

SOCIÉTÉ FRANÇAISE DE PHYSIQUE MÉDICALE

QUALITE ET SECURITE DES RADIOCHIRURGIES ET DES RADIOTHERAPIES STEREOTAXIQUES

RAPPORT S.F.P.M. N° 35

Février 2019

Société Française de Physique Médicale.
Centre Antoine Bécère, 47 rue de la colonie 75013 Paris
<http://www.sfpm.fr/>

AVANT-PROPOS

Le nombre de traitements par radiothérapie en conditions stéréotaxiques est en augmentation continue depuis ces 5 dernières années. Ce phénomène est en partie lié aux avancées thérapeutiques médicamenteuses qui ont permis d'augmenter le contrôle local de la maladie, et d'irradier un nombre croissant de patients présentant des métastases isolées. Il est également étroitement lié aux avancées technologiques des accélérateurs linéaires de dernière génération, qui font que cette technique n'est plus seulement réservée à des machines dites dédiées. Bien que cette technique soit devenue accessible, la mise en œuvre requiert un niveau de vigilance élevé, puisque les conséquences d'une erreur de traitement sont beaucoup plus critiques pour le patient qu'avec un traitement normo-fractionné. La radiothérapie en conditions stéréotaxiques se distingue par son mode de prescription de la dose, par l'utilisation de petits faisceaux rendant délicates les étapes de mesure, de modélisation et de calcul, et par la nécessité de garantir une précision millimétrique dans l'irradiation. Au niveau international, il existe des recommandations sur lesquelles s'appuyer. Parmi les plus importantes, citons le rapport 101 de l'AAPM (2010) sur la stéréotaxie, le rapport de l'IAEA TRS 483 (2017) sur la dosimétrie des petits faisceaux, et le rapport ICRU91 (2017) qui donne des recommandations en termes de prescription et de rapport de dose.

Au niveau français, il était nécessaire d'avoir des recommandations nationales issues de notre société savante. Le rapport du Groupe de Travail n°35 de la Société Française de Physique Médicale (SFPM) « qualité et sécurité des radiochirurgies et des radiothérapies stéréotaxiques » répond parfaitement à nos attentes. C'est un rapport très complet qui propose des recommandations en termes d'organisation, de formation des personnels et de mise en service des installations (tests, mesures, contrôles qualités). Une description exhaustive des technologies de traitements, des modalités d'imageries associées, ainsi que des systèmes d'immobilisation y est faite. Une dernière partie est également consacrée au management de la qualité et de la sécurité de ces traitements.

Le Conseil Scientifique de la SFPM tient à souligner la qualité de ce travail. Il remercie chaleureusement tous les auteurs de ce rapport et en particulier Véronique Dedieu pour avoir coordonné ce GT. Il remercie enfin les relecteurs qui ont également grandement contribué à la valorisation scientifique de ce travail.

Marie-Claude BISTON pour le CS de la SFPM composé de :

Corinne BARRAU-WAGET, Sophie CHIAVASSA, Ludovic FERRER, Joël GREFFIER, Lama HADID-BEURRIER, Philippe MEYER, Luc SIMON, Marie-Claude BISTON

Auteurs du groupe de travail

Véronique DEDIEU (coordinatrice),	Centre Jean Perrin, Clermont Ferrand
Guillaume BELDJOUDI	Centre Léon Bérard, Lyon
Céline BRAMOULLE	CHRU de Tours, Tours
Catherine JENNY	Hôpital Universitaire Pitié Salpêtrière, Paris
Stéphanie JOSSET	Institut de cancérologie de l'ouest, Nantes
Jocelyne MAZURIER	Groupe Oncorad Garonne, Toulouse

Relecteurs

Damien AUTRET	Centre Paul Papin, Angers
Julien BELLEC	Centre Eugène Marquis, Rennes
Isabelle BUCHHEIT	Centre Alexis Vautrin, Nancy
Julien DARREON	Institut Paoli Calmettes, Marseille
Delphine JARNET	Centre Paul Strauss, Strasbourg
Tommas LACORNERIE	Centre Oscar Lambret, Lille

AVERTISSEMENT

Ce rapport est issu d'un travail d'experts basé sur des informations provenant de sources considérées comme fiables. La SFPM ne peut garantir ou endosser une responsabilité sur ces informations ni sur leur application. La SFPM n'approuve aucun produit, fabricant ou fournisseur et rien dans ce rapport ne doit être interprété comme tel.

CONTENU

INTRODUCTION	8
Références bibliographiques	9
1. CHAPITRE 1 : DEFINITIONS : SYSTEMES DE RADIO CHIRURGIE ET DE RADIOTHERAPIE STEREOTAXIQUE. PRE REQUIS	10
1.1. Définitions	10
1.2. Systèmes de radio chirurgie et de radiothérapie stéréotaxique.....	10
1.2.1. Systèmes de radio chirurgie et de radiothérapie stéréotaxique existant en France.....	11
1.2.2. Principales caractéristiques des systèmes de radio chirurgie et de radiothérapie stéréotaxique.....	13
1.3. Pré requis	20
1.3.1. Pré requis en matière de personnel.....	21
1.3.2. Pré requis en matière de matériels et équipements.....	21
1.3.3. Pré requis en matière d'assurance qualité.....	22
1.4. Références bibliographiques	23
2. CHAPITRE 2 : RECEPTION-MISE EN SERVICE-CONTROLE DE QUALITE	26
2.1. INTRODUCTION	26
2.2. RECEPTION	26
2.3. MISE EN SERVICE	27
2.3.1. ACQUISITION DES MESURES.....	27
2.3.2. PRE REQUIS	28
2.3.3. PETITS FAISCEAUX OU PETITS CHAMPS	28
2.3.3.1. TAILLE DE LA SOURCE	29
2.3.3.2. PARCOURS DES ELECTRONS.....	30
2.3.3.3. CHOIX DU DETECTEUR.....	31
2.3.4. DOSE DANS LES CONDITIONS DE REFERENCE	33
2.3.5. DOSE RELATIVE	39
2.3.5.1 MESURE DES FOC.....	39
2.3.5.2 MESURE DES RENDEMENTS ET DES RTM	42
2.3.5.3 MESURE DES PROFILS DE DOSE	43
2.4. CONTROLE DE QUALITE INTERNE ET EXTERNE DES APPAREILS DE TRAITEMENT.....	43
2.4.1. ACCELERATEURS	44
2.4.1.1. MODE FF ET MODE FFF.....	44
2.4.1.2. MODE FFF	48

2.4.2.	GAMMAKNIFE	49
2.4.3.	CYBERKNIFE	52
2.5.	AUDIT.....	54
2.6.	REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES	54
3.	CHAPITRE 3 : SYSTEMES D'IMMOBILISATION ET IMAGERIE.....	58
3.1.	Système de fixation ou d'immobilisation.....	58
3.1.1.	Localisation intracrânienne	58
3.1.1.1.	Cadre de stéréotaxie	58
3.1.1.2.	Système sans cadre invasif ("frameless").....	58
3.1.1.3.	Accessoires de repérage et de centrage associés	60
3.1.2.	Localisation extra crânienne.....	61
3.2.	Imagerie(s) pour la planimétrie et contrôles de qualités associées.....	64
3.2.1.	Acquisition des images.....	64
3.2.1.1.	Imagerie de référence : Tomodensitométrie (TDM)	64
3.2.1.2.	Imagerie complémentaire / multimodale : TDM Injecté	69
3.2.1.3.	imagerie complémentaire IRM.....	70
3.2.1.4.	Imagerie complémentaire : angiographie par rayons X (XR)	72
3.2.1.5.	Imagerie complémentaire : tomographie par émission de positons (TEP).....	72
3.2.2.	Recalage des images.....	74
3.3.	Imagerie de Positionnement / repositionnement.....	74
3.3.1.	Systèmes d'imagerie en salle de traitement.....	74
3.3.1.1.	Imagerie kV-CBCT 3D	75
3.3.1.2.	Imagerie kV-CBCT 4D	76
3.3.1.3.	Imagerie 2D stéréoscopique	76
3.3.1.4.	recalage des images	77
3.3.1.5.	Systèmes complémentaires : Reconnaissance surfacique.....	77
3.3.2.	Table de traitement.....	78
3.3.3.	Procédure de repositionnement guidé par l'image	79
3.3.3.1.	Pré-positionnement.....	79
3.3.3.2.	Imagerie de positionnement	79
3.3.3.3.	Imagerie de vérification pré-traitement	80
3.3.3.4.	Suivi du patient au cours de la seance	80
3.3.4.	Procédure de centrage avec cadre invasif.....	80
3.4.	Stratégies de prise en charge des tumeurs mobiles.....	81

3.4.1.1.	Méthodes « passives » (Motion encompassing methods).....	81
3.4.1.1.1.	SBRT basée sur la définition d'un ITV	81
3.4.1.1.2.	Sbrt basée sur une approche probabiliste : MIDV et MIDP	82
3.4.1.1.	Méthodes « Actives »	83
3.4.1.1.1.	SBRT avec asservissement respiratoire : gating.....	84
3.4.1.1.2.	SBRT par suivi de lésion : tracking.....	84
3.5.	Références bibliographiques	85
4.	CHAPITRE 4 : PLANIFICATION DES TRAITEMENTS	89
4.1.	PRE-REQUIS CONCERNANT LE SYSTEME DE PLANIFICATION DE TRAITEMENT.....	89
4.2.	DEFINITIONS DES VOLUMES.....	89
4.3.	PRESCRIPTION ET RAPPORT DE DOSE	90
4.3.1.	Prescription.....	90
4.3.2.	Documentation et rapport de dose.....	91
4.4.	LIMITES DE DOSE AUX TISSUS SAINS- ASPECTS RADIO BIOLOGIQUES.....	94
4.5.	CALCUL DE DISTRIBUTION DE DOSE	94
4.5.1.	Balistique.....	94
4.5.2.	Energie.....	95
4.5.3.	Résolution spatiale / Grille de calcul.....	95
4.5.4.	Algorithmes de calcul de dose.....	96
4.5.4.1.	Différentes classes d'algorithmes de calcul de dose	96
4.5.4.2.	Calcul en dose dans l'eau/ dose dans le milieu	98
4.6.	MISE EN SERVICE ET CONTROLE DE QUALITE DU TPS.....	100
4.7.	REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....	101
5.	CHAPITRE 5 : MISE EN ŒUVRE CLINIQUE	105
5.1.	CONTROLES DE QUALITE GLOBAL « END TO END » (E2E) PAR TYPE DE TECHNIQUE OU TEST « DE BOUT EN BOUT »	105
5.1.1.	Accélérateurs dédiés.....	105
5.1.2.	Gammaknife	107
5.1.3.	Cyberknife	108
5.2.	CONTROLES PRE TRAITEMENT	109
5.3.	DOUBLE CALCUL D'UNITE MONITEUR (UM)	111
5.4.	DOSIMETRIE IN VIVO	111
5.5.	Recommandations	112
5.6.	Références bibliographiques	113

6. CHAPITRE 6 : QUALITE ET SECURITE DES TRAITEMENTS	115
6.1. Gestion documentaire.....	115
6.2. Acteurs d’une analyse des risques.....	115
6.3. Analyse des risques a posteriori	116
6.4. Analyse des risques a priori.....	117
6.5. Contrôle des processus	119
6.6. Evaluation des processus de qualité	120
6.7. Références bibliographiques	120
CONCLUSION.....	122
ANNEXE I : DESCRIPTION DES METHODES DE TRACKING DISPONIBLES SUR LE CYBERKNIFE (ACCURAY) ET EXACTRAC (BRAINLAB).....	123
ANNEXE II : CONTROLE DE QUALITE DE LA CUVE A EAU	130
ANNEXE III : DETECTEURS 2D	131
ANNEXE IV : FANTOMES DEDIES A LA STEREOTAXIE.....	133
ANNEXE V : METHODE DE CALCUL DE MARGES [HOOGMAN, 2015]	136
ANNEXE VI : DOSE PHYSIQUE ET DOSE BIOLOGIQUE	139

INTRODUCTION

Les techniques de radiochirurgie et de radiothérapie stéréotaxique sont des techniques à distinguer de la radiothérapie conventionnelle. Elles sont caractérisées par une :

- irradiation très localisée avec une dose très élevée focalisée au niveau du volume cible et qui nécessite une vigilance importante pour les organes à risques (OAR) (respect des doses limites).
- diminution très brutale de la dose délivrée en dehors du volume cible (gradient de dose très élevé) : diminution de la dose aux OAR,

qui permettent une amélioration du contrôle local et parfois de la survie.

Les risques associés à l'utilisation de ces techniques stéréotaxiques sont différents ou majorés par rapport à ceux associés aux traitements de radiothérapie en général :

- les risques d'erreurs d'irradiation peuvent concerner toutes les étapes de la préparation jusqu'au traitement [IRSN/SFPM/SFRO, 2008], [US NRC, 2010], [Potters, 2010], [Solberg, 2011], [Solberg, 2012].
- les pourcentages de toxicité aiguës et tardives en radiochirurgie stéréotaxique et en radiothérapie stéréotaxique extra crânienne peuvent parfois être significativement plus élevés qu'en radiothérapie conventionnelle [Andrews, 2004], [Timmermann, 2006], [Hope, 2008], [Suh, 2010], [Kirkpatrick, 2010].

Ces risques sont corrélés à des facteurs physiques (utilisation de faisceaux de petites dimensions (voir remarque ci-dessous), systèmes de contentions, IGRT, mouvement respiratoire, algorithme de calcul de dose...) et leur non prise en compte peut être à l'origine d'erreurs dosimétriques qui dépendent principalement de la localisation et de l'histologie ainsi que du suivi post irradiation [Solberg, 2011], [Solberg, 2012].

Remarque : Les rapports récents comme le rapport ICRU 91 [ICRU 91, 2017] ou le rapport IAEA 483 [IAEA 48, 2017] utilisent le terme de petits faisceaux (équivalent au terme mini faisceaux) ou petits champs. Dans ce rapport, nous utiliserons les 2 termes.

Près de 2/3 des événements survenus au cours d'irradiations hypofractionnées de haute précision en conditions stéréotaxiques en France, et déclarés à l'ASN, ont eu ou sont susceptibles d'avoir des conséquences cliniques pour le patient [ASN, 2016].

Pour permettre la réalisation de traitements sûrs et efficaces, ces techniques de radiochirurgie et de radiothérapie stéréotaxique nécessitent :

- Des matériels spécialisés (accélérateur dédié, radiothérapie guidée par l'image (IGRT), système de planification (TPS) dédié...).
- Des procédures adaptées,
- Un personnel dédié et formé,
- Un programme d'assurance qualité spécifique.

L'objectif de ce rapport est de proposer des recommandations établies à partir de documents nationaux et internationaux pour la réalisation des différentes étapes de mise en œuvre des techniques d'irradiation stéréotaxiques :

- Organisation et formation des personnels,
- Tests à la réception et mise en service des systèmes de radiochirurgie/radiothérapie stéréotaxique.
- Assurance qualité spécifique à cette technique
- Système de planification de traitement
- Mise en œuvre clinique
- Mise en place d'un système de management de la qualité et de la sécurité de ces traitements.

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

[Andrews, 2004] : Andrews et al. Whole brain radiation therapy with or without stereotactic radiosurgery boost for patients with one to three brain metastases : phase III results of the RTOG 9508 randomised trial. *Lancet*. 363. 1665-1672, 2004.

[ASN, 2016] : Publication GT REX ASN « Irradiations hypofractionnées de haute précision », 2016.

[Hope, 2008] : Hope et al, Acute Skin Toxicity Following Stereotactic Body Radiation Therapy for Stage I Non-Small-Cell Lung Cancer: Who's at Risk? *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, 72.1283-1286, 2008.

[IRSN/SFPM/SFRO, 2008] : Rapport final du groupe de travail IRSN/SFPM/SFRO. Mesure de la dose absorbée dans les faisceaux de photons de très petites dimensions utilisés en radiothérapie stéréotaxique. Saisine ASN/Afssaps DEP-DIP-N°752-2007, Rapport DRPH/SER n°2008-18, 2008.

[Kirkpatrick, 2010] : Kirkpatrick et al, Radiation dose-volume effects in the spinal cord. *Int.J.Radiat.Oncol.Biol.Phys.* Mar 1;76(3 Suppl):S42-9, 2010.

[Potters, 2010] : Potters et al, American Society for Therapeutic Radiology and Oncology (ASTRO) and American College of Radiology (ACR) practice guideline for the performance of stereotactic body radiation therapy. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 1;76(2):326-32, 2010.

[Suh, 2010] : Suh et al, Stereotactic radiosurgery for the management of brain metastases. *New Engl. J. Med.* , 362, 119-1127, 2010.

[Timmermann, 2006] : Timmerman et al, Stereotactic Body therapy Radiation Therapy for inoperable Early Stage Lung Cancer, *JAMA*, 303 (11), 1070-1076, 2010.

[US NRC, 2010] : US. Nuclear Regulatory Commission (NRC) Radiation Event Report Notification : 2005-2010, 2010.

[Solberg, 2011] : Solberg et al. Quality and safety in stereotactic radiosurgery and stereotactic body radiation therapy: can more be done? *J. Radiosurg. and SBRT*. 1:13-19, 2011.

[Solberg, 2012] : Solberg et al. Quality and safety considerations in stereotactic radiosurgery and stereotactic body radiation therapy. *Pract. Radiat. Oncol.* 2:2-9, 2012.

1. CHAPITRE 1 : DEFINITIONS : SYSTEMES DE RADIO CHIRURGIE ET DE RADIOTHERAPIE STEREOTAXIQUE. PRE REQUIS

1.1.DEFINITIONS

Les techniques de radiochirurgie et de radiothérapie stéréotaxique sont des techniques d'irradiation qui nécessitent une exactitude élevée pour le positionnement de la cible et pour l'irradiation. Ces techniques permettent de délivrer généralement des fortes doses par séance (au moins 2 fois la dose par fraction d'un traitement conventionnel) et peuvent conduire à l'utilisation de faisceaux de petites dimensions (<30mm) qui nécessitent une vigilance particulière.

Pour ces techniques, on distingue principalement deux localisations :

- **Localisations intracrâniennes** [AAPM, 1995], [Andrews, 2004], [IRSN/SFPM/SFRO, 2008], [Combs, 2010], [Spiegelmann, 2010], [Linskey, 2010], [HAS, 2010], [US NRC, 2010], [Guide PM, 2012]. Pour ces localisations, deux techniques d'irradiation sont utilisées :
 - Radiochirurgie stéréotaxique RCS (SRS) : la dose d'irradiation est délivrée en une seule irradiation focalisée, à forte dose (>11Gy). Le terme de radiochirurgie est employé en raison de la capacité destructive ciblée de la technique et du geste unique qui rappelle celui de la chirurgie conventionnelle [HAS, 2010].
 - Radiothérapie stéréotaxique RTS (SRT) : la dose totale d'irradiation est délivrée en plusieurs fractions sur plusieurs jours. (<10séances).
- **Localisations extracrâniennes** [AAPM, 2010], [HAS, 2010], [Benedict, 2010], [Timmermann, 2010], [Solberg, 2011], [Solberg, 2012] : La technique d'irradiation mise en œuvre est appelée la radiothérapie stéréotaxique extracrânienne ou SBRT « Stereotactic Body Radiation Therapy » (<10séances) sur plusieurs jours.

Remarque : Dans le rapport ICRU 91, le terme SRT concerne toutes les localisations [ICRU 91, 2017].

1.2. SYSTEMES DE RADIO CHIRURGIE ET DE RADIOTHERAPIE STEREOTAXIQUE

Pour réaliser des traitements de radiochirurgie ou de radiothérapie stéréotaxique avec un niveau de qualité et de sécurité élevé, les systèmes utilisés doivent permettre [Grimm, 2001], [Adler, 2002], [AAPM, 1995], [AAPM, 2010], [AAPM, 2011] :

- **Un positionnement le plus exact possible** :<1mm pour une cible fixe, à établir pour une cible mobile en fonction de la technique de traitement choisie (voir chapitre 3) et vérifié pour chaque séance de traitement par imagerie de contrôle (IGRT) (contrôles inter et intra séance). Ce positionnement se fait avec une :
 - Immobilisation sûre, la plus juste possible et reproductible du patient
 - Immobilisation externe : masque bivalve avec empreinte dentaire, matelas à mémoire de forme,...
 - Immobilisation interne : système de compression diaphragmatique, blocage respiratoire, suivi de repères (fiduciaires implantés,...).

- Prise en compte des mouvements internes des organes (mouvements respiratoires), au cours de la planification et du traitement (scanner 4D, gating respiratoire, tracking...).
- Utilisation d'une table 6D
- Utilisation d'imagerie de contrôle associée (radiothérapie guidée par l'image (IGRT)).
- Une distribution de dose permettant une épargne des tissus sains la plus grande possible et une délivrance de la dose la plus exacte possible
 - Utilisation de collimateurs multi lames (lames $\leq 5\text{mm}$), et/ou de collimateurs coniques ou circulaires,
 - Utilisation d'une énergie $\leq 10\text{MV}$ sachant que l'énergie de 6MV permet de réaliser le meilleur compromis entre pénétration du faisceau et pénombre en présence d'hétérogénéités.
 - Utilisation de faisceaux de petites dimensions.
- Utilisation d'un système de planification (TPS) dédié ou d'une modélisation spécifique pour les faisceaux de radiothérapie stéréotaxique.

Tous ces points seront abordés dans les différents paragraphes dédiés.

1.2.1. SYSTEMES DE RADIO CHIRURGIE ET DE RADIOTHERAPIE STEREOTAXIQUE EXISTANT EN FRANCE

Les principaux dispositifs de radiochirurgie et de radiothérapie stéréotaxique se différencient principalement par leurs sources de rayonnement par photons X ou photons gamma. On distingue selon la Haute Autorité de santé (HAS) [HAS, 2010] :

- Accélérateurs linéaires :

- **Accélérateur linéaire adapté** : « accélérateur linéaire d'électrons, construit pour la radiothérapie conventionnelle et adapté pour une partie de son utilisation à la pratique de certains actes de radiochirurgie stéréotaxique, par ajout d'accessoires de stéréotaxie (moyens de collimation et de contention spéciaux) ». Ce type de dispositif développé dans les années 2000 tend à disparaître. C'est la raison pour laquelle, ce dispositif ne sera pas abordé dans ce rapport.

- **Accélérateur linéaire dédié** : « les caractéristiques de construction de l'appareil sont orientées vers la radiochirurgie/radiothérapie stéréotaxique, en particulier en ce qui concerne les éléments de contention du patient, de collimation et de l'accélérateur (énergie et débit de dose dédié) ».

- **Cyberknife** (Accuray) : « c'est un accélérateur linéaire robotisé, dont la particularité est de permettre d'effectuer une radiothérapie stéréotaxique sans cadre. Au lieu d'utiliser une immobilisation rigide du patient, le CyberKnife utilise une corrélation algorithmique de comparaison d'images pour localiser la cible. Le système CyberKnife suit de manière autonome, détecte et corrige en temps réel les

déplacements de la tumeur et les mouvements du patient tout au long de la procédure et permet ainsi de délivrer de fortes doses de radiation avec une précision sub millimétrique.

- **Leksell Gamma Knife (Elekta)** : le Leksell Gamma Knife est un système dédié à la radiochirurgie stéréotaxique. Il utilise des photons gamma émis par de multiples sources de rayonnement du cobalt 60 et dont les faisceaux convergent vers un foyer unique. Il ne concerne que les traitements intracrâniens.

Les techniques d'irradiation stéréotaxiques se sont particulièrement développées ces dernières années. Ainsi par rapport à l'état des lieux fait en 2009 par le groupe de travail issu du groupe permanent d'experts en radioprotection (Recommandations sur les conditions d'exercice de la radiothérapie en conditions stéréotaxiques et de la radiothérapie médicale associée), le nombre de dispositifs de radiothérapie et de radiochirurgie stéréotaxique a augmenté significativement à partir de 2015 :

	2009	2013	2014	2015	2016	2017
Novalis / Novalis TX / Vero/ Novalis Truebeam STX –Truebeam STX	2	2 / 5 / 1	2 / 7 / 1	2 / 7 / 1 / 18	2 / 7 / 1 / 21	0 / 7 / 1 / 26
Axesse / Versa HD	0	1 / 2	1 / 6	1 / 10	1 / 15	1 / 18
Gammaknife	3	4	4	4	4	5
Cyberknife	3	7	7	10	14	17

Tableau 1.1 : Evolution du nombre de dispositifs de radiothérapie stéréotaxique en France depuis 2009.

1.2.2. PRINCIPALES CARACTERISTIQUES DES SYSTEMES DE RADIO CHIRURGIE ET DE RADIOTHERAPIE STEREOTAXIQUE.

Il existe principalement deux modalités de traitement :

- faisceau non modulé (ex : arcthérapie dynamique ou arcthérapie avec mouvement des lames afin de se conformer au volume cible...).
- faisceau modulé (RCMI ou VMAT) utilisé quand il est nécessaire de réaliser des distributions de formes concaves pour protéger des OAR au voisinage du volume cible.

Les principales caractéristiques des systèmes de radiochirurgie et de radiothérapie stéréotaxique sont indiquées dans le tableau suivant :

	Novalis (Varian, Brainlab)	Novalis TX (Varian, Brainlab)	Novalis Truebeam STX (Varian, Brainlab)	Trilogy (Varian)	Synergy / Versa HD (Elekta)
Energie	6MV	6-20MV 6 SRS	6-20MV 6X FFF, 10X FFF	6-25MV 6 SRS	6-18MV
Débit de dose max	800UM.min ⁻¹	600UM.min ⁻¹ 1000UM.min ⁻¹ SRS	600UM.min ⁻¹ 1400UM.min ⁻¹ 6XFFF 2400UM.min ⁻¹ 10XFFF	600UM.min ⁻¹ 1000UM.min ⁻¹ SRS	600 UM.min ⁻¹ / 1400 UM.min ⁻¹
Dimension des faisceaux (mâchoires / MLC)	10*10cm ² 9.8*9.8cm ² clinique	40*40cm ² 15*15cm ² SRS 22*40cm ² MLC	40*40cm ² 22 x 40 cm2 (MLC)	40*40cm ² 15*15cm ² SRS 34*40cm ² MLC	40*40 cm ²
Mâchoires	Variables	Variables	Variables	Variables	Variables
Type de MLC	M3 MLC 52 lames	HD120 MLC 120 lames	HD120 MLC 120 lames	Millenium 120MLC 120 lames	MLC 160 lames
Largeur des lames du MLC	3 mm au centre sur 4.2cm	2.5 mm au centre sur 8cm	2.5 mm au centre sur 8cm	5 mm au centre sur 20cm	5 mm

	Novalis	Novalis TX	Novalis Truebeam STX	Trilogy	Synergy / Versa HD
Type de cônes et dimensions disponibles	Coniques 4-50 mm	Coniques 4-50 mm	Coniques 4-50 mm	Coniques 5-30 mm	Coniques 5-50 mm
IGRT	Room based ExacTrac (2 systèmes RX kV planaires)	Room and gantry based kV ExacTrac (2 RX kV planaires) kV CBCT MV portal imaging	Room and gantry based kV ExacTrac kV CBCT MV Portal vision	Gantry based kV CBCT MV Portal vision	Gantry based XVI kV 2D kV CBCT MV portal imaging
Système d'asservissement respiratoire et de suivi tumoral	ExacTrac RX Possibilités d'asservissement	ExacTrac RX Possibilités d'asservissement	Système d'asservissement respiratoire	Système RPM de suivi respiratoire	CBCT 4D Compatible avec différents équipements commerciaux
Table	Standard	6D Robotic	6D Perfect Pitch ou 6D Robotic	Standard	Standard / Hexapod Robotic 6D
TPS : algorithmes de calcul de dose	Iplan (Pencil beam, Monte Carlo)	Iplan (Pencil beam, Monte Carlo) Eclipse (AAA, accuros)	Iplan (Pencil beam, Monte Carlo) Eclipse et autres	Eclipse (AAA, accuros) ou autres systèmes	XiO, Monaco 5 ou autres systèmes commerciaux

	Axesse (Elekta)	Artiste	Truebeam (Varian)	Edge (Varian)	MRIDian (Viewray)
Energie	6-18MV	6-18MV	6-20MV 6X FFF, 10X FFF	6MV 6X FFF,	6MV
Débit de dose max	600UM.min ⁻¹	500UM.min ⁻¹	600UM.min ⁻¹ 1400UM.min ⁻¹ 6XFFF 2400UM.min ⁻¹ 10XFFF	600UM.min ⁻¹ 1400UM.min ⁻¹ 6XFFF	600 cGy.min ⁻¹
Dimension des faisceaux	16*21cm ²	40*40cm ²	40*40cm ²	40*22cm ²	24,1*27,4cm ²
Mâchoires	Fixe	Variable (pas de machoire X)	Variable	Variable	N/A
Type de MLC	MLC 80 lames	MLC 160 lames	Millenium 120 MLC (HD120 MLC en option : Truebeam STX) 120 lames	Millenium 120 MLC (HD120 MLC en option) 120 lames	MLC 60 lames
Largeur des lames du MLC	4 mm	5 mm	5 mm au centre sur 20cm	5 mm au centre sur 20cm	4 mm à l'isocentre

	Axesse	Artiste	Truebeam	Edge	Viewray
Type de cônes et dimensions disponibles	Coniques 5-50 mm	N/A	Coniques 4-50 mm	Coniques 4-50 mm	N/A
IGRT	Gantry based XVI kV 2D kV CBCT MV portal imaging	Gantry based MV CBCT MV portal imaging	Gantry based kV CBCT MV Portal vision	Room and gantry based kV CBCT MV Portal vision Calypso 4D Vision RT	gantry based IRM embarquée
Système d'asservissement respiratoire et de suivi tumoral	NA	Système de capteur de suivi respiratoire 4D et ceinture respiratoire	Système d'asservissement respiratoire	Système RPM de suivi respiratoire	Système de suivi respiratoire par imagerie
Table	HexaPod Robotic	Standard	Standard ou Perfect Pitch	PerfectPitch 6D Radiochirurgie	Table Robotic
TPS : algorithmes de calcul de dose	XiO, Monaco ou autres systèmes	Systèmes commerciaux	Eclipse ou autres systèmes	Eclipse ou autres systèmes	View Ray / Monte Carlo

	VERO (Brainlab)	Gammaknife (Elekta)	Cyberknife (Accuray)
Energie	6MV	Co ⁶⁰	6MV
Débit de dose max	500 cGy.min ⁻¹	350 cGy.min ⁻¹	1000UM.min ⁻¹
Dimension des faisceaux	Jusqu'à 15*15cm ²	Ø 16, 8 et 4 mm	Ø 6cm 12*10cm ² MLC InCise
Mâchoires	N/A	N/A	N/A
Type de MLC	MLC 60 lames	N/A	MLC InCise2 57 lames
Largeur des lames du MLC	5 mm	N/A	3,75 mm
Type de cônes et dimensions disponibles	N/A	N/A	Circulaires 5-60 mm Collimateur à ouverture variable Iris 5-60 mm
IGRT	gantry based (exactrac embarqué)	kV CBCT	Room based (2 systèmes RX kV planaires) Système 6D Skull XSight Spine, Synchrony XSight Lung ou Lung Optimized treatment

	VERO	Gammaknife	Cyberknife
Système d'asservissement respiratoire et de suivi tumoral	tracking basé sur fiduciaire et modèle corrélation	N/A	Synchronisation respiratoire Suivi tumoral (synchronisation de l'irradiation au mouvement de la cible)
Table	6D Robotic	3D	6D robocouch
TPS : algorithmes de calcul de dose	Iplan (pencil beam, MonteCarlo) Raysearch (collapsed Cone)	GammaPlan : <ul style="list-style-type: none"> - Semi empirique (TMR) - Convolution CC 	Multiplan (Raytracing, Monte Carlo)

Tableau 1.2 : Principales caractéristiques des systèmes de radiochirurgie et de radiothérapie stéréotaxique

1.3.PRE REQUIS

Conformément aux documents nationaux et internationaux de référence ([OMS, 2006], [IAEA, 2007], [Potters, 2010], [Linskey, 2010], [HAS, 2010], [US NRC, 2010], [Guide PM, 2012] [Solberg, 2012], [ASTRO, 2012], [GPMED, 2014], [ICRU 91, 2017]), les aspects organisationnels, les exigences en matière de personnel, de technologie et d'assurance qualité doivent être clairement établis afin d'assurer des traitements SRS/SRT et SBRT avec un haut niveau de qualité et de sécurité. Ces techniques d'irradiation sont différentes de la radiothérapie conventionnelle car elles utilisent des fortes doses par séance (radiothérapie ablative) qui nécessitent en termes de qualité et sécurité :

- Une approche beaucoup plus large que la prévention des erreurs techniques.
- Un haut niveau de contrôle de tous les aspects : cliniques aussi bien que techniques et physiques.

Dans le domaine de la radiothérapie stéréotaxique, les techniques d'irradiation ont évolué en même temps que la radiothérapie classique. Traditionnellement effectuées avec des faisceaux non-coplanaires de petites dimensions réalisées à l'aide de collimateurs circulaires, les techniques tendent maintenant à utiliser également de l'arcthérapie dynamique, de la modulation d'intensité, des systèmes de repositionnement et d'asservissement respiratoire. Ces techniques doivent être maîtrisées par l'équipe avant d'initier un projet de stéréotaxie.

Pour la mise en œuvre de ces techniques d'irradiation, il est impératif de mettre en place un projet dont l'organisation est définie et coordonnée.

Pour les localisations intra et extra-crânienne, cette gestion en mode projet doit :

- Prévoir la constitution d'une équipe restreinte, pluridisciplinaire (radiothérapeutes, physiciens médicaux, manipulateurs en électroradiologie, neurochirurgien, neuroradiologue, qualitatif) et expérimentée, dédiée à la mise en œuvre de ces techniques. Celle-ci correspond aux personnels référents et/ou experts pour l'utilisation et la diffusion de ces nouvelles techniques.
- Etablir clairement les objectifs cliniques définis par un projet médical (nombre de patient traités, localisations concernées, prévision de l'augmentation du nombre de patients traités et de la complexité des indications cliniques...).
- Identifier les ressources nécessaires en termes de personnel, technologie, matériel et temps.
- Mettre en place un plan de formation préalable et continue.
- Mettre en place un programme de gestion de la qualité (mise en place d'un programme d'assurance qualité spécifique, d'un système documentaire dédié complet (protocoles, contraintes de dose à la tumeur et aux OAR définis, procédures, modes opératoires, compte rendu, « checklist » et « to do list » pour toutes les étapes,...), d'une analyse des risques a priori...).
- Mettre en place un processus d'accompagnement et de contrôle par des pairs ou experts externes
- Evaluer de façon continue les besoins et les protocoles cliniques,...

Il est important de bien prendre en compte que les aspects organisationnels, cliniques, techniques et physiques varient significativement selon la technique mise en œuvre (RCS, RTS et SBRT) mais aussi selon la localisation de la cible.

1.3.1. PRE REQUIS EN MATIERE DE PERSONNEL

Les différentes analyses des rapports des évènements ou accidents significatifs ([IRSN/SFPM/SFRO, 2008], [US NRC, 2010], [Potters, 2010], [ICRP, 2011], [Solberg, 2012]) de radiochirurgie et de radiothérapie stéréotaxique indiquent que la majorité des évènements rapportés sont liés à une erreur humaine.

Pour ces techniques d'irradiation, les recommandations précisent que :

- les ressources en personnel sont nettement plus importantes que pour la radiothérapie conventionnelle. Il est important que la mise en place de la technique ne rajoute pas une surcharge de travail à l'ensemble du personnel et soit réalisée pendant les heures ouvrables ou « normales » du temps de travail.
- les rôles et responsabilités de l'ensemble du personnel doivent être clairement définis et écrits.
- les qualifications du personnel sont clairement établies avec la mise en place d'un programme de formations avec traçabilité des formations initiales spécifiques à chaque corps de métier (radiothérapeutes, physiciens médicaux, MER, dosimétristes,...) puis de formation continue qui intègrent les évolutions des techniques et pratiques. Ces formations, dispensées en Français, doivent être adaptées aux localisations traitées et aux différentes modalités de traitement envisagées.
- des médecins spécialistes en fonction de la localisation tumorale, des médecins radiologues, des neurochirurgiens,... participent à la préparation et à la réalisation du traitement.

En particulier pour les personnels impliqués dans ce type de technique, les fiches de poste doivent clairement indiquer leurs rôles et responsabilités. Le plan d'organisation de la physique médicale doit mentionner clairement les physiciens médicaux qui participent ou qui sont référents de ces techniques d'irradiation.

1.3.2. PRE REQUIS EN MATIERE DE MATERIELS ET EQUIPEMENTS

Avant la mise en service des techniques d'irradiation stéréotaxiques, il est nécessaire d'évaluer les besoins en :

- équipements et matériels nécessaires (accélérateur et technologies associées dédiées (imagerie embarquée et périphérique),
- matériel de dosimétrie spécifique à la métrologie des petits faisceaux,
- systèmes de gestion des mouvements,
- système de planification adapté,
- dispositifs d'immobilisation dédiés...

à partir des objectifs cliniques définis par le projet médical, en ayant une bonne connaissance des :

- niveaux de précision requis pour la délivrance de la dose au patient.
- caractéristiques des équipements et matériels qui peuvent influencer la qualité et la sécurité des traitements.

Pour les équipements, il est recommandé de :

- utiliser des dispositifs dédiés et validés. L'adaptation d'équipement non dédié à l'utilisation de la stéréotaxie est fortement déconseillée.
- utiliser des dispositifs marqués CE, compatibles avec les dispositifs de diagnostic, de planification de traitement afin d'éviter toute erreur de transfert de données (données d'imagerie, information sur les systèmes de fixation/immobilisation et du positionnement du patient). A noter que les risques d'erreur de traitement augmentent avec le nombre de constructeurs différents qui fournissent chacun une partie du dispositif total.
- avoir une bonne connaissance des dispositifs et des logiciels utilisés, pour en assurer un meilleur contrôle et une meilleure gestion.
 - o prendre en compte les dispositifs additionnels pour les accélérateurs, éviter d'utiliser les collimateurs MLC additionnels. Par contre, l'utilisation des collimateurs coniques additionnels peut être une solution optimale pour des dimensions de faisceaux inférieurs à 10mm en mettant en place une procédure de contrôle qualité spécifique (en particulier le centrage du collimateur circulaire par rapport à l'axe central du faisceau).
 - o pour le Cyberknife, des systèmes additionnels optionnels sont intégrés à la configuration de base (ex : collimateur Iris à ouverture variable ou collimateur MLC Incise).
 - o pour le Gammaknife à partir du modèle Perfexion, il n'y a pas de système additionnel.
- réaliser des tests de réception et de mise en service de tous les dispositifs utilisés pour toutes les techniques de traitements stéréotaxiques (voir chapitre 2).
- mettre en place des contrôles de qualité permettant d'évaluer la précision des équipements (voir chapitre 2 et 5).
- mettre en place un système d'archivage des données de traitement (y compris celles de l'IGRT).
- prévoir un support technique adapté avec le constructeur, avec un niveau adapté aux dispositifs utilisés pour ces types de traitement.
- disposer de manuels d'utilisation en français.

1.3.3. PRE REQUIS EN MATIERE D'ASSURANCE QUALITE

Pour la radiothérapie et la radiochirurgie stéréotaxique, un programme de gestion de la qualité spécifique avec une politique de la qualité, une analyse des risques a priori, des processus et procédures documentés, évalués et mis à jour régulièrement doit être mis en place

En particulier, **il est recommandé de :**

- mettre en place un système d'assurance qualité des processus et infrastructures avec implémentation d'indicateurs spécifiques de contrôle de qualité.
 - o exemple d'indicateur supplémentaire de processus : test end-to-end pour évaluer la précision et la robustesse du transfert de données du CT au dispositif de traitement.
 - o exemple d'indicateur supplémentaire d'infrastructures : test Winston Lutz
- mettre en place un système documentaire incluant des protocoles cliniques et techniques et des procédures documentées pour toutes les techniques stéréotaxiques, par localisation, conformes aux recommandations et/ou aux réglementations nationales. Ce système documentaire doit être associé à un système de management et de contrôle qui permet en particulier de s'assurer de la mise à jour de ces documents et

du fait que l'ensemble des personnels concernés est informé et a pris connaissance des documents.

- mettre en place une gestion des risques avec réalisation d'une analyse des risques a priori par processus de traitement stéréotaxique.
- mettre en place des tests « end-to-end » pour analyser et évaluer les performances sur fantômes de chaque processus de traitement en complément de l'analyse des risques a priori théorique réalisée.
- mettre en place des audits : avant la mise en place de la technique, il est important de contacter ou visiter des sites ayant une expérience solide en radiothérapie et radiochirurgie stéréotaxique. Par ailleurs, lorsque les techniques stéréotaxiques sont mises en service, il est recommandé de réaliser un audit par des pairs ou experts extérieurs et de renouveler régulièrement la réalisation de ces audits lorsque la technique devient une pratique de routine clinique.
- mettre en place une base de données sur le suivi des patients après les traitements (ex : survie, toxicité, complications et notifications de sécurité relatives aux erreurs de traitement).
- maintenir la vigilance (qui peut éventuellement diminuer avec l'expérience) et le niveau de sécurité des processus de traitement par une réflexion fréquente avec les collègues du service ou extérieur au service.
- revoir les protocoles, les processus et l'analyse des risques pour tout changement dans le processus de traitement (ex : utilisation d'une nouvelle IRM pour l'acquisition des données anatomiques des patients).
- mettre en place un système d'assurance qualité dynamique qui requiert l'implémentation d'une méthode de type Plan Do Check Act Cycle (PDCA cycle) ou méthode de la roue de Deming.

1.4. REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

[AAPM, 1995] : AAPM report N°54, TG 42. Stereotactic radiosurgery, 1995.

[AAPM, 2010] : AAPM TG 101. Stereotactic body radiation therapy. 2010.

[AAPM, 2011] : AAPM TG 135. Quality assurance for robotic radiosurgery. 2011.

[Adler, 2002] : Adler et al. Surgical guidance now and in the future : the next generation of instrumentation. Clin Neurosurg. 49:105-14. 2002.

[Andrews, 2004] : Andrews et al. Whole brain radiation therapy with or without stereotactic radiosurgery boost for patients with one to three brain metastases : phase III results of the RTOG 9508 randomised trial. Lancet. 363. 1665-1672, 2004.

[ASTRO, 2012] : Safety is no accident. A framework for quality radiation oncology and care. American Society for Radiation Oncology, 2012.

[Benedict, 2010] : Benedict et al, Stereotactic body radiation therapy : the report of AAPM Task Group 101. Med. Phys. 37. 4078-101, 2010.

[Combs, 2010] : Combs et al. Differences in clinical results after linac based single dose radiosurgery versus fractionated stereotactic radiotherapy for patients with vestibular schwannomas. Int.J.Radiat.Oncol.Biol.Phys.,76.193-200, 2010.

[GPMED, 2014] : Rapport GT permanent en RP médicale. Recommandations du groupe de travail sur les conditions de mise en œuvre des «nouvelles techniques et pratiques » en radiothérapie Novembre 2014.

[Grimm, 2001] : Grimm et al. Dynamic arc radiosurgery and radiotherapy : Commissioning and verification of dose distributions. Int.J.Radiat.Oncol.Biol.Phys., 45.1451-1460, 2001.

[HAS, 2010] : Evaluation et place de l'irradiation intracrânienne en conditions stéréotaxiques (radiochirurgie et radiothérapie fractionnée) dans le traitement des pathologies non cancéreuses, HAS, 2010.

[Hope, 2008] : Hope et al, Acute Skin Toxicity Following Stereotactic Body Radiation Therapy for Stage I Non-Small-Cell Lung Cancer: Who's at Risk? Int.J.Radiat.Oncol.Biol.Phys.,72.1283-1286, 2008.

[IAEA, 2007] : IAEA 2007. Comprehensive audits of radiotherapy practices: a tool for quality improvement: Quality Assurance Team for Radiation Oncology (QUATRO). Vienna: International Atomic Energy Agency, 2007.

[IAEA 483, 2017] Technical Reports Series n° 483. Dosimetry of Small Static Fields Used in External Beam Radiotherapy

[ICRP, 2011] : ICRP 2011. ICRP Publication 112 - Preventing Accidental Exposures from New External Beam Radiation Therapy Technologies, Annals of the ICRP; 39: 1-86, 2010.

[ICRU 91, 2017] : Prescribing, recording, and reporting of stereotactic treatments with small photons beams, 2017

[IRSN/SFPM/SFRO, 2008] : Rapport final du groupe de travail IRSN/SFPM/SFRO. Mesure de la dose absorbée dans les faisceaux de photons de très petites dimensions utilisées en radiothérapie stéréotaxique. Saisine ASN/Afssaps DEP-DIP-N°752-2007, Rapport DRPH/SER n°2008-18, 2008.

[Kirkpatrick, 2010] : Kirkpatrick et al, Radiation dose-volume effects in the spinal cord. Int.J.Radiat.Oncol.Biol.Phys.. Mar 1;76(3 Suppl):S42-9, 2010.

[Linskey, 2010] : Linskey et al, The role of stereotactic radiosurgery in the management of patients with newly diagnosed brain metastases: a systematic review and evidence-based clinical practice guideline. J Neurooncol. 96(1), 45-68, 2010.

[OMS, 2006] : Radiotherapy Risk Profile Technical Manual. World Health Organization (WHO), 2006.

[Potters, 2010] : Potters et al, American Society for Therapeutic Radiology and Oncology (ASTRO) and American College of Radiology (ACR) practice guideline for the performance of stereotactic body radiation therapy. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 1;76(2):326-32, 2010.

[Solberg, 2011] : Solberg et al. Quality and safety in stereotactic radiosurgery and stereotactic body radiation therapy: can more be done? J Radiosurg and SBRT. 1:13-19, 2011.

[Solberg, 2012] : Solberg et al. Quality and safety considerations in stereotactic radiosurgery and stereotactic body radiation therapy. Pract Radiat Oncol. 2:2-9, 2012.

[Spiegelmann, 2010] : Spiegelmann R et al. Cavernous sinus meningiomas : a large LINAC radiosurgery series. J Neurooncol. 98, 195-202, 2010.

[Suh, 2010] : Suh et al, Stereotactic radiosurgery for the management of brain metastases. New Enggl J Med , 362, 119-1127, 2010.

[Timmermann, 2006] : Timmerman et al, Stereotactic Body therapy Radiation Therapy for inoperable Early Stage Lung Cancer, JAMA, 303 (11), 1070-1076, 2010.

[US NRC, 2010] : US. Nuclear Regulatory Commisison (NRC) Radiation Event Report Notification : 2005-2010, 2010.

2. CHAPITRE 2 : RECEPTION-MISE EN SERVICE-CONTROLE DE QUALITE

2.1. INTRODUCTION

Dans ce chapitre, nous allons traiter des spécificités d'un équipement médical dédié à la radiothérapie stéréotaxique et à la radiochirurgie lors des différentes étapes qui séparent la livraison et l'installation de l'équipement de sa mise en œuvre clinique. Ces différentes étapes (Figure 2.1) sont schématisées ci-dessous. Certaines d'entre elles peuvent être menées en parallèle. Par exemple, suivant la complexité des installations, la phase de formation pourra débuter après l'achat et se poursuivre jusqu'à la mise en œuvre clinique, puisqu'un accompagnement aux premiers traitements est souvent proposé. De même le plan d'organisation de la physique médicale (POPM) pourra être mis à jour en début de projet (liste des référents, des formations prévues, etc...), ou plus tard.

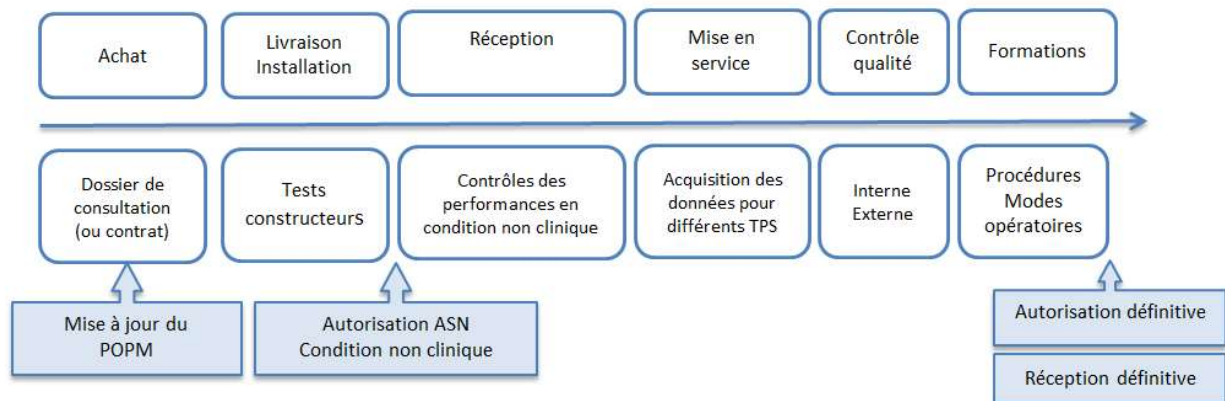


Figure 2.1 : Différentes étapes séparant l'achat d'un équipement de sa mise en œuvre clinique

2.2. RECEPTION

L'étape de réception [SFPM, 2012] est réalisée conjointement avec les constructeurs afin de vérifier et de valider les performances de l'équipement suite à son installation [ANSM, 2008].

Préalablement à cette phase de réception, on s'assurera d'avoir reçu l'autorisation provisoire de l'ASN, permettant d'utiliser l'équipement dans des conditions non-cliniques. Lors de cette étape, le fournisseur, en présence de l'équipe de physique médicale (assistée éventuellement d'un ingénieur ou technicien biomédical, informaticien, etc...) met le dispositif en fonctionnement et contrôle, à l'aide de protocoles de mesures qui lui sont propres, que les caractéristiques et les performances de l'accélérateur sont conformