

RADIOTHERAPIE EXTERNE

Par Mme Ferhati Salima
Physicienne Médicale principale

I- Introduction :

Immédiatement après la découverte des rayons X et de la radioactivité naturelle, les rayonnements ionisants ont joué un rôle important dans plusieurs domaines tels que la Physique atomique et nucléaire du point de vue de la physique fondamentale ; dans l'industrie offrant de nombreuses techniques de mesure non destructives et des techniques spéciales utilisées dans l'évaluation des gisements de pétrole ; dans l'agriculture fournissant la stérilisation des aliments et le contrôle des parasites. En médecine, impliquant le développement de **la Radiologie** et de **la Radiothérapie** en tant que spécialités médicales et de la **Physique Médicale** en tant que spécialité de la physique.

Les rayons X ont été découverts le 8 novembre 1895 et la radiothérapie a commencé l'année d'après. En 1901, elle obtint officiellement son titre de discipline thérapeutique avec l'ouverture du premier enseignement de radiothérapie par Antoine Bécère et vers l'année 1903 le premier manuel de la radiothérapie avait été imprimé par Freund, l'indiscutablement « père de la radiothérapie ». La première moitié du 20ème siècle a vu un développement systématique de cette discipline assistée par des physiciens, des technologues, des manipulateurs et des compagnies électrotechniques. Vers la moitié du 20ème siècle, l'énergie de traitement avait été augmentée du KeV au MeV, l'accélérateur linéaire (linac) commençait à être un outil standard de délivrance des rayonnements ionisants. L'imagerie a été mise au profit de la radiothérapie par la tomographie classique (TDM : tomodensitométrie).

La radiothérapie est une technique de traitement utilisant les rayonnements ionisants. C'est un traitement potentiellement curatif, dit locorégional, utilisé seul ou en association avec la chirurgie et/ou la chimiothérapie. Elle consiste à exposer une partie précise du corps à des radiations (rayonnements) ionisantes qui sont capables de créer des ionisations dans la matière qu'elles traversent par « arrachement » d'électrons aux atomes des molécules du milieu.

Le but est de détruire définitivement toutes les cellules cancéreuses contenues dans le volume irradié afin de tenter d'obtenir la guérison de la maladie en préservant les cellules saines voisines du cancer traité.

- La radiothérapie peut être à visée curative (pour retirer la tumeur) :

- ❖ D'induction pour rendre opérable des tumeurs initialement inaccessibles à la chirurgie,
- ❖ Adjuvante pour prévenir une récurrence locale dans un territoire à risque de reprise évolutive secondaire (complémentaire) ;
- ❖ Exclusive pour les tumeurs de petit volume, cancers inopérables et tumeurs radio-sensibles

- ❖ Cytoréductrice (diminue la taille de la tumeur).

Ou a visée palliative et symptomatique (pour le confort) :

- ❖ Antalgique (réduit la douleur)
- ❖ Décompressive
- ❖ Hémostatique

Un rayonnement est une propagation d'énergie à travers l'espace. Les rayonnements ionisants sont les rayonnements capables de produire des ionisations et des excitations durant leur absorption par les tissus biologiques. Ils comprennent les rayonnements électromagnétiques de haute énergie, ils se propagent à la vitesse de la lumière dans le vide, ils traversent aisément les tissus humains et vont déposer leur énergie en profondeur, on distingue :

- ❖ Les photons gamma émis naturellement par les noyaux des atomes radioactifs (cobalt)
- ❖ Les photons X produits artificiellement par le bombardement d'un métal lourd par un faisceau d'électrons.
- ❖ Les rayonnements particuliers : on distingue :
 - Les particules chargées :
 - ☐ les électrons produits par les accélérateurs de particules, ils sont rapidement arrêtés dans les tissus humains ;
 - ☐ Les protons produits par des cyclotrons dont le parcours est beaucoup plus précis ;
 - ☐ les ions lourds produits par des synchrotrons ayant les avantages biologique des neutrons et les avantages balistiques des protons ;
 - Les particules non chargées :
 - ☐ Les neutrons produits par les cyclotrons ayant un parcours rectiligne dans la matière et une efficacité biologique 3 fois plus élevée que celle des rayonnements électromagnétiques.

