

Evolutions technologiques



en Radiothérapie externe

Résumé

La radiothérapie externe a bénéficié ces dernières années d'importants développements technologiques. L'ensemble de ces progrès a contribué à l'élaboration de techniques d'irradiation de plus en plus sophistiquées, aboutissant à une distribution plus précise de la dose et à une meilleure connaissance de sa répartition. Ces équipements concernent les accélérateurs linéaires et l'importation des images (scanner ou IRM) sur les consoles informatiques dédiées à la planification et à l'optimisation des traitements.

Ainsi, dans ce rapport seront détaillées les avancées technologiques en matière de collimation, d'imagerie portale, de dosimétrie tridimensionnelle et de modulation d'intensité. Puis les aspects normatifs et réglementaires seront abordés, ainsi que le contrôle qualité en radiothérapie.

Mots clés : *Radiobiologie, volumes cibles, dosimétrie, accélérateurs linéaires, radiothérapie conformationnelle, collimateur multilame, imagerie portale, modulation d'intensité, contrôle qualité.*

Abstract

Important technological developments occurred last few years. These progresses optimize treatment delivery in the target volume and achieve superior dose homogeneity. Moreover, new radiation treatments allow a uniform biological effect avoiding complications to surrounding tissue. These equipments deal with linear accelerators and images from modalities such as computed tomography or MRI on computers dedicated to planification and optimization treatments.

In this report, we focus on advanced technology such as multileaf collimator, portal imaging, 3D dosimetry and intensity modulation. We also present regulations, standards and quality control related to radiotherapy.

Keywords : *Radiobiology, target volumes, dosimetry, linear accelerators, conformational radiotherapy, multileaf collimator, portal imaging, intensity modulation, quality control.*

REMERCIEMENTS

Nous tenons à remercier Monsieur le Professeur G. CHEVALLIER, responsable du DESS de Technologies Biomédicales Hospitalières de Compiègne, pour nous avoir encadré et conseillé tout au long de ce projet.

Nos remerciements s'adressent aussi à Monsieur J.-P. MONTAGNE, Radiophysicien au centre hospitalier de Compiègne, pour avoir eu la gentillesse de répondre à nos nombreuses questions, pour sa grande disponibilité et pour son accueil au sein de son service. Effectivement, nous avons pu profiter de son expérience en matière de technologie et de techniques d'irradiation.

Nous mentionnons également le Dr D. GAY, radiothérapeute, pour nous avoir renseigné au sujet des différents aspects médicaux.

Merci aussi à Madame A. LAMON (Ingénieur en radioprotection) et Monsieur A. BRIDIER (Physicien) de l'Institut Gustave Roussy, pour l'ensemble de la documentation fournie qui nous a été très précieuse.

Nous n'oublions pas le Dr T. KIFFEL du ministère chargé de la santé, pour avoir actualisé nos connaissances concernant la réglementation en radioprotection.

L'Office de Protection contre les Rayonnements Ionisants, a répondu à nos interrogations par l'intermédiaire d'H. BEAUVAIS que nous n'oublions pas de mentionner, et à M.-H. MASSUELLE de l'Institut de Protection et de Sûreté Nucléaire.

Merci à l'ensemble des physiciens hospitaliers qui ont aimablement répondu au questionnaire que nous leur avons envoyé.

Les constructeurs de matériel de radiothérapie (accélérateurs linéaires, logiciels de dosimétrie...) ont été particulièrement généreux quant à la documentation commerciale et technique mise à notre disposition et portant sur leur gamme de produits. Nous citons donc les sociétés ELEKTA (qui a racheté l'activité oncologique de PHILIPS) et VARIAN (qui a racheté l'activité oncologique de GEMS).

SOMMAIRE

<i>Introduction</i>	1
I PRESENTATION GENERALE	2
A. La curiethérapie	2
1. Définition	2
2. Les sources utilisées en curiethérapie	2
B. La radiothérapie externe	3
1. Définition	3
2. Les alternatives thérapeutiques	4
C. Radiobiologie	4
1. Interactions des rayonnements avec la matière	5
2. Effets biologiques des rayonnements ionisants	5
D. Principes physiques	6
1. Les grandeurs dosimétriques utilisées en radiothérapie et radioprotection	6
2. Les différentes énergies utilisées	6
II. LES TRAITEMENTS EN RADIOTHERAPIE	7
A. Préparation d'une radiothérapie externe	7
1. Détermination du plan de traitement	7
2. La simulation	8
3. Dosimétrie et durée d'irradiation	10
4. Mise en place - séance préliminaire à l'irradiation	11
B. Un exemple d'irradiation : le sein	11
1. Epidémiologie	11
2. Technique d'irradiation	12
C. Quelques doses stérilisatrices	14
III. PRINCIPE ET EVOLUTIONS TECHNIQUES	14
A. Historique	14
B. Principe général de fonctionnement des accélérateurs linéaires	15
C. Evolutions techniques	18
1. Ondes progressives et ondes stationnaires	18
2. Collimateur multilames	19
3. L'imagerie « portale »	22
4. La dosimétrie et les systèmes informatiques	24
D. Apports thérapeutiques	25
IV. ROLE DES DIFFERENTS ACTEURS	26
A. Identification des acteurs	26
B. Que font-ils ? Quelles sont leurs responsabilités ?	26
V. ASPECTS REGLEMENTAIRES ET NORMATIFS	28
A. Le rôle de l'OPRI (Office de Protection contre les Rayonnements Ionisants)	28
B. Directives et normes relatives à la radioprotection	28
1. Directive EURATOM (Communauté européenne de l'énergie atomique) 97/43	28
2. Les locaux et la radioprotection en radiothérapie	30
C. Les accélérateurs et la radioprotection	32
VI. CONTROLE QUALITE EN RADIOTHERAPIE	33
A. Nécessité de l'assurance qualité en radiothérapie	33
B. Contrôle qualité dans l'exécution quotidienne du traitement	34
<i>Conclusion</i>	36
<i>Bibliographie</i>	37
<i>Annexes</i>	38

INTRODUCTION

La radiothérapie externe a bénéficié ces dernières années d'importants développements technologiques. Ces améliorations ont abouti à des modifications dans la conception du traitement de radiothérapie, imposant notamment la technique conformationnelle et la précision qu'elle implique. Elles concernent les équipements des accélérateurs linéaires et l'importation des images (scanner ou IRM) sur les consoles informatiques dédiées à la planification et à l'optimisation des traitements.

Ces progrès ont contribué à l'élaboration de techniques d'irradiation de plus en plus sophistiquées, aboutissant à une distribution plus précise de la dose et à une meilleure connaissance de sa répartition. La radiothérapie conformationnelle est née de l'invention des collimateurs multilames. Ces derniers ont rendu envisageable de nouvelles perspectives thérapeutiques telles que la modulation d'intensité, l'irradiation avec faisceaux personnalisés...

L'objectif est une meilleure répartition de la dose au volume cible en épargnant au maximum les tissus sains avoisinants. Ainsi se sont développées des techniques d'imagerie portale (clichés de contrôle) et de dosimétrie tridimensionnelle. C'est dans ce but que des procédures d'optimisation et d'assurance qualité ce sont mises en place. Dans un même souci d'amélioration continue et de sécurité des patients, les services sont aussi tenus au contrôle rigoureux des caractéristiques physiques des accélérateurs.

Les directives EURATOM imposent une nouvelle réglementation en radioprotection. Il est donc intéressant de s'interroger sur les répercussions possibles sur la sécurité des patients, les équipements et l'infrastructure d'un service.

Dans ce rapport nous traiterons donc des différents thèmes cités ci-dessus. Ainsi, après avoir défini la radiothérapie externe et les différentes stratégies thérapeutiques, nous évoquerons les principes techniques et physiques des accélérateurs linéaires. Puis nous détaillerons les principales évolutions technologiques relatives à la radiothérapie externe. Nous étudierons ensuite les aspects réglementaires et normatifs régissant les pratiques radiothérapeutiques, avant d'aborder le contrôle qualité.

I PRESENTATION GENERALE

La radiothérapie consiste à traiter des cancers par des rayonnements ionisants (photons et électrons). On distingue différents modes de radiothérapie :

- la **radiothérapie externe** qui sera le sujet principal de notre étude,
- la **curiethérapie**.

A. La curiethérapie

1. Définition

C'est un moyen de traitement des tumeurs malignes solides, par mise en place de **sources radioactives** à l'intérieur d'un tissu à irradier. La disposition de ces sources, leur longueur et leurs activités sont définies par rapport aux structures tumorales à inclure dans un volume cible, établi à partir des données cliniques.

On distingue différents types de curiethérapie :

- ✓ la curiethérapie interstitielle ou endocuriethérapie (les sources sont placées à l'intérieur du tissu à irradier) ;
- ✓ la plésiocuriethérapie ou curiethérapie de contact elle même divisée en curiethérapie endocavitaire et en curiethérapie endoluminale (les sources sont introduites dans une cavité naturelle au contact du tissu à irradier),

et selon le débit de dose :

- ✓ durant le temps pendant lequel les sources radioactives restent à l'intérieur du malade, l'irradiation est continue. Le débit de cette irradiation est défini par le rapport entre la dose délivrée et la durée de la curiethérapie. On distingue ainsi :
 - la curiethérapie de haut débit (High Dose Rate) : supérieur à 12 Gy/heure,
 - la curiethérapie de moyen débit (Medium Dose Rate) : de 2 à 12 Gy/heure,
 - la curiethérapie de faible débit (Low Dose Rate) : de 0.4 à 2 Gy/heure.

Pour pouvoir poser une indication de curiethérapie, on peut schématiquement s'appuyer sur trois conditions de base :

- le volume tumoral doit être limité et précis,
- les sources radioactives doivent pouvoir atteindre le site à irradier (accessibilité anatomique),
- nécessité de connaître et d'appliquer les règles d'implantation et de dosimétrie.

2. Les sources utilisées en curiethérapie

Les radionucléides que nous allons présenter brièvement, sont des émetteurs gamma (γ) qui sont les plus fréquemment utilisés en curiethérapie interstitielle et en plésiocuriethérapie. Notons que ce sont des radioéléments artificiels. La flexibilité et la miniaturisation de ces éléments les rendent particulièrement adaptés aux techniques modernes de préparation radioactive et de mise en place automatique par projecteurs de sources.

Tableau 1 : Caractéristiques de quelques sources utilisées en curiethérapie

	<i>Césium 137</i>	<i>Iridium 192</i>	<i>Iode 125</i>
Période radioactive	30,18 ans	74,02 jours	60 jours
Types de sources	Scellée	Non scellée	Scellée
Forme des sources	"Grains" de 5mm de longueur mises bout à bout dans une gaine en acier inoxydable	Fils souples d'iridium entourés d'une gaine de platine protectrice	"Grains" de titane renfermant des sphères contenant l'iode incorporé à une résine
Applications	Gynécologique	Curiothérapie interstitielle et intracavitaire	Curiothérapie interstitielle

B. La radiothérapie externe

1. Définition

Elle regroupe l'ensemble des techniques d'irradiation où la source est placée à distance du patient à traiter. On parle aussi de **téléradiothérapie transcutanée**.

Les appareillages les plus utilisés à l'heure actuelle sont les accélérateurs linéaires de particules (photons X et électrons). Toutefois, notons l'existence d'appareils utilisant une source radioactive de cobalt 60 (rayons γ), on parle alors de **cobalthérapie**. Elle tend à disparaître pour deux raisons. Premièrement la décroissance radioactive de la source allonge les temps de traitement (Demi-vie du cobalt 60 = 5,2 ans) et deuxièmement pour des questions de radioprotection.

Comme tout mode traitement, la radiothérapie a un rôle curatif et/ou palliatif (symptomatiques). La radiothérapie est à visée **curative** à partir du moment où elle a pour but :

- ✓ d'empêcher une récurrence locale ou l'apparition de métastases en détruisant des foyers tumoraux microscopiques. Les indications les plus fréquentes sont de façon générale, les irradiations post-opératoires après exérèse (ablation) de la tumeur primitive et/ou curage ganglionnaire positif ;
- ✓ une cytoréduction, c'est à dire que l'irradiation peut rendre opérable des tumeurs initialement inaccessibles à la chirurgie.(ex : cancer du sein, col de l'utérus, rectum...) ;
- ✓ de compléter la chirurgie, lorsque l'acte chirurgical a été incomplet ou après chimiothérapie pour stériliser définitivement le lit tumoral ;
- ✓ de détruire un foyer tumoral de petite taille (ex: localisation ORL, mammaire, utérine) ; les cancers inopérables ou très radiosensibles.

La radiothérapie à visée **palliative** et **symptomatique** trouve un bon nombre d'indications. En effet elle peut être :

- antalgique (métastases osseuses et hépatiques),
- décompressive (métastases cérébrales ou médullaires, compression vasculaire),
- hémostatique (hématuries ou métrorragies incontrôlables),
- cytoréduction de confort chez les patients âgés.

2. Les alternatives thérapeutiques

En cancérologie, il existe différents principes de stratégie thérapeutique. En règle générale on utilisera trois grandes armes à savoir, **la chirurgie** (utilisée depuis l'antiquité), **la radiothérapie** (début du XX^{ème} siècle) et **la chimiothérapie**. L'utilisation de l'une ou l'autre ou d'une association de plusieurs de ces armes thérapeutiques vont dépendre de divers paramètres, à titre d'exemple nous citerons la localisation du cancer, le type histologique, l'extension locale, ganglionnaire et métastatique...[1].

En résumé voici les différentes stratégies thérapeutiques envisageables :

- ✓ la chirurgie exclusive lorsqu'elle permet à coup sûr le contrôle local tumoral à elle seule et quand le risque de métastases est nul ou très faible ;
- ✓ la chimiothérapie exclusive surtout pour les indications hématologiques (leucémies, hématosarcomes...). Elle est souvent administrée seule dans un contexte d'inopérabilité ou d'une dissémination tumorale importante ;
- ✓ la radiothérapie exclusive dans la cas où la tumeur est très radiosensible et ne pose pas (ou peu) de problèmes de métastases à distances.

Les techniques "exclusives", comme nous venons de le voir, sont utilisées pour des cas bien spécifiques. On aura plus recours aux associations thérapeutiques :

- **Chirurgie-radiothérapie** (radiothérapie pré-, post-, per-opératoire),
- **Chirurgie-chimiothérapie**,
- **Radiothérapie-chimiothérapie**,
- **Chirurgie, radiothérapie et chimiothérapie**.

C. Radiobiologie

La radiothérapie, comme nous l'avons dit précédemment, est un traitement utilisant les rayonnements ionisants. Nous définirons donc dans cette partie les différents rayonnements utilisés ainsi que leurs effets sur la matière.

