



ROYAUME DU MAROC

UNIVERSITE SIDI MOHAMMED BEN ABDELLAH

FACULTE DE MEDECINE ET DE PHARMACIE

FES



LA DOSIMETRIE IN VIVO EN RADIOTHERAPIE EXTERNE

MEMOIRE PRESENTE PAR :

Docteur HANINE NAJOUA

POUR L'OBTENTION DU DIPLOME DE SPECIALITE EN MEDECINE

OPTION : RADIOTHERAPIE-CURIETHERAPIE

Sous la direction de:

Professeur EL MAZGHI ABDERRAHMANE

SESSION MAI 2017

Remerciements

A Mes Chers Professeurs,

C'est avec une grande émotion et un profond respect et estime que nous avons l'honneur aujourd'hui d'écrire ce modeste mot afin de rendre hommage à nos maitres qui nous ont guidé, et n'ont jamais épargné d'efforts pour notre apprentissage et notre formation, tant sur le plan théorique que pratique.

Ces quelques lignes ne sauraient suffire pour vous exprimer, chers maitres, ma grande reconnaissance et ma profonde gratitude pour vos qualités humaines et professionnelles qui me serviront certainement d'exemple dans ma carrière.

Nous vous restons à jamais reconnaissants, sincèrement respectueux et toujours disciples dévoués...

A toute l'équipe de la physique médicale

Nous avons pu au cours de notre résidanat bénéficier de votre savoir et de votre expérience, et je vous remercie de nous faire partager votre savoir pour réussir ce travail

Veillez recevoir l'expression de ma reconnaissance et mon profond respect.

ABREVIATIONS

$\text{Al}_2\text{O}_3 .\text{C}$: Oxyde d'aluminium dopé au carbone

CaSO_4 : Sulfate de sodium

DIV : Dosimétrie in vivo

DSP : Distance source patient

ERLM : Ecrans radioluminescents à mémoire

ESTRO : European society for radiotherapy and oncology

FIF : Fieldes in Fields

LiF : Florure de lithium

$\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7$: Borate de lithium

MeV : Méga électrons volt

MLC : Collimateur mutilâmes

MOLSET : Semi conductor Field

MV : Méga Volt

ORL : oto-rhinolaryngologique

OSL : Détecteurs à luminescence stimulé optiquement

RCMI : Radiothérapie conformationnelle par modulation d'intensité

TLD : radiothermoluminescence

UM : unités moniteurs

PLAN

INTRODUCTION	8
DOSIMETRIE IN VIVO AU SERVICE DE RADIOTHERAPIE DU CHU HASSAN II DE FES	10
1. Introduction:.....	11
2. Matériels et méthodes :.....	11
3. RESULTATS :.....	15
4. Discussion :	17
5. Conclusion :.....	17
DISCUSSION	18
Objectifs, méthodes et limites de la DIV en radiothérapie externe	19
1. Objectifs de la dosimétrie In Vivo	20
2. Quelle mesure ?	23
2.1. Mesure de la dose à l'entrée.....	23
2.2. Mesure de la dose en sortie.....	24
3. Pratique quotidienne de la dosimétrie in vivo.....	25
3.1. Méthodologie de mise en œuvre.....	25
3.2. La notion de faisceau techniquement non mesurable.	27
3.3. Organisation	28
3.4. Exploitation des résultats. Calcul des écarts. Seuils d'intervention...	29
3.5. Animation de l'équipe. Evolution de la technique.	33
Mise en œuvre pratique de la dosimétrie in vivo par semi-conducteurs	35
1. Les moyens humains.....	36
2. Tests de recette	37
2.1. Etalonnage	38
2.2. Mesures complémentaires. Facteurs correctifs.	39

LA DOSIMETRIE IN VIVO EN RADIOTHERAPIE EXTERNE

3. Utilisation in vivo	40
3.1. La mesure sur le patient	40
3.2. Quelques irradiations particulières	41
3.3. Exemples de mise en oeuvre au sein des centres de radiothérapie ..	42
4. Contrôle de qualité du système. Périodicité des contrôles	50
5. Résumé pour les détecteurs de choix que sont les diodes à semi conducteur	51
Les autres techniques disponibles ou en développement.....	53
1. Dosimétrie In Vivo par radiothermoluminescence (TLD)	54
2. Dosimétrie In vivo par détecteurs MOSFET :	58
3. Détecteurs à luminescence stimulée optiquement (OSL) [7]	61
CONCLUSION.....	64
RESUME	67
BIBLIOGRAPHIE.....	69

INTRODUCTION

L'activité de soins en radiothérapie a la particularité d'être un des secteurs de la santé où la complexité technologique est la plus importante dans la prise en charge des patients. Cet aspect et les événements indésirables graves recensés ces dernières années ont incité les tutelles à renforcer réglementairement les exigences de qualité et de sécurité dans cette spécialité. Un des moyens de ce renforcement est d'introduire l'obligation de vérifier directement la dose absorbée reçue par le patient lors d'une séance d'irradiation, grâce à la dosimétrie in vivo (DIV).

La dosimétrie in vivo (DIV) consiste à réaliser des mesures de dose directement sur le patient pendant l'irradiation, à l'aide de détecteurs placés en des sites facilement accessibles tels que la peau ou plus rarement des cavités naturelles du corps. La dosimétrie in vivo est l'unique solution pour vérifier la dose réellement délivrée au patient. Il est prouvé qu'elle est utile. Elle est recommandée pour l'amélioration de la qualité des traitements et qu'elle permet la détection de plusieurs types d'erreurs. Les diodes sont les détecteurs de choix sont aujourd'hui largement utilisées.

Depuis les années 1980 des recommandations sur la nécessité de la dosimétrie in vivo dans le cadre des programmes d'assurance de qualité en radiothérapie ont été publiés [1-2].

Dans ce travail, on va présenter l'expérience clinique et pratique de notre service en matière de la dosimétrie in vivo, qui fait une étape primordiale pour une meilleure prise en charge de qualité pour les malades traités, et on va revenir à une étude de la littérature en se basant sur l'expérience des autres centres de radiothérapie

DOSIMETRIE IN VIVO AU SERVICE
DE RADIOTHERAPIE DU CHU
HASSAN II DE FES

1. Introduction:

La dosimétrie in vivo est une mesure s'inscrivant dans la démarche globale d'assurance de la qualité des traitements de radiothérapie externe. L'objectif premier est d'assurer la sécurité du patient et la qualité de son traitement en vérifiant que la dose qui lui est délivrée reste suffisamment proche de celle prescrite par l'étude

Pour cet objectif, une étude clinique menée au sein du service de radiothérapie, incluant une série de 60 patients traités au sein du service de radiothérapie pour deux principales localisations cancéreuses : Sein et pelvis (Col utérin, endomètre, vulve, prostate, rectum, canal anal)

2. Matériels et méthodes :

Les mesures de dosimétrie in vivo (DIV) sont réalisées pour un accélérateur linéaire Elekta, avec MLC 80 lames, avec 3 énergies de photons : 6, 10 et 18 MV et 5 énergies d'électrons : 6, 9, 12, 15 et 18 MeV, disponible au service de radiothérapie du CHU Hassan II de Fès. Le TPS utilisé pour la planification du traitement, le scanner de référence est un scanner dédié à la radiothérapie type Siemens Somatome avec grande ouverture 84cm. L'épaisseur des coupes tomographiques est de 3mm. Le positionnement du patient est contrôlé lors de la première séance puis une fois par semaine.

Une série de 60 patients inclue dans cette étude : 32 malades traités pour des cancers à localisations pelvienne (Col utérin, endomètre, vulve, prostate, rectum et canal anal) et 28 patients pour localisation mammaire.

Tous ces patients sont traités par une radiothérapie externe conformationnelle tridimensionnelle, et ils ont bénéficié d'une dosimétrie in

vivo lors de la première séance du traitement, Diode utilisé est type PTW selon l'énergie utilisée.



Figure 1. Scanner simulateur Siemens SOMATOM



Figure 2. Accélérateur linéaire ELEKTA



Figure 3. Diode PTW



Figure 4. Electromètre PTW VIVODOS E

3. RESULTATS :

On présente les résultats de notre série d'étude en fonction des écarts types relatifs entre la dose in vivo et la dose calculée par la TPS La dose in vivo est calculée pour l'ensemble du plan de traitement en considérant la pondération de chaque faisceau pour les deux localisations étudiées : Mammaire et pelvienne.

