- Spectre énergétique
- Divergence du faisceau
- Hétérogénéités et équilibre électronique
- Forme du champ
- Diffusé de la tête

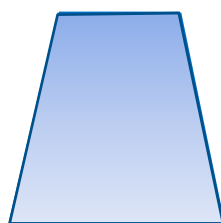


➤ Mais pour aller vite, il faut aussi faire, dans certains cas, des approximations ce qui va produire **différents types d'algorithmes...**

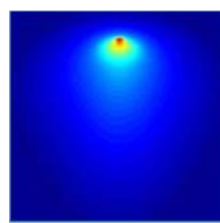


Noyau de déposition de la dose

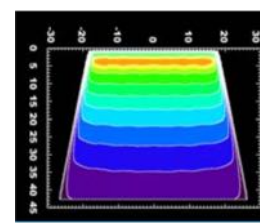
- Idéalement...



TERMA



Noyau de déposition de dose (*point kernel*)



Dose déposée/absorbée

Tom Knöös

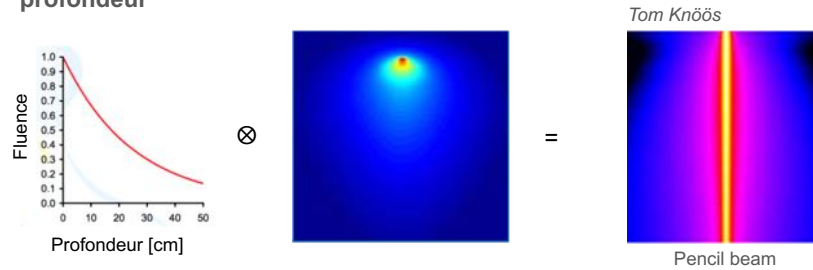
- Limitation de l'opérateur de convolution:
 - Les noyaux ne sont pas invariants dans l'espace (durcissement de faisceau, etc.)
 - Les noyaux varient avec la densité
 - Etc.

➤ Il faut faire des approximations !



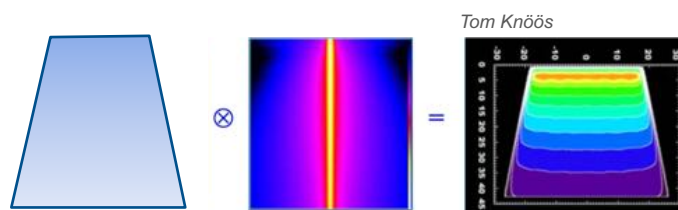
1^{er} approximation: pencil beam

- Pour réduire la dimensionnalité, on **pré-convolue** dans la direction de la **profondeur**



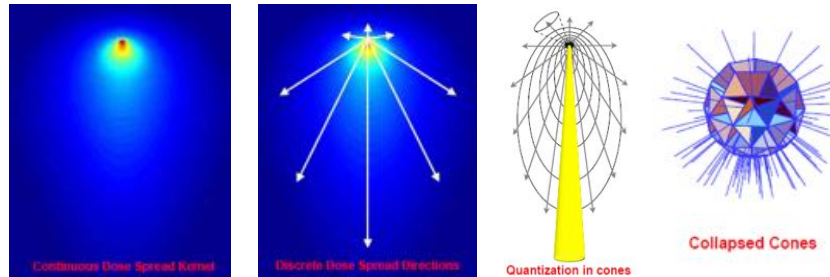
- À la place d'un *point kernel*, l'on a un *pencil beam* «kernel» (noyau pinceau)
- On fait donc une superposition de *pencil beam* pour calculer la dose, ce qui est beaucoup plus rapide.

1^{er} approximation: *pencil beam*

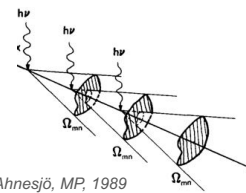


- S'il y a une hétérogénéité **le long du *pencil beam***, on «scale» le *pencil beam*
- Mais on ne tient pas compte de ce qui se passe **latéralement** ! Ce qui peut avoir des conséquences fâcheuses pour la clinique...
- Cette façon de faire a créé la classe des algorithmes ***pencil beam***
- L'algorithme **Analytical Anisotropic Algorithm (AAA)** ajoute un "scaling" lateral basé sur la densité du milieu. C'est donc un algorithme *pencil beam* modifié. On trouve ce type d'algorithme dans Eclipse (TPS Varian)