Un rayonnement est un flux de particules **matérielles** ou **immatérielles** d'énergies variées. Les **particules immatérielles** qui nous intéressent sont **les photons**. Les photons se définissent comme étant des quantum (ou « grains d'énergie ») qui constituent les radiations électromagnétiques. Ces radiations englobent un vaste domaine allant des ondes radio aux rayons X et γ en passant par la lumière, les infra-rouge et les ultras violets. Ces différents rayonnements se distinguent par les énergies transportées par les photons.

$$E \text{ (J)} = h\nu = h \frac{c}{\lambda} \quad \text{où } h = \text{constante de Planck} = 6,62 \cdot 10^{-34} \text{ J.s, } \nu = \text{fréquence en Hz}$$

$c = \text{célérité de la lumière} = 3 \cdot 10^8 \text{ m/s et } \lambda = \text{longueur d'onde en m.}$

Plus l'énergie des photons est élevée plus le rayonnement sera pénétrant. C'est pour cette raison que seuls les rayonnements X et γ , qui ont une énergie importante par rapport à l'ensemble des radiations électromagnétiques, entrent dans le domaine de la radiothérapie. C'est aussi parce qu'ils sont ionisants.

Les rayonnements X sont produits par rayonnement de freinage à partir de l'accélération d'électrons issus du cortège électronique de l'atome. Leur production s'effectue au moyen de tubes à rayons X (utile pour les tumeurs superficielles et peu profondes), mais dans le cas des traitement plus en profondeur il y a nécessité de photons plus énergétiques obtenus au moyen d'accélérateurs médicaux d'électrons (ou accélérateurs linéaires). Dans le dernier cas les énergies maximales des spectres de rayons produits atteignent 50 MeV (méga électrons volts) mais en pratique on se limite à 20 ou 25 MeV.

Les rayons γ proviennent de la radioactivité naturelle (phénomène spontané lié à l'instabilité de certains arrangements de nucléons, protons et neutrons à l'intérieur du noyau). Les radioéléments diffèrent selon qu'il s'agisse de téléradiothérapie ou de curiethérapie.

Les *particules matérielles* le plus couramment utilisées en radiothérapie sont les *électrons* (particules de masse faible ($1,67 \cdot 10^{-24}$ g) et de charge élémentaire négative ($-1,6 \cdot 10^{-19}$ Coulomb). Ils constituent le rayonnement cathodique des tubes à décharges (ex : tube à rayons X) et le rayonnement β^- des corps radioactifs. En radiothérapie, ils proviennent d'accélérateurs linéaires.

1. Interactions des rayonnements avec la matière

Les rayonnements qu'ils soient constitués de particules matérielles ou immatérielles ont en commun de produire des *ionisations* (éjections d'un électron) lorsqu'ils pénètrent dans la matière. Un rayonnement est dit ionisant s'il transporte une énergie suffisante pour ioniser une molécule. Cette énergie minimale est de 10 électronvolts (eV) dans le cas des énergies biologiques. En dessous de cette énergie (ultraviolets par exemple) on sort du cadre de la radiothérapie.

Les électrons sont des *particules directement ionisantes* ainsi que toutes les particules chargées. Ils perdent leur énergie cinétique par collision avec les électrons du milieu dans lequel ils sont en mouvement (transfert d'énergie), en créant tout le long de leur trajectoire des excitations (passage d'un électron à une couche d'énergie supérieure) et des ionisations. Cette perte d'énergie conduit à *la dose absorbée* (énergie absorbée par unité de masse). Elle est différente de l'énergie transmise ou *Kerma* car une fraction de l'énergie délivrée est transformée en rayonnement de freinage.

Les photons X et γ sont des *particules indirectement ionisantes*. Ces particules vont interagir (par chocs) avec les électrons du milieu auxquels ils transfèrent en partie leur énergie. Ces électrons secondaires vont à leur tour créer des ionisations et excitations, au cours de leur trajet dans le milieu.

2. Effets biologiques des rayonnements ionisants

L'ensemble des *effets physiques*, présentés ci-dessus, vont être à l'origine de réactions physico-chimiques conduisant aux *effets biologiques* sur les cellules des tissus dont le principal est la mort cellulaire.

Le tissu biologique est principalement constitué de molécules d'eau (80%). On peut donc l'assimiler à une solution aqueuse. Lorsque les rayonnements arrivent sur le tissu il y aura des réactions de deux ordres. C'est à dire des réactions impliquant les molécules d'eau ou celles du tissu.

Les ionisations créées par les rayonnements peuvent avoir *une action directe* sur les molécules du soluté. Celles-ci subissent une « cassure » notamment au niveau des liaisons covalentes donnant ainsi naissance à deux fragments moléculaires à qui il manque un électron. Ces fragments sont appelés *radicaux libres*.

Les *actions indirectes* proviennent essentiellement des ionisations des molécules d'eau qui conduisent à la formation de *radicaux libres spécifiques*. Ces produits de la radiolyse de l'eau sont OH^\bullet et H^\bullet tous deux *extrêmement réactifs*, ils vont donc réagir à leur tour avec les molécules du soluté, entraînant leurs modifications chimiques. Ces réactions sont quasi immédiates après l'irradiation (10^{-16} s).



L'atteinte, aussi bien par action directe qu'indirecte des molécules d'ADN (Acide Désoxyribo-Nucléique), entraîne les principaux dommages subis par la cellule. Les radiolésions possibles de l'ADN sont les suivantes :

- ruptures d'une ou deux chaînes de nucléotides,
- modification des bases (notamment la thymine).

L'ensemble de ces lésions peut provoquer la perte de capacité de division cellulaire et donc **la mort cellulaire**.

En théorie, l'impact des radiations ionisantes sur l'ADN devrait provoquer une détérioration irréversible. Cependant, il existe des processus de **restauration cellulaire** qui réduisent les dommages prévisibles. Les phénomènes de réparation sont liés à l'action de plusieurs enzymes :

- les ligases qui ont pour rôle de réparer certaines cassures,
- les nucléases qui nettoient les brins d'ADN cassés,
- les DNA-polymérases chargées de resynthétiser les parties manquantes de l'ADN.

Malgré ce dispositif, il arrive que les lésions soient mal réparées ce qui conduit à des mutations potentiellement létales. Dans les autres cas la mutation est compatible avec la survie cellulaire et transmise de génération en génération (cancers radio-induits).

D. Principes physiques

1. Les grandeurs dosimétriques utilisées en radiothérapie et radioprotection

Tableau 2 : Les principales unités [1]

<i>Nom</i>	<i>Unité SI</i>	<i>Nom usuel</i>	<i>Nom spécifique ou ancienne unité</i>
<i>Energie</i>	J (Joule)		eV (électron-volt)
<i>Dose absorbée ou Kerma</i>	J.Kg ⁻¹	Gy (Gray)	Rad
<i>Débit de dose absorbée ou débit de Kerma</i>	J.Kg ⁻¹ .s ⁻¹	Gy.s ⁻¹	Rad.s ⁻¹
<i>Activité</i>	s ⁻¹	Bq (Becquerel)	Ci (Curie)
<i>Dose équivalente</i>	J.Kg ⁻¹	Sv (Sievert)	Rem
<i>Débit de dose équivalente</i>	J.Kg ⁻¹ .s ⁻¹	Sv.s ⁻¹	Rem.s ⁻¹

$$1 \text{ Gy} = 100 \text{ rad} - 1 \text{ Sv} = 100 \text{ rem} - 1 \text{ Ci} = 3,7.10^{10} \text{ Bq}$$

2. Les différentes énergies utilisées

Les accélérateurs linéaires disposent en général d'une gamme d'énergie. Plus l'énergie du rayonnement est élevée, plus le rendement en profondeur est important, et plus la dose à délivrer au point d'entrée du faisceau est faible. La plage d'énergie utilisée en radiothérapie est de 6 à 25 MV pour les photons et de 3 à 24 MeV pour les électrons [12]. L'énergie exprimée en MeV correspond à l'énergie cinétique maximale des électrons. On utilisera les MV pour caractériser le spectre énergétique des rayons X.

Fig.1 : Rendement en profondeur des Electrons[11]

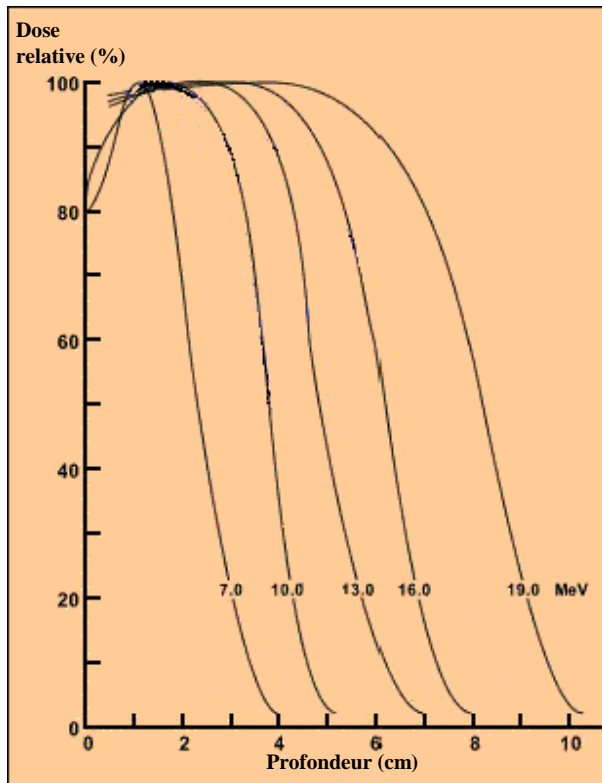
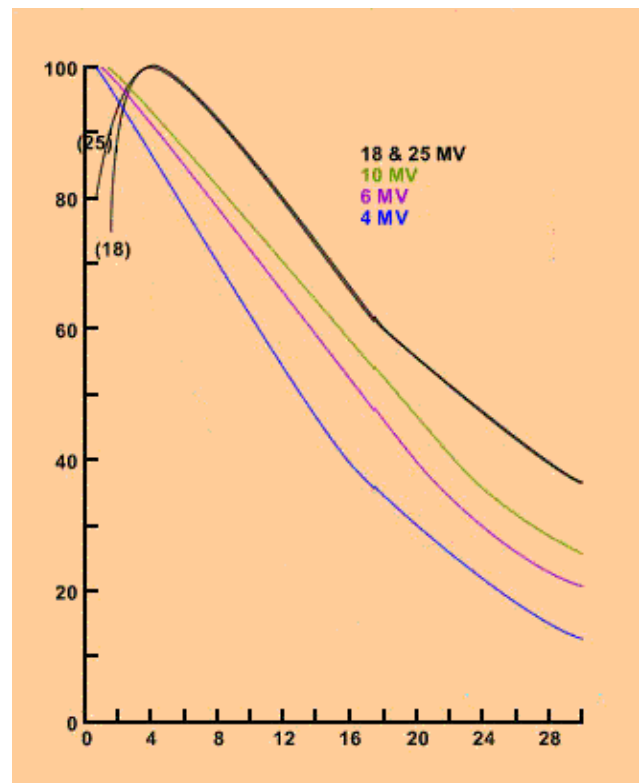


Fig.2 : Rendement en profondeur des Photons[11]



II. LES TRAITEMENTS EN RADIOTHERAPIE

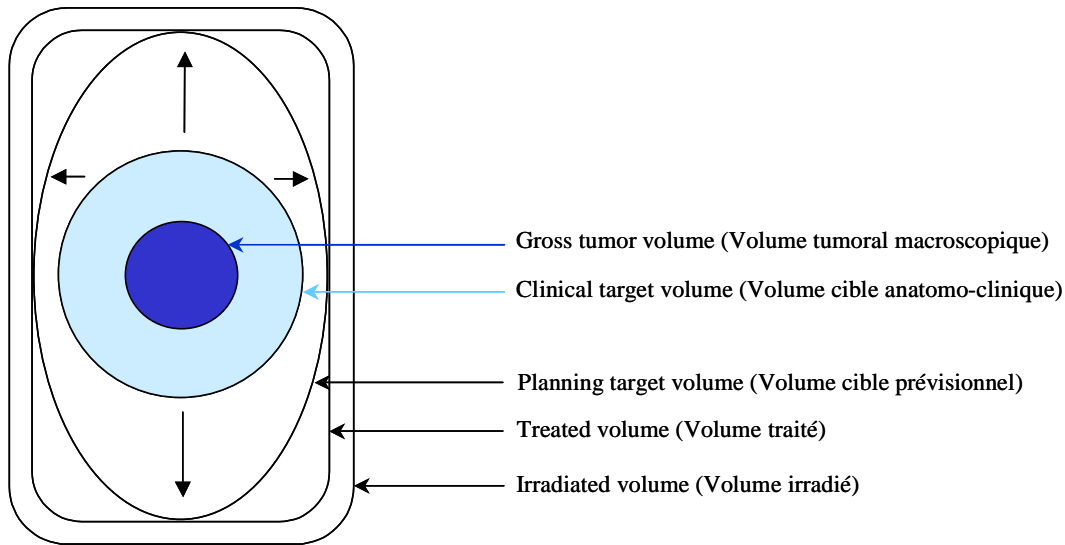
A. Préparation d'une radiothérapie externe

1. Détermination du plan de traitement

La phase préliminaire à toute irradiation externe est à la charge du médecin radiothérapeute. Il précise et indique, suite aux examens cliniques et résultats d'examens complémentaires (imagerie, examen histologique, chirurgie, curage ganglionnaire, etc.) :

- ✓ le volume cible : il comprend en général la tumeur, ses extensions infracliniques et les chaînes ganglionnaires satellites. Les notions de volume ont été précisées par le rapport 50 de l'ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements) qui distingue :
 - le **volume tumoral** : volume de la lésion tel qu'il est objectivé par l'examen clinique, l'endoscopie ou l'imagerie. C'est à priori une notion objective qui dépend de la qualité des examens et de la précision de la mesure ;
 - le **volume cible anatomoclinique CTV (Clinical Target Volume)** : volume tumoral ainsi que le volume de tissu contenant des cellules néoplasiques infracliniques. C'est un concept anatomoclinique identique pour le chirurgien, le radiothérapeute ou le chimiothérapeute ;
 - le **volume cible prévisionnel PTV (Planning Target Volume)** : c'est un concept géométrique utilisé en radiothérapie pour tenir compte autour du CTV d'une marge de sécurité liée aux mouvements du patient (par exemple la respiration), le déplacement de certains organes mobiles et les inévitables incertitudes liées à l'équipement et à la mise en place des faisceaux [4].