II- Techniques de la radiothérapie :

Historiquement, les principales divisions de la radiothérapie sont

1-la radiothérapie externe (RTE ou XBRT) ou téléthérapie : la source d'irradiation est située à l'extérieur du malade

2- La radiothérapie source de curiethérapie ou scellés, et la thérapie systémique ou radiothérapie radioisotope source non scellée où les sources radioactives sont placées à l'intérieur de l'organisme.

III- Radiothérapie externe :

Depuis la découverte des radiations ionisantes jusqu'aux techniques modernes, l'objectif principal a toujours été l'**optimisation** des traitements pour tendre vers plus d'efficacité sur les tissus morbides avec en parallèle une meilleure préservation des tissus sains et donc moins de séquelles.

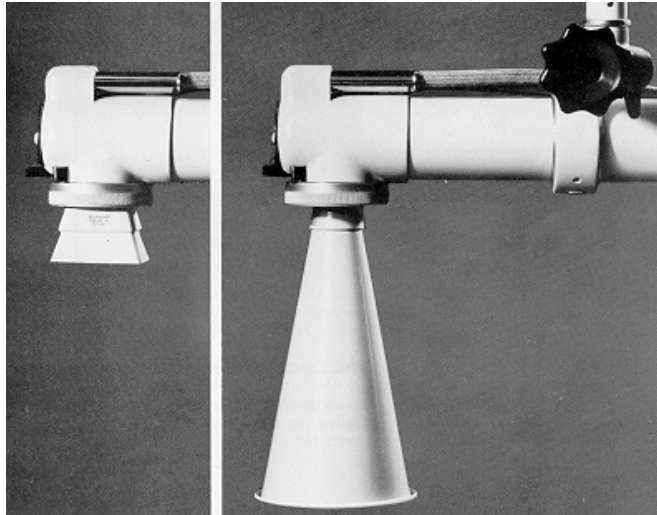
Depuis le commencement de la radiothérapie, la technologie de production de faisceaux de photons s'est dirigée vers les faisceaux de rayons X et les faisceaux d'électrons. Pendant les 50 premières années de la radiothérapie le progrès technologique a été principalement basé sur les tubes à rayons X. L'invention de la bombe à cobalt par H.E. Johns au Canada en 1950 a permis une augmentation extraordinaire dans la quête d'énergies de photon plus élevées. Cependant, les accélérateurs linéaires (Linacs) développés simultanément sont rapidement devenus un sérieux concurrent de l'unité de cobalt ; bénéficiant de l'apport des technologies modernes, ils sont devenus la source de rayonnement la plus utilisée en radiothérapie.

1/- Contactthérapie: 1920-1930 (Tubes à rayons X)

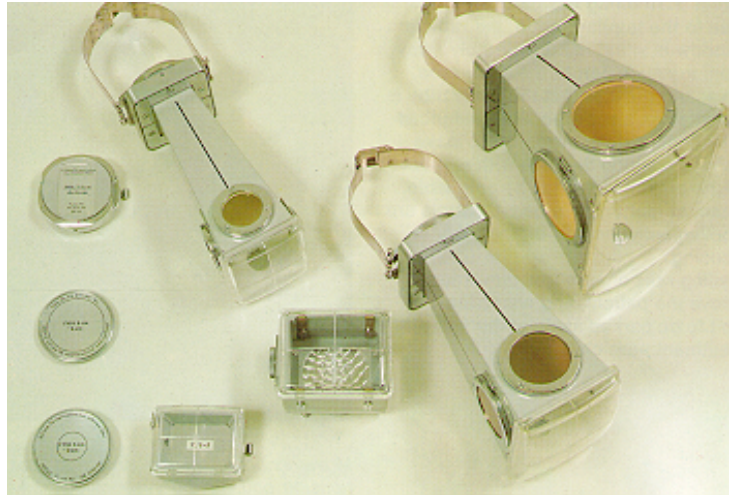
Dans les années 1920-1930, la spécialité se diversifie. La radiothérapie est délivrée soit par tubes à rayons X, soit par « bombes au radium ».