2^{er} approximation: Collapsed Cone Convolution



- Le noyau de dose est discrétisé selon un **nombre fini de directions**
- L'énergie déposée dans un cône d'angle solide Ω à partir d'un voxel sur l'axe est transportée, atténuée, et déposée dans les voxels **se trouvant dans l'axe du cône**

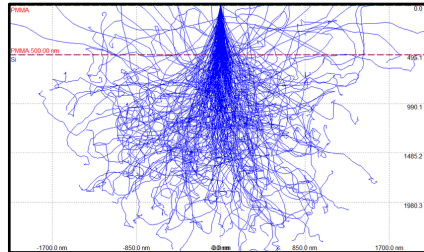


Ahnesjö, MP, 1989

Résumé

- La dose est calculée sur le principe de **convolution du TERMA et d'un noyau**
- Les algorithmes *modeled based* sont beaucoup plus précis que les algorithmes basés sur les paramètres du faisceaux
- Les noyaux peuvent être expérimentaux, analytiques ou calculés par Monte Carlo
- L'implémentation du calcul de dose par convolution est souvent simplifié et donc des **corrections** doivent être appliquées
- L'algorithme **modeled based de référence** est le *Collapsed Cone Convolution*
- Les algorithmes *modeled based* sont très répandus en clinique car ils constituent un **bon compromis «précision-rapidité»**

Modèle explicite de transport des particules



Trajectoires simulées par Monte Carlo de 200 électrons de 15kV dans du PMMA + silicium (Liu, SPIE 2014)

C) Modèle explicite de transport des particules

Idée :

- Microscopique : Monte-Carlo (MC), on «suit» le parcours de chaque particule jusqu'à la déposition de la dose dans le milieu
- Macroscopie: Equations Linéaire de Transport de Boltzmann (LBTE)

• Avantages :

- On tient compte de toute la physique (dans le cas idéal)
- MC est la méthode de référence, **Gold Standard**, pour faire un calcul de dose
- LBTE, méthode de bilan (macroscopique), plus rapide que MC (indépendante du nombre de faisceaux)


pas évalué à l'examen

• Désavantages :

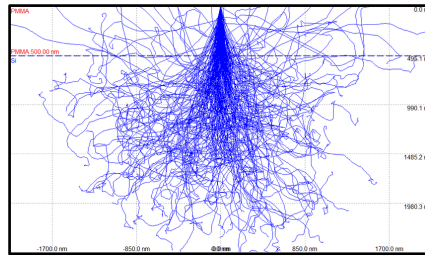
- MC, il faut connaître en détails les distributions de probabilité de chaque interaction
- MC, calcul extrêmement chronophage (ressources informatique importantes)

Plus en détails...

Méthode de Monte-Carlo



Casino de Monte-Carlo, Monaco



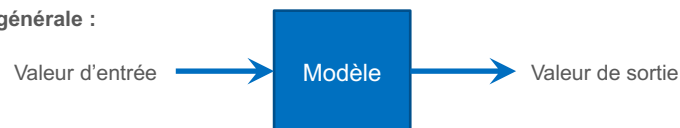
Trajectoires simulées de 200 électrons de 15kV dans du PMMA + silicium

«Le terme méthode de Monte-Carlo, ou **méthode Monte-Carlo**, désigne une famille d'algorithmes visant à calculer une valeur numérique approchée en utilisant des **procédés aléatoires**, c'est-à-dire des **techniques probabilistes**. Le nom de ces méthodes, qui fait allusion aux jeux de hasard pratiqués au casino de Monte-Carlo, a été inventé en 1947 par Nicholas Metropolis et publié pour la première fois en 1949 dans un article coécrit avec Stanislaw Ulam.» Wikipédia



Méthode de Monte-Carlo : Exemple 1

Idée générale :



On se pose des questions sur le système

Lancé de dés :

Question: quelle est la valeur moyenne d'un dé lancé 100x ?



- Valeurs possibles d'entrée : 1 à 6
- Probabilité : équiprobable ou uniforme

On lance le dé 100 fois...

1, 5, 6, 3, 4, 1,...