Fig.3 : Les différents volumes irradiés[5]

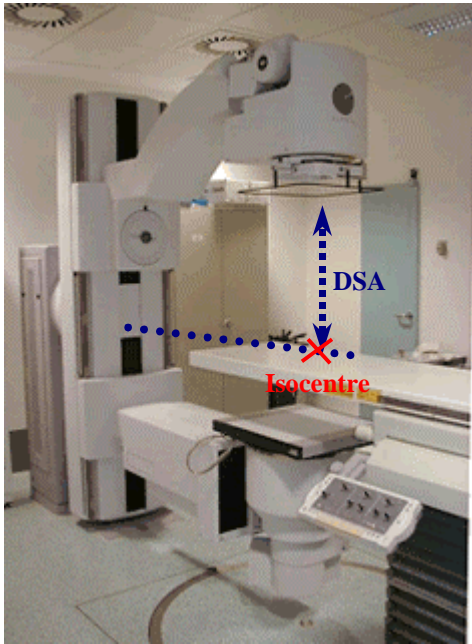


- ✓ les organes à risque : tissus sains soumis à irradiation, qu'ils soient ou non inclus dans les faisceaux de traitement ;
- ✓ la dose totale à délivrer au volume cible ;
- ✓ le fractionnement de la dose ;
- ✓ l'énergie et le type de rayonnement appropriés (précisés par l'étude dosimétrique) ;
- ✓ le nombre de faisceaux (précisé par l'étude dosimétrique) ;
- ✓ les modificateurs de faisceaux : filtres en coin, bolus, caches, compensateurs, etc. (précisés par l'étude dosimétrique) ;
- ✓ l'étalement du traitement dans le temps ;
- ✓ la position du patient (décubitus dorsal, ventral ou latéral) ;
- ✓ les accessoires de contention ;
- ✓ la simulation : elle va permettre de situer le volume cible par rapport à des repères anatomiques et de déterminer les limites géométriques des faisceaux d'irradiation. Elle se fait à l'aide d'un appareil de simulation ou simulateur.

2. La simulation

Elle va permettre la détermination du volume cible à partir des repères anatomiques. C'est une étape capitale au cours de laquelle toute information concernant la mise en place du patient et des faisceaux doit être soigneusement notée pour assurer la **qualité** et la **reproductibilité** du traitement.

Fig. 4 : Appareil de simulation d'Elekta



La simulation s'effectue avec un appareillage assimilable géométriquement aux dispositifs de traitement (accélérateurs linéaires ou appareil de cobalthérapie). C'est-à-dire possédant toutes les caractéristiques mécaniques et géométriques de ceux-ci, le système étant équipé d'un faisceau de radiodiagnostic permettant la scopie et la graphie.

C'est au cours de la simulation que l'on va précisément :

- ✓ positionner le patient en fonction de la localisation tumorale ;
- ✓ lui attribuer les moyens de contention adéquat (coussin, plan incliné, sandow, masque thermoformé personnalisé...) ;
- ✓ reporter la projection du volume cible afin d'optimiser le centrage. On utilisera des artifices radiologiques pour visualiser les tumeurs palpables, les cicatrices, les adénopathies, les organes critiques... (fils de plomb, produit de contraste) visibles sur les clichés radiologiques de repérage ;
- ✓ déterminer et positionner les points de références des faisceaux d'irradiation (dimension, angulation) ;
- ✓ repérer les centres de tous les champs par tatouage afin de les positionner le plus fidèlement possible ;
- ✓ déterminer et positionner les caches : épaisseurs de plomb ou Cerrobend® (alliage) pour la protection des tissus sains (organes critiques).

On distingue deux techniques quant au positionnement des faisceaux d'irradiation : la Distance Source Peau (DSP) et la Distance Source Tumeur (DST).

La technique **DSP** est principalement réservé aux faisceaux uniques de photons et électrons. Le point de référence est le point cutanée par lequel pénètre l'axe du faisceau. On l'appelle point d'entrée. La DSP correspond généralement à la Distance Source Axe (**DSA**) de l'appareil de traitement.

La **DST** est utilisée pour des irradiations multi-faisceaux de photons. Le point de référence est le plus souvent le centre du volume cible que l'on situera à l'isocentre de l'appareil de traitement : $DST = DSA$. Tous les faisceaux concourent alors en ce même point.

Le repérage et la simulation fournissent donc un ensemble de documents servant d'une part à la mise en place du patient sous l'appareil de traitement et à son contrôle, et d'autre part à la dosimétrie et au calcul de la durée de l'irradiation.

3. Dosimétrie et durée d'irradiation

a. Dosimétrie

La dosimétrie est l'ensemble des calculs qui permettent de calculer le temps d'irradiation nécessaire pour distribuer au volume cible, la dose prescrite. Son rôle est aussi d'établir les courbes isodoses qui visualisent la distribution de la dose dans le volume irradié (tumeur et tissus sains). Ces calculs peuvent être faits manuellement mais sont aujourd'hui facilités et améliorés par l'informatique.

La dosimétrie nécessite la connaissance :

- de la forme du patient (contours externes),
- de la position des faisceaux par rapport à ces contours,
- de la position et de la forme des volumes cibles et des organes critiques (contours internes),
- de la densité des hétérogénéités de certains contours internes.

Les contours externes peuvent être obtenus à partir d'un conformateur, de coupes scannographiques réalisées en position de traitement. Ils sont alors déduits manuellement de ces images reproduites sur film, ou automatiquement par traitement informatique de ces images.

Les contours internes sont ensuite définis à l'aide de l'imagerie (clichés radiographiques pris sous différents angles ou scannographe).

La dosimétrie est le moyen d'obtenir les distributions de dose à l'intérieur des volumes cibles, des organes critiques et à tous les niveaux que l'on estimera nécessaires pour pouvoir apprécier la qualité de la balistique de traitement (cf. annexe 1).

b. Calcul des temps d'irradiation

L'étalonnage du faisceau de photons réalisé dans l'eau et dans les conditions de référence donne la mesure du **débit de dose absorbée** en cGy/mn (**rad/mn**) pour la cobalthérapie et en cGy/Unité Moniteur (**UM** ou **top**) pour un accélérateur.

Pour chaque appareil de traitement et pour chaque énergie, on mesure dans des conditions dites de référence, un débit de référence sur l'axe du faisceau. Le champ de référence est un champ carré 10×10 cm à la DSA (Distance Source Axe) de l'appareil considéré. Ces mesures s'effectuent grâce à une chambre d'ionisation placée dans un matériau équivalent tissu ou « fantôme » (polystyrène et eau).

Au point de prescription de la dose, le débit de dose dépend :

- ✓ de la profondeur de calcul ou de prescription. Un rendement en profondeur est déterminé pour chaque énergie disponible. Il dépend de la profondeur, de la taille du champs et de la DSP ;
- ✓ de la distance à la source (loi de Kepler nous explicite que la dose est inversement proportionnelle au carré de la distance) ;
- ✓ de l'ouverture des collimateurs. Néanmoins il n'existe point de relation mathématique permettant de lier le débit de dose à l'ouverture des collimateurs. Pour chaque type d'appareil on dispose de tableaux représentant les valeurs de FOC (Facteur d'Ouverture de Collimateur). FOC normalisé à 1 pour le champ de référence ;
- ✓ du coefficient de rétrodiffusion (build up factor). Il est dû aux électrons secondaires qui diffusent dans le milieu suite aux interactions photons-matière. Il dépend de l'énergie du rayonnement incident et de la taille du champ ;

- ✓ des facteurs d'atténuation. Le fait d'interposer des accessoires dans un faisceau d'irradiation modifie la dose (ex : coefficient des filtres en coin, porte cache...) ;
- ✓ du RTM (Rapport Tissu Maximum) : rapport de la dose en un point à la profondeur x sur l'axe du faisceau divisé par la dose absorbée à une profondeur e, e étant l'épaisseur de matériau équivalent tissu nécessaire pour assurer le maximum de la dose [1].

$$RTM = \frac{Dx}{De}$$

4. Mise en place - séance préliminaire à l'irradiation

Une fois la simulation et la dosimétrie effectuées, il ne reste plus qu'à placer le patient sur la table de traitement avec tous les accessoires préalablement définis. On trace alors les limites des champs à même la peau avec un colorant (fushine). Pour chaque champ, on réalise une radiographie de contrôle à l'aide des rayons γ ou X pour s'assurer de la bonne reproduction des champs de la simulation (champs d'irradiation, des caches, des filtres, etc).

Au cours de cette étape on élabore une fiche de traitement. C'est le lien entre tous les membres de l'équipe, permettant de réaliser quotidiennement le traitement et d'en rendre compte. Elle doit comprendre les informations concernant :

- les données cliniques,
- la prescription,
- les accessoires,
- les caractéristiques des champs,
- les données dosimétriques,
- les temps d'irradiation.

La dose délivrée par champ et par séance est soigneusement notée sur cette feuille de traitement (cf. annexe 2). C'est une forme de traçabilité quant à la dose reçue pendant la durée du traitement.

B. Un exemple d'irradiation : le sein

1. Epidémiologie

Le cancer du sein est le cancer le plus fréquent chez la femme. Il s'agit d'un problème majeur de santé publique. En France, ils représentent 30% des cancers de la femme, et 1/3 des décès par cancer entre 35 et 55 ans.

Les facteurs de risque sont les suivants :

- hérédité,
- antécédents personnel (kystes, etc.),
- facteurs endocriniens (puberté précoce, nulliparité, grossesse tardive, etc.),
- facteurs environnementaux (alcool, tabac, pollution, alimentation, etc.).

Les modalités du dépistage du cancer du sein sont :

- l'auto-examen (auto-palpation),
- examen clinique et mammographie en cas de facteur de risque,
- mammographies régulières chez la femme de plus de 50 ans.

2. Technique d'irradiation

L'irradiation fait partie du traitement des cancers du sein. Elle est réalisée soit en post-opératoire (tumorectomie ou mammectomie), soit sur tumeur en place. L'irradiation ganglionnaire sera fonction des résultats histologiques du curage ganglionnaire en post-opératoire et systématique en absence de celui-ci.

a. Détermination des volumes cibles

Ils comportent :

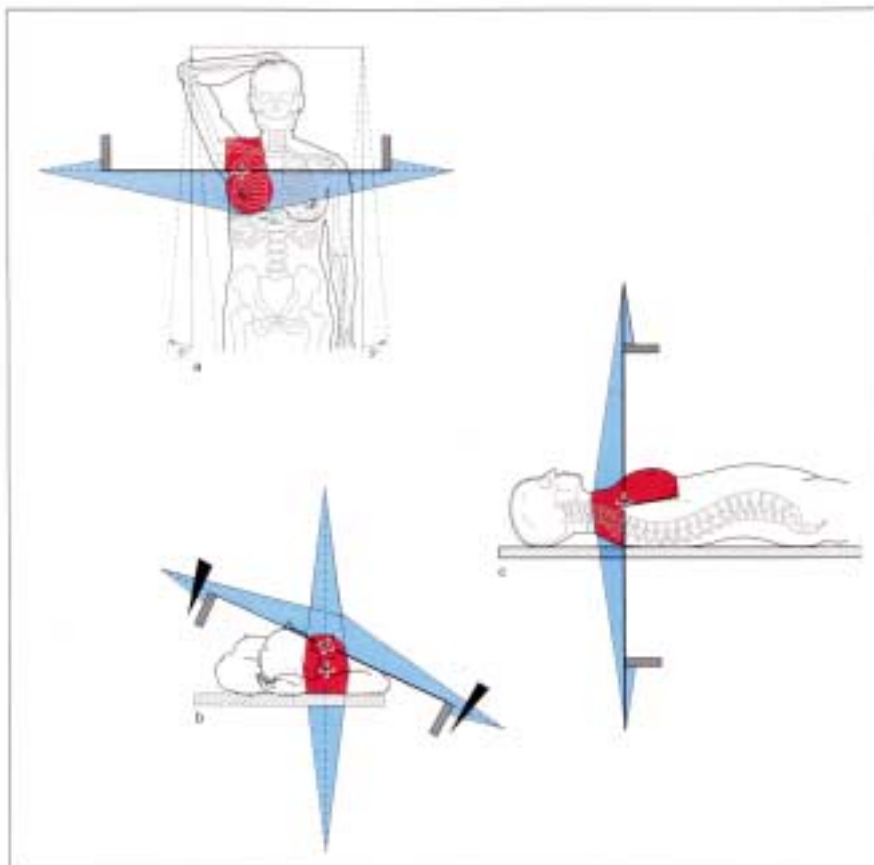
- ✓ le sein dans sa totalité (glande mammaire et structures sus et sous-jacentes : mamelon, aréole, pectoraux et paroi thoracique superficielle) ;
- ✓ la paroi thoracique (peau, cicatrice) ;
- ✓ les chaînes lymphatiques axillaires, sus-clavières et mammaires internes. Notons tout de même que l'irradiation de la chaîne mammaire interne est actuellement controversée car elle est très difficilement repérable.

b. Réalisation du centrage et mise en place du patient

Le centrage suivra la procédure présentée plus haut. La position du patient sera généralement le décubitus dorsal. En fonction du patient on utilisera un plan incliné dans les deux cas suivants : traitement d'un seul sein sans irradiation des aires ganglionnaires, patient présentant une déclivité thoracique importante.

Le bras du patient est placé sur un appui-bras à 90°, la tête étant tournée du côté opposé au sein traité.

Fig.5 : Balistique d'irradiation du sein droit (« Medica Mundi » V39 n°3 -1994)



a : Faisceaux tangentiels interne et externe

b : Vue globale de tous les faisceaux

c : Faisceaux axillo-sus-claviculaire antérieur et postérieur

c. Dosimétrie

Dans le cas du traitement du sein, elle permet d'appréhender la répartition des isodoses au niveau de la glande mammaire (cf. annexe 1). Afin d'homogénéiser la dose et de protéger les tissus sains (poumon et péricarde), on aura recours à des modificateurs de faisceaux :

- ✓ **filtre en coin** : dièdre métallique destiné à déformer les isodoses de base, en leur donnant une direction oblique par rapport à l'axe du faisceau. L'angle caractéristique est exprimé à une profondeur de référence. Sa forme dépend de l'énergie du rayonnement, des dimensions de champs et de la profondeur à laquelle il a été calculé ;
- ✓ **bolus** : matériau équivalent-tissu ramenant le 100% de la dose à la peau [1].
- ✓ **Collimateur multilames** (cf. chapitre III page 19)

d. Les doses délivrées et faisceaux d'irradiation

Au maximum les faisceaux seront au nombre de six, mais dépendent des protocoles propres à chaque établissement. Dans le tableau 3 ci-dessous, nous citerons les champs d'irradiation les plus couramment utilisés. L'irradiation de base délivrera 45 à 50 Gray aux volumes cibles. Pour les traitements conservateurs des compléments d'irradiation de 15 à 20 Gray seront nécessaires.