La contactthérapie utilise des tubes à rayons X pour délivrer des rayons de faible énergie très près de la tumeur (par exemple pour une tumeur de la peau). Les composants d'un appareil à RX de radiothérapie sont :

- Tube à rayons X
- Applicateurs



Tube à RX

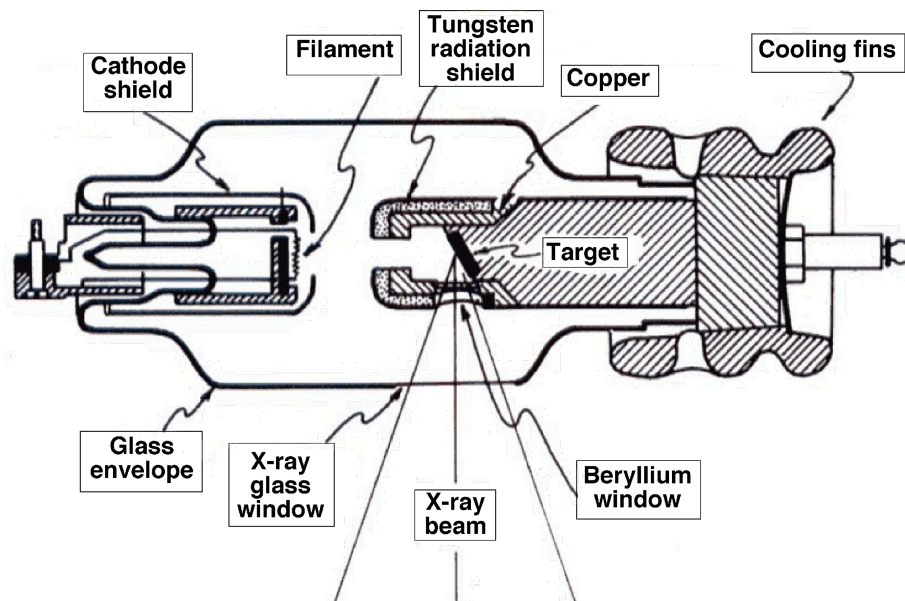


Applicateurs

La technologie de ces tubes diffère de ceux utilisés en radiodiagnostic. Ce sont des tubes à anode fixe, à gros foyer (5 à 7 mm), devant absorber une énergie moyenne 100 à 1000 fois supérieure à celle des tubes de diagnostic.

Des électrons sont émis par effet thermoélectrique lors du chauffage d'un filament jouant le rôle de cathode et placé à l'intérieur d'une ampoule sous vide poussé en face d'une anode (ou anticathode) portée à un potentiel positif V compris entre 50KV et 400 KV. Les électrons émis par le filament sont ainsi accélérés et bombardent une cible en Tungstène placée au centre d'une anode creuse (figure). Dans la cible la plupart de l'énergie cinétique des électrons est transformée en chaleur et une petite fraction est émise sous forme de photons RX qui sont divisés en deux groupes : RX caractéristiques et Rayonnement de freinage (bremsstrahlung). Le faisceau de RX sort

du tube au travers d'une mince fenêtre en béryllium, et est collimaté à la taille souhaitée par un simple diaphragme à lames de plomb et un applicateur.



- Diagramme schématique d'un tube à RX de thérapie

Ces appareils dits de radiothérapie conventionnelle permettent de réaliser des champs d'irradiation pouvant atteindre 20 cm de côté, avec un débit de dose de 30 cGy/mn à la distance de traitement de 40 cm.

Le pouvoir pénétrant du rayonnement est modifié en changeant la valeur du potentiel d'accélération et en interposant dans le faisceau des filtres en cuivre de faible épaisseur pour

atténuer les composantes de grande longueur d'onde. Le rendement en profondeur reste toute fois faible (50 % à 6 cm de profondeur) et la dose thérapeutique délivrée en profondeur est souvent limitée par l'importance des réactions cutanées.

Les générateurs RX utilisées en radiothérapie externe se divisent en deux catégories distinctes suivant le potentiel d'accélération.

	Superficiel	Orthovoltage
Tension (KV)	50 - 150	150 - 400
Indications thérapeutiques	Petites lésions cutanées	Lésions cutanées, métastases osseuses
Systèmes de collimation	Applicateurs circulaires de diamètre < 7 cm	Applicateurs ou diaphragmes
Distance Source Peau	< 30 cm	30 à 60 cm
Qualité du faisceau en		
Couche de Demi Atténuation (CDA)	0.5 – 8 mm d'Al	0.2 – 5 mm de Cu

Dans ces appareils la dose au patient est délivrée en utilisant une minuterie qui doit être précise et reproductible. Le contrôle de la dose est assuré par un système de double minuterie. Les filtres sont utilisés pour absorber les photons de basse énergies qui peuvent augmenter inutilement la dose à la surface.

