

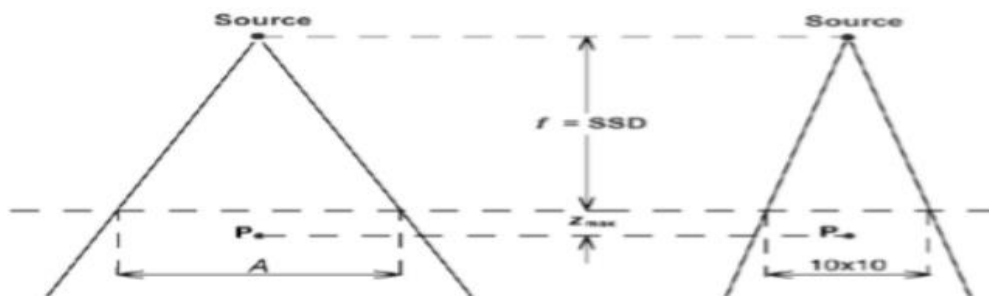
Composants de la tête de traitement.

A : Mode de thérapie aux rayons X.

B: Mode de thérapie électronique. Une introduction à la théorie et au fonctionnement des accélérateurs linéaires en radiothérapie.

L'augmentation de la section du faisceau entraîne celle du volume diffusant. Il en résulte un accroissement du flux d'électrons secondaires et donc de la dose sur l'axe. Le facteur d'ouverture du collimateur (FOC) est défini comme le rapport du débit de dose d'un champ donné à celui d'un champ de référence $10 \times 10 \text{ cm}^2$

$$FOC = \frac{D}{D_{ref}}$$

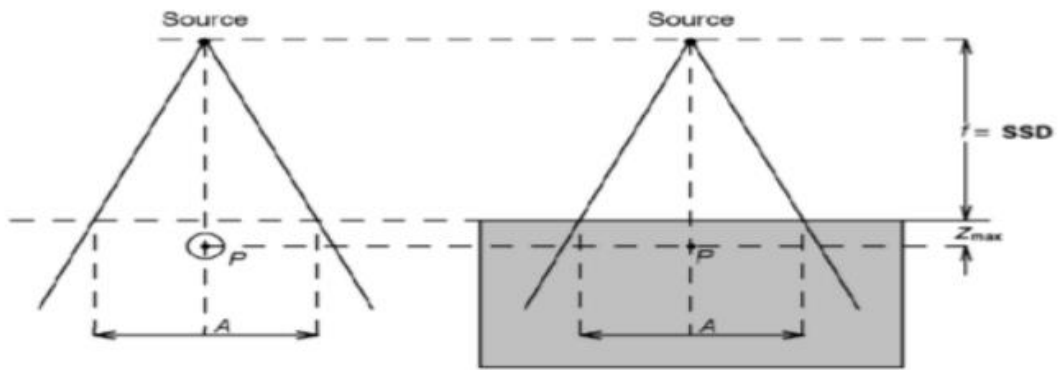


- Pour $CF > 1$ le champ A dépassant $10 \times 10 \text{ cm}^2$
- Pour $CF = 1$ égale le champ $10 \times 10 \text{ cm}^2$
- Pour $CF < 1$ les champs plus petit $10 \times 10 \text{ cm}^2$

Facteur de diffusion de pic PSF:

La dose D_p à une petite masse de milieu au point P est liée à la dose D_p à z_{max} dans le fantôme au point P à travers le facteur de diffusion de pic PSF

$$PSF(h, \nu) = \frac{D_p(z_{max}, A, f, h\nu)}{D_p(A, f, h\nu)}$$



Le D_p est mesuré dans l'air avec juste assez de matière autour du point P pour fournir un équilibre électronique

D_p est mesuré en fantôme au point P à la profondeur z_{max} sur l'axe central.

D_p et D_p sont mesurés avec la même taille de champ A définie à une distance $f = SSD$ de la source.