Tableau 3 : Synthèse des différents champs d'irradiation et de leurs doses correspondantes

<i>Nom du champ d'irradiation</i>	<i>Région(s) anatomique(s) concernée(s)</i>	<i>Type de rayonnement</i>	<i>Energie du rayonnement</i>	<i>Dose Totale délivrée (Gy)</i>	<i>Dose par séance (Gy)</i>	<i>Technique d'irradiation</i>	<i>Nombre total de séances/semaine</i>
<i>Tangentiels internes et externes</i>	Glande mammaire	Photons X ou γ	≤ 6 MV	45	1,8	DSP	5
<i>Axillo-sus-claviculaire antérieur</i>	Ganglions sus-claviculaire, axillaire	Photons X ou γ	≤ 6 MV	36	1,8	DSP	4
<i>Complément sus-claviculaire</i>	Ganglions Sus-claviculaire	Electrons	9 à 10 MeV	9	1.8	DSP	1
<i>Axillaire postérieur</i>	Ganglions axillaires	Photons X ou γ	≤ 6 MV	9	1,8	DST	1
<i>Chaîne mammaire interne</i>	Ganglions mammaires internes	Photons X ou γ Electrons	≤ 6 MV 9 à 10 MeV	45	1,8	DSP	5

Le temps d'irradiation sera déterminé en fonction de la dose prescrite. Le calcul de ce temps dépend aussi de l'énergie des photons ou des électrons et des dimensions du champ d'irradiation.

C. Quelques doses stérilisatrices

Tableau 4 : Exemple de doses curatives de certains cancers [11]

<i>Tumeur histologique</i>	<i>Type d'organe ou exemple</i>	<i>Doses moyennes</i>
Leucémie	Système hématopoïétique	15 - 25 Gy
Séminome	Testicules	25 - 35 Gy
Maladie de Hodgkin	Système lymphatique	30 - 45 Gy
Lymphome non hodgkinien	Système lymphatique	35 - 55 Gy
Carcinome épidermoïde	Peau, col utérin, bronche ou autres muqueuses	55 - 75 Gy
Adénocarcinome	Sein, prostatas ou autres tissus glandulaires	55 - 80 Gy
Sarcome conjonctif	Derme, os, muscle...	* 60 - 90 Gy
Gliome	Tissu cérébral	* 60 - 80 Gy
Mélanome	Tissu mélanique	* 70 - 85 Gy

* Doses idéales pour une stérilisation, mais très rarement atteintes car elles engendreraient des dommages irréversibles aux tissus sains environnants.

III. PRINCIPE ET EVOLUTIONS TECHNIQUES

A. Historique

Dans cette partie nous présenterons un historique non exhaustif des accélérateurs de particules à usage médical.

Tableau 5 : Chronologie relative à l'évolution technique des accélérateurs linéaires

1935	Invention de la cavité résonante	Université de Stanford (Etats Unis)
1937	Invention du tube haute fréquence de type Klystron	Russel et Sigurg (Société Varian)
1939	Invention du tube haute fréquence de type Magnétron	Randall et Boot (Royaume-Uni)
1946	Premier accélérateur avec tube haute fréquence type Magnétron (0,5 MeV)	Fry (Royaume-Uni)
1948	Première tentative de radiothérapie conformationnelle	Takahashi (Japon)
1952	Premier traitement de patients avec accélérateurs à onde progressive (8 MV)	Fry (Royaume-Uni)
1953	Première commercialisation d'accélérateurs à usage médical (6 MV)	Mullard (Royaume-Uni) Philips
1953 - 1955	Apparition des tubes type Klystron haute puissance	Varian (Etats-Unis) et CSF (France)
1956	Première machine médicale à tube Klystron	Stanford (Etats-Unis)
1962	Premier système isocentrique (due à l'invention de la pompe ionique)	Varian
1965	Premier accélérateur soviétique	Institut de Leningrad
1967	Premier accélérateur médical hautes énergies (25 MV - 40 MV)	CSF
1967	Premier accélérateur japonais	Société Mitsubishi
1969	Premier accélérateur allemand	Société Siemens
1975	Premier accélérateur informatisé Saturne 20	Thomson-CGR (France)
1989	Premier accélérateur avec collimateur multilames intégré	Elekta

En France, les premiers accélérateurs (5-10 MV) sont apparus en 1955. A l'heure actuelle, les centres s'équipent d'accélérateurs de haute énergie (15-25 MV). Les appareils de cobalthérapie, comme nous l'avons évoqué précédemment, disparaissent depuis les années 90 au profit des accélérateurs linéaires.

On dénombrait en 1998, 359 appareils tous types confondus dont 260 accélérateurs et 99 « cobalt ». Ces équipements sont répartis dans 179 centres. On note là aussi une diminution de ces derniers du fait du regroupement des centres isolés au profit de structures plus grandes. Le nombre d'appareil par centre est donc croissant [6].

B. Principe général de fonctionnement des accélérateurs linéaires

La nécessité d'obtenir des énergies de plus en plus importantes a contraint les constructeurs à développer de nouveaux modes d'accélération des électrons. En effet jusque dans les années 70 on utilisait des tubes à rayons X dont l'énergie était limitée à 300 kV.

Aujourd'hui dans les accélérateurs linéaires, les électrons ne sont plus accélérés sous une tension continue, mais par une onde électromagnétique hyperfréquence de période T.

Un ensemble accélérateur est constitué des éléments suivants (voir fig. 7).

✓ Le **modulateur** fournissant l'énergie électrique. Il génère des impulsions haute tension à intervalles réguliers (fréquence de 50 à 200 Hz). On a ainsi des pulses d'énergie de quelques microsecondes qui sont envoyés vers la source hyperfréquence, et vers un canon à électrons pour les injecter dans la section accélératrice.

✓ Le générateur d'onde électromagnétique **klystron** ou **magnétron**. Ce sont deux technologies différentes de production d'onde mais le principe reste le même à savoir une conversion d'une impulsion haute tension en une impulsion haute fréquence (3 GHz). Le klystron est un tube amplificateur qui convient aux accélérateurs d'énergie supérieure à 15 MV et nécessite un pilote. Le magnétron est un tube auto-oscillateur (pas besoin de pilote) haute fréquence.

✓ Le **canon à électrons**, sorte de tube à rayons X dont l'anode serait creuse. Ainsi les électrons accélérés sous une tension de quelques dizaines de kilovolts sont focalisés par une électrode (Wehnelt) et passent à travers l'anode pour pénétrer dans la section accélératrice.

✓ Le **contrôle automatique de fréquence (CAF)** permet de maintenir la fréquence de résonance de la structure.

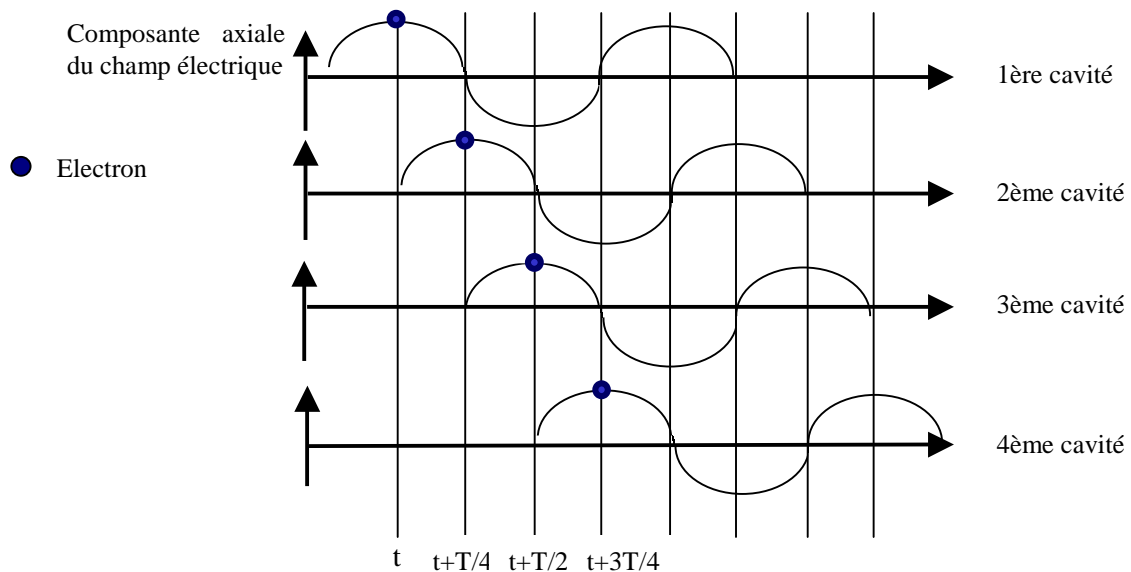
✓ Le système de **guide d'onde** transporte l'onde hyperfréquence depuis la source vers la section accélératrice.

✓ La **section accélératrice**, dans laquelle règne un vide poussé, est constituée d'un assemblage de cylindres creux à parois de cuivre, appelés cavités résonantes. Elle peut être comparée à un circuit RLC, ayant donc sa propre fréquence de résonance. Une cavité est généralement constituée de deux cellules, ses parois forment l'iris. Les différentes caractéristiques géométriques des cavités seront déterminantes à la fois pour les conditions de propagation de l'onde hyperfréquence et pour l'efficacité de l'accélération.

✓ L'**élément porte cible** dont la cible sera nécessaire pour l'obtention d'un faisceau de photons X. Elle est généralement en tungstène et d'épaisseurs différentes en fonction de l'énergie pour limiter les pertes. Pour le traitement en électrons l'élément porte cible contient des « prédiffuseurs » permettant la première étape de la mise en forme du faisceau d'électrons sur le patient ainsi qu'un dispositif lumineux de simulation de faisceau .

On fait pénétrer l'onde électromagnétique dans une cavité et elle se propage dans toutes les autres. Il s'établit alors, sous certaines conditions, un état de résonance tel que dans une cavité sur deux, le champs est toujours nul, c'est le cas des petites cavités. Entre deux grandes cavités, il existe un déphasage d'onde égal à $T/2$. Les fréquences de résonance dépendent des dimensions de la cavité (en général 3 GHz et des cavités de l'ordre de 8 cm de diamètre). Ces dimensions sont calculées de façon à ce que le temps mis par les électrons pour passer d'une grande cavité à une autre soit égal à $T/2$ (avec $T=1/3.10^9=3,3.10^{-10}$ s) [1].

Fig. 6: Evolution dans le temps du champ électrique axial pour une série de cavités successives (mode $\pi/2$ progressif) [1]



Au moment où les électrons se trouvent dans la cavité (1) au temps t , dans la cavité (2) au temps $t + T/4$, et ainsi de suite, ils se trouvent exposés à un champ électrique **axial positif et maximal**, c'est-à-dire accélérateur. En conséquence, les électrons quittant une grande cavité sont de nouveau soumis à leur arrivée dans la grande cavité suivante, à un champs électrique accélérateur.

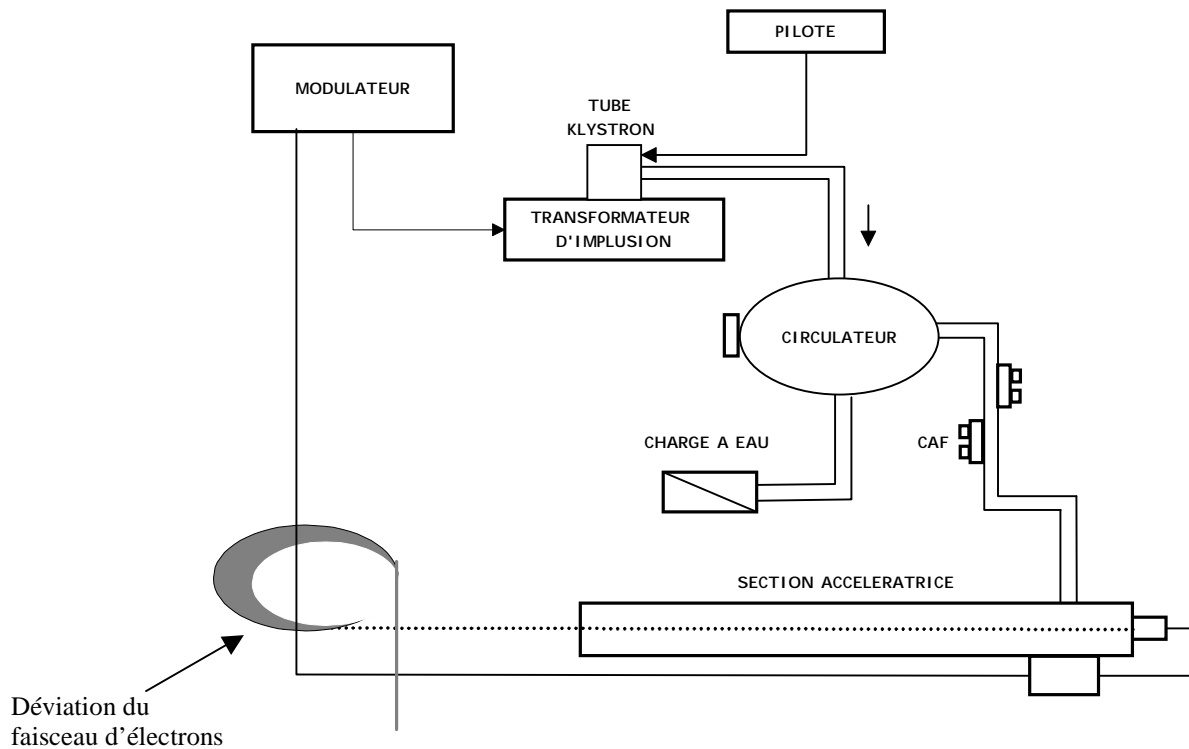
Tout se passe donc comme si les électrons étaient soumis à un champ électrique accélérateur tout le long de la section accélératrice. L'accélération totale est en réalité la somme des accélérations fractionnées.

Lorsque la section accélératrice est horizontale, le faisceau d'électrons sortant est dévié par des bobines électromagnétiques de manière à le rendre vertical.

Comme pour les tubes à rayons X, le rayonnement de photons est obtenu en interposant une cible métallique dans le faisceau d'électrons. La plupart des appareils sont équipés d'une cible mobile qui peut être disposée à la demande dans le faisceau, permettant ainsi d'obtenir des photons ou des électrons.

L'ensemble portant la cible et les bobines est entourée d'un blindage. Une fenêtre en regard de la cible définit la zone utile du faisceau.

