**Prépa fiche 6 – Dosimétrie In Vivo**

**Buccheit, DQ 2021**

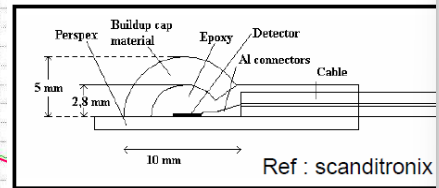
Protection OAR : cas d’un pacemaker, d’une femme enceinte ou pour les jeunes patients au niveau des gonades

Calcul imprécis : Pour les ICT, dose hors champ, présence d’hétérogénéités, dose surface cutanée, pour valider un algorithme de calcul.

Vérification que la dose prescrite en un point est celle délivrée en ce point, sauf que dosimètre ne peut être placer en ce point (dans le patient) … Donc :

* Dose à l’entrée (diodes) 🡪 dépend de : caractéristiques faisceau, positionnement patient, présence accessoire interposés dans le faisceau ; contrôle de : temps d’irradiation/nombre d’UM, positionnement patient (DSP), présence/absence d’un coin, dimensions du champ, caches, MLC, valeur UM)
* Dose à la sortie (diodes) 🡪 dépend de : paramètres agissant sur l’entrée, anatomie patient : épaisseur, hétérogénéités des tissus traversés ; contrôle de : contrôle de l’épaisseur patient, prise en compte des hétérogénéités, calcul de la dose au volume cible lorsque la dose sortie est couplée à la dose d’entrée)
* Dose après le patient (Matrice, epid) 🡪 dépend de : paramètres agissant sur l’entrée, anatomie du patient ; contrôle de : épaisseur du patient, hétérogénéités
* Dose intracavitaire
* Calcul avec dose entrée et sortie

Les détecteurs : doivent permettre de détecter une erreur de planification, doit être simple rapide reproductible fiable et sans danger, la mesure doit être instantanée et le résultat immédiat, pour une mesure ponctuel un détecteur petit

* Dosimètre thermoluminescent :
  + Lecture différée
  + Détecteurs petits
  + Nécessite un lecteur, un four, une balance et les dosimètres
* Dosimètres optiquement stimulés :
  + Lecture différée
  + Sous forme de pastilles
  + Le signal n’est pas perdu après lecture contrairement aux TSL
  + Matériau : Oxyde d’Aluminium réduit au carbone Al2O3:C
  + Développements en cours : détecteurs 2D, dosimètres pour la curiethérapie
  + Nécessite un appareil de développement
* Diodes :
  + Mesure ponctuelle
  + Lecture directe
  + Système robuste 🡪 qui prend en compte les conditions réelles de traitement
  + Nécessite un électromètre
* MOSFET :
  + Mesure ponctuelle
  + Lecture immédiate (après irradiation)
  + Prend en compte les conditions réelles de traitement, moins de facteurs de correction, renouvellement plus fréquent
  + Il existe des détecteur MOSFET à usage unique (petite bandelette à passer dans un appareil portatif après l’irradiation)
* EPID :
  + Réponse linéaire en dose, stable dans le temps et indépendant du débit de dose
  + Bonne résolution
  + Réponse immédiate
  + Dose en des points 3D
  + Imageur portal en silicium amorphe

Les diodes sont les plus utilisés en France : 87 % des centres en 2013

Pour la DIV avec les diodes :

* Etalonnage de la diode :

Relier le signal de détecteur à la dose dans des conditions de ref (DSP 100, champ 10x10, profondeur du max, débit de ref) pour chaque énergie

Facteur d’étalonnage (ou étalonnage direct) : diode à la surface d’un fantôme avec capuchon de mise en équilibre électronique

* Tests des dosimètres :

Performances à vérifier régulièrement

Déterminer les paramètres du faisceau qui sont susceptible d’influencer la mesure et calculer les facteurs de corrections (en faisant varier un unique paramètre), le facteur correctif se calcul en faisant le rapport lecture/dose attendue