On fait la moyenne de toutes ces valeurs et on obtient : **3.5**



Méthode de Monte-Carlo : Exemple 2

Calcul de la surface d'un étang dans un champ :

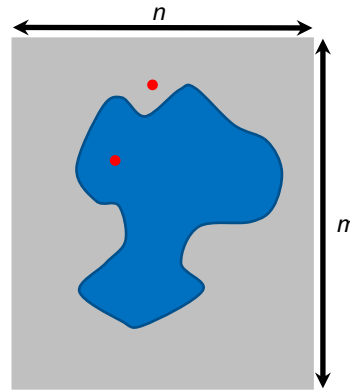
Méthode :

- i. On demande à l'armée de tirer des boulets au **hasard** dans le champ $n \times m$
- ii. On compte le nombre de boulets qui arrive dans l'étang et dans le champ
- iii. Le rapport des *surfaces étang/champs* est égal au rapport *nombre de boulets dans l'étang/nombre de boulets dans le champs*

$$\frac{S_{\text{étang}}}{S_{\text{champ}}} = \frac{\text{Nb boulets étang}}{\text{Nb boulets champ}} = \frac{\text{Nb boulets étang}}{\text{Nb boulets tirés}}$$

Lançons 2 boulets...

$$\begin{cases} S_{\text{étang}} = 1 \text{ boulets} \\ S_{\text{champ}} = 1 \text{ boulets} \end{cases} \longrightarrow \frac{S_{\text{étang}}}{S_{\text{champ}}} = 1$$



Méthode de Monte-Carlo : Exemple 2

Calcul de la surface d'un étang dans un champ :

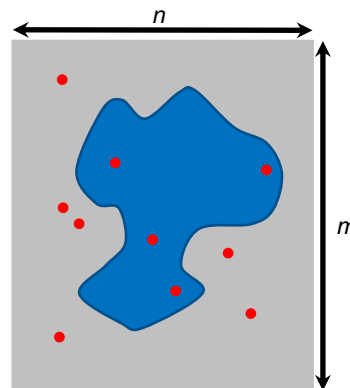
Méthode :

- i. On demande à l'armée de tirer des boulets au **hasard** dans le champ $n \times m$
- ii. On compte le nombre de boulets qui arrive dans l'étang et dans le champ
- iii. Le rapport des *surfaces étang/champs* est égal au rapport *nombre de boulets dans l'étang/nombre de boulets dans le champs*

$$\frac{S_{\text{étang}}}{S_{\text{champ}}} = \frac{\text{Nb boulets étang}}{\text{Nb boulets champ}} = \frac{\text{Nb boulets étang}}{\text{Nb boulets tirés}}$$

Lançons 10 boulets...

$$\begin{cases} S_{\text{étang}} = 4 \text{ boulets} \\ S_{\text{champ}} = 10 \text{ boulets} \end{cases} \longrightarrow \frac{S_{\text{étang}}}{S_{\text{champ}}} = 0.4$$

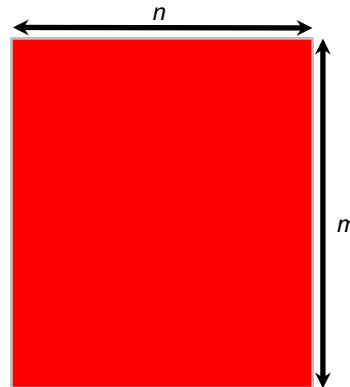


Méthode de Monte-Carlo : Exemple 2

Calcul de la surface d'un étang dans un champ :

Méthode :

- i. On demande à l'armée de tirer des boulets au hasard dans le champ $n \times m$
- ii. On compte le nombre de boulets qui arrive dans l'étang et dans le champ
- iii. Le rapport des surfaces étang/champs est égal au rapport nombre de boulets dans l'étang/nombre de boulets dans le champs



$$\frac{S_{\text{étang}}}{S_{\text{champ}}} = \frac{Nb \text{ boulets étang}}{Nb \text{ boulets champ}} = \frac{Nb \text{ boulets étang}}{Nb \text{ boulets tirés}}$$

Lançons 1'000'000 boulets...

$$\left\{ \begin{array}{l} S_{\text{étang}} = 359'381 \text{ boulets} \\ S_{\text{champ}} = 1'000'000 \text{ boulets} \end{array} \right. \rightarrow \frac{S_{\text{étang}}}{S_{\text{champ}}} = 0.359381$$