PSF dépend

De la taille du champ A :

(Plus la taille du champ est Grande, plus le PSF est grand)

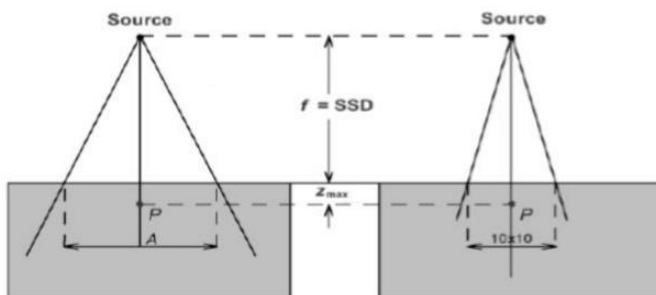
De l'énergie du photon $h\nu$:

(Sauf à très faible énergie des photons, le PSF diminue avec l'augmentation de l'énergie)

Facteur de dose relatif (facteur de diffusion totale SC):

Le facteur de dose relatif RDF est défini comme étant le rapport de la dose d'un champ donné sur celui d'un champ de référence dans le point P

$$RDF(A) = Sc(A, h\nu) = \frac{D_p(z_{max}, A, f, h\nu)}{D_p(z_{max}, 10, f, h\nu)}$$



Pour $A < 10 \times 10$ le $RDF < 1$

Pour $A > 10 \times 10$ Le $RDF > 1$

Pour $A = 10 \times 10$ le $RDF = 1$

Transfert des données CT (computed tomography)

Le terme « tomodensitométrie » ou tomodensitométrie fait référence à une procédure d'imagerie par rayons X informatisée dans laquelle un faisceau étroit de rayons X est dirigé vers un patient et tourne rapidement autour du corps, produisant des signaux qui sont traités par l'ordinateur de la machine pour générer des images transversales, ou « tranches ». Ces coupes sont appelées images tomographiques et peuvent fournir au clinicien des informations plus détaillées que les radiographies conventionnelles.

Une fois qu'un certain nombre de tranches successives sont collectées par l'ordinateur de la machine, elles peuvent être « empilées » numériquement pour former une image tridimensionnelle (3D) du patient qui permet une identification plus facile des structures de base ainsi que d'éventuelles tumeurs ou anomalies.

Principes des algorithmes de calcul de dose utilisés dans les TPS

1. Algorithmes basés sur la correction des données de base (1950)
2. Algorithmes semi-empiriques basés sur la séparation primaire-diffusé (1970)
3. Algorithmes basés sur la modélisation

1/-Algorithmes basés sur la correction des données de base :

1. Utilisent les données mesurées dans des fantômes d'eau avec une surface plane et une incidence normale
2. Incorporent directement les mesures expérimentales de distributions de dose sous forme :
 - a. Numérique : Les données expérimentales de base sont entrées sous forme de tableau
 - b. – Analytique : Les données expérimentales sont modélisées sous forme d'équations.

2/-Algorithmes semi-empiriques basés sur la séparation primaire-diffusé:

- Le primaire est modifié en prenant en compte les accessoires et l'atténuation des photons dans le milieu.
- Le diffusé est modifié en prenant en compte en particulier la forme du champ .

3/-Algorithmes basés sur la modélisation :

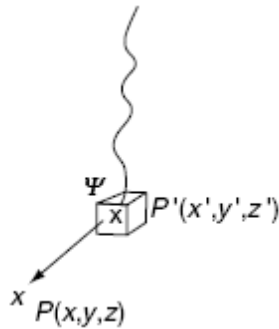
- Calculent le dépôt de dose en prenant en compte directement les données anatomiques du patient.
- Deux catégories :
 1. la superposition de kernels ponctuels (point kernels) ou pré-intégrés le long de l'axe primaire (pencil kernel)
 2. les méthodes statistiques de Monte Carlo

Méthodes basées sur la convolution et/ou la superposition de kernels :

Le but est de calculer la dose $D(x,y,z)$ au point $P(x,y,z)$, à partir de la somme des dépôts d'énergie dus à toutes les interactions des photons primaires en différents points $P'(x',y',z')$ du milieu .

Les 2 quantités nécessaires pour appliquer cette méthode sont le TERMA et le « kernel » :
La dose $D(x,y,z)$ au point P est obtenue en sommant les contributions élémentaires de tous les kernels affectés aux points P' du milieu environnant chacun d'eux étant pondéré par le TERMA correspondant (Figure 3.1).