- Localisation mammaire :

Nombre de malades	28
Moyenne	-0,74
Ecart type	5,07
Intervalle 95%	(-8,56/6,48)

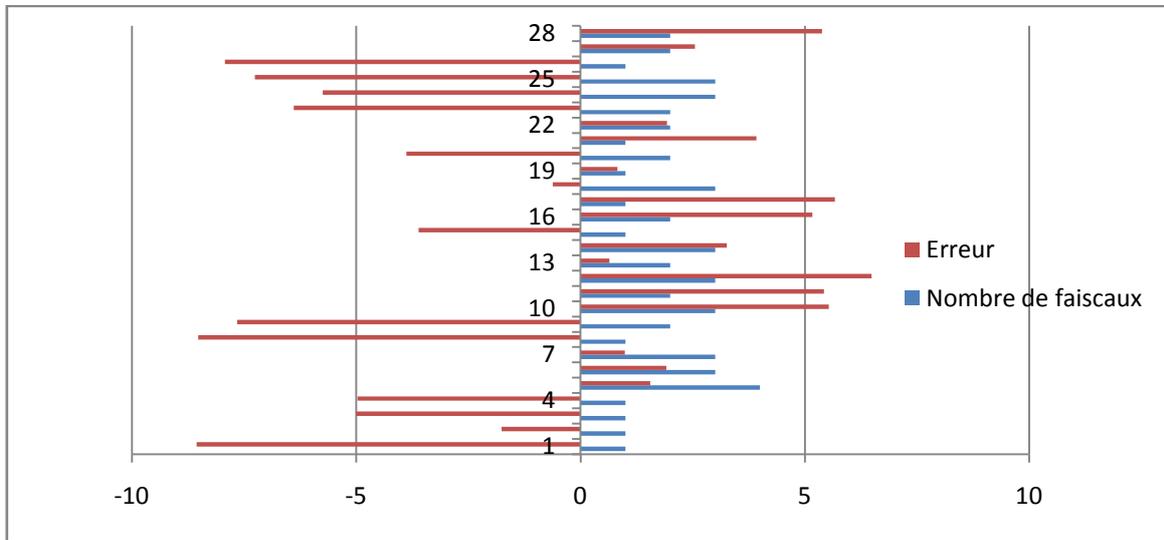
- Localisation PELVIENNE :

Nombre de malades	32
Moyenne	-1,28
Ecart type	4,45
Intervalle	(-7,13/6,24)

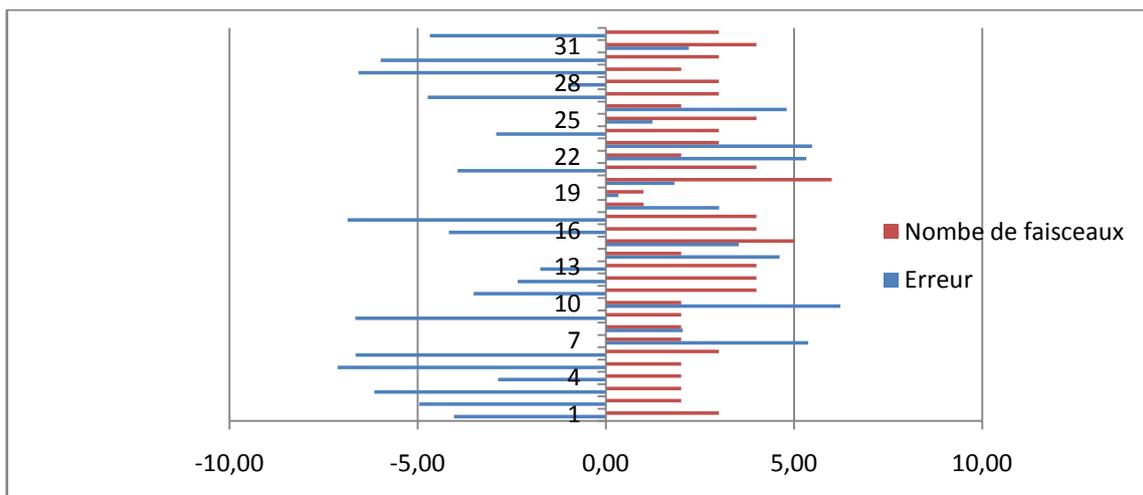
De plus, les résultats sont également présentés par le nombre de faisceaux.

Variation de l'erreur calculée en fonction du nombre de faisceaux

- Localisation mammaire :



- Localisation pelvienne :



4. Discussion :

Une évaluation clinique de la méthode a été réalisée. Elle a permis de conclure que la dosimétrie in vivo peut être implémentée en conditions de routine clinique.

Les principales difficultés techniques rencontrées sont les risques de collision (rotation angulaire de la table, contention...) et la limitation sur la taille de champ. Le champ de vue de l'imageur, l'atténuation du faisceau par les objets présents dans le champ d'irradiation en sortie du patient (barres de maintien de la table, contentions...) peut induire des résultats difficilement interprétables.

L'erreur dans les cancers du sein est plus significatif que celui de la localisation pelvienne, du fait de : L'inclinaison du bras, filtres en coin, champs dans le champs (FIF fields in fields)

Par ailleurs les épaisseurs de patients sont parfois supérieures à celles prévues par les mesures initiales de référence.

Les résultats présents montrent que la méthode est suffisamment juste et précise pour donner une indication fiable sur la qualité du traitement.

5. Conclusion :

La dosimétrie in vivo s'intègre dans la démarche d'assurance de qualité. Seule, elle ne permet pas de détecter toutes les erreurs de traitement. Elle reste cependant efficace et indispensable pour réduire leur incidence et leur impact afin de sécuriser les traitements délivrés en radiothérapie externe.

DISCUSSION

Objectifs, méthodes et
limites de la DIV en
radiothérapie externe

1. Objectifs de la dosimétrie In Vivo

Les mesures in vivo consistent à réaliser des mesures de dose sur le patient pendant l'irradiation à l'aide de détecteurs placés dans des sites facilement accessibles tels que la peau ou des cavités naturelles du corps. Il faut rappeler qu'en radiothérapie, une précision de 5% est souhaitable et qu'une variation de dose de 10% au volume cible peut modifier de façon significative le contrôle local de la tumeur ou le taux de complications [3]. Le traitement idéal consisterait à délivrer pour tous les patients une dose égale à la dose prescrite. En réalité, la dose délivrée au patient présente une dispersion plus ou moins importante centrée sur la dose prescrite en l'absence d'erreur systématique.

L'erreur humaine constitue l'un des principaux facteurs constitutifs des incidents ou accidents observés (80%). En effet, il est pratiquement impossible de tout vérifier, et il est habituellement admis que le risque d'erreur dans toute activité humaine est de 1 à 3 %. De ce point de vue, la dosimétrie in vivo permet de détecter les erreurs systématiques et – si elle est utilisée quotidiennement – les erreurs aléatoires, permettant ainsi de s'assurer que la dose délivrée au patient ne diffère pas de la dose prescrite de façon significative.

Lors de la mise en oeuvre de la dosimétrie in vivo, il est possible d'assigner deux objectifs principaux à cette technique :

- Détection et correction des erreurs systématiques et/ou aléatoires pouvant intervenir lors de la préparation et la réalisation d'une

radiothérapie. Le principe est de disposer d'un système capable de générer des signaux d'alerte auprès de l'équipe de traitement.

- Evaluation de la qualité globale d'une technique particulière de traitement ou d'un service. C'est l'indicateur « qualité » de l'irradiation réalisée.

Les principales sources d'incertitudes sont (liste non exhaustive) :

- la dosimétrie des faisceaux d'irradiation par le système de planification de la dose (données sur les faisceaux, algorithmes, corrections d'hétérogénéité etc.),
- les données anatomiques du patient (contours, hétérogénéités, mouvements des organes),
- le transfert des données,
- la reproductibilité de la mise en place quotidienne du patient,
- La reproductibilité de fonctionnement de l'appareil de traitement.

1.1. Premier objectif: Détection et correction des erreurs systématiques ou aléatoires.

Pour chaque faisceau, lorsque cela est techniquement réalisable, une mesure in vivo est effectuée à la première ou à la deuxième séance d'irradiation et après chaque changement significatif d'un des paramètres de traitement.

Ce contrôle in vivo présente un intérêt majeur lors de l'utilisation d'un système de contrôle et d'enregistrement des paramètres afin d'éviter que toute erreur au cours de la phase de préparation dosimétrique du

traitement ne se transforme en erreur systématique au cours de sa réalisation.

De plus, plusieurs publications ont mis en évidence que les systèmes de gestion et de contrôle des paramètres ne suppriment pas toutes les erreurs de paramétrage possibles et peuvent même générer des défaillances d'autres types liées en particulier soit à la conception du système, soit à la compatibilité des différents équipements associés (système de planification, accélérateur, accessoires, etc...).

1.2. Deuxième objectif : Evaluation de la qualité globale d'une technique de traitement

La dosimétrie in vivo systématique peut être utilisée comme indicateur de la qualité globale de la dose délivrée dans un département de radiothérapie. L'exploitation des résultats enregistrés permet en effet d'évaluer dosimétriquement la qualité d'une technique par rapport à une autre parmi celles mises en oeuvre dans le centre, et peut déboucher sur l'amélioration des points faibles ainsi mis en évidence.