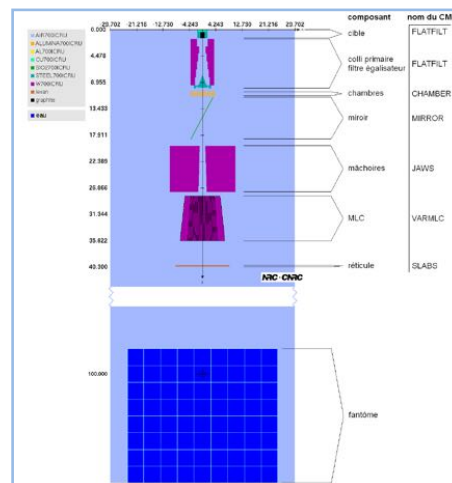


Monte Carlo – principe pour la radiothérapie

Idée : on va suivre le parcours d'une particule dans le système jusqu'à son dépôt de dose dans la matière

Le système (tête de l'accélérateur + patient) est modélisé :

- Système
 - Positions
 - Dimensions
- Matériaux
- Densités



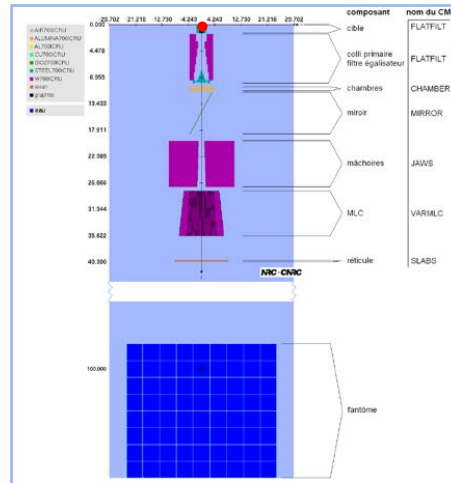
Monte Carlo – principe pour la radiothérapie

Idée : on va suivre le parcours d'une particule dans le système jusqu'à son dépôt de dose dans la matière

Le système (tête de l'accélérateur + patient) est modélisé :

- Système
 - Positions
 - Dimensions
- Matériaux
- Densités

Les particules (électrons) sont « lancées » **une par une** dans le système (entrée du système)



Monte Carlo – principe pour la radiothérapie

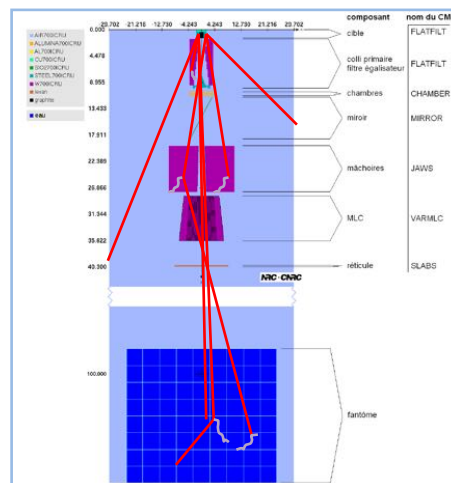
Idée : on va suivre le parcours d'une particule dans le système jusqu'à son dépôt de dose dans la matière

Le système (tête de l'accélérateur + patient) est modélisé :

- Système
 - Positions
 - Dimensions
- Matériaux
- Densités

Les particules (électrons) sont « lancées » **une par une** dans le système (entrée du système)

Les particules **générées sont suivies jusqu'à leur absorption**, dépôt de dose (sortie du système)



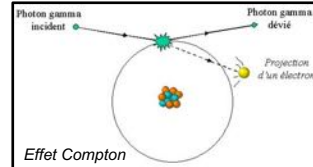
Monte Carlo – photons

Nombre d'interactions limité \Rightarrow simulation possible

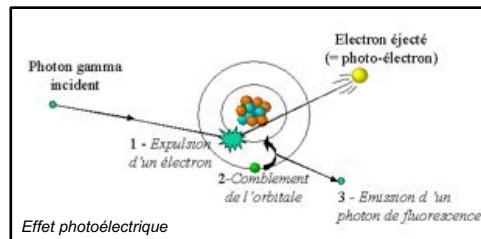
Les différentes interactions sont modélisées par leurs **probabilités d'interaction** (sections efficaces = coeff. atténuation)