2/- Télécobalthérapie: 1950

A partir de 1950, des appareils de haute énergie sont introduits à savoir les appareils de téléthérapie. Ce sont des appareils de traitement contenant une source radioactive émettrice de photons gamma. Ces appareils sont montés de façon isocentrique pour permettre au faisceau de tourner autour du patient à Distance Source Axe (DSA) fixe.

- Montage isocentrique d'un appareil de téléthérapie.

- Les composants principaux d'un appareil de téléthérapie sont:

- La Source radioactive

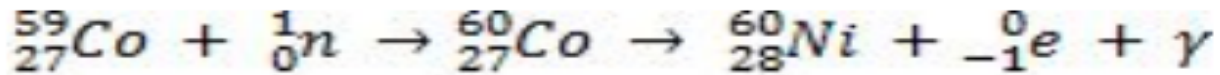


- Différents composants d'un appareils de cobalthérapie.

- La tête d'irradiation, y compris collimateur de faisceau et mécanisme de mouvement de source.
- Le portique rotatif (Gantry).
- Le statif.
- La Table de traitement
- La Console de commande de la machine.
- Systèmes d'arrêt d'urgence.

- **La source de rayonnement :**

Le radioélément le plus utilisé est le Co-60, dont l'énergie moyenne est de 1,25 MeV, produit par irradiation du Co-59 avec des neutrons dans un réacteur nucléaire.



La période du Co-60 est égale à 5.3 ans et émet deux gamma (1.17 MeV & 1.33 MeV) avec de très hautes activités (185 à 370 TBq - 5000 à 10000 Curie).

- La tête d'irradiation :

La tête d'irradiation abrite la source radioactive de la machine et consiste en une coquille d'acier avec du plomb pour la protection et un mécanisme pour déplacer la source au niveau de l'ouverture du collimateur pour laisser les photons sortir de la tête d'irradiation et produire ainsi le faisceau clinique de traitement. Le système le plus couramment utilisé pour ramener la source en position d'irradiation est constitué d'un tiroir glissant.

-Schéma de la tête d'irradiation d'un appareil de cobalthérapie.

- Mécanisme de contrôle de faisceau :

Le mécanisme de contrôle de faisceau « fail safe » c.à.d. que la source doit retourner à sa position "OFF" (dans son blindage) : - A la fin des expositions normales (fin de traitement).

- Lors de situation de panne.

- Si interruption des forces qui retiennent la source dans la position

"ON" (coupure de courant électrique).

Il doit être possible de remettre la source dans son blindage de façon manuelle.

Rayonnement de fuite de la tête avec la source en position OFF :

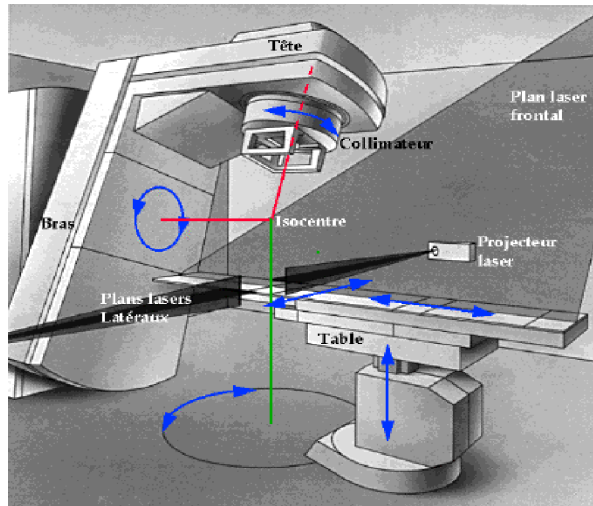
Quelques rayonnements gamma s'échappent de la tête d'irradiation même si la source est dans son blindage. Les valeurs maximales admises de ce rayonnement de fuite sont :

- 10 $\mu\text{Gy/h}$ à 1 mètre de la source.
- 200 $\mu\text{Gy/h}$ à 5 cm de la tête.

Ce rayonnement de fuite peut contribuer de façon significative à la dose permissible pour les travailleurs.