* + Répétabilité et reproductibilité (< 1%)
  + Linéarité en fonction de la dose (< 1%)
  + Influence du débit de dose (normalisation à débit clinique e-)
  + Influence de l’angle d’incidence du faisceau sur le détecteur (< 2% jusque 30°, influence < 3% à 50°, influence = 5% entre 60 et 90°)
  + Infleuence de l’irradiation post (< 1% par rapport à la dose attendue) en appliquant un facteur post = lecture tir post / lecture tir ant
  + Influence de la taille de champ (comparaison mesures avec diodes et avec CI qui est la ref) et calcul du FOC + calcul du rapport des FOC = facteur correctif
  + Influence de la DSD : mesure par diode et CI, rapport FOC diode sur FOC CI = facteur correctif
  + Influence du coin : facteur correctif = rapport de transmission diode/rapport de transmission CI
  + Température : correction de 0,3 %/°C car diodes posées sur patient donc T° augmente
  + Impact du détecteur sur le faisceau : sous-dosage léger sous la diode
* Méthode de calcul :

Dose d’entrée = dose d’entrée mesurée (Gy) / (produit des facteurs correctifs)

ATTENTION : décaler les diodes en présence de cache sauf ICT poumon ou on veut la dose réelle aux poumons

**Formalisme de calcul de la dose :**

Avec

Pour retrouver la dose à l’isocentre :

* Une diode placée en entrée et une diode placée en sortie,
* Calcul de la dose à mi-épaisseur (D1/2) à partir de la dose à l’entrée et à la sortie corrigées
* Calcul de la dose à l’isocentre à partir de la dose à mi-épaisseur
* Sommer les doses à l’isocentre pour avoir la dose totale à l’isocentre
  + - DEMcor la dose à l’entrée mesurée et corrigée (étalonnage, taille de champ, coin, obliquité, température, facteur de transmission accessoires…)
    - DSMcor la dose de sortie mesurée et corrigée (facteur post, facteurs de correction cité au-dessus…)
    - Facteur Fcal : facteur introduit pour annuler les conditions de calibration (diode placée à la peau alors que la CI placée à la profondeur emax) 🡪

**SFPM 18 :**

Semi-conducteur :

* atomes tétravalents (Si) + atomes pentavalents (Ph, As) 🡪 dopage de type N
* atome tétravalents (Si) + atomes trivalents (Bo, Al) 🡪 dopage de type P

3 constructeurs en 2000 : Scanditronix, Sun Nuclear C (type N). et Precitron

Au centre : EDP 10 (4 à 8 MV) et EDP 20 (8 à 16 MV 🡪 utilisé pour 23 MV sur clinac 2)

* Profondeur du point de mesure : 5 mm et épaisseur équivalent tissu respectivement 10 et 20 mm

Caractéristiques dosimétriques des DSC :

* Information recueillie par l’électromètre doit rester stable après l’irradiation et les dérives doivent être inférieures à 1 %
* La réponse doit être proportionnelle à la dose absorbée jusque 10 Gy
* La réponse en fonction de la dose cumulée est prise en compte dans l’étalonnage périodique et les diodes sont livrées pré-irradiées de quelque kGy afin de minimiser l’effet de la dose cumulée sur la réponse du DSC
* La sensibilité des DSC diminue pour des faibles débits de dose, à prendre en compte pour des mesures sous-caches, les ICT ou en dehors du champ
* La réponse des DSC dépend de l’énergie et est plus élevée pour les faibles énergies du à l’effet photoélectrique prépondérant, un capuchon de mise à l’équilibre électronique (métallique) peut être utilisé pour renforcer cet effet, les DSC sont étalonnées avec ce capuchon, attention aux mesure en sortie de patient
* La réponse dépend de l’angle d’incidence du faisceau, sous-estimation de près de 8 % de la dose à 70° pour certains DSC
* La réponse augmente avec la température, sensibilisation d’environ 0,3 à 00,4 % par degré, la diode étant en contact avec le patient il est nécessaire d’attendre au moins 3 min afin d’avoir une mesure précise