- Diffusion Rayleigh/Thomson
- Effet photoélectrique
- Effet Compton
- Création de paires et triplets
- Processus de relaxations atomiques

- Il faut que **toute** la physique soit connue !
- Permet de **calcul la dose réelle** !
- **Gold Standard**



Par exemple, il faut connaître la probabilité qu'un photon d'énergie E_γ soit diffusé avec un angle θ par unité d'angle solide Ω



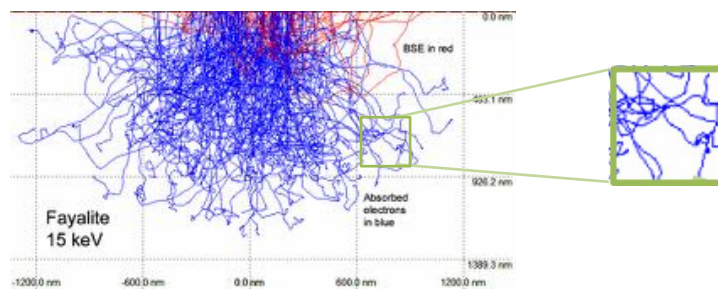
Monte Carlo – photons

Nombre d'interactions trop important \Rightarrow concept de «condensed histories»

Les interactions **sont groupées**

Justification :

- Les changements en énergie et direction lors d'une seule collision sont mineurs



Monte Carlo – résumé

- Modélisation **stochastique** et **microscopique** du transport des particules
- Méthode utilisée comme **méthode de référence** pour comparer des algorithmes
- Si bien modélisée cette méthode peut contenir toute la physique
- L'erreur, c'est-à-dire l'**incertitude** sur la dose calculée (variance) \sim **nb de particules lancées²** (nb d'histoires²)
- Il faut plusieurs **milliard d'histoires** pour avoir \sim **1%** d'incertitude
- Distribution de **dose bruitée vs temps de calcul**
- Il y a des astuces pour réduire la variance
- Globalement, il faut une **grande puissance de calcul**, mais aujourd'hui disponible en clinique avec un temps de calcul raisonnable (quelques minutes)



Résolution déterministe des équations LBTE



- On a vu que la méthode de Monte Carlo suit le parcours de chaque particule jusqu'à son dépôt de dose dans la matière.
- C'est donc une méthode qui décrit le comportement microscopique des particules dans la matière
- Si l'on veut une faible incertitude sur la dose, il faut lancer plusieurs milliards de particules... ce qui peut-être très long !

Pourrait-on avoir les avantages de Monte Carlo sans les inconvénients ?

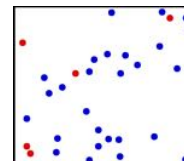
Les équations de transport de Boltzmann

- Ce sont les équations qui gouvernent le comportement macroscopique de particules quand elles traversent et interagissent avec la matière
- Pour résoudre ces équations on fait des simplifications: **pas d'interaction entre particules**

➤ Les équation de transport de Boltzmann linéarisées (LBTE)

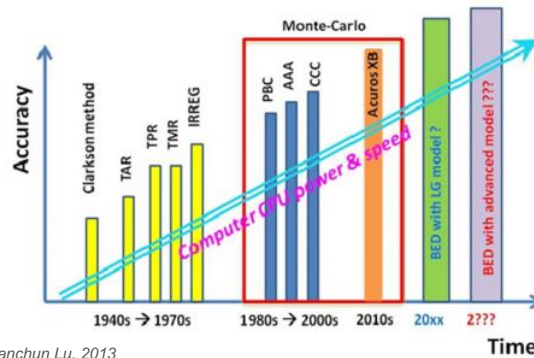


Ludwig Boltzmann (1844 – 1906)



Performances et considérations cliniques des algorithmes

Evolution des algorithmes photons



Lanchun Lu, 2013

- Hiérarchie des algorithmes photons en fonction de leur précision

Performances :

Beam energy	Field size (cm ²)	Water phantom computation time (s)			Slab phantom computation time (s)		
		AXB	AAA	CCC	AXB	AAA	CCC
6 MV	2.5 × 2.5	94	7	51	113	7	90
	5 × 5	112	7	53	136	7	91
	10 × 10	217	8	54	286	9	90
18 MV	2.5 × 2.5	181	7	54	216	7	90
	5 × 5	184	8	54	233	9	89
	10 × 10	340	9	55	474	11	91