L'équation générale du calcul de dose de superposition s'écrit :



$$D(x,y,z) = \iiint \underbrace{T(x',y',z')}_{\text{TERMA}} \underbrace{K(x-x', y-y', z-z')}_{\text{KERNEL}} dV'$$

Equation 3.1

Où :

Le TERMA, $T(x',y',z')$ (Total Energy Released per Mass) est l'énergie totale par unité de masse cédée par les photons primaires interagissant dans le volume élémentaire entourant P' , donnant lieu à la mise en mouvement des électrons secondaires et à la production des photons diffusés, y compris photons de rayonnement de freinage et d'annihilation (en J. kg⁻¹)

$$T(x',y',z') = \mu/\rho(x',y',z') \Psi(x',y',z') \text{ Equation 3.2}$$

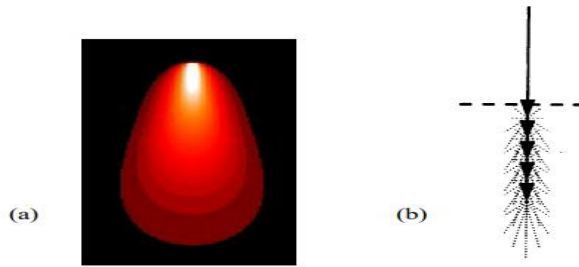
$dV' = dx' dy' dz'$ est le volume élémentaire (voxel), où l'interaction primaire a lieu

$\Psi(x',y',z')$ est la fluence énergétique au point P' (en J.m⁻²)

$\mu/\rho(x',y',z')$ est le coefficient d'atténuation massique du milieu au point P' (en m².kg⁻¹).

Le KERNEL représente la distribution moyenne du dépôt d'énergie élémentaire, c'est à dire de la fraction d'énergie par unité de volume, déposée par les particules secondaires (photons et électrons) au voisinage d'un point P' où l'on force l'interaction d'un grand nombre de photons primaires. Cette distribution présente une symétrie de révolution autour de l'axe d'incidence des photons primaires et le dépôt élémentaire d'énergie est généralement rapportée à un voxel qui se trouve en un point P , à une distance r selon une direction θ par rapport au point d'interaction P' , soit, en coordonnées cartésiennes, à une distance $(x-x', y-y', z-z')$.

Au lieu d'être calculé autour d'un point d'interaction (Figure 3.2a), le « point kernel » peut être pré-calculé le long du trajet des particules primaires, on obtient alors un « pencil beam » kernel (Figure 3.2).



Lorsque le kernel est spatialement invariant (hypothèse acceptable en milieu homogène), l'Equation 3.1 de superposition (intégration) est équivalente à une convolution entre le TERMA et le KERNEL.

Il est alors possible d'accélérer de manière très importante les calculs en utilisant les produits des transformées de Fourier.

$$D(x, y, z) = \text{TERMA} \otimes \text{KERNEL} = \iiint T(x', y', z') K_{inv}(x - x', y - y', z - z')$$

Méthode Monte Carlo

C'est une méthode statistique qui permet de simuler les interactions des particules de manière détaillée dans n'importe quelle géométrie et dans la plupart des matériaux. Elle utilise des distributions connues de probabilités d'interactions des particules (sections efficaces d'interaction) dans la matière selon le type de particule, son énergie, sa direction initiale.

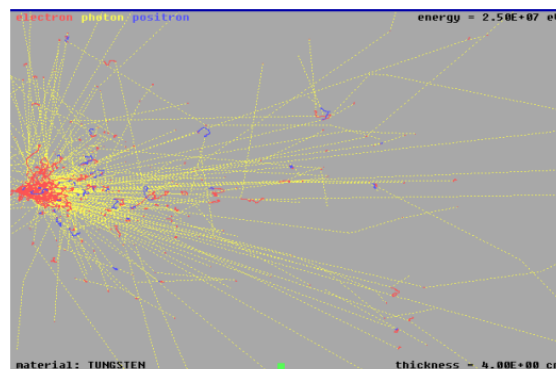


Figure 3.3 : Simulation Monte Carlo des interactions provoquées par 50 électrons (rouge, point d'entrée à gauche) de 25 MeV dans 4 cm de tungstène. Les photons (jaune), électrons (rouge) et positons (bleu) créés sont également simulés jusqu'à ce que leur énergie soit inférieure à l'énergie de coupure.

A partir de caractéristiques initiales, l'algorithme de Monte Carlo permet, par tirage au sort de nombres aléatoires, de calculer les caractéristiques de chaque particule après chaque interaction ainsi que les caractéristiques des particules créées par l'interaction. Les caractéristiques initiales (nature, énergie, position, direction) de l'ensemble des particules dans un plan donné (par exemple à la sortie de l'accélérateur) constituent l'espace des phases. Les espaces de phase sont calculés par méthode de Monte Carlo et stockés dans des fichiers ou obtenus par des méthodes analytiques.

