

LA RADIOTHÉRAPIE

Du tube à rayons X à la radiothérapie de conformation

par **Jean-Jacques BARD**

Maître de conférences en biophysique à la Faculté de Médecine de Clermont-Ferrand.

Chef de l'unité de physique médicale au Centre Jean Perrin

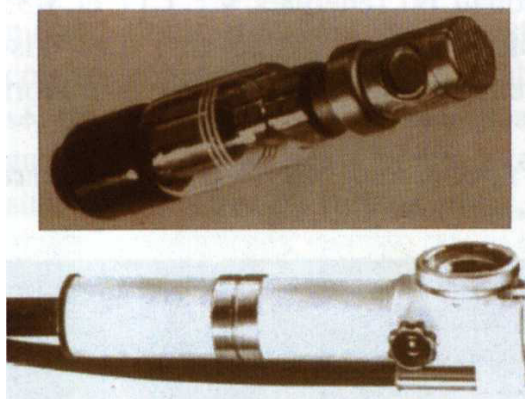
La radiothérapie transcutanée par photons est une des principales méthodes de traitement des tumeurs cancéreuses. Elle utilise des faisceaux de rayonnement ionisants (rayons x, photons γ) produits par une source radiogène extérieure au patient. En associant plusieurs faisceaux collimatés, convergents sur le volume cible à irradier, et passant par des portes d'entrée cutanées différentes, la dose absorbée dans les tissus est cumulée à un niveau thérapeutique élevé dans la région de recoupe des faisceaux. Pour les tissus sains et organes critiques périphériques, la dose est réduite à une faible valeur compatible avec les données de radiotoxicité tissulaire.

Un peu d'histoire ...

Dans les proches années qui ont suivi les découvertes des rayons X et du radium, les possibilités d'utiliser ces nouveaux rayonnements en biologie et en médecine ont été révélées par les lésions cutanées qu'ils ont causées au début lors des longues poses radiographiques. Ils ont très tôt été utilisés au traitement des cancers.

Après quelques essais en nombre limité de prototypes de "bombes au radium", les tubes à rayons X se sont imposés jusque dans les années 1950 comme la principale source de rayonnement utilisable en radiothérapie. La technologie de ces tubes diffère de ceux utilisés en radiodiagnostic. Ce sont des tubes à anode fixe, à gros foyer (5 à 7 mm), devant absorber une énergie moyenne 100 à 1000 fois supérieure à celle de tubes de diagnostic. Les électrons accélérés sous une différence de potentiel comprise entre 50 kV et 250 kV, bombardent une cible de tungstène placée au centre d'une anode creuse. La forme creuse de cette anode permet de limiter le phénomène parasite d'émission secondaire. Le faisceau de rayons X sort du tube au travers

d'une mince fenêtre en béryllium, et est collimaté à la taille souhaitée par un simple diaphragme à lames de plomb. Ces appareils dits de "radiothérapie conventionnelle" permettent de réaliser des champs d'irradiation pouvant atteindre 20 cm de côté, avec un débit de dose de l'ordre de 30 cGy.min⁻¹ à la distance de traitement (40 cm). La composition spectrale du faisceau de rayons X, donc le pouvoir pénétrant du rayonnement, est modifiée en changeant la valeur du potentiel d'accélération et en interposant dans le faisceau des filtres de cuivre de faible épaisseur (de 0,3 mm à 2 mm). Ces absorbeurs atténuent sélectivement les composantes de grande longueur d'onde. Malgré ces artifices, le rendement en profondeur dans les tissus reste faible (50 % à 6 cm de profondeur), et la dose thérapeutique délivrée en profondeur est souvent limitée par l'importance des réactions cutanées.



Tube à rayons X pour radiothérapie superficielle 50 à 150 kV (1950)

La radiothérapie de haute énergie

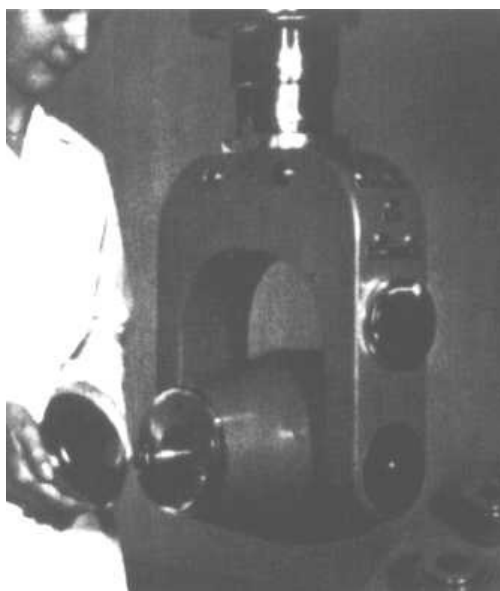
Les années 1950-1960 marquent le début de la radiothérapie moderne avec l'introduction de rayonnements de haute énergie. Deux solutions s'offrent alors pour accroître le rendement en profondeur dans les tissus.

La première consiste à utiliser le rayonnement gamma émis par une source radioactive. Pour être utilisable, l'énergie γ émise doit être supérieure à 0,5 MeV, le radioélément doit être produit avec une activité spécifique élevée. Enfin la période physique doit être suffisamment grande

pour éviter un renouvellement trop fréquent de la source . En pratique, seuls deux radioéléments répondant à ces critères sont utilisés : le césium 137 et le cobalt 60 . Dans ces unités de traitement, l'élément radioactif est confiné dans une capsule cylindrique scellée(diamètre : 2 cm), placée au centre d'un container de protection (plomb) , muni d'un obturateur et d'un dispositif de collimation du faisceau . Cet ensemble est monté sur un statif mécanique permettant d'orienter le faisceau dans la direction de traitement . Ces appareils fournissent des champs d'irradiation pouvant atteindre 30 cm de coté à la distance de traitement (80 cm) et un débit de dose de l'ordre de 80 cGy.mn-1 en fonction de l'activité de la source qui peut atteindre 260 TBq (7000 Ci).*

* 1 terabecquerel vaut 1012, (mille milliards) de becquerels.

La faible activité spécifique du césium 137 (1,85 TBq.g-1) comparée à celle du cobalt 60 (7,4 TBq.g-1) a fait que les sources de césium 137 ont été rapidement abandonnées au profit du cobalt 60 (énergies g : 1,17 et 1,33 MeV, période : 5,26 ans) . Les faisceaux de télécobalthérapie sont alors devenus le rayonnement de référence en dosimétrie clinique et en radiobiologie .



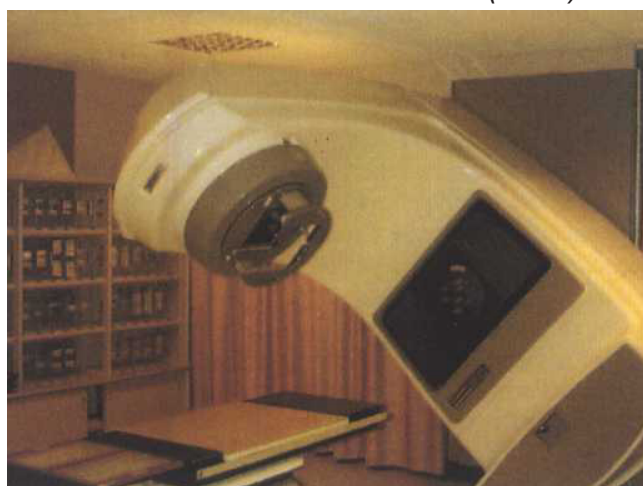
Unité de césium thérapie (Ontario 1959)

La seconde méthode de production des faisceaux de photons x de hautes énergies consiste à absorber dans un cible de tungstène un faisceau d'électrons de haute énergie, produit par un accélérateur . Il s'en suit la création par rayonnement de freinage d'un faisceau de photons x d'énergie maximale égale à l'énergie des électrons utilisés . De plus, les faisceaux d'élec-

trons de ces accélérateurs, lorsqu'ils sont utilisés directement en l'absence de cible, trouvent une seconde application thérapeutique dans le traitement des lésions superficielles ou peu profondes .

Après quelques essais d'utilisation de béta-trons ou de générateurs Van De Graaf , les accélérateurs linéaires d'électrons (4 MeV - 30 MeV) à micro-onde se sont révélés comme le processus d'accélération des électrons le mieux adapté à la radiothérapie pour obtenir des faisceaux de photons de hautes énergies . Ces machines sont depuis les années 70 en continuel développement technologique , tant au niveau de la qualité des faisceaux qu'au niveau des dispositifs de collimation ou de la précision de centrage des faisceaux . Les champs d'irradiation atteignent 40 cm de coté à la distance de traitement (100 cm) avec une homogénéité de faisceau de 2 % . Un débit de dose 4 Gy.mn-1 réduit la durée de l'irradiation d'une séance de traitement à une valeur inférieure à la minute . L'aspect compact de ces appareils, fait qu'il est aujourd'hui possible d'orienter le faisceau d'irradiation dans toutes les directions de l'espace en conservant une précision de centrage inférieure à 2 mm . Parmi les 260 accélérateurs linéaires médicaux composant le parc français , 6 sont installés dans la région Auvergne .

Accélérateur Varian 2100 C (1995)

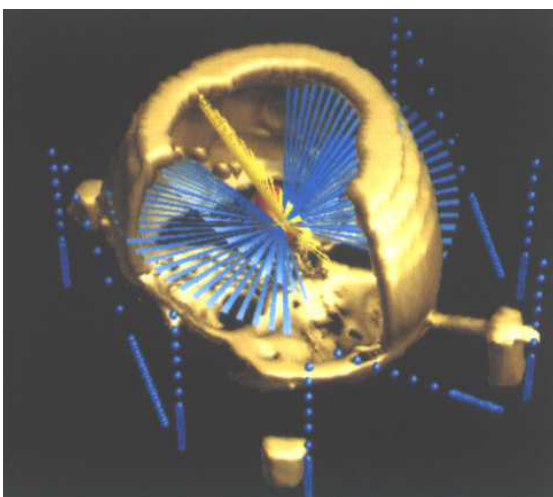


*Faisceaux d'électrons de 6 à 20 Mev
Faisceaux de photons X de 8 à 23 MV*

Les années 1970 - 1980 : la dosimétrie

Le développement de la radiothérapie de haute énergie ne saurait être dissocié de celui de la dosimétrie des rayonnements ionisants, l'effet biologique étant en relation étroite avec la den-

sité d'énergie absorbée par les tissus . Aussi l'étalonnage des faisceaux et la détermination de la répartition spatiale de la dose absorbée à l'intérieur de l'organisme constituent une partie décisive d'un traitement de radiothérapie . Les années 70 sont marquées principalement par la recherche de méthodes de modélisation dosimétriques compatibles avec les capacités informatiques de l'époque . La méthode de Cunningham, basée sur la séparation des composantes des rayonnements primaires et de rayonnements diffusés est la référence . Suivant les protocoles établis par des commissions d'experts (ICRU, IAEA, ...) des programmes d'intercomparaisons dosimétriques sont mis en place et constituent le point de départ des programmes d'assurance de qualité en radiothérapie .



Simulation virtuelle 3D d'un traitement de radiothérapie pour une irradiation abdominale (en haut) et intracrânienne (en bas).

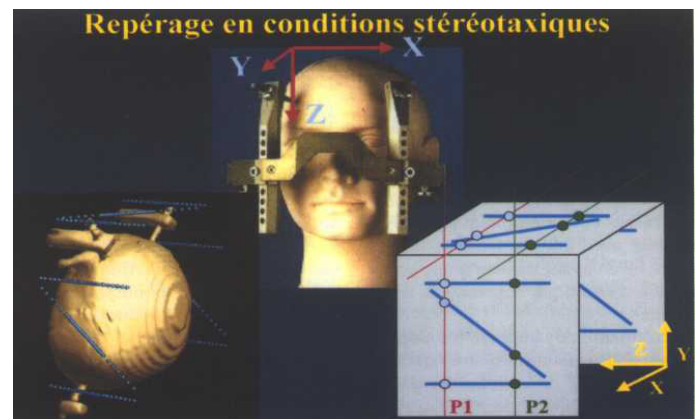
Les années 1990 : Imagerie et informatique

Les développements rapides de l'informatique et des systèmes d'imagerie diagnostique ouvrent

des voies nouvelles pour le développement de la radiothérapie .

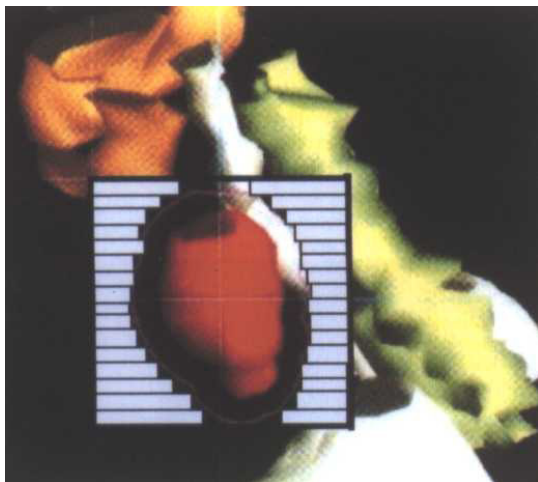
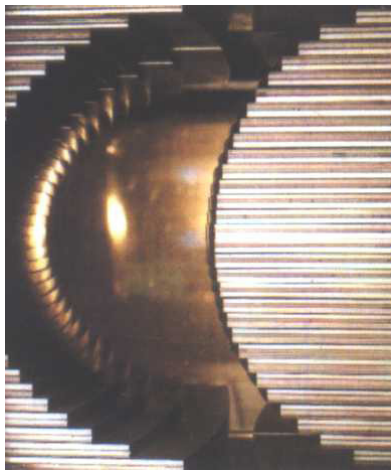
Lorsqu'une indication de traitement par radiothérapie est posée, avant le début du traitement, avec le plus de précision possible, il est nécessaire de situer le volume cible , les organes critiques par rapport à des repères anatomiques et à la peau . Si la valeur de la dose thérapeutique est déterminée sur des bases biologiques, c'est sur la seule base des données géométriques et anatomiques que sont déterminés la balistique de l'irradiation et le choix des rayonnements à utiliser .

Cette phase de conformation et de repérage anatomique, relève d'une démarche d'analyse tridimensionnelle qui lors d'une simulation virtuelle, associe les ressources de la tomodensitométrie radiologique (scanner) et de l'imagerie par résonance magnétique (IRM) à celles des logiciels de dosimétrie . Cette simulation permet de définir en 3D les caractéristiques optimales des faisceaux, de visualiser leurs enveloppes par rapport aux structures anatomiques . Elle est à la base de la radiothérapie de conformation moderne.



La contention du patient conditionne la reproductibilité de centrage à chaque séance de traitement . Elle doit être adaptée au niveau de technicité du traitement et à la mobilité des organes irradiés . Par exemple , pour le traitement de certaines lésions intracrâniennes , où un degré maximum de précision est obligatoire, un dispositif par cadre stéréotaxique, servant de référentiel lié au patient, et commun à toutes les phases du traitement, permet d'atteindre une précision de repérage et de centrage de 1 mm ou moins . Cette précision est ensuite conservée pendant l'irradiation, réalisée par rotation d'un seul mini-faisceau autour d'un ou plusieurs points fixes si-

tués à l'intérieur du volume cible .



Dispositif de collimation multilames pour la réalisation de champs d'irradiation de formes complexes variables utilisés en mode dynamique pour la modulation d'intensité

L'an 2000

La voie de recherche et de développement la plus prometteuse en radiothérapie est actuellement la radiothérapie de conformation à modulation d'intensité . Cela consiste, en utilisant des dispositifs appropriés, à moduler l'intensité du faisceau, point par point à l'intérieur du champ d'irradiation . La dose absorbée est ainsi ajustée en profondeur de façon que l'isodose thérapeutique soit confinée exclusivement à l'intérieur du volume cible et s'adapte parfaitement à la forme complexe de celui ci , quelle soit convexe ou concave .

Cet aspect conformationnel de l'irradiation est obtenu en utilisant 3 à 5 champs d'irradiation de formes complexes et en déformant les profils de dose avec des atténuateurs absorbants ou en ayant recours à une collimation dynamique as-

sistée par ordinateur .

La collimation dynamique est assurée par un collimateur multilames qui utilise des lames de collimation parallèles dont le déplacement à l'intérieur du champ d'irradiation est contrôlé individuellement avec une grande précision (0,1 mm) . La position de chacune des lames de tungstène est programmée par informatique pour s'ajuster à la forme irrégulière souhaitée . Le déplacement programmé des lames pendant l'irradiation permet de moduler la distribution en profondeur de la dose absorbée . Un dispositif électronique d'imagerie en temps réel, installé sur le statif de l'accélérateur, contrôle en permanence la conformité entre traitement prescrit et traitement réalisé .

Conclusions

Bénéficiant de tous les apports récents de l'imagerie médicale, de la dosimétrie tridimensionnelle, de l'informatique, la radiothérapie est devenue une méthode de traitement de haute précision . L'aboutissement des projets actuels dans le domaine de la radiothérapie dynamique à modulation d'intensité conduira à court terme pour les patients à un gain thérapeutique caractérisé par un meilleur contrôle de certaines lésions, et une diminution du taux de complications . La balistique de l'irradiation est ainsi optimisée sur des bases physiques, elle l'est aussi sur des bases biologiques grâce aux développements récents de la radiobiologie ; mais ceci est un autre volet de la radiothérapie .

Bibliographie

- International Atomic Energy Agency, Report n° 277, Vienne, 1987
- International Commission on radiation units and measurements, Bethesda, reports n° 34, 1982, n° 47, 1992, n° 50, 1993
- JOHNS H.E., CUNNINGHAM J.R., The physics of radiology, Thomas C. éd, Springfield Illinois, 1971
- Challenges in conformal radiotherapy, ESTRO Workshop, Nice, 12-13 september 1997
- Conformal radiotherapy in practice, ESTRO teaching course, Amsterdam, 21-25 June, 1998