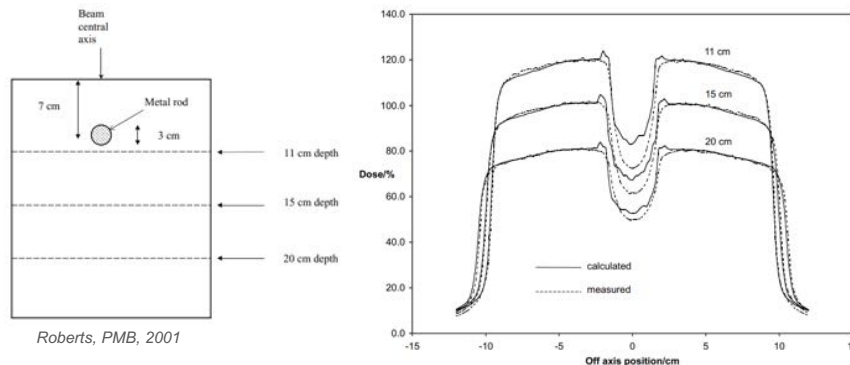
Han et al., Med. Phys. 2011

- AAA est le plus rapide des trois algorithmes
- Acuros XB est aussi rapide que CCC pour des petits champs mais ~5x plus lent pour un champs 10x10



Considération pratique: cas du pelvis

- Milieu homogène, avec une densité proche de l'eau.
- Toutes les algorithmes sont très proches de Monte Carlo, même le *pencil beam*...



Roberts, PMB, 2001

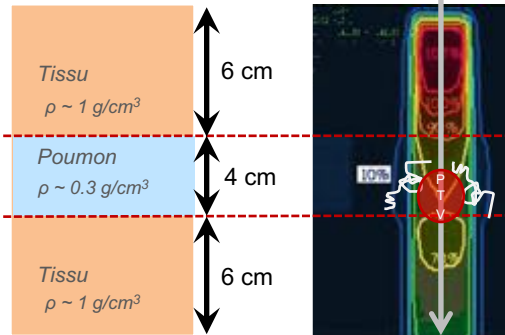
- ... mais attention aux prothèses métalliques avec l'algorithme *pencil beam*



Considération pratique: cas du poumon

Attention aux dosimétries calculées dans le poumon !
Pourquoi ?

- Milieu hétérogène avec une grande différence de densité
- Densité électronique différente
- Déséquilibre électronique latéral !



New Technologies in Radiation Oncology, Bortfeld, 2006

Monte Carlo

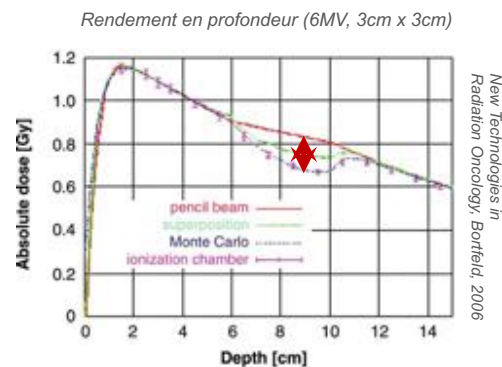
Déséquilibre électronique latéral : les électrons secondaires parcourent de plus grandes distances quand la densité électronique est faible (il y a moins de collisions, interactions Coulombiennes, par cm) → la dose est déposée en dehors du faisceau → la région à traité (tumeur) est donc sous dosée !



Considération pratique: cas du poumon

Attention aux dosimétries calculées dans le poumon !
Pourquoi ?

- Milieu hétérogène avec une grande différence de densité
- Densité électronique différente
- Déséquilibre électronique latéral !



Rendement en profondeur (6MV, 3cm x 3cm)

New Technologies in Radiation Oncology, Bortfeld, 2006

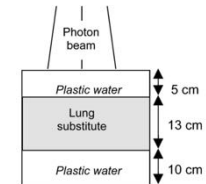
- Dans cette exemple, l'algorithme *Pencil Beam* surestime de 12% la dose à l'axe. Donc la dose délivrée au patient sera sous-estimée de 12% !
- Dans le poumon, il faut utiliser un algorithme *CCC* ou *Monte Carlo* qui prend en compte ce qui se passe latéralement. Du *Pencil beam* dans le poumon n'est plus d'actualité !