Dans ce cadre, des évaluations particulières peuvent également être effectuées à l'aide de mesures de dose in vivo, dans des situations où le calcul est imprécis ou lorsque les conditions de traitement sont différentes des conditions habituelles de traitement (par exemple irradiation corporelle totale, irradiation mono fractionné à dose élevée...). Il est aussi possible d'utiliser la dosimétrie in vivo pour effectuer des mesures sur des points d'intérêts particuliers (dose pacemaker, dose aux organes critiques tels que cristallin, gonades..).

2. Quelle mesure ?

Pour une évaluation « directe » de la dose délivrée, le meilleur moyen consisterait à placer un dosimètre directement au point de spécification de la dose (volume cible), ce qui est rarement possible. Généralement, la dosimétrie in vivo est réalisée en mesurant la dose à l'entrée à la peau du patient sur l'axe du faisceau, couplée ou non à une mesure de la dose de sortie. Dans quelques cas particuliers, il est possible de réaliser des mesures intra-cavitaires, mais généralement, la détermination de la dose au point de spécification se fait par calcul à partir des doses mesurées à l'entrée et à la sortie du patient.

2.1. Mesure de la dose à l'entrée

Dans ce cas, le détecteur est placé sur l'axe du faisceau, ou en un point représentatif de la dose délivrée par celui-ci (à distance des limites de faisceau, loin des zones de pénombre), directement sur la peau du patient. La valeur mesurée de la dose à l'entrée est alors fonction des caractéristiques du faisceau émis par la machine, du positionnement du patient et de la présence des accessoires interposés dans le faisceau. Cette mesure de la dose à l'entrée permet de contrôler le temps d'irradiation ou le nombre d'unités moniteur délivrées, la bonne prise en compte des accessoires et la mise en place correcte du patient à la bonne distance de la source de traitement.

La mesure de la dose à l'entrée sur l'axe du faisceau est comparée à la dose à l'entrée calculée par le système de calcul de distribution de dose ou par le logiciel indépendant de calcul des unités moniteur. L'écart entre la

dose mesurée à l'entrée et la dose calculée est alors déterminé et comparé au seuil d'intervention défini dans le programme d'assurance qualité du département de radiothérapie.

2.2. Mesure de la dose en sortie

La valeur de la dose mesurée en sortie du faisceau, sur ou en dehors de l'axe, est fonction, en plus des caractéristiques du faisceau évoquées précédemment, des données anatomiques du patient utilisées pour le calcul du nombre d'unités moniteur.

Elle permet de ce fait de valider les paramètres tels que l'épaisseur du patient et la prise en compte correcte des hétérogénéités.

Lorsque la mesure de la dose à la sortie est couplée à une mesure de la dose à l'entrée, il est alors possible de reconstituer par le calcul la dose délivrée au point de spécification et de la comparer à la dose prescrite.

3. Pratique quotidienne de la dosimétrie in vivo

- Lors de la mise en oeuvre de la dosimétrie in vivo, il est souhaitable de se poser un certain nombre de questions :
- Choix des mesures à réaliser (dose à l'entrée uniquement ? associée à la dose à la sortie ?)
- Définition des objectifs à atteindre en fonction du type d'irradiation et des seuils d'interventions ?
- Assignation des rôles de chaque membre de l'équipe (qui fait les mesures, comment, quand, qui enregistre, qui interprète les résultats ?)
- Construction d'un arbre décisionnel précisant, pour les différents seuils d'intervention choisis, les actions correctives à mettre en oeuvre (nouvelle mesure, revue du dossier, mesures complémentaires sur fantôme, échanges avec l'oncologue radiothérapeute, etc...)

3.1. Méthodologie de mise en oeuvre

La dosimétrie in vivo s'insère dans le programme d'assurance qualité du service de radiothérapie. Ses objectifs vont être définis en s'appuyant sur une analyse de risque des modalités de traitement mises en oeuvre.

Un travail de communication doit être effectué au sein des équipes dans ce sens.

La mise en place d'un programme de dosimétrie in vivo nécessite de préciser le périmètre et le calendrier de déploiement à court et long terme.

Aujourd'hui, les principaux programmes utilisés sont graduellement :

1. Mesures de la dose à l'entrée pour tous les faisceaux de photons, lorsque cela est techniquement réalisable, à la 1ère ou seconde séance et pour tout changement notable des paramètres de traitement. La dose à l'entrée mesurée est comparée à la dose à l'entrée calculée.
2. Mesures de la dose de sortie en complément de la dose d'entrée suivant les mêmes modalités que précédemment. La dose au point de prescription est alors calculée à partir des valeurs des doses mesurées à l'entrée et à la sortie. Les doses reconstruites par faisceau sont additionnées afin de comparer la dose totale délivrée au volume-cible à la dose prescrite.
3. La dosimétrie in vivo telle que décrite ci-dessus en 1 pourra être aussi réalisée pour les faisceaux d'électrons.

Quel que soit l'objectif retenu, la procédure de mise en place clinique de la dosimétrie in vivo suit les mêmes étapes :

1. Etalonnage des détecteurs,
2. Mesure des facteurs d'influence,
3. Tests sur fantôme (sous l'accélérateur), afin de valider la qualité des mesures.
4. Déploiement dans le service d'un système de gestion des résultats de dosimétrie in vivo (enregistrement, évaluation, actions de suivi).

3.2. La notion de faisceau techniquement non mesurable.

Les contraintes d'installation des patients, ainsi que celles découlant de la dosimétrie imposent parfois des accessoires ou des incidences de faisceau qui rendent impossible la mise en place fiable du dosimètre. En effet, s'il est facile de pointer une dose de référence sur l'écran d'un système de planification de la dose, il est parfois moins aisé de fixer un détecteur à la surface du patient, sur le point censé refléter cette dose.

On pourra distinguer parmi les faisceaux « techniquement non mesurables » :

- Les faisceaux ou techniques d'irradiation pour lesquels une mesure ponctuelle n'est pas adaptée et n'est pas suffisamment représentative de la dose délivrée au volume cible. C'est par exemple le cas de la RCMI, des traitements robotisés, de la tomothérapie hélicoïdale et des traitements par arcthérapie.
- Les faisceaux pour lesquels la taille des détecteurs n'est pas adaptée. C'est le cas des irradiations de radiochirurgie en conditions stéréotaxiques.
- Les géométries d'irradiation pour lesquelles il y a impossibilité de placer le détecteur dans le champ de manière à obtenir une mesure fiable.

3.3. Organisation

Différentes organisations peuvent être envisagées en fonction des spécificités de fonctionnement des équipes de chaque centre. Cependant, elles doivent s'articuler autour des points suivants :

- Qui choisit la technologie utilisée ?
- Qui commissionne le matériel et valide la méthodologie ?
- Qui fait les mesures en routine et recueille les résultats ?
- Qui interprète les résultats et déclenche les éventuelles actions correctives ?
- Qui définit les critères d'acceptation des résultats ?
- Qui accepte et valide les résultats ?
- Comment et où sont enregistrés les résultats ?

a. Le manipulateur :

- Informe le patient des modalités de la mesure, de son innocuité et de son utilité.
- Positionne les diodes sur les patients selon le protocole de mesure retenu et relève les valeurs lues.
- Prend les mesures d'hygiène vis à vis du patient.
- Prend la responsabilité initiale de comparer la dose à l'entrée mesurée à celle calculée et de déclencher le premier niveau d'action en cas de dépassement du seuil retenu. Pour cela il pourra disposer d'un logiciel de calcul instantané de l'écart à la valeur de référence.

b. Le physicien médical :

- Est responsable de la mise en place du programme incluant le choix du matériel, l'étalonnage et le contrôle de qualité périodique,

- Retient la forme sous laquelle les mesures sont relevées (papier ou électronique),
- Etablit les seuils d'intervention,
- Supervise et exploite les résultats obtenus,
- Encadre la formation des personnels à l'utilisation du matériel et au respect des procédures de mesure sur le patient.

c. Le médecin :

- Définit et valide, en concertation avec le physicien médical, les corrections à apporter ou non au plan de traitement en cas d'anomalie avérée (modification de la dose, du fractionnement, de la géométrie de l'irradiation, etc...).

3.4. Exploitation des résultats. Calcul des écarts. Seuils d'intervention

Le physicien médical, ou le dosimétriste placé sous sa responsabilité, interprète les résultats des mesures et décide, en cas de dépassement avéré du seuil d'intervention défini, des actions à déclencher :

- Nouvelle mesure à reprogrammer pour la séance suivante (afin d'écarter une possible erreur de mise en place du détecteur). La présence en salle d'un dosimétriste ou d'un physicien médical est alors souhaitable, au moins dans la phase d'apprentissage.
- Contrôle de la valeur de référence choisie dans le système de planification de la dose.
- Contrôle de la dosimétrie.
- Concertation éventuelle avec le médecin en fonction du résultat des investigations.