3/- Accélérateur linéaires: Linac (LINear Acclerator)

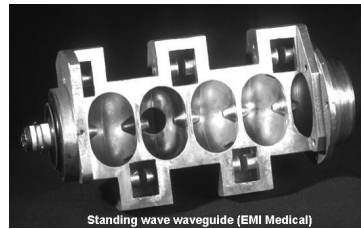
Les accélérateurs utilisés pour le traitement des cancers par radiothérapie sont des accélérateurs linéaires d'électrons (Linac) émettant des rayonnements ionisants d'une énergie supérieure au mégaelectronvolt (MeV). Les électrons accélérés peuvent être directement utilisés pour le traitement des tumeurs superficielles ou semi profondes, ou bien interagir avec un matériau de haute densité (tungstène) pour produire, principalement par rayonnement de freinage des rayons **X** de hautes énergies pour le traitement des tumeurs profondes. Les accélérateurs destinés à la radiothérapie peuvent produire des énergies de quelques MeV à quelques dizaines de MeV pour les électrons, et de quelques MV (Mégavolts) à quelques dizaines de MV pour les photons (4 à 25 MV). Le terme MV pour les faisceaux de photons est un abus de langage utilisé pour distinguer les faisceaux de photons (MV) des faisceaux d'électrons (MeV). Comme le spectre du faisceau de photons n'est pas monoénergétique, une énergie de 6MV correspond en fait à un faisceau de photons dont l'énergie maximale est de 6MeV. C'est l'énergie du faisceau d'électrons avant qu'il tape la cible en tungstène.



- Schéma fonctionnel d'un linac

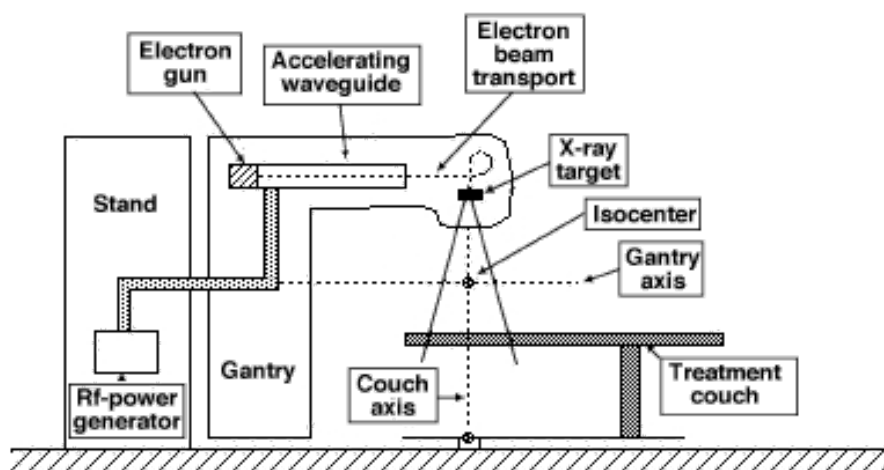
Mécaniquement, l'accélérateur se compose du statif, sur lequel s'articule le bras, avec la tête d'irradiation, montée de façon isocentrique. Un collimateur à mâchoires mobiles permet de régler la taille du champ. Les axes de rotation du bras et du collimateur déterminent l'isocentre de la machine, utilisé comme point de référence. Le patient est installé sur une table de traitement qui dispose d'une rotation autour de l'axe vertical passant par l'isocentre de l'accélérateur. Une deuxième rotation est possible dans le même plan, mais par rapport au pied de la table. La table dispose des trois translations (verticale, latérale et longitudinale) nécessaires au positionnement du patient dans le plan d'irradiation de l'accélérateur. Le faisceau d'irradiation est matérialisé par une simulation lumineuse. L'axe du faisceau peut être visualisé par le croisement de deux fils fixés sur un support placé en dessous du collimateur (le réticule). Les murs de la salle de traitement sont équipés de trois lasers.

- Production de rayonnement X de Bremsstrahlung



- Section accélératrice des électrons de la tête de l'accélérateur.

Les rayons **X** sont produits par l'interaction des électrons accélérés avec la cible dans la tête de l'accélérateur. Ces électrons sont produits par effet thermoélectronique à partir d'une cathode constituée d'un filament en tungstène spiralé porté à haute température par effet Joule. L'action d'un champ électrostatique pulsé accélère le faisceau d'électrons en direction de l'anode, percée en son centre pour permettre le passage des électrons. Le faisceau d'électrons ainsi créé, s'introduit dans une section accélératrice formée de plusieurs cavités où il va subir une succession d'accéléérations jusqu'à obtention de l'énergie cinétique désirée.



- Schéma représentant la production de rayons X dans un accélérateurs.

L'interaction des électrons accélérés avec la cible produit deux types de rayonnement **X** : le rayonnement **X** caractéristique (de fluorescence) et le rayonnement **X** de Bremsstrahlung (rayonnement de freinage). Le rayonnement de freinage possède un spectre continu, alors que le réarrangement électronique possède un spectre de raie. En radiothérapie externe on utilise le spectre continu.

- Mise en forme des rayons X pour l'irradiation clinique

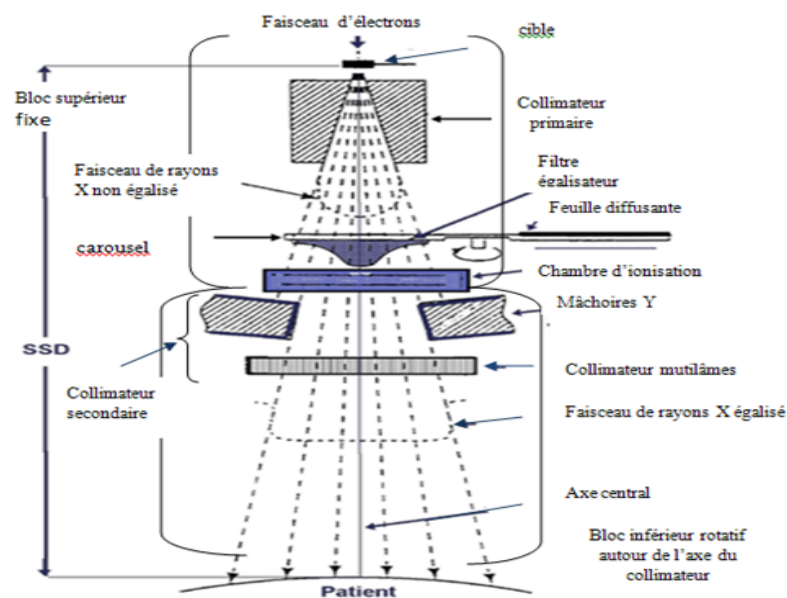
Le faisceau de rayons **X** produit par le linac doit être mis en forme pour traiter le patient. Le champ d'irradiation doit être homogène en énergie et en fluence dans tout plan large (typiquement 40x40 cm²) du patient. Il doit être collimaté de façon à se conformer à la forme du volume à irradier et protéger ainsi les tissus sains. Pour répondre à ces critères, la tête du linac dispose de différents éléments qui influencent la production, la forme, la localisation et le monitoring du faisceau clinique :

Collimateur primaire : Situé à la sortie de la cible, il limite la section du faisceau pour des raisons de radioprotection du patient. Il se matérialise par une ouverture conique dans un bloc de tungstène et définit ainsi le plus large champ circulaire disponible.

Filtre (cône) égalisateur : Le rôle essentiel du filtre égalisateur est d'homogénéiser la fluence et l'énergie du rayonnement par unité de surface. Sa constitution et sa forme conique sont calculées en fonction de la fluence et du spectre énergétique initial du faisceau incident.

Chambre d'ionisation moniteur : Le débit de dose, l'homogénéité et la symétrie du faisceau sont contrôlés en continu pendant toute l'irradiation du patient par une chambre d'ionisation à transmission constituant le moniteur. Pour la sécurité du patient, deux chambres d'ionisation (figure I.2) reliées à deux systèmes de lecture indépendants sont utilisées..

Collimateur secondaire : Il se présente sous la forme de quatre blocs en tungstène formant deux mâchoires superposées, l'une dans le sens transverse et l'autre dans le sens coronal par rapport au patient. Elles permettent de définir des champs carrés ou rectangulaires pouvant atteindre 40 cm de coté à l'isocentre avec une possibilité d'asymétrie et de rotation par rapport à l'axe du champ.



- Représentation schématique des éléments conditionnant la mise en forme du champ d'irradiation