Fig. 7: Circuit haute fréquence

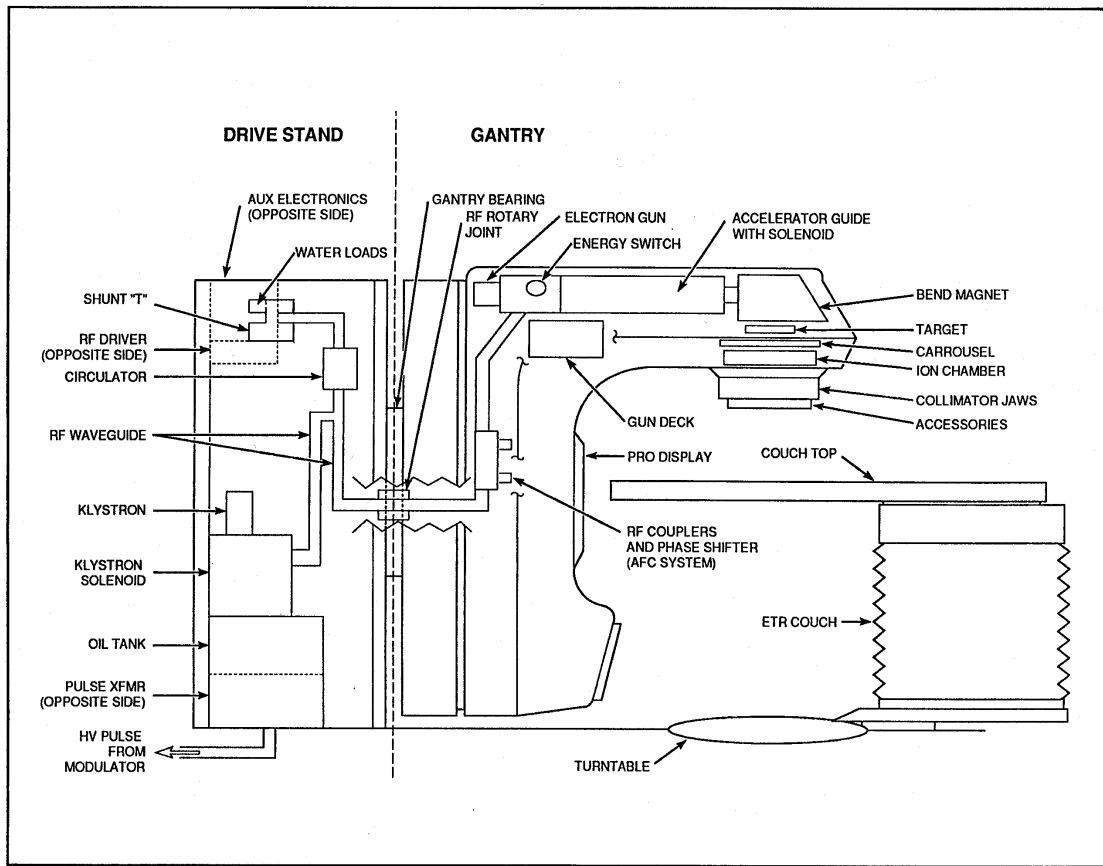


Après leur accélération les électrons sont déviés de 90° ou de 270° pour pouvoir atteindre la tête d'irradiation.

La tête de traitement contient un certain nombre de sous-éléments :

- ✓ une cible ;
- ✓ un collimateur primaire circulaire ;
- ✓ un filtre égalisateur pour homogénéiser le faisceau de photons ;
- ✓ des diffuseurs secondaires escamotables qui permettent d'obtenir un champ homogène lors des traitements par faisceau d'électrons. Sur certains accélérateurs, ils sont remplacés par un balayage d'électrons à partir de champs magnétiques variables ;
- ✓ un ensemble de deux chambres d'ionisation à transmission indépendante qui autorisent une double mesure de la dose délivrée ainsi qu'une vérification de la symétrie du faisceau ;
- ✓ un collimateur secondaire qui délimite la taille des champs de traitement. Il est constitué de deux paires de mâchoires mobiles [1].

Fig. 8: Composants principaux d'un accélérateur linéaire (image Siemens)



C. Evolutions techniques

1. Ondes progressives et ondes stationnaires

Les ondes hyperfréquence (HF) citées ci-dessus doivent avoir une puissance suffisante pour permettre l'accélération voulue des électrons.

Le choix de la fréquence sera conditionné par le type de tube amplificateur HF existant. La majorité des accélérateurs à usage médical fonctionnent à une fréquence d'environ 3 GHz.

On distingue différents types, les accélérateurs à ondes progressives et les accélérateurs à ondes stationnaires :

✓ Les **accélérateurs à ondes progressives** : Une structure à onde progressive est constituée d'une série de cavités. L'onde électromagnétique circule à l'intérieur de la structure dans une seule direction, l'énergie étant absorbée par une charge à eau située à l'extrémité de la structure. La translation de l'onde entraîne les particules sur sa crête. Ce genre de structure est réalisée généralement à partir d'un groupe de quatre cavités par longueur d'onde ayant un déphasage de $\pi/2$.

L'avantage de ce système est la réalisation physique des cavités relativement simple, puisqu'elles ont toutes la même forme géométrique. Cependant les inconvénients sont la nécessité d'une bobine de focalisation, ainsi que d'une charge interne autour de la section accélératrice.

✓ Les **accélérateurs à ondes stationnaires** : Une structure à onde stationnaire résulte de la superposition de deux ondes, une dite onde « directe », sens de l'accélération et l'autre dans le sens contraire appelé « réfléchie ». L'utilisation de l'onde réfléchie pour l'accélération du faisceau nous épargne donc d'une charge en fin de section accélératrice.

Une telle structure nécessite une autre conception de cavité. Elle se compose de plusieurs groupes de quatre cavités. Deux cavités centrales qui effectueront alternativement l'accélération et deux petites à chaque extrémité dont le rôle est nul pour l'accélération mais primordial pour l'obtention d'un champ accélérateur tout au long de la section. Ces cavités sont appelées cavités de glissement.

Ce type d'accélérateur demande une puissance d'entrée plus faible transportée par les ondes. De plus, toutes les cavités sont utilisées dans l'accélération. L'entrée de l'onde HF peut se faire en tout point de la section., et on note peu de perte de puissance. Une focalisation du faisceau n'est pas nécessaire, le guidage des électrons étant assuré par les becs des iris.

Les inconvénients sont la réalisation de cavités complexes, et le réglage d'accord de chaque cavité est très critique.

2. Collimateur multilames

Le *collimateur multilames* (MLC) ouvre la possibilité de la radiothérapie conformationnelle 3D. Cette thérapie s'oppose aux champs « carrés ». Il s'agit de conformer le plus rigoureusement possible l'isodose de référence autour du volume cible défini. Elle permet une exigence fondamentale, celle d'irradier les tissus cibles le mieux possible en diminuant la dose aux tissus sains de 20 à 40%. Cette diminution importante de la dose aux tissus sains élimine la quasi-totalité des complications sévères post-radiques et réduit le risque de séquelles tissulaires péri-lésionnelles peu symptomatiques.

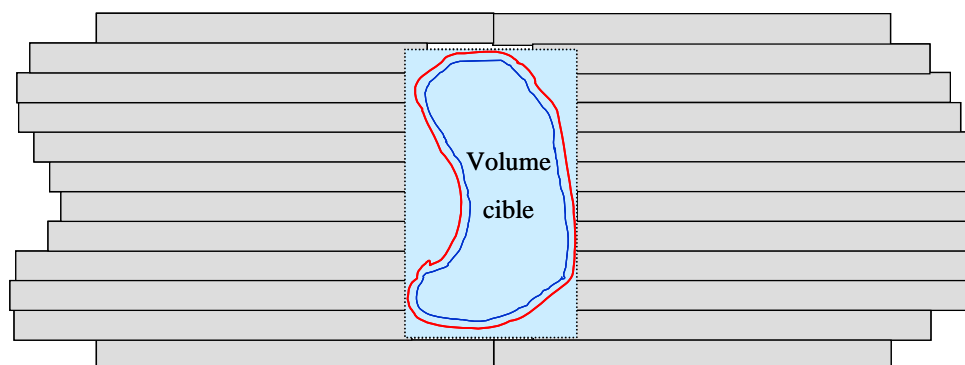
L'application clinique nécessite une planification de traitement afin de réaliser des faisceaux personnalisés pour chaque patient. Ces données sont transférées dans l'ordinateur pilote du MLC.

Le collimateur multilames consiste en 40 à 60 paires de lames en tungstène disposées en deux rangés opposés soit un total de 80 à 120 lames (selon les constructeurs). Il existe toujours une collimation secondaire atténuant les fuites entre les lames. Cette collimation définira un rectangle minimal incluant le volume cible (voir fig. 9). De plus ces lames se chevauchent pour réduire davantage les fuites de rayonnement (transmission < 5 %).

Fig. 9 : Collimateur multilames (MLC) (« Medica Mundi » V39 n°3 -1994)

Légendes :

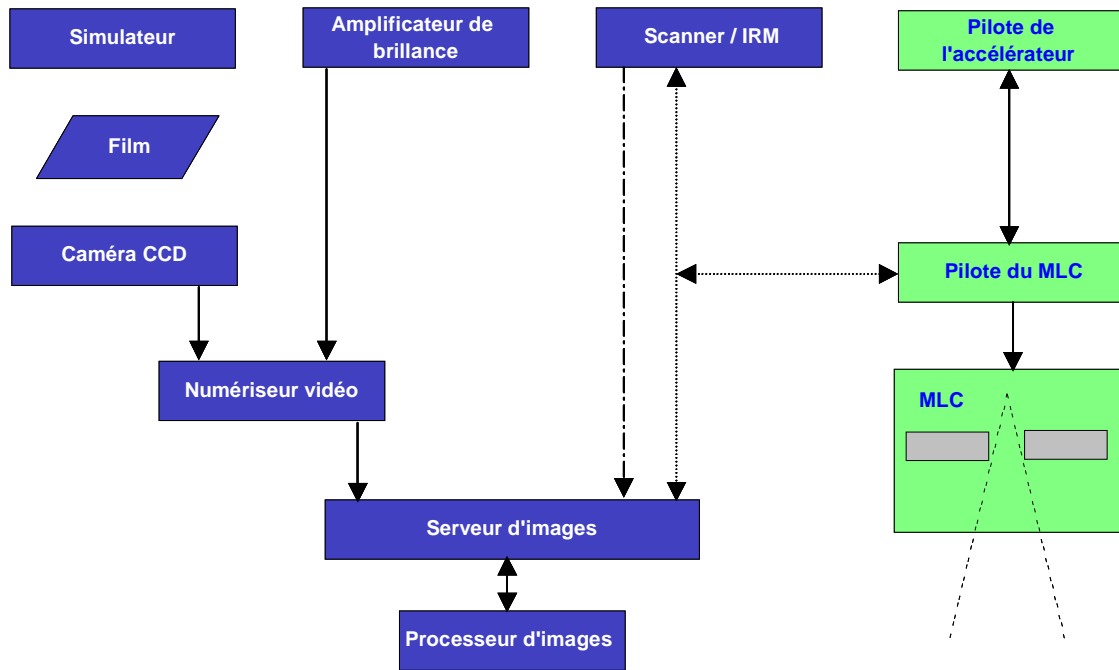
- Limite du volume cible
- Limite de la marge de sécurité
- Lames du MLC (collimateur multilames)
- Collimateurs secondaires



Chaque lame dont la projection à l'isocentre est de +/- 10 mm peut être placée individuellement avec une précision de +/- 1 mm. Il existe autant de moteurs miniatures que de lames, le contrôle de leur position s'effectue par un mécanisme d'asservissement utilisant un système optique et vidéo.

Ci-dessous nous schématiserons le positionnement automatique des lames à partir des données d'imagerie (simulation, scanner, IRM).

Fig.10 : Système de positionnement et contrôle des lames (« Medica Mundi » V39 n°3 -1994)



Légende :

-> Réseau
- - - -> Support magnétique
- > Liaison physique par câble

Une console informatique offre une solution simple et rapide pour définir le contour des volumes à traiter et la position de traitement des lames à partir :

- de films conventionnels ou d'images numérisées de simulation,
- de films ou d'images de scanner ou d'IRM.

Ces données sont automatiquement transmises au poste de commande du MLC. Les lames et les mâchoires des collimateurs secondaires sont contrôlés en temps réel par un poste de commande du MLC.

Les avantages du MLC sont les suivants :

- ✓ optimisation de la distribution de la dose ;
- ✓ la fabrication et la manipulation des caches personnalisés quasi systématiques pour les traitements en photons sont donc réduites au minimum éliminant les risques d'erreurs systématiques et de chute liés à leur mise en place ;
- ✓ augmente les performances du traitement en permettant la modulation d'intensité (IMRT : Intensity Modulation in RadioTherapy) ;
- ✓ plus de temps consacré à la mise en place du patient car la manipulation liée à la préparation des traitements est considérablement allégée ;
- ✓ possibilité d'évolution des anciens accélérateurs par ajout du MLC.

c. La modulation d'intensité ou IMRT (Intensity Modulation in RadioTherapy)

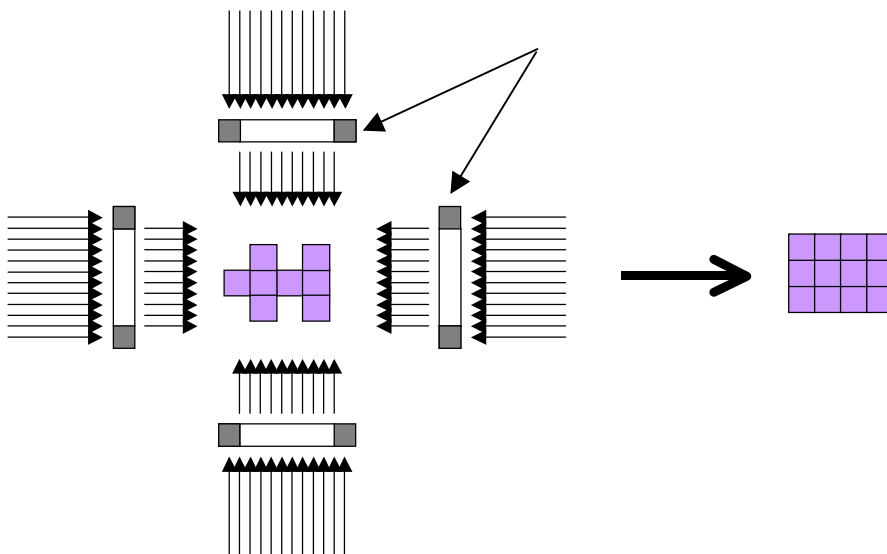
L'**IMRT** correspond à la modulation du flux de photons dans certaines parties du champ d'irradiation. C'est en soit une technique ancienne qui était utilisée pour l'amélioration de l'homogénéité du volume traité. S'est ainsi développée l'utilisation des filtres en coin, des compensateurs, puis des filtres virtuels par l'interposition d'un filtre pendant une partie de la séance, et des filtres dynamiques par mouvement des mâchoires du collimateur secondaire en cours d'irradiation.

Avec le développement des collimateurs multilames, la modulation d'intensité a atteint une toute nouvelle dimension, avec la possibilité d'améliorer le degré de conformation en créant des isodoses convexes ou concaves.