Quel que soit le protocole retenu, les résultats seront consignés dans la fiche de traitement du patient (informatisée ou non). Les valeurs mesurées ou reconstruites seront comparées aux valeurs calculées ou prescrites et l'écart calculé sera comparé au seuil d'intervention : la valeur de l'écart indiquera l'action à déclencher suivant le protocole défini par le service. En général et pour un maximum d'efficacité, il est commun de fixer un seuil d'intervention immédiate à $x\%$ d'écart suivi d'un ou deux seuils d'alerte de complexité croissante en fonction de l'écart observé (X à $2 X \%$ et supérieur à $2 X \%$ par exemple).

Pour définir les seuils d'intervention, le physicien médical prendra en compte l'objectif recherché ainsi que les moyens de détection et les techniques de traitement mis en oeuvre qui conditionnent le niveau de précision de la mesure.

Dans le cas de la DIV réalisée par une mesure de dose à l'entrée, l'usage est répandu de fixer un seuil d'intervention à 5% . Un temps d'apprentissage est nécessaire avant d'atteindre le seuil que l'on s'est fixé.

Les écarts se calculent classiquement par le rapport entre valeurs mesurées et attendues.

La mesure d'une faible dose peut induire un écart relatif important du fait de la précision d'affichage de l'électromètre utilisé. Dans ce cas, il pourra être préférable de fixer un seuil d'intervention exprimé en dose.

1. L'utilisation de matériels à lecture directe permet aux manipulateurs de vérifier en temps réel, pendant la délivrance du traitement, que la dose à l'entrée mesurée sur l'axe de chacun des faisceaux ne dépasse pas de manière anormale la dose calculée.

Si l'écart excède l'un des seuils d'intervention, les paramètres de traitement sont immédiatement contrôlés. On laissera le patient en position sur la table de traitement afin d'identifier si possible la cause de la déviation. Le manipulateur qui constate l'écart peut faire appel au physicien médical pour une recherche plus approfondie, en particulier si l'écart est supérieur à $2 \times \%$.

2. Dans le cas où les doses sont mesurées à l'entrée et à la sortie du patient, un physicien médical ou un dosimétriste reconstruit la dose délivrée à l'isocentre, en différé, avant la séance de traitement suivante.

Un seuil d'alerte immédiate sur les doses entrées et/ou sorties implique comme dans le cas précédent de vérifier la correction de la mise en place.

Les seuils d'intervention doivent prendre en compte les incertitudes de mesures qui peuvent être liées :

- à la position des détecteurs dans le cas d'irradiation présentant une forte obliquité (irradiation de la paroi thoracique du cancer du sein),
- à des zones où il y a une variation d'épaisseur importante, éventuellement en présence d'hétérogénéité (irradiation ORL avec point de centrage proche de l'angle de la mandibule avec l'axe du faisceau traversant la trachée, quand la dose de sortie est mesurée),
- à la présence de filtre en coin.

La conduite à tenir :

A l'aide des mesures réalisées et de la connaissance du volume irradié, le physicien médical interprète les résultats et donne aux manipulateurs les

consignes nécessaires pour recommencer le contrôle à la séance suivante. Le détecteur sera éventuellement déplacé dans une région où l'interprétation des résultats sera plus aisée (par exemple pour l'ORL déplacer les détecteurs de 1 cm en antérieur pour ne plus être en regard de la trachée pour la mesure d'une dose de sortie). En général la grande majorité des contrôles ainsi repris permet de repasser sous le premier seuil d'alerte après la seconde mesure.

Si après un second contrôle l'écart reste compris entre $\pm x\%$ et $\pm 2x\%$, il est nécessaire avant d'autoriser la poursuite du traitement d'analyser et de justifier l'écart observé dans la fiche de traitement. En effet, la dosimétrie in vivo telle que décrite dans ce guide ne donne qu'une indication ponctuelle de la dose délivrée qui ne peut donc être représentative de la dose délivrée dans un volume. Le physicien médical doit apporter, si possible, l'explication permettant de justifier l'écart enregistré.

Pour les écarts constatés $> \pm 2x\%$ ou si l'écart en b) n'est pas expliqué, le physicien médical vérifiera soigneusement tout le dossier, la planimétrie, le calcul du temps de traitement (y compris le double calcul) et les paramètres techniques du système de vérification des paramètres de traitement patient (système R&V). Si besoin, le physicien médical proposera de vérifier la dose par une mesure sur fantôme. Le contrôle sera alors répété lors de la séance d'irradiation suivante après avoir apporté les corrections nécessaires à la mise en place du patient, au positionnement des détecteurs, ou au calcul du temps de traitement.

Le traitement des erreurs avérées sera pris en charge en fonction de l'écart de dose constaté. Dans tous les cas, il appartient au médecin de

décider des modalités de correction de la dose avant la poursuite du traitement (récupération sur une ou plusieurs séances voire sur la totalité du reste du traitement en fonction de l'écart).

3.5. Animation de l'équipe. Evolution de la technique.

Avant la mise en oeuvre clinique d'un protocole de dosimétrie in vivo, il est nécessaire d'assurer la formation de l'ensemble des personnels intervenants et de prévoir une remise à jour régulière des connaissances sur les modalités de mise en oeuvre.

Une communication régulière est nécessaire sur la pratique elle-même, sur la gestion des seuils, afin d'éviter toute dérive de fonctionnement et pour bien savoir ce qui est réellement réalisé comme mesures et exploitations. A ces occasions, l'arbre organisationnel doit être critiqué et adapté.

Il est important également que l'équipe de physique présente un bilan régulier et quelques cas types d'analyse des écarts à l'équipe de radiothérapie. Celle-ci ne perdra pas de vue l'utilité de la technique.

Avec l'expérience, la technique pourra évoluer pour devenir plus complète (mesure en dose sortie après avoir pratiqué la mesure des doses entrée, extension à des techniques plus complexes telles que les irradiations par plusieurs faisceaux non obligatoirement opposés).

En conclusion

La dosimétrie in vivo en radiothérapie externe est une ligne de défense supplémentaire indispensable dans les processus organisationnels des services de radiothérapie externe. Elle permet de :

- Vérifier la dose délivrée au patient. Dans ce sens, on passe du traitement prévisionnel, effectué sur les consoles informatiques à partir d'un patient « virtuel » obtenu par imagerie, à la réalisation du traitement réel sur le patient.
- Détecter la plupart des erreurs systématiques et ainsi contribuer à la qualité des traitements.

Il appartient au professionnel de choisir, selon les critères propres définis au sein de son équipe, la technique de mesure in vivo qui lui semble la plus appropriée au contexte dans lequel il exerce : semi-conducteurs, thermoluminescence, MOSFET, dosimétrie transit, luminescence optiquement stimulée, etc... Le choix est aujourd'hui vaste : chaque technique a ses avantages et ses inconvénients, qui seront rappelés dans les chapitres suivants.

Pour les détails inhérents à la mise en oeuvre de l'une ou l'autre de ces techniques, le lecteur est invité à se référer à la bibliographie disponible en ce domaine.

Quelques critères importants permettant de faire ce choix :

- mesure en temps réel ou différé,
- ergonomie, temps nécessaire,
- intégration dans l'organisation existante, en particulier avec les systèmes d'information de la radiothérapie.

Mise en œuvre pratique
de la dosimétrie in vivo
par semi-conducteurs

Bien qu'il existe d'autres détecteurs possibles, les diodes semi-conductrices sont aujourd'hui des détecteurs de choix pour la réalisation de la dosimétrie in vivo en raison de leur solidité éprouvée, de leurs qualités dosimétriques, et de leur entretien aisé entre chaque patient.

Ce chapitre s'articule autour du choix des diodes semi-conductrices comme détecteurs in vivo. Ce détecteur présente un grand nombre d'avantages dans le cadre d'une utilisation généralisée et fréquente : robuste, mesure précise et reproductible hormis dans des conditions cliniques ou techniques plus complexes (obliquité, hétérogénéité, asymétrie importante, champs d'intensité modulé), peu d'entretien et faible cout. Mais au contraire, ces détecteurs ponctuels, auxquels on peut ajouter les MOSFTs, les dosimètres thermo-luminescents (DLT) et les dosimètres à simulation optique(OSL), montrent leurs limites dans le cadre des pratiques avancées de radiothérapie telles que les techniques de modulation d'intensité en champ statique ou par arcs ainsi que la radiothérapie en conditions stéréotaxique [4]

1. Les moyens humains

Les mesures physiques de recette des diodes sont décrites plus loin, et représentent un travail ponctuel pour l'unité ou le service de physique médicale. Le temps nécessaire à la mise en place de la dosimétrie in vivo, en ce qui concerne les mesures physiques, dépend du niveau de précision finale souhaité par le physicien médicale. Dès lors, il peut dépasser une journée par accélérateur.