A partir d'un point de départ donné, on appelle histoire d'une particule, la simulation de toutes les interactions que la particule incidente et ses descendantes subissent. Une histoire se

termine lorsque l'énergie de la dernière particule créée pendant les interactions de la particule initiale devient inférieure à un paramètre appelé énergie de coupure au-delà de laquelle la particule est supposée déposer toute son énergie localement ou lorsqu'elle s'échappe de la région d'intérêt préalablement définie. L'histoire d'une autre particule primaire peut alors débiter.

A chaque interaction, l'algorithme peut calculer l'énergie déposée dans la matière (différence entre l'énergie de la particule incidente et la somme des énergies des particules secondaires). La somme de toutes les énergies déposées dans chaque voxel à l'issue de la simulation de toutes les histoires dans la géométrie considérée permet de connaître la dose déposée.

Cette méthode peut permettre :

- De calculer l'espace des phases des particules à la sortie de la tête de l'accélérateur, ce qui implique de connaître précisément sa géométrie et la composition de ses éléments et de faire des hypothèses sur les caractéristiques géométriques et spectrale des particules émises par la source.
- De calculer des répartitions de dose élémentaires (kernels), autour d'un site d'interaction (point kernel) ou autour d'un faisceau élémentaire de photons (pencil beam kernel).
- De calculer la distribution de dose déposée dans le patient à partir de l'espace des phases initialement calculé.
- D'étudier les caractéristiques dosimétriques des accessoires (collimateurs multilames, filtres en coin, compensateurs, ...).

Exemple de modèles de calcul de dose :

“Pencil Beam Convolution” (PBC):

- La dose en un point est obtenue par la superposition de :
- L'énergie transférée par tous les photons primaires.
- La fraction d'énergie déposée par les électrons secondaires.

Le processus de calcul de la distribution de la dose est divisé en 3 phases:

- Phase de reconstruction des faisceaux.
- Phase de modélisation du patient.
- Phase de calcul de dose

“Analytic Anisotropic Algorithm” (AAA) :

Le AAA est un algorithme qui fait appel à une modélisation Monte Carlo. Les principaux composants du faisceau :

- Source principale de photons.
- Source secondaire de photons.
- Source d'électron de contamination.

Optimisation des distributions de doses

L'optimisation de la dose vise à définir la dose d'application de façon à garantir une efficacité satisfaisante du produit appliqué dans un contexte parcellaire particulier. Elle permet ainsi de limiter significativement la quantité d'herbicides appliquée sans accroître les risques d'apparition de résistance.

Chapitre 3 : Assurance qualité en radiothérapie externe

Introduction

En radiothérapie, les résultats thérapeutiques sont liés au respect du protocole, à la qualification du personnel, à la qualité des matériels et au contrôle de qualité de la réalisation du traitement.

Nécessité d'établissement d'un programme d'assurance qualité en radiothérapie

- Pour les incertitudes et les erreurs (Dans la dosimétrie, la planification du traitement, la performance des équipements, etc)
- Pour la comparaison des résultats entre les centres de radiothérapie d'un même pays et au niveau international, en assurant une dosimétrie et un traitement plus uniforme et plus précis.
- Une réduction de la probabilité d'accidents et d'erreurs ainsi qu'une augmentation de la probabilité qu'ils soient reconnus et corrigés plus rapidement.
- Une exploitation complète et sûre des technologies améliorées et des traitements plus complexes de la radiothérapie

Aspects de gestion

- Les gestionnaires doivent effectuer des autoévaluations continues de leurs responsabilités respectives, afin de déterminer si le service de dosimétrie satisfait aux normes et aux objectifs de qualité, et d'évaluer l'efficacité des méthodes et processus utilisés.
- Les enregistrements des révisions annuelles devront être conservés.

L'Assurance Qualité (AQ) : toutes actions, planifiées et systématiques, nécessaires pour fournir un produit, un système ou un processus qui satisfait pleinement certaines exigences dans le cadre de la démarche qualité

L'Assurance Qualité en radiothérapie : toutes procédures dont l'objectif est de vérifier que

- la dose au volume cible respecte la prescription médicale,
- la dose aux organes sains est à son plus bas niveau possible,
- l'exposition du personnel est minimale,
- la surveillance du patient est opérationnelle.

Le Contrôle de Qualité (CQ) : c'est le processus par lequel les performances d'un système sont mesurées et comparées aux normes en vigueur. Il comprend l'ensemble des actions nécessaires pour maintenir ou retrouver la conformité du système par rapport aux normes. Il fait partie de l'assurance qualité globale et a pour objectifs :

- de vérifier que les exigences de qualité sont respectées,