Fig.11 : Comparaison modulation d'intensité et traitement conventionnel [7]

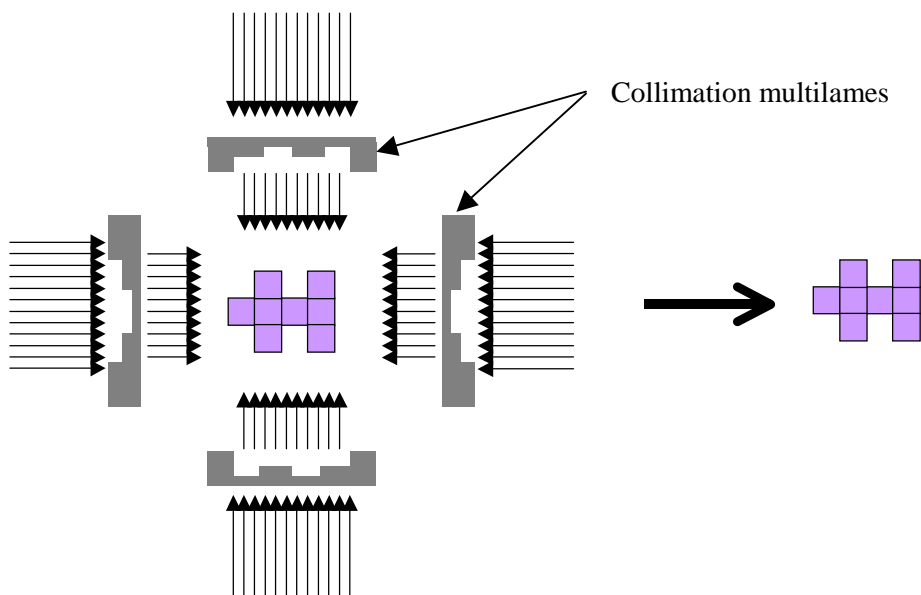
Traitement conventionnel :

Technique à quatre faisceaux. Les isodoses encerclent le volume cible sans épargner les tissus sains.



Modulation d'intensité :

Les isodoses se conforment au mieux au volume cible.



En fonction du mode de distribution de la modulation d'intensité on distingue :

- ✓ la radiothérapie avec modulation d'intensité statique ou segmentaire, où l'émission de rayons X est interrompue pendant le déplacement des lames du MLC ;
- ✓ la modulation d'intensité dynamique dans laquelle le déplacement des lames et leur vitesse définissent les paramètres d'intensité.

L'*IMRT dynamique* utilise le principe de mouvements automatiques du MLC à l'intérieur d'un champ statique de manière à moduler l'intensité. Chaque paire de lames balaye le champ d'irradiation de manière asynchrone et le faisceau X est émis pendant le déplacement des lames. Ainsi chaque point du volume cible reçoit une fluence de photons variable.

L'avantage de cette méthode est de délivrer tous les niveaux d'intensité sans augmenter significativement la durée du traitement.

Le principe de l'*IMRT statique ou segmentaire* (en anglais "stop-and-shoot" ou "step-and-shoot") est plus complexe. Il y a superposition de plusieurs champs (définis par le MLC) pour obtenir une modulation d'intensité dans le champs d'irradiation principal prescrit.

Le principe de l'IMRT est encore en évolution. La société Elekta est en train de développer l'*IMAT*, l'*Intensity Modulated Arc Therapy*. Cette technique correspond à celle de l'IMRT décrite ci-dessus mais à laquelle s'ajoute un mouvement du gantry ou bras de l'accélérateur pendant l'irradiation.

3. L'imagerie « portale »

La méthode de vérification de la conformité du positionnement des champs d'irradiation a évolué. Des systèmes d'imagerie de contrôle spécifiques à la radiothérapie (*imagerie portale*) ont ainsi été développés. Ils permettent la visualisation quasi-instantanée de l'image d'un champ d'irradiation réalisé sous la machine de traitement. On évite ainsi la perte de temps liée au développement des clichés radiologiques (gammagraphie) pendant lequel le patient risque de bouger. On gagne donc en précision et en reproductibilité.

L'imagerie portale permet donc d'obtenir, de manière très rapide, l'image d'un champ d'irradiation avant la séance de traitement, ce qui donne la possibilité d'intervenir en corrigeant la mise en place si l'image obtenue n'est pas celle qui est souhaitée. Elle permet aussi de réaliser des acquisitions d'images en cours de traitement (impossible avec la technique des films radiologiques) et de visualiser ainsi les mouvements du patient afin d'essayer de les quantifier (cf.annexe 3).

L'utilisation quotidienne du portique d'imagerie joue un rôle important en contrôle qualité et pour la sécurité du patient. En effet, c'est un outil de traçabilité dans la mesure où il fournit un historique de la configuration quotidienne du traitement.

Un mauvais positionnement du patient de 5 à 10 mm suffit à diminuer la dose au volume cible jusqu'à ne plus être stérilisatrice. Des études ont montré que 10 à 20% des champs d'irradiation présentaient des erreurs de positionnement supérieures à 1 cm. Ceci est d'autant plus inquiétant que la marge de sécurité est souvent de cet ordre. Il y a une réelle corrélation entre ce type d'erreurs et les échecs thérapeutiques. Deux alternatives sont donc possibles :

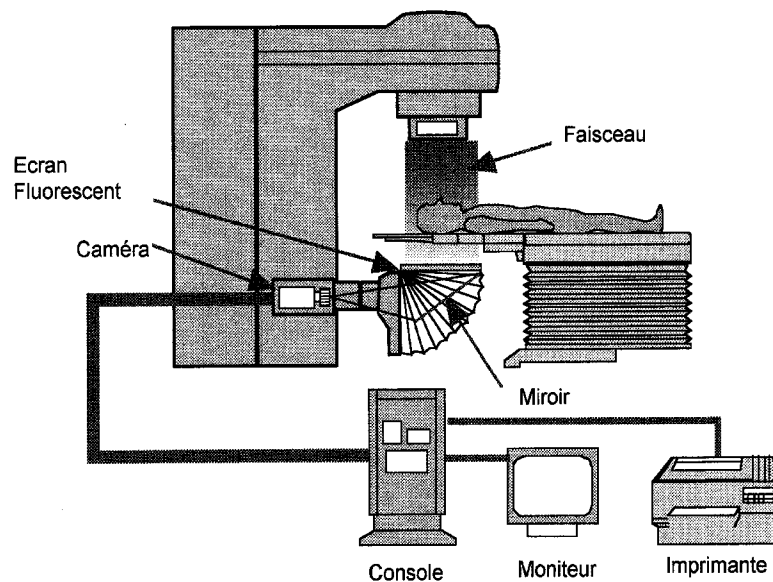
- l'utilisation régulière du portique d'imagerie,
- l'augmentation de la marge de sécurité au risque d'endommager davantage de tissus sains.

Tous les systèmes d'imagerie portale actuellement disponibles fonctionnent selon le même schéma :

- ✓ le détecteur est situé dans le faisceau d'irradiation, il est généralement fixé à l'accélérateur à l'aide d'un support rétractable ;
- ✓ le signal réceptionné par ce détecteur est converti en un signal numérique par l'intermédiaire d'un interface et, sur un écran situé à proximité immédiate du pupitre de commande de l'accélérateur linéaire est alors visualisée une image numérique.

La technologie des détecteurs et des portiques d'imagerie diffère selon les constructeurs. Ainsi chez Elekta et Siemens celui-ci est composé d'un écran fluorescent, chez Varian il s'agit d'une matrice de chambres d'ionisations à électrolyte liquide.

Fig.12 : Principe du portique d'imagerie avec écran de fluorescence (image Siemens)



Les avantages de l'imagerie portale sont les suivants :

- ✓ simple d'utilisation et fiable ;
- ✓ permet une localisation précise par rapport à des points de repère anatomiques ;
- ✓ diminution de la dose au patient ;
- ✓ image disponible sur l'écran en une fraction de seconde ;
- ✓ possibilité d'utiliser l'imagerie en continue (image(s) simple ou multiples pour chaque champ) ;
- ✓ possibilité d'éliminer les artefacts et erreurs systématiques (bruits et gain peuvent être ajustés par l'opérateur) ;
- ✓ possibilité d'intégration dans un réseau informatique hospitalier ;
- ✓ stockage informatique ;
- ✓ traitement d'images (réhaussement du contraste, des contours, dessin de structures anatomiques, mesures de distances, zoom, etc.) ;
- ✓ possibilité de superposer des images pour les comparer entre elles.

4. La dosimétrie et les systèmes informatiques

L'informatique fournit aux utilisateurs un système simplifié et convivial pour la préparation de la prescription sans sacrifier la précision.

Les possibilités de tels logiciels sont multiples et peuvent être regroupées en différents items :

- ✓ calcul de dose pour les traitements combinés d'électrons et de photons ;
- ✓ calcul du nombre d'unités moniteur pour chaque champ ;
- ✓ simulation virtuelle :
 - outils d'intégration des contours anatomiques et des contours externes ;
 - générateur de marge automatique ;
 - possibilité d'obtenir une image en BEV (Beam Eye View ou « vue de la source »), c'est-à-dire comme si elle était vue par l'œil d'un observateur placé depuis la source de l'accélérateur ;
 - création d'un cliché DRR (Digital Reconstructed Radiography) ou cliché de centrage « virtuel » reconstruit à partir des coupes jointives du scanner, le patient étant en position de traitement. Ce cliché est obtenu en BEV (cf. annexe 4) ;
 - calcul des coordonnées et de la géométrie des faisceaux ;
 - possibilité de visualiser la position des lames du MLC (position et déplacement) ;
 - vérification virtuelle de la position de l'accélérateur.
- ✓ optimisation du plan de traitement :
 - générateur automatique de filtres en coin et de caches ;
 - protocoles de traitements prédéfinis ;
 - possibilité d'afficher simultanément plusieurs modalités (ex : images scanner et IRM sur le même plan de coupe) ;
 - l'histogramme dose-volume (DVH) (cf.annexe 5) qui permet d'appréhender :
 - les doses reçues par le volume prévisionnel (PTV),
 - les doses reçues aux tissus sains,
 - les proportions du volume cible recevant une dose sub-optimale,
 - les proportions des tissus sains recevant une dose excessive.
- ✓ évolution de la technique de simulation dosimétrique :
 - calcul de distribution des doses sur les coupes scanner et sur les images reconstruites (sagittales, coronales et en 3D) ;
 - visualisation 3D en temps réel de l'ensemble des volumes cibles et des faisceaux (cf.annexe 6).
- ✓ dosimétrie inverse : méthode pour laquelle on définit la dose à atteindre au volume cible. Le logiciel propose ainsi à partir de ces données, un ensemble de solutions géométriques possibles.

Une autre évolution technologique concerne la mise en place d'un système d'information radio-oncologique (SIRO) lié au réseau radiologique (SIR) et/ou hospitalier (SIH).

Les protocoles DICOM 3 (Digital Imaging and COMMunication in Medicine) et DICOM-RT assurent un lien avec les modalités d'imagerie diagnostique, les PACS (Picture Archiving and Communication System), les simulateurs et consoles de planification de traitement.

Le protocole DICOM-RT qui permet la gestion des flux de données est le standard en radiothérapie. En effet il permet la communication entre les modalités des services de radiologie et de

radiothérapie, ainsi que l'archivage des données. DICOM-RT peut gérer des flux de données provenant d'images, des paramètres géométriques et d'irradiation du simulateur jusqu'à l'accélérateur et son portique d'imagerie. Ce fut la principale raison du développement de ce protocole.

L'ensemble des moyens techniques décrits ci-dessus peuvent se conjuguer afin d'obtenir une radiothérapie conformationnelle 3D optimale. Cette chaîne se caractérise par :

- ✓ la définition précise tridimensionnelle (3D) du volume cible tumoral et des structures anatomiques de voisinage à épargner avec un scanner dédié aux préparations des irradiations (simulation scanner) ;
- ✓ la planification du calcul de la distribution de dose délivrée au patient pour toutes formes de faisceaux en intensité uniforme ou modulée
- ✓ la réalisation des irradiations grâce aux accélérateurs disposant de collimateurs multilames contrôlés par ordinateur ;
- ✓ le contrôle en temps réel du déroulement de l'irradiation par l'imagerie portale ;
- ✓ l'utilisation de systèmes de contention profondément modifiés. Ils offrent une meilleure reproductibilité des traitements. Notons quelques exemples : la caméra stéréoscopique utilisant des billes colorées ou pastilles réfléchissantes aux infra-rouges ; le système d'asservissement de l'accélérateur en fonction des mouvements respiratoires ; la stéréotaxie crânienne et abdominale...

D. Apports thérapeutiques

Toutes les évolutions précédemment citées ont profité aux patients et répondu aux attentes des radiothérapeutes en matière de personnalisation de la balistique. En effet, *la radiothérapie conformationnelle* a permis la réalisation de champs « sur mesure » et ceci pour chaque patient. Cette nouvelle pratique thérapeutique rendue possible grâce aux *collimateurs multilames* a contribué à la naissance de la *modulation d'intensité* (IMRT). Cependant, la précision des faisceaux d'irradiation impose la reproductibilité du positionnement du patient au cours du traitement. C'est pour cette raison que l'imagerie portale est un complément essentiel autant que les *moyens de contention* (matériau thermoformable pour le crâne, l'ORL, l'abdomen, etc.). Ces derniers deviennent les limites de l'IMRT et conditionnent donc la validité du traitement. De plus ces techniques ont l'avantage de ne pas modifier les habitudes de travail. En effet, les temps de mise en route du traitement ne sont pas allongés, ni les temps d'installation des patients.

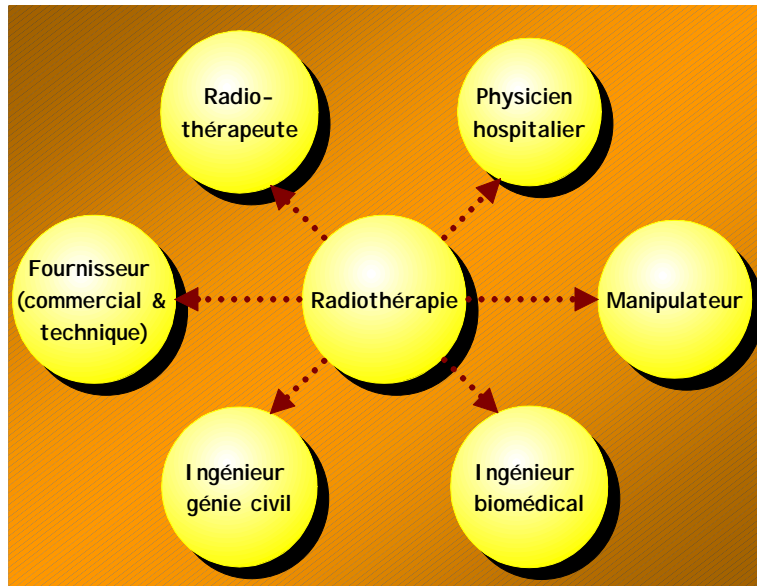
Parallèlement, les *progrès informatiques* ont participé également au développement de la radiothérapie conformationnelle : pilotage des lames du MLC, imagerie portale et surtout la dosimétrie. Les logiciels de plus en plus perfectionnés (dosimétrie 3D, dosimétrie inverse) proposent des outils (histogramme dose-volume, simulation virtuelle, etc.) permettent d'appréhender avec précision la meilleure distribution des doses, et donc d'épargner au maximum les tissus sains, d'où un meilleur confort pour le patient.

IV. ROLE DES DIFFERENTS ACTEURS

La radiothérapie comporte des aspects à la fois cliniques et techniques. Elle est donc prise en charge par une équipe multidisciplinaire [2, 4].

A. Identification des acteurs

Fig.13 : Les différents acteurs en radiothérapie



Le **radiothérapeute** est un médecin spécialisé dans l'utilisation des rayonnements ionisants pour le traitement du cancer. En France, il doit être détenteur d'un certificat approprié et/ou d'une qualification reconnue par l'ordre des médecins. Le certificat est celui d'études spéciales en électroradiologie ou d'études spéciales en électroradiologie avec option radiothérapie (1972), le DES (Diplôme d'Etudes Spéciales) de radiothérapie (1988) et le DES d'oncologie option radiothérapie (1992).

Le **physicien** d'hôpital est un spécialiste de la physique des rayonnements appliquée à la médecine. Il est obligatoirement titulaire d'un diplôme universitaire de 3^{ème} cycle ou d'un titre équivalent en sciences physiques. Il a de plus suivi un enseignement concernant la physique des rayonnements et leurs applications médicales. L'arrêté du 28 février 1977 définit la qualification nécessaire pour l'agrément en tant que radiophysicien.

Une directive européenne de 1984 rend obligatoire la présence d'un physicien dans les services de radiothérapie ainsi qu'en médecine nucléaire.

Le **manipulateur en électroradiologie** est un technicien paramédical chargée de la pratique régulière du traitement du patient. Il est titulaire d'une école spécialisée agréée ou d'un brevet de technicien supérieur en électroradiologie.

L'**ingénieur biomédical** est un ingénieur hospitalier associé à l'équipe de direction chargé de la gestion technique et financière de l'ensemble des dispositifs médicaux. Il est titulaire d'un diplôme universitaire de 3^{ème} cycle en génie biomédical ou d'un diplôme d'ingénieur.

Les **fournisseurs** (appareils de traitement, accessoires : lasers, vidéosurveillance...) interviennent par l'intermédiaire des techniciens ou d'ingénieurs (technico-commerciaux et de maintenance).

B. Que font-ils ? Quelles sont leurs responsabilités ?

Le tableau 6 page suivante résume le partage des tâches et des responsabilités entre les divers spécialistes des équipes soignante et technique.

Tableau 6 : Répartition des tâches des différents acteurs

<i>Objectifs</i>	<i>Tâches</i>	<i>Intervenants</i>					
		<i>Radio- thérapeute</i>	<i>Radio- physicien</i>	<i>Manipulateur</i>	<i>Ingénieur biomédical</i>	<i>Ingénieur génie civil</i>	<i>Fournisseur (technicien, commercial)</i>
Infrastructure	Travaux d'installation						
Acquisition de l'équipement	Elaboration du plan d'équipement						
	Elaboration du CCTP (Cahier des Clauses Techniques Particulières)						
	Elaboration des contrats de maintenance						
	Mise en service						
Formation							
Préparation de traitement	Choix des volumes cibles						
	Définition et repérages des volumes cibles						
	Prescription						
	Contention et immobilisation						
	Données anatomiques (imagerie)						
	Choix des plans de traitement						
	Choix du type de rayonnement et de l'énergie						
	Dosimétrie						
	Choix et élaboration des caches						
	Simulation						
	Préparation de la fiche de traitement						
Réalisation du traitement	Exécution du traitement						
	Mise à jour fiche de traitement						
	Clichés de contrôle						
Contrôle qualité	Dosimétrie						
	Traitement						
	Traçabilité (dossier patient)						
Contrôle de l'appareillage	Détermination des paramètres physiques et des performances des équipements						
Maintenance de l'appareillage	Révisions périodiques						
	Maintenance corrective						
Sécurité du patient	Sécurités électriques et mécaniques						
	Radioprotection (dosimétrie du faisceau à distance des volumes cibles)						
Sécurité du personnel	Radioprotection (blindage, porte...)						

Le radiophysicien participe, avec le radiothérapeute prescripteur et les personnels techniques soignants, à l'établissement et la réalisation des plans de traitements. Il apporte son concours dans le cadre des procédures d'assurance qualité et de la sécurité radiologique du patient, du personnel et du public.

V. ASPECTS REGLEMENTAIRES ET NORMATIFS

A. Le rôle de l'OPRI (Office de Protection contre les Rayonnements Ionisants)

L'OPRI, anciennement SCPRI (Service Central de Protection contre les Rayonnements Ionisants) est l'un des principaux organismes de tutelle chargé de la radioprotection dans différents domaines :

- les installations nucléaires,
- le secteur industriel,
- les installations médicales.

L'OPRI est membre du Comité national de sécurité sanitaire qui se réunit régulièrement pour analyser les événements susceptibles d'affecter la santé de la population et coordonne la politique scientifique des agences.

Ci-dessous nous traiterons de ses différentes missions relatives aux installations médicales :

✓ L'inspection : dans le cadre de sa mission de contrôle des prescriptions réglementaires, l'OPRI exerce sa vigilance dans tous les secteurs producteurs de rayonnements. En radiothérapie et médecine nucléaire, l'OPRI contrôle les installations, le respect des normes, et la comptabilité des matières radioactives (radioéléments). En revanche, il délègue cette activité aux organismes habilités en radiodiagnostic.

✓ La surveillance dosimétrique : l'OPRI enregistre, centralise et exploite les résultats dosimétriques des travailleurs exposés. A ce titre, il est le garant de la qualité des contrôles et le seul organisme national autorisé à reconstituer le cumul des doses reçues.

✓ L'élaboration des textes d'application et l'instruction des différentes demandes individuelles (agrément de laboratoires de contrôle, dérogations...). Il participe aussi en tant qu'expert aux travaux du Conseil supérieur de la prévention des risques professionnels pour apporter toutes les mesures susceptibles d'améliorer la radioprotection dans les entreprises [8].

B. Directives et normes relatives à la radioprotection

1. Directive EURATOM (Communauté européenne de l'énergie atomique) 97/43

Elle porte sur la protection sanitaire des personnes contre les dangers des rayonnements ionisants lors d'exposition à des fins médicales. Elle complète la *directive 96/29 Euratom* qui fixe les normes de base relatives à la protection sanitaire des travailleurs qui pratiquent les examens entraînant des expositions à des fins médicales et des personnes du public. Elle remplace la directive 84/466 Euratom qui fixait les mesures fondamentales relatives à la protection radiologique des personnes soumises à des examens et traitements médicaux. Notons que la directive Euratom 97/43 n'est pas encore transposée en droit français. Elle devait l'être depuis le 13 mai 2000 [10].

Il y a lieu de prendre toute disposition permettant de contrôler et maîtriser la production, l'utilisation et les applications desdits rayonnements ionisants.

Pour atteindre ces objectifs, la directive énonce des mesures logiques et cohérentes visant à limiter au strict minimum les expositions médicales qu'elles soient à des fins radiologiques ou radiothérapeutiques. En substance, il est écrit que :

- ✓ le médecin ordonnateur et le praticien s'efforcent d'obtenir des informations diagnostiques antérieures (article 3) ;
- ✓ les expositions non justifiées doivent être interdites (article 3) ;
- ✓ les états membres favorisent l'élaboration et l'utilisation de niveaux de référence diagnostique pour les examens à des fins radiologiques (article 4) ;
- ✓ pour chaque type de pratique radiologique courante, des protocoles écrits sont établis pour chaque équipement (article 6) ;
- ✓ il est fait appel à un expert en physique médicale pour les pratiques radiothérapeutiques et le cas échéant, pour les autres pratiques radiologiques à des fins de consultation en matière d'optimisation de choix d'équipement, de production d'informations diagnostiques ou de résultats thérapeutiques, d'assurance qualité et de dosimétrie... (article 6) ;
- ✓ des audits cliniques sont effectués conformément aux procédures nationales (article 6) ;
- ✓ les états membres veillent à ce que les praticiens et les personnes déléguées habilitées à agir dans un domaine de spécialisation reconnu reçoivent une formation théorique et pratique radiologique, et soient compétents en matière de radioprotection (article 7).

Enfin, en ce qui concerne plus particulièrement les équipements (article 8) :

- ✓ les états membres prennent des mesures pour éviter la prolifération inutile d'équipements radiologiques ;
- ✓ ils veillent à ce que tous ceux en service soient placés sous haute surveillance pour ce qui est de la protection contre les rayonnements et qu'un inventaire à jour les concernant soit à la disposition des autorités compétentes ;
- ✓ des programmes appropriés d'assurance qualité soient mis en place, qu'un essai de réception soit effectué avant la première mise en service des équipements et qu'un contrôle de performance soit réalisé régulièrement et après chaque entretien important ;
- ✓ les autorités compétentes prennent des dispositions pour que l'exploitant de l'installation radiologique remédie aux insuffisances et aux défauts des équipements. D'autre part, après adoption préalable de critères d'acceptabilité, elles signalent à l'exploitant que des mesures correctives appropriées sont nécessaires, y compris, la mise hors service des équipements ;
- ✓ si des équipements de radiodiagnostic nouveaux sont utilisés, ils doivent être équipés, lorsque cela est possible, d'un dispositif informant les praticiens de la quantité de radiation produite par l'équipement au cours de la procédure radiologique ;
- ✓ les examens fluoroscopiques sans dispositif de contrôle du débit de dose ne seront pratiqués que dans des circonstances justifiées, et ceux sans intensification d'image sont interdits.

2. Les locaux et la radioprotection en radiothérapie

La conception et la réalisation des appareils de radiothérapie et des locaux doivent garantir aux différentes catégories de personnes définies par la réglementation relative à l'utilisation des rayonnements ionisants, une dose d'exposition externe aussi faible que possible.

Les procédures d'autorisations préalables applicables aux équipements de matériels lourds et les demandes d'agrément déposés à l'OPRI, relatives à chaque installation, sont autant d'éléments garantissant la protection contre les rayonnements ionisants des différentes catégories de personnes.

On distingue deux types de locaux :

✓ Locaux dans lesquels on trouve les sources de rayonnements : leur construction doit respecter des règles spécifiques puisqu'ils sont considérés comme une zone contrôlée interdite pendant le fonctionnement de l'appareil. Ils comprennent les salles de traitement et certains locaux techniques dans lesquels des rayonnements ionisants peuvent être produits ;

✓ Locaux attenants se subdivisant en lieux placés sous la surveillance ou non d'un responsable.

A la notion de zone contrôlée s'ajoute celle de la zone surveillée. La zone contrôlée s'étend à tous les lieux où l'exposition des travailleurs est susceptible, dans les conditions normales de travail, de dépasser 3/10 de la limite annuelle d'exposition fixée. Quant à la zone surveillée l'exposition ne doit pas dépasser 1/10 de cette même limite [3].

La désignation des lieux et des locaux attenants sous la forme du tableau suivant :

Tableau 7 : Limites annuelles d'exposition aux rayonnements ionisants [3]

Désignation des lieux		Catégorie de personnes	Limites annuelles d'exposition externe (LAE) ⁽³⁾
Lieux placés sous surveillance exclusive de l'utilisateur responsable	Zones contrôlées : risques d'exposition supérieurs à 3/10 des LAE	Travailleurs catégorie A ⁽¹⁾	50 mSv (5 rem)
	Zones surveillées : risques d'exposition comprise entre 1/10 et 3/10 des LAE	Travailleurs catégorie B ⁽²⁾	15 mSv (1,5 rem)
	Zones non surveillées	Travailleurs	5 mSv (0,5 rem)
Lieux non placés sous surveillance exclusive de l'utilisateur responsable	Habitations et tous autres lieux accessibles	Personnes du public	5 mSv (0,5 rem)
	Voie publique		

⁽¹⁾ Les travailleurs de catégorie A sont les personnes directement affectées à des travaux sous rayonnements.

⁽²⁾ Les travailleurs de catégorie B sont les personnes non directement affectées à des travaux sous rayonnements.

⁽³⁾ Pour les travailleurs, la directive 96/29 demande de baisser les normes applicables aux catégories A et B. Ces nouvelles Limites Annuelles d'Exposition ne sont pas encore formellement décidées. On parle tout de même de 20 mSv de dose efficace corps entier sur l'année au lieu de 50 mSv.

a. Principes de conception des locaux

Les surfaces des salles de traitement et les hauteurs sous plafond doivent être suffisamment grandes pour permettre les différents mouvements de l'appareil, de la table de traitement, de la circulation des lits des patients...

La conception des locaux et le calcul des protections reposent sur le fait que l'équivalent dose délivrée en un point donné d'un local pendant un temps donné est conditionné par l'émission de la source (type de rayonnement, débit, durée). La distance séparant le point considéré de toute position peut être prise par la source lorsqu'elle est mobile et par les écrans éventuels placés entre la source et ce point.

Pour chaque installation, une étude individuelle conduite par le fournisseur et approuvée par l'OPRI par la demande d'agrément, permet de déterminer les épaisseurs des murs. Il est par ailleurs très important de surveiller la réalisation quant au respect :

- ✓ des plans ;
- ✓ du type (béton ordinaire, béton baryté, plomb, acier), de la qualité des matériaux et de leur homogénéité ;
- ✓ de l'existence de gaines de ventilation ;
- ✓ de la réalisation des huisseries et des portes ;
- ✓ de l'existence de gaines pour le passage des câbles électriques.

Pour l'agencement des locaux et les problèmes de radioprotection, on jouera sur les épaisseurs et les matériaux de murs, sur la disposition des appareils de traitement, sur les chicanes (porte).

Il faut d'autre part différencier les parois pouvant être atteintes par le faisceau de rayonnement primaire, le rayonnement diffusé et de fuite (termes définis dans la norme CEI [Commission Electrotechnique Internationale] 788 de 1983).

La fréquence d'une orientation donnée du faisceau de rayonnement n'est pas prise en compte pour les calculs de radioprotection, ni le temps d'irradiation réel par semaine (40 heures continues).

Après la réalisation des locaux, des vérifications de mesures d'équivalent de dose doivent être effectuées dans tous les locaux concernés ainsi que dans toutes les conditions d'utilisation des appareils (en particulier les cas les plus défavorables).

Les débits d'exposition maximaux admis (voir tableau 7 page précédente) sont mesurés au contact extérieur des parois, sauf pour le plancher pour lequel on prend en considération la hauteur de deux mètres au dessus du plancher du local sous-jacent (document SCPRI 988).

Pour obtenir l'agrément après les vérifications par la personne compétente, un contrôle avant la mise en service de l'appareil, des installations, ainsi que des générateurs électriques de rayonnement, doit être effectué par l'OPRI. Il se chargera aussi de définir la zone contrôlée qui sera signalée par un balisage approprié.

Après toute modification apportée aux modalités d'utilisation de l'appareil de traitement ou au blindage, la personne compétente doit s'assurer que la zone contrôlée est inchangée ou le cas échéant apporter les modifications nécessaires [3].

b. Dispositifs de sécurité

Lors de l'irradiation, les salles de traitement sont des zones contrôlées interdites aux travailleurs directement affectés à des travaux sous rayonnements (NFC 74-203, NFC 15-162). Les sécurités de la porte doivent interrompre l'irradiation lorsqu'elle est ouverte, et être conçues de façon à ne pas la rétablir automatiquement à la fermeture de celle-ci.

Au niveau de la porte de la salle de traitement, il y a deux voyants lumineux de couleurs différentes (NFC 74-010) :

- rouge quand l'accélérateur est en position marche-faisceau (danger)
- vert quand l'accélérateur est en position arrêt-faisceau [3].

C. Les accélérateurs et la radioprotection

L'objet des recommandations nationales et internationales est d'assurer que les conditions d'irradiation souhaitées soient obtenues et que l'irradiation non intentionnelle du patient, du personnel et de l'environnement soit maintenue à un niveau aussi faible que possible (CEI 601, CEI 601-1, CEI 601-2). Cela implique comme conditions préalables :

- que l'équipement soit construit conformément aux normes existantes et soit utilisé par une personne qualifiée ;
- que la maintenance soit effectuée aux intervalles prescrits ;
- que l'utilisateur effectue régulièrement des contrôles de fonctionnement.

L'objectif des recommandations est à la fois le contrôle de qualité du traitement de radiothérapie prescrit mais aussi la sécurité du patient et du personnel (sécurité électrique et radiologique).

L'installation des accélérateurs linéaires de particules est un équipement lourd soumis à une demande d'autorisation préalable (circulaire DGHS/DH4B du 20 juin 1988), puis à l'agrément en vue de la mise en service ou du maintien en fonctionnement (arrêté du 23 avril 1969). L'agrément est donné dans la catégorie H pour des appareils d'énergie supérieur à 1 MeV. Il est subordonné à la présence d'un physicien agréé et au respect des dispositions générales des décrets n° 66-450 du 20 juin 1966 et n° 67-1228 du 15 mars 1967.

La plupart des constructeurs se réfèrent aux normes pour la spécification des performances des équipements (sécurité radiologique des patients, du personnel et caractéristiques fonctionnelles). Citons quelques unes de ces normes :

✓ **60976/977** d'octobre 1999 relative aux caractéristiques et performances fonctionnelles des accélérateurs d'électrons dans la gamme de 1 à 50 MeV. C'est un rapport technique contenant des recommandations et directives pour les constructeurs et utilisateurs. Des valeurs de tolérance d'essais types sont suggérées, ainsi que les déviations autorisées. En avril 2000, un amendement est ajouté afin d'incorporer les dispositions de limitation de faisceaux multiéléments. Ils sont largement utilisés pour définir les contours des champs de rayonnement ;

✓ **60601-2-8** d'avril 1999 relative à la sécurité des équipements de radiothérapie (photons X) ;

✓ **60601-2-9** d'octobre 1996 relative aux règles particulières de sécurité des dosimètres au contact du patient utilisés en radiothérapie avec des détecteurs de rayonnement reliés électriquement. Elle spécifie les règles particulières de sécurité de dosimètres utilisés dans la pratique médicale, dans l'entourage d'un patient en radiothérapie ;

✓ **60601-2-1** de juin 1998 relative à la sécurité des accélérateurs d'électrons de 1 à 50 MeV ;

✓ **61859** de mai 1997 relative à conception des salles de traitement. Rapport technique prenant en compte les aspects des locaux ayant rapport avec la sécurité patient, opérateur, et autre personne pendant l'utilisation de l'appareil (accélérateur, cobalt et projecteur de source en curiethérapie) ;

✓ **60731** de juillet 1997 relative aux chambres d'ionisation utilisées en radiothérapie [9].

VI. CONTROLE QUALITE EN RADIOTHERAPIE

A. Nécessité de l'assurance qualité en radiothérapie

Les raisons qui justifient l'adoption d'un programme d'assurance qualité sont les suivantes :

✓ l'assurance de qualité ramène au minimum les erreurs dans le plan de traitement et la délivrance des doses et améliore de ce fait les résultats thérapeutiques en augmentant les taux de rémission et en diminuant les taux de rechute et de complications ;

✓ l'assurance de qualité permet une comparaison valable des résultats obtenus, d'une part par les différents centres de radiothérapie d'un pays donné, d'autre part au niveau international, en assurant une plus grande uniformité et une plus grande précision dans la délivrance des doses et dans la conduite d'un traitement ;

✓ il est impossible de pleinement tirer parti des meilleures performances des appareils modernes de radiothérapie si l'on ne parvient pas à un haut degré d'exactitude et d'uniformité, ce que permet précisément l'assurance qualité ;

✓ la radiothérapie est appelée à être de plus en plus utilisée dans le monde en développement, de sorte que des programmes d'assurance qualité sont indispensables pour garantir une qualité acceptable.

L'assurance qualité en radiothérapie externe consiste à mettre en œuvre les moyens de garantir l'objectif, c'est-à-dire donner la dose précise dans le volume choisi et dans le temps prévu en limitant au minimum l'irradiation des tissus sains : *c'est le respect de la prescription et la rigueur de son exécution*. Elle se justifie pour les raisons suivantes :

✓ des variations de 5 à 10% de la dose aux volumes cibles peuvent entraîner un changement significatif dans le contrôle local et le taux de complications sévères voire mortelles ;

✓ elle permet une évaluation des résultats obtenus au sein d'un même service, au plan national, européen ou international ;

✓ elle permet d'optimiser les traitements en quantifiant les incertitudes et en réduisant les risques d'erreurs liés à la définition des volumes cibles, à la détermination de l'anatomie du patient, à l'établissement du plan de traitement, à l'exécution du traitement et aux équipements.

Pour que la qualité soit assurée, un certain nombre de conditions qui ont fait l'objet d'un consensus doivent être remplies concernant le personnel, l'organisation du service, l'appareillage, toutes les étapes du traitement et leur contrôle : définition des volumes, prescription, préparation du plan de traitement, exécution quotidienne, spécification de la dose, comparaison des doses, dossier technique minimal.

Les erreurs humaines et techniques peuvent être aléatoires ou systématiques. La mise en place d'un programme d'assurance de qualité a comme objectif de prévenir les erreurs et d'en diminuer la fréquence et la gravité. Pour améliorer la qualité, il faut donc :

✓ prendre conscience qu'elle est indispensable ;

✓ mettre en œuvre un programme d'assurance de qualité (les recommandations qui suivent doivent y aider) ;

✓ réaliser l'action d'amélioration de la qualité ;

✓ pérenniser l'action : l'amélioration de la qualité doit devenir une activité normale et permanente.

La qualité a un coût ; il doit être acceptable. Mais il faut se souvenir qu'il est toujours plus rentable de faire correctement les choses dès la première fois, car la mauvaise qualité a un coût humain et financier.

Un programme d'assurance qualité doit comprendre dans tous les cas le contrôle des appareillages, la qualité du faisceau, et prendre en compte la sécurité du personnel. Pour tous les autres domaines, il est susceptible de variations selon les indications thérapeutiques [2, 4].

B. Contrôle qualité dans l'exécution quotidienne du traitement

La radiothérapie externe comporte différentes étapes entre lesquelles un transfert correct de données est nécessaire.

Il est essentiel qu'il y ait une bonne concordance entre la préparation et la première mise en place ainsi qu'une bonne reproductibilité dans l'exécution quotidienne du traitement. Une erreur au niveau de la phase de préparation donnera lieu à une erreur systématique qui se répétera à chaque séance.

Au cours de l'exécution quotidienne du traitement, les erreurs qui se produisent sont surtout aléatoires. Ces erreurs, essentiellement d'origine humaine, concernent le niveau de dose ou la géométrie de l'irradiation. On les trouve dans l'ajustement des paramètres de la machine et/ou dans la mise en place du malade.

Ainsi, les éléments soumis au contrôle de qualité sont les suivants :

- ✓ le processus radiothérapeutique ;
- ✓ les erreurs dosimétriques ;
- ✓ les erreurs géométriques ou topographiques : positionnement du patient (marquage, vérification) ;
- ✓ les erreurs de planification du traitement : acquisitions des données patients, calcul des doses, examen de la fiche de traitement ;

la sécurité du patient :

- ✓ dose délivrée à l'extérieur du faisceau d'irradiation
- ✓ mécanismes de verrouillage des équipements (dispositifs d'irradiation, dispositifs mécaniques, prévention des chocs)
- ✓ surveillance du patient et communication
- ✓ risques d'électrocution (fils dénudés, mise à la terre...)
- ✓ défaillances mécaniques, risque de chute des accessoires

la sécurité du personnel :

- ✓ installation (salles), blindage
- ✓ surveillance du personnel
- ✓ sécurité de l'appareillage électrique
- ✓ verrouillage des systèmes (portes, éclairage, commutateurs de secours, écrans de contrôle...)
- ✓ dispositifs mécaniques annexes

Tableau 8 : Exemple des contrôles périodiques à effectuer pour un accélérateur [2, 4]

<i>Contrôle</i>	<i>Périodicité</i>
<i>Systèmes de sécurité et voyants</i>	
Inspection visuelle de tous les accessoires	Mensuelle
Affichage des paramètres de fonctionnements de la machine (vide, refroidissement, alimentation électrique)	Quotidienne
Voyants lumineux	Quotidienne
Sécurités mécaniques et électriques :	
- arrêt d'urgence, anti-collision, boîtier de commande,	Quotidienne
- fin de course,	Mensuelle
- rotation du bras	Mensuelle
- déplacement de la table	Annuelle
Sécurités liées au faisceau de rayonnements :	
- sélection de l'énergie et du type de rayonnement,	Quotidienne
- moniteurs	Quotidienne
Système de surveillance audiovisuelle du patient	Quotidienne
Sécurités des portes	Quotidienne
<i>Caractéristiques mécaniques</i>	
Correspondances axe mécanique de collimateur / axe du faisceau lumineux	Mensuelle
Isocentre, centreurs muraux	Mensuelle
Téléètres	Hebdomadaire
Symétrie et parallélisme du collimateur	Mensuelle
Affichage des dimensions du champs de rayonnement :	
- mécanique,	Mensuelle
- électronique	Hebdomadaire
Echelles angulaires :	
- mécanique,	Semestrielle
- électronique	Mensuelle
<i>Caractéristiques du faisceau de rayonnement en régimes photons et électrons</i>	
Coïncidence champ lumineux / champ de rayonnement	Mensuelle
Homogénéité, symétrie	Mensuelle
Pénombre	Mensuelle
Contrôle des énergies	Mensuelle
<i>Moniteur</i>	
Stabilité dans le temps	Quotidienne
Reproductibilité et linéarité	Semestrielle
Réponse en fonction de la position du bras	Mensuelle
Minuterie	Semestrielle
<i>Table de traitement</i>	
Déplacement vertical	Mensuelle
Rotation isocentrique	Mensuelle
Rigidité et horizontalité du plateau, tension du mylar	Semestrielle
Rotation du plateau	Semestrielle
Vérification des échelles	Semestrielle

Le contrôle qualité nécessite un ensemble d'appareillage de tests et de mesures. Nous prendrons pour exemple le contrôle de la chaîne dosimétrique. Il s'effectue à l'aide d'un équipement approprié : chambres d'ionisation avec électromètre associé, fantôme d'eau ou de plexiglass (équivalent tissus) pour mesurer la dose effectivement délivrée à différentes profondeurs pour différentes énergies.

Selon l'arrêté du 10 octobre 1977, les dosimètres de référence (chambres d'ionisation) doivent être étalonnés par un laboratoire agréé (LCIE [Laboratoire Central des Industries Electriques], LMRI [Laboratoire de Métrologie des Rayonnements Ionisants]) tous les trois ans ou après une réparation.

CONCLUSION

Les différentes technologies abordées dans ce rapport ont contribué à l'évolution des plans de traitement en radiothérapie, modifiant ainsi le mode de travail des différents acteurs (radiothérapeutes, radiophysiciens, manipulateurs de radiologie).




De même, l'amélioration des logiciels de dosimétrie a été déterminante pour les autres techniques de radiothérapie de précision (curiethérapie, radiothérapie stéréotaxique). La radiothérapie conformationnelle a permis de faire d'immenses progrès et a renouvelé l'approche « high tech » des traitements en cancérologie. Notons que ces évolutions ont surtout bénéficié aux patients, avec une optimisation de la précision de l'irradiation et de la dose délivrée.

Le contrôle qualité fait partie de la culture en radiothérapie. En effet, les constructeurs recommandent de nombreux contrôles techniques et dosimétriques périodiques. La présence obligatoire d'un radiophysicien dans ces services est effective depuis 1984 (directive 84/466 Euratom). C'est pour l'ensemble de ces raisons que la dernière directive Euratom 97/43 ne réforme pas radicalement les pratiques concernant les infrastructures, le choix des équipements, et surtout la traçabilité dosimétrique des patients, déjà effective.





Les perspectives des 10 ans à venir sont multiples. Elles incluront l'utilisation de l'imagerie fonctionnelle et métabolique des tumeurs (TEP [Tomographie par Emission de Positons]), le développement des approches dynamiques et de modulation d'intensité et la maîtrise de la modélisation des effets biologiques.

BIBLIOGRAPHIE






Ouvrages :

-  [1] Technique d'irradiation des cancers
J.-J. Mazaron, T. Locoche, A. Maugis
Edition Vigot – Juillet 1994 – 325 pages
-  [2] Contrôle qualité en radiothérapie
OMS
-  [3] Manuel pratique de radioprotection
D.-J. Gambini, R. Granier
Edition Lavoisier – 370 pages

Revue :

-  [4] Bulletin du cancer
Recommandations pour un programme d'assurance de qualité en radiothérapie externe
Société française de radiothérapie oncologique
Edition Elsevier – Mars 1992 – 75 pages
-  [5] Définition volumique en imagerie médicale
Dernières recommandations de l'ICRU pour la prescription, l'enregistrement et le compte rendu
de la radiothérapie externe
J. Chauvaudra
-  [6] Annuaire de la cancérologie, radiothérapie et des imageries médicales en France
A. Laugier
ACRIM 1998
-  [7] La radiothérapie 3D : les nouvelles technologies
J. Pignol et D. Karamanoukian

Sites internet :

-  [7] <http://www.opri.fr> : site de l'OPRI (Office de Protection contre les Rayonnements Ionisants)
-  [8] <http://www.iec.ch> : site de l'IEC (International Electrotechnic Commission)
-  [9] <http://europa.eu.int> : site de la législation communautaire en vigueur
-  [10] <http://cri-cirs-wnts.univ-lyon1.fr/Polycopies/Cancerologie> : cours de radiothérapie
-  [11] <http://www.cancer-orlam.org> : site d'un groupement de cliniques (Lyon-Mâcon)

ANNEXES

Annexe 1 : Exemple d'une distribution de doses pour le traitement d'un sein

Annexe 2 : Exemple de feuille de traitement utilisée en radiothérapie

Annexe 3 : Image portale

Annexe 4 : DRR (Digital Reconstructed Radiography)

Annexe 5 : Histogramme dose-volume pour le traitement d'un sein

Annexe 6 : Exemple de reconstruction 3D