En outre, il ne faut pas oublier le temps additionnel, qui peut s'avérer long, d'intégration de la technique à l'organisation informatique du service voire du centre.

Le contrôle qualité régulier du matériel nécessite moins de trente minutes par mois et par appareil. Il consiste principalement à vérifier la stabilité du calibrage des diodes, la sensibilité de celles-ci variant avec la dose cumulée qu'elles reçoivent.

Au poste de traitement, passée la période d'apprentissage, le temps additionnel consacré à la mesure peut être estimé à moins de deux minutes par séance dans le cas de mesures de dose à l'entrée. La pratique s'imbrique totalement à l'ensemble des tâches du poste de traitement.

Le temps consacré au traitement des résultats par l'équipe de physique médicale peut être estimé de 10 à 30 minutes par jour et par appareil, suivant les expériences du groupe et la technologie utilisée.

2. Tests de recette

Les capuchons des diodes sont étudiés pour une gamme d'énergie. Le respect de cette gamme est important.

Les tests suivants sont les tests minimaux à effectuer à la réception du matériel ainsi que lors de tout renouvellement :

- Reproductibilité et répétition des mesures.
- Linéarité de la réponse avec la dose.
- Offset et dérive du signal avant et après irradiation.

Ils seront répétés pour chaque nouvelle diode mise en service.

La mesure du courant induit par l'irradiation dépend du couple formé par la diode et le canal de mesure de l'électromètre. Aussi, on ne changera plus la diode de canal (donc de connexion) une fois les tests de recette effectués, sinon, ils sont à refaire.

2.1. Etalonnage

a. Etalonnage en dose entrée

La méthode la plus répandue et la mieux décrite dans la littérature est celle d'un étalonnage pour une mesure de dose à l'entrée, c'est-à-dire à la profondeur de mise en équilibre électronique (Z_{max}). Cet étalonnage est réalisé par rapport à un dosimètre de référence (par exemple chambre d'ionisation). On compare le signal produit par la diode en surface du fantôme à celui produit par le dosimètre de référence à Z_{max} dans le fantôme.

Il est avantageux de choisir des conditions d'étalonnage représentatives des configurations rencontrées en routine (distance source-surface de mesure, taille de champ,...). Ainsi on minimisera significativement l'influence des variations de sensibilité liées aux paramètres géométriques du traitement.

b. Etalonnage en dose sortie

Dans le cas où la mise en oeuvre prévoit la mesure d'une dose de sortie (pour une reconstruction à mi-épaisseur), cet étalonnage se fera à Z_{max} par rapport à la surface de sortie, la diode étant collée à cette surface.

Le booklet n°1 de l'ESTRO contient toute l'information nécessaire à ce type d'étalonnage.

On rappelle que le couple diode + canal de mesure est indissociable une fois l'étalonnage établi. Toute modification de canal ou de diode est à proscrire sans nouvel étalonnage.

2.2. Mesures complémentaires. Facteurs correctifs.

Les mesures complémentaires à réaliser dépendent entre autre de la technique retenue (diodes, TLDs, etc...). On pourra cependant retenir les items suivants, par ordre de grandeur et donc de priorité, pour les diodes :

- Facteurs de filtres en coin (physiques et/ou dynamiques).

La seule correction incontournable est celle liée à la présence d'un filtre en coin physique. Cette correction peut atteindre 5 à 6 % suivant l'angle du filtre et les détecteurs.

- Influence de l'angle d'incidence du faisceau par rapport à la diode.

L'incidence du faisceau peut influencer fortement, jusqu'à plus de 5% dans des incidences extrêmes de 70–80° pour des diodes "à ailettes" non cylindriques. Les diodes à géométrie cylindrique sont mieux indiquées pour s'affranchir de l'obliquité.

- Influence de la taille du champ d'irradiation

Pour la taille de champ, les variations observées par les utilisateurs du groupe ne dépassent pas 1,5% entre le champ de 5x5 cm² et le 40x40 cm².

- Influence de la DSP

De 75 cm à 110 cm de DSP, la variation n'excède en général pas 1%.

- Influence du débit de dose instantané (dose par pulse)

Le débit de dose instantané n'est pas le même si le faisceau sort à 300 UM/min ou à 900 UM/min.

- La température de la peau avoisine les 30°C.

Si celle de la salle est de 25°C, la diode n'a que peu de temps pour se mettre en équilibre thermique avec la peau.

Une correction systématique de ce facteur d'influence n'est pas jugée nécessaire par les membres du groupe mais peut cependant être mise en œuvre si souhaité.

L'hypothèse d'indépendance entre ces différents facteurs d'influence est faite sur la réponse des diodes.

Les ordres de grandeur des autres variations sont plus faibles, l'approximation restant largement dans la fourchette du seuil de 5% couramment utilisé de rejet de la mesure. On pourra écarter une diode dont les facteurs correctifs seraient plus élevés que ceux des diodes du même lot.

Pour toutes ces raisons, de nombreux centres font l'approximation de les négliger lors de la mesure. Ceci permet une utilisation simple et rapide des diodes.

3. Utilisation in vivo

3.1. La mesure sur le patient

Au quotidien, la réalisation d'une mesure in vivo enchaîne souvent les étapes suivantes :

- Le positionnement du dosimètre sur la peau du patient : il convient de choisir un point simple d'accès, et facile à identifier. Il doit être

clairement défini à qui incombent les différentes phases du processus, comme l'explique le chapitre 2.

- Le nettoyage des diodes entre chaque patient. On peut aussi utiliser un film très fin, à usage unique (médical), placé entre la peau et le détecteur, ce qui peut même améliorer le contact entre les deux si la pilosité est abondante.
- En cas de dépassement des seuils d'intervention, on déclenchera les actions décrites dans l'arbre organisationnel établi.

Enfin, rappelons que même si l'étalonnage des diodes ignore la plupart des corrections de sensibilité, ce n'est pas pour autant que cette approximation doit être mise en cause systématiquement en cas d'anomalie.

3.2. Quelques irradiations particulières

Plusieurs cas, rencontrés fréquemment, mettent en évidence la limite de la première approche qui néglige les facteurs correctifs. En effet, l'incertitude sur les mesures peut trop approcher les valeurs du seuil retenu. Des corrections s'avèrent donc parfois nécessaires en amont de la mesure.

- Les champs très asymétriques nécessitent une exploration particulière des doses à l'entrée pendant la préparation dosimétrique.
- Les DSP peuvent être différentes entre la préparation et le traitement. Plusieurs éléments peuvent intervenir également pour fausser les DSP : masque thermoformé, pilosité abondante. S'ajoute dans ce dernier cas la difficulté de bien assurer le contact entre le dosimètre et la peau.

- Les incidences obliques extrêmes (irradiations de paroi de sein le plus souvent réalisées avec des filtres en coin) peuvent donner fréquemment des résultats hors des tolérances, car la prise en compte d'un facteur d'obliquité est rendue difficile par le manque de reproductibilité du positionnement de la diode. Il peut être alors justifié d'augmenter les seuils de tolérance pour les localisations concernées, ou faire systématiquement des vérifications sur fantôme dans ces cas là , ou encore appliquer malgré tout un facteur correctif à la mesure.

3.3. Exemples de mise en oeuvre au sein des centres de radiothérapie

Centre 1 :

Un premier étalonnage simple a été fait dès la réception des diodes, aux distances moyennes de traitement. Le matériel a été mis ensuite à disposition, les manipulateurs ont fait des mesures quand ils le désiraient, ceci durant 6 mois. Les mesures complémentaires ont été effectuées durant ce temps. Au bout de 6 mois commença la rédaction des procédures et l'exploitation des premières mesures in

vivo. Le seuil « classique » de 5% a été choisi comme seuil d'action. Aucun coefficient de correction n'est pris en compte a priori (en particulier grâce à l'utilisation exclusive des filtres virtuels). Les manipulateurs font la mesure et calculent les écarts au pupitre, à l'aide d'une calculatrice, en relevant tout sur la feuille de traitement papier (allégée).

Environ 10 % des mesures sont retournées en physique pour un écart > 5%. Les écarts pour les parois de sein ont atteint au maximum +12 % (diode quasi à 90°) !

Dans un tel cas extrême par exemple, une mesure sur fantôme est effectuée bras à

0° d'incidence sur la diode. On peut se poser la question de la fiabilité d'une telle mesure in vivo dans ces conditions, mais notre choix est de faire quand même la mesure et de l'exploiter ensuite.

Deux erreurs importantes ont été détectées en trois ans, sans qu'aucune autre ligne de défense n'ait pu les détecter, et sans que cela ne remette en cause l'assurance de qualité du service (erreurs humaines).

De plus, la constance de sensibilité le permettant, les diodes sont utilisées par les manipulateurs pour réaliser le « top » quotidien, ce qui rend cette tâche simple, rapide, sans le risque de manipulation quotidienne d'une chambre d'ionisation.