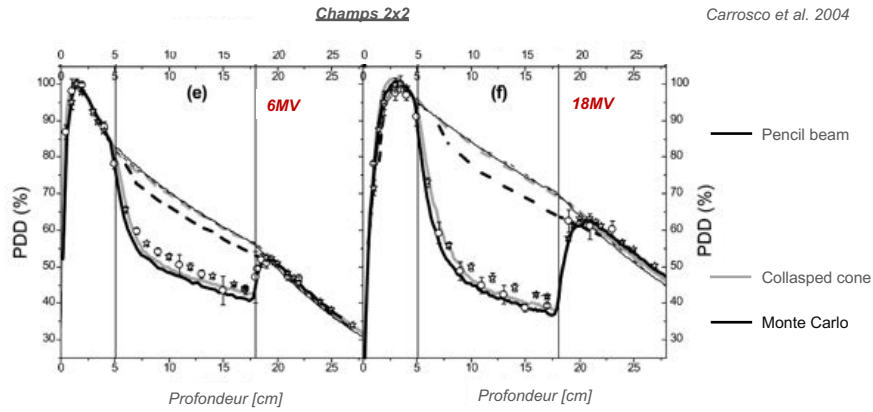
Considération pratique: cas du poumon

Attention ! Dépendant fortement de :

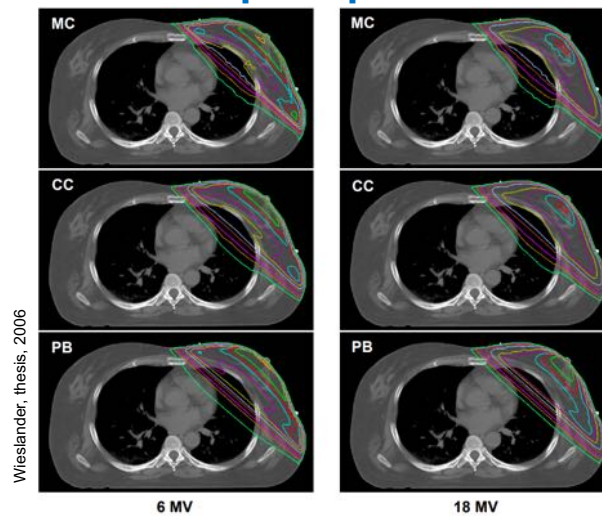
- Si la **taille de champs** diminue, le sous-dosage augmente
- Si l'**énergie** augmente, le sous-dosage augmente



Carroasco et al. 2004



Considération pratique : cas du sein



Wieslander, thesis, 2006



Considération pratique : cas du sein

6 MV



18 MV



Wieslander, thesis, 2006

- Milieu hétérogène avec une grande différence de densité. Densité électronique différente.
- Déséquilibre électronique latéral !
- Algorithme tenant compte de l'équilibre électronique latéral donc algorithme **CCC** ou **Monte Carlo**



Résumé

- L'algorithme **Monte Carlo** est la référence pour le calcul de dose
- L'algorithme **Collapsed Cone Convolution** est un algorithme *model-based* adapté à un calcul de dose dans des milieux hétérogènes (poumon, sein, etc.)
- L'algorithme **Pencil Beam** devrait être utilisé que dans des milieux homogènes. Dans le poumons des erreurs de calcul de dose > 10% sont possibles
- Aujourd'hui, la plupart des TPS ont plusieurs algorithmes de calcul. Lorsqu'on veut faire un calcul rapide il faut faire attention aux limites de l'algorithme
- Quand on veut avoir un calcul de dose précis (stéréotaxie poumon), il faut réduire la taille des voxels de la matrice de calcul (4mm -> 2mm) et utiliser un algorithme type **Collapsed Cone**, **Acuros** ou **Monte Carlo**
- Quand le choix de l'algorithme de calcul se pose (milieux hétérogènes), il faut mieux en discuter avec un physicien



Les objectifs du cours sont :

- Connaître les **trois composantes** de rayonnement produites dans la tête d'un accélérateur linéaire
- Connaître les **trois types d'algorithmes** utilisés pour calculer une dose
- Savoir quel est l'algorithme **Gold Standard** pour le calcul de dose
- Connaître les **limitations cliniques** de l'algorithmes *Pencil Beam*
- Savoir quels algorithmes sont aujourd'hui utilisés en clinique