Ici, électromètre : Multidos pour les ICT et DPD3 de Scanditronix au clinac 2

**Formalisme (Noël, Aletti, Bey, Malissard 1995) :**

Avec Fp qui prend en compte la technique d’irradiation (DSP, isocentrique ou étalonnage) et les filtres en coin :

* DSP :
* DST :
* Etalonnage : avec 1,013 Fcal 1,071

**Formalisme (Rizotti 1985, Leunens 1990, Van Dam et Marinello 1994) :**

Calcul de la dose au plan médian si hétérogénéités situées symétriquement autour du plan médian,

Deux séries de courbes théoriques acquises en fonction de l’énergie et du champ pour retrouver l’épaisseur équivalente patient,

* Courbe de transmission à la sortie (Dose en sortie/dose en entrée pour une profondeur et une plusieurs tailles de champ)
* Courbe de transmission à mi-épaisseur T1/2 (Dose plan médian/Dose d’entrée pour plusieurs profondeurs et plusieurs tailles de champ)

Pour la taille de champ A à la demi-épaisseur, on trouve A0 le champ à l’entrée et A’ le champ en sortie avec les formules suivantes :

Les courbes RS et T1/2 sont trouvés avec le RTF en faisant varier l’épaisseur et la dimension du champ. Resultats photons 6 MV publiés par Laurens et coll, 1991-2.

Avec BA, BA’ et BA0 les facteurs de diffusion pour les champs A, A’ et A0. B’ est le facteur de correction pour le manque de diffusé à la sortie du faisceau.

* Détermination de la transmission avec dose à l’entrée/dose à la sortie,
* Reporter valeur sur les courbes de transmission à la sortie du patient 🡪 déduction de l’épaisseur équivalent eau pour le champ A’
* Déterminer la transmission à z/2
* Calculer la dose au plan médian D1/2(patient)=DE(patient)\*T1/2(patient)

Pour obtenir la dose dans un autre plan :

* Détermination de l’épaisseur équivalente patient,
* Facteur de correction Fd, rapport de l’épaisseur équivalente (z) sur l’épaisseur réelle du patient (d) : Fd=z/d
* La profondeur d’intérêt (c) est convertie en profondeur d’eau (w) à l’aide de Fd : w = c\*Fd
* Déterminer la transmission Tw à l’aide de w

**Dose en électrons :**

Réponse dosi dépend de l’énergie pour les électrons (parcours fini dans le milieu et énergie dépend du parcours) 🡪 Robar et al, 1996

+ pour les DSC : variation de réponse angulaire

* Détermination de la dose à la surface : à 0,05 cm de profondeur avec dosi de faible dimension et sans capuchon de mise à l’équilibre électronique (facteur de correction appliqués si la mesure n’est pas à 0,05 cm de profondeur)
* Détermination de la dose au volume cible : Prescription sur zmax , utilisation du capuchon pourrait être bien mais il peut modifier la distribution de dose derrière à cause de la grande diffusion des électrons 🡪 mieux sans capuchon et relier dose à la surface à la dose max avec facteurs correctifs (définis avec CI plate dans fantôme dans les conditions d’irradiation du patient)
* Détermination de la dose aux organes critiques (œil, thyroïde, testicules, ovaires (seul à une profondeur dont la dose non connue par DIV)) : Si organes sous caches ou bordure/hors champ (là ou calculs pas assez précis) 🡪 DIV et DQA seuls moyens disponibles (Foo, 1993 et Marcié, 1995). 2 intêrets majeurs : évaluer l’impact du ttt et le modifier au besoin pour protéger OARs et connaître la dose à des fins épidémiologiques
* Méthode : Pour déterminer la dose aux OAR hors ovaires 🡪 diode sur fantôme et bolus équivalent à l’épaisseur avant OAR

Si mesure dans un fort gradient : DIV déconseillé car trop d’incertitudes

**AAPM 87 :**