Centre 2 :

Mesure de dose entrée.

- a. Avant la première utilisation clinique, il est nécessaire de tester la procédure en réalisant des mesures sur des fantômes et en simulant les conditions cliniques de traitement. Les résultats peuvent alors être facilement comparés à des mesures réalisées avec la chambre d'ionisation et ainsi tester la méthodologie développée.
- b. Sélectionner les traitements jugés critiques du point de vue de la qualité et de la sûreté du traitement, par exemple, utilisant des modificateurs de faisceau (filtre en coin). Ecarter ceux qui génèreront des mesures à priori inexploitable.
- c. Généraliser les mesures à tous les traitements accessibles à la DIV.
- d. Etape supérieure : reconstruction de la dose à l'isocentre.

- e. Pour faciliter l'apprentissage, la méthodologie classique suivante est appliquée : commencer les mesures en clinique par les techniques de traitement les plus simples : 2 ou 4 champs, ceux-ci étant opposés 2 à 2, et calculer à mi-épaisseur ou avec un isocentre peu excentré (moins de $\frac{1}{4}$ de l'épaisseur totale), sans filtre en coin, et pour des localisations où il n'y a ni variation importante d'épaisseur des tissus ni hétérogénéité (encéphale, pelvis, abdomen).
- f. Généraliser la dosimétrie in vivo pour toutes les localisations, en essayant d'anticiper les plus critiques qui nécessiteront une mise en place précise des détecteurs, telles que le sein, l'ORL, les traitements avec isocentre très excentré, présentant des champs non opposés, avec des énergies mixées et en présence de filtre en coin.

Centre 3 :

- 1er temps : calibrage complet du système avec prise en compte de tous les facteurs d'influence. Cette étape a été réalisée avec l'aide de stagiaires. Cela a permis de prendre tout le temps nécessaire pour l'ensemble des mesures d'investigation (angle d'incidence, filtre en coin, taille de champ, DSP, masque, T°), et pour une bonne prise en main du matériel avant la calibration.
- 2ème temps : vérification du calibrage par mesures sur fantôme solide en faisant varier un maximum de paramètres, d'abord indépendamment les uns des autres, puis en les combinant.
- 3ème temps : mise en oeuvre sur les patients, en commençant par des localisations et techniques simples du type encéphale in toto, pelvis etc...et ceci sans enregistrer les résultats dans le dossier patient afin d'acquérir une expérience de mesures et de fixer ainsi des seuils d'intervention. Les techniques plus complexes ou plus délicates de type 'seins' sont introduites au fur et à mesure de l'expérience acquise.
- 4ème temps : généralisation sur l'ensemble des patients. Une mesure est faite par les manipulateurs pour chaque faisceau techniquement mesurable, à la première séance et à chaque changement de technique. L'exploitation des résultats est faite par l'équipe de physique avec un seuil d'action fixé à 5%. Au-delà on effectue une 2ème mesure, si on a toujours plus de 5%, on effectue une mesure sur fantôme en ayant au préalable revu l'ensemble des paramètres du dossier.

On a cependant mis en place un seuil d'intervention immédiate à 10%, où le faisceau est stoppé et la vérification des paramètres se fait immédiatement au poste avant la fin de réalisation du faisceau concerné. On sauvegarde le résultat final des mesures dans la fiche de traitement informatisée du patient.

Centre 4

1. Réflexion sur la création d'un circuit de l'information "DIV" dans le service
 - « Quelle dose pointer dans le TPS et qui le fait ? » : choix de la dose au maximum du faisceau à mesurer, pointée par la personne en charge de la dosimétrie. Si l'axe du faisceau est masqué ou dans une zone de pénombre, choix d'une valeur et d'un sens de décalage : placer alors la diode à 2 cm de la limite du faisceau.
 - Intégration d'un outil de recueil des mesures à l'intranet du service. Les manipulateurs saisissent la mesure dans le dossier "DIV" du patient. La dose est automatiquement calculée en fonction de la chaîne dosimétrique utilisée, de l'appareil et du faisceau de traitement utilisés. Cette dose est corrigée de la valeur du top du jour. Les valeurs sont enregistrées dans une base de données pour exploitation statistique éventuelle ultérieure. Ce dossier DIV du patient est préalablement renseigné par la physique (tout se fait par intranet – serveur hébergé par l'informatique du centre).
2. Etalonnage simple des diodes sur un fantôme solide, et mesures de facteurs de correction pour les filtres en coin. Toutes les mesures sont réalisées en DSP 90, laquelle se rapproche le plus des conditions réelles de traitement.
3. Premiers tests de la méthode sur des patients dont la balistique de traitement est simple (pelvis).
4. Complément des mesures de facteurs d'influence (DSP, obliquité, taille de champs).

5. Montée en charge progressive (1 salle, puis 2, ...), et technique progressivement étendue à tous les patients. Réévaluation du seuil d'alerte initialement fixé à 5%, augmenté à 7%. Entre 5 et 7% la mesure est acceptable (compte tenu du contexte de la mesure). Au-delà, une deuxième mesure est automatiquement programmée et l'unité de physique vérifie les causes possibles de l'écart.

Centre 5

- Mesures effectuées : mesure de dose à l'entrée, par diode cylindrique, tous les faisceaux de photons étant mesurés, sauf les postérieurs et ceux dont l'entrée est dans la coque de contention.
- Nous avons calibré différents cas de figure correspondant à notre pratique et attribué à chaque cas un canal dans lequel nous avons saisi le facteur multiplicatif qui sera utilisé directement lors de la mesure par le dosimètre.
- Suivant le cas de figure, le logiciel disponible en réseau indique directement aux manipulateurs le n° de canal à utiliser ; ces derniers font la mesure, la saisissent dans le logiciel, qui retourne l'écart par rapport à la Dose au maximum attendue.
- La calibration est réalisée pour une seule DSP (90 cm).
- La linéarité, la reproductibilité sont évaluées.
- Nous mesurons les réponses pour des tailles de champ : 5x5, 6x6, 8x8, 10x10, 12x12, 15x15, 18x18, 20x20, 30x30 cm² (possible d'en faire moins avec les nouvelles diodes que nous avons depuis peu). Nous évaluons les corrections dues aux filtres physiques, à la présence du plexiglas porte plomb. Un facteur de correction de

température est saisi pour une application systématique (-2.5%), car même avec les diodes cylindriques à gros capuchon, nous avons un effet de la température de +2.5% de surestimation de la dose, (stockage du fantôme à 18-19°C).

- Tout ceci prend environ 6h de manipulation par énergie photon, pour une pratique maîtrisée, hors temps de :
 - découverte et prise en main du lecteur
 - paramétrage du logiciel de gestion des doses en réseau
 - vérification des doses à l'entrée pronostiquées par le TPS et écarts par rapport aux mesures dans l'eau.

4. Contrôle de qualité du système. Périodicité des contrôles

Le contrôle qualité régulier est une composante indispensable à l'utilisation d'un système de mesure in vivo.

- L'inspection visuelle du matériel (câbles, intégrité mécanique des dosimètres...) est faite quotidiennement, les diodes et leurs connexions étant fragiles.

La vérification des facteurs d'étalonnage des dosimètres sera variable suivant les équipements et leur utilisation. La sensibilité des diodes semi-conductrices diminue après une forte irradiation liée à un dommage dû aux radiations. [NB : les diodes sont aujourd'hui livrées le plus souvent préirradiées par les constructeurs afin de minimiser les dérives dues à la dose cumulée]. Cet effet est dépendant de la qualité de l'irradiation et du type de semi-conducteur (l'effet est plus prononcé pour les détecteurs dopés N). Une vérification hebdomadaire peut être prudente dans les premiers mois d'utilisation de l'équipement, et elle pourra devenir mensuelle si les écarts observés restent faibles.

- La dérive, la linéarité, et les variations de réponse avec les facteurs de l'irradiation (DSP, champ, filtre en coin) seront vérifiées selon une fréquence en accord avec les recommandations de bonne pratique [5]

5. Résumé pour les détecteurs de choix que sont les diodes à semi conducteur

- **Avantage :**
 - Bonne sensibilité.
 - Résultat immédiat.
 - Précision très acceptable malgré la dépendance théorique au débit de dose et à la température.
 - Simple d'utilisation en routine.
 - Méthode robuste.
 - Littérature abondante.
- **Inconvénients**
 - Placement parfois délicat (en particulier si forme anisotrope) et nécessité d'un bon contact à la peau.
 - Nécessité d'un détecteur par énergie photon (matériau de mise en équilibre électronique différent).
 - Perte de sensibilité à surveiller, en particulier au début de l'utilisation et si la diode n'est pas pré-irradiée.
 - Câbles entre bunker et électromètre.

Exemple de tableau récapitulatif de mesures faites pour un couple diode + canal

Reproductibilité	3 mesures pour 400 UM, à répéter les premiers mois
Linéarité	lectures pour 10, 20, 100, 200, 400 UM
Offset	toutes les semaines au début, mensuellement ensuite
Dérive	quel affichage après 5' sans irradiation ?
Etalonnage	à DSP "moyenne" de traitement par exemple 95cm en X6, 85 cm en X25
Filtre en coin	pour des tailles de faisceaux de 5x5, 10x10 et 20x20 cm ²
Angle d'incidence	mesures sur le fantôme à 0°, 20°, 40°, 60°, 70°, 80°, 90° (cas extrême de certaines parois)
Taille de champs	pour des faisceaux de 5x5, 10x10, 20x20, 40x40 cm ²
DSP	2 mesures : à 70 cm et 110 cm

Les autres techniques
disponibles ou en
développement

Les détecteurs à semi-conducteurs sont les plus couramment utilisés car les plus simples et rapides à mettre en oeuvre. La dosimétrie in-vivo peut être bien sûr réalisée au moyen d'autres détecteurs. Certains sont éprouvés depuis longtemps (dosimétrie par radiothermoluminescence) et sont utilisés par ailleurs comme outils de référence.

D'autres sont de technologie plus récente (MOSFET, OSL) ou en cours de développement (dosimétrie transit). Leur intérêt est certain, leur mise en oeuvre pratique, leurs avantages et inconvénients vont évoluer dans les années à venir. Ce chapitre constitue une présentation rapide de ces détecteurs, le lecteur est invité à consulter les articles mis en référence pour obtenir plus de détails.

1. Dosimétrie In Vivo par radiothermoluminescence (TLD)

Les matériaux solides radiothermoluminescents (RTL) offrent la propriété, lorsqu'ils sont chauffés selon un cycle déterminé, d'émettre une luminescence d'intensité proportionnelle à la dose qu'ils ont reçue. Il s'agit de dosimètres secondaires, nécessitant une procédure d'étalonnage préalable pour accéder à une mesure de dose absolue.

Leur utilisation correcte nécessite un certain nombre de précautions liées à leurs propriétés physico-chimiques, rendant dès lors leur mise en oeuvre délicate. Ils présentent en outre l'inconvénient de n'offrir qu'une lecture différée dans le temps, cette lecture mettant en oeuvre des appareils spécifiques (lecteurs radiothermoluminescents).

Les dosimètres radiothermoluminescents sont réutilisables, le composé thermoluminescent pouvant être régénéré à l'aide d'un cycle de chauffage adapté.

Divers types de matériaux sont proposés depuis plusieurs années. Les plus adaptés aux mesures de dose in vivo en radiothérapie sont :

- le fluorure de lithium (LiF).
- le borate de lithium (Li₂B₄O₇).
- le sulfate de calcium (CaSO₄).
- Ils présentent, pour chacun, certaines propriétés spécifiques en termes de :
 - Sensibilité : l'intensité du signal thermoluminescent restitué en fonction de la dose reçue.
 - Limite de détection : un seuil de dose en deçà duquel la mesure n'est plus réalisable.
 - Réponse en fonction de l'énergie du rayonnement incident.
 - Fading : une perte de signal liée au délai entre irradiation et lecture, due à l'exposition du composé à la lumière.
 - Equivalence aux tissus biologiques : la qualité de la mesure sera d'autant meilleure que le numéro atomique efficace du composé sera proche de celui des milieux biologiques.

La mise en oeuvre de la dosimétrie in vivo par radiothermoluminescence nécessite donc dans un premier temps le choix par l'utilisateur du composé radiothermoluminescent le plus adapté à l'utilisation qu'il souhaite en faire, compte tenu de l'environnement dans lequel il se trouve.

Les matériaux précédemment cités peuvent ensuite se présenter sous diverses formes physiques, chacune présentant leurs avantages et inconvénients :

- Les poudres autorisent le conditionnement du détecteur en petits tubes ou en cathéters, et offrent une bonne précision de mesure, et une bonne homogénéité de réponse. Toutefois, leur manipulation est moins aisée qu'avec les frittés (pesées...).
- Les frittés (pastilles) sont plus souples d'emploi mais un peu moins précis. Leur emploi demande un tri préalable par lots de sensibilité voisine. Le fading optique des composés commercialement disponibles fait également préférer un emballage individuel de ces pastilles sous pochettes opaques à la lumière pour certains d'entre eux.
- Comme bon nombre de systèmes de dosimétrie in vivo, la dosimétrie par TLD demandera également que le dosimètre soit placé pour obtenir des mesures dans les conditions d'équilibre électronique indispensables à la qualité de la mesure réalisée, en fonction de l'énergie du rayonnement mesuré.

La mise en oeuvre d'une dosimétrie clinique de routine par radiothermoluminescence impose à l'utilisateur la mise en place d'un petit laboratoire de radiothermoluminescence qui devra accueillir :

- Le lecteur de thermoluminescence.
- Le four de régénération des dosimètres si nécessaire.
- Eventuellement la balance de précision dans le cas de l'utilisation de poudres.

- Le petit outillage et les systèmes d'emballage éventuellement associés au choix des dosimètres (tubes, pochettes).
- En résumé : Avantages :
 - Il n'y a pas de connexion (pas de câbles) le positionnement est plus libre.
 - Les formes disponibles sont variées (poudre, bâtonnets, pastilles...).
 - La réponse en fonction de l'énergie varie peu.
 - La réponse en fonction de la dose est linéaire lorsque les conditions de lecture sont optimisées.
 - Il n'y a pas de dépendance à la dose cumulée (régénération).
 - Il n'y a pas de variation avec le débit de dose jusqu'à $2 \cdot 10^{-9} \text{ Gy s}^{-1}$.
 - Il n'y a pas d'effet directionnel.
 - Il n'y a pas de variation de réponse avec la température.
 - Pas de fragilité.
- Inconvénients :
 - La lecture est différée et longue si l'on ne dispose pas d'un lecteur automatique.
 - L'opérateur doit être expérimenté (niveau de technicité de la mise en oeuvre).

2. Dosimétrie In vivo par détecteurs MOSFET :

Les détecteurs MOSFET (Metal Oxide Semiconductor Field Effect Transistor) représentent un développement récent pour la dosimétrie in vivo. Ils sont utilisés en radiothérapie clinique depuis 6 ans environ (mais sont utilisés en technologie spatiale depuis 1974).

Ils ont comme principal avantage leur taille limitée, comparable à ce qu'offrent les TLDs, et le faible nombre de corrections à apporter à leur lecture, comparativement au nombre de facteurs influençant la lecture d'une diode semi-conducteur.

Principe de fonctionnement [6] :

Les dosimètres MOSFET sont des transistors à 4 électrodes (la source, le drain, la grille et le substrat) et se comportent comme des intégrateurs vis-à-vis d'une dose de rayonnements ionisants reçue.

Avant irradiation, le passage du courant entre la source et le drain n'est possible que si une tension seuil V_t est appliquée entre les deux autres électrodes du dosimètre (la grille et le substrat).

L'irradiation provoque au sein du dioxyde de silicium l'apparition de paires électrontrou, elles-mêmes venant modifier les propriétés électriques du transistor en élevant la valeur de la tension seuil V_t . L'électromètre associé aux dosimètres MOSFET réalise donc la mesure de la variation de V_t avant et après irradiation, cette variation étant proportionnelle à la dose reçue.

Facteurs d'influence :

Les MOSFET sont des détecteurs plutôt attrayants compte tenu de leur indépendance vis-à-vis des facteurs d'influence les plus connus :

- Débit de dose : la tension seuil appliquée assure une collecte totale des charges générées pendant l'irradiation, n'autorisant ainsi quasiment aucune recombinaison.
- Angle d'incidence : la réponse des MOSFET est isotrope en raison de leur très petite taille, mais peut varier en fonction des capuchons d'équilibre électronique.
- Température : la variation est prise en compte par certaines technologies mais semble peu importante pour d'autres.
- Energie : La taille de ces détecteurs, ainsi que leur conditionnement de très faible épaisseur, les rend utilisables pour toutes les énergies couramment utilisées en radiothérapie externe, sans correction. On note par contre une sensibilité au TEL du rayonnement, ce qui implique une sensibilité à la nature du rayonnement incident. Il appartient au physicien médical de choisir, le cas échéant, le matériau et l'épaisseur du capuchon d'équilibre électronique le plus adapté. Toutefois, ces détecteurs voient leur sensibilité décroître de façon importante vers les faibles énergies en photons (inférieures à 1 MeV). Un étalonnage spécifique est dans ce cas nécessaire.

L'utilisation des MOSFET pour la dosimétrie in vivo ne se limite pas uniquement à la radiothérapie externe : ainsi leurs caractéristiques géométriques leur permettent de pouvoir être utilisés en radiothérapie per-opératoire, ou en curiethérapie.

Leur durée de vie est limitée et nécessite un renouvellement fréquent.

La lecture est immédiate, mais une fois l'irradiation terminée.

Avantages :

- Détecteur solide et sans haute tension appliquée.
- Petites dimensions (2x1 mm²) utilisables en barrette de détecteurs.
- Réponse reproductible : 2–3% (1 σ).
- Possibilité de cumul de la dose.
- Réponse indépendante du débit de dose.
- Dépendance angulaire négligeable sans le capuchon.

Inconvénients :

- Capuchons d'équilibre électronique à adapter.
- Légère perte de charge après irradiation : lecture à délai constant.
- Durée de vie limitée.
- Relative fragilité.
- La lecture n'est pas concomitante avec l'irradiation

Cas particulier des MOSFET à usage unique :

Avantages :

- Il n'y a pas de connexion (pas de câbles).
- Petite taille et facile à poser sur le patient (Autocollant).
- L'hygiène est assurée car le dosimètre est individuel.
- La calibration est déjà effectuée à la livraison.
- Le dosimètre peut être archivé car la première lecture est figée.

Inconvénients :

- Le temps de lecture est différé (entre 1 et 10 mn après la fin de l'irradiation: 2mn30s pour une lecture optimum).

- Il y a une dépendance avec l'angle d'incidence très forte avec bolus en régime photons.
- Ne permet pas de mesurer la dose à la sortie.
- Manque de précision à faible dose (< 30 cGy) et pour les photons de haute énergie (> 18 MeV).

3. Détecteurs à luminescence stimulée optiquement (OSL)

[7]

Outre le phénomène de radiothermoluminescence, apparaît également pour certains matériaux soumis à irradiation le phénomène de luminescence stimulée optiquement (OSL, optically stimulated luminescence). Au même titre que les matériaux radiothermoluminescents, ils ont été à l'origine utilisés pour la datation de sédiments archéologiques. Ils ont ensuite été mis en œuvre dans le domaine de l'imagerie radiologique pour la réalisation des écrans radioluminescents à mémoire (ERLM) venus en remplacement des émulsions photographiques. Leur application en radioprotection est plus récente et ils commencent à être étudiés pour une application clinique en radiothérapie, particulièrement pour la dosimétrie in vivo.

En effet ces détecteurs présentent des caractéristiques très intéressantes par rapport aux autres types de détecteurs : la réponse est indépendante de l'énergie utilisée ; elle couvre une large gamme de dose ; la lecture d'un signal lumineux interprétable n'entraîne pas la perte totale de l'information dosimétrique et peut permettre ainsi une nouvelle lecture différée dans le temps (reprise de dossier) ; et le coût global de mise en œuvre est assez faible.

Des développements sont en cours pour permettre à ces détecteurs de fournir une information en temps réel.

La possibilité de réaliser des détecteurs de grande dimension devrait également permettre d'obtenir une information dosimétrique en 2 dimensions.

Ils sont comparables aux détecteurs radiothermoluminescents dans leur principe de fonctionnement, mais ici c'est une illumination (stimulateur : 400 à 700 nm avec un pic à 475 nm) qui provoque l'émission d'une luminescence (410–420 nm).

L'intensité de la luminescence dépend de la dose absorbée par le capteur OSL ainsi que de l'intensité de la lumière de stimulation[8]. Il s'agit également de dosimètres relatifs, nécessitant une procédure d'étalonnage préalable pour accéder à une mesure de dose absolue.

Le capteur OSL le plus couramment utilisé est l'oxyde d'aluminium dopé au carbone

(Al₂O₃: C) [9]. Après irradiation, il est placé dans un lecteur multivoies muni de LEDs utilisées comme stimulateur et de PM mesurant la luminescence.

Deux modes d'illumination sont utilisés : le mode continu qui permet de recueillir la luminescence pendant l'illumination (un filtre est utilisé pour séparer la lumière de stimulation et la lumière émise) ; le mode pulsé où illumination et détection sont asynchrones. La lecture se fait également de 2 façons : en temps réel ou bien en différé.

Ces détecteurs sont utilisés pour la dosimétrie in vivo des patients, en particulier pour les irradiations corporelles totales.

Avantage :

- Bonne précision
- Pas d'influence de l'énergie, du débit de dose, de la température
- Large gamme de lecture de dose
- Plusieurs lectures possibles
- Cumuls de dose
- Facile à manipuler
- Peu fragile
- Peu coûteux
- Un seul lecteur pour plusieurs applications ou accélérateurs

Inconvénients :

- Des capuchons adaptés doivent être utilisés (pour les photons X et électrons).
- La lecture en mode « instantané » est en développement.
- Réponse non linéaire avec la dose.
- Du temps opérateur « hors poste » est nécessaire.
- Encore en étude.

CONCLUSION

La dosimétrie in vivo est abordée dans ce guide sous l'angle du contrôle qualité de la dose délivrée au patient. Elle est ainsi destinée à déclencher un signal d'alerte lors d'un sur ou sous-dosage éventuel. Il convient que le physicien médical responsable de la mise en place des procédures de mesures in vivo définisse lui-même les seuils d'intervention, en accord avec la littérature du moment et en s'appuyant le cas échéant sur l'expérience d'équipes nationales expérimentées en la matière.

La réalisation de la dosimétrie in vivo dans un service doit impliquer tout le personnel, pour atteindre son maximum d'efficacité dans l'assurance de la dose délivrée au patient.

L'interprétation des résultats et les seuils d'intervention seront définis par chaque centre qui, pour les établir, devra prendre en compte, entre autres paramètres :

- le type de matériel utilisé (notamment ses caractéristiques dosimétriques),
- les techniques d'irradiation employées,
- le niveau d'assurance de qualité du service,
- l'analyse des risques.

Il revient à chaque centre de mettre en place les différents seuils d'intervention et de pouvoir justifier de leur adéquation par rapport aux résultats attendus.

L'objectif n'est pas d'atteindre la précision indispensable de l'étalonnage des faisceaux qui est quant à lui vérifié périodiquement, dans le cadre du contrôle de qualité des dispositifs médicaux.

Le programme de mesure in vivo est un élément essentiel de l'ensemble des contrôles de qualité du traitement qui permettent de s'assurer que la dose délivrée lors de la séance correspond à celle prévue lors de la préparation du traitement, validée conjointement par le physicien médical et l'oncologue radiothérapeute.

RESUME

L'objectif premier de la dosimétrie in vivo est d'assurer que la dose délivrée au patient est conforme à la dose prescrite ; ce qui permet de détecter et de corriger les écarts de traitements significatifs en radiothérapie. Ce contrôle s'inscrit dans la démarche globale d'assurance de la qualité est recommandé par l'ensemble des sociétés savantes, nationales et internationales. Le standard de cette pratique consiste à positionner de petits détecteurs sur la peau du patient en entrée du faisceau d'irradiation.

Ce travail décrit une méthode simple et rapide pour vérifier la dose in vivo dans les faisceaux de photons de hautes énergies

En pratique clinique ; nous rapportons notre expérience menée sur une série de malades, traités au sein de service de radiothérapie du CHU Hassan II de Fès, par une technique de radiothérapie conformationnelle.

La dosimétrie in vivo est facilement utilisable en conditions de routine clinique. De plus, ces contrôles peuvent être réalisés sur la première et la deuxième séance du traitement.

BIBLIOGRAPHIE

- [1]. Guide pour la mise en oeuvre en radiothérapie externe de l'assurance de qualité par mesures in vivo par dosimeters thermoluminescents et semi-conducteurs. Rapport SFPM n°18-2000.
- [2]. Guide pour la pratique quotidienne de la dosimétrie in vivo en radiothérapie externe. INCa-SFPM-ASN. Octobre 2008
- [3] [AAPM 87] AAPM Report N°87, Diode in vivo dosimetry for patients receiving external beam radiation therapy, (February 2005).
- [4] Mijinheer B et al. «In vivo dosimetry in external beam radiotherapy », Med phys 40(7), 2013.
- [5] EPU SFPM « Assurance Qualité en Radiothérapie externe » 2003 -RCMI et mesures in vivo- G.Marinello.
- [6] EPU SFPM: «de la mesure à la dose »-2001-Les semi conducteurs et les MOSFET-R, Ferrand

[7] CT Dose and Dose Profile Using Optically Stimulated Luminescent (OSL)

Dosimetry Materials.

Joel E. Gray, Ph.D.

[8] Radiotherapy dosimetry using a commercial OSL system.

A. Viamonte, L.A.R da Rosa, L.A. Buckley, A. Cherpak, J.E. Cygler. Med.Phys. 35 (4), April 2008.

[9] Real-time in-vivo luminescence in radiotherapy and mammography using Al₂O₃:C.

Marianne C AZNAR. Riso National Laboratory – Roskilde – Denmark (07–2005)

– Characterization of optically stimulated luminescent dosimeters, OSLDs, for clinical dosimetric measurements.

Paul A. Jursinic. Med.Phys. 34 (12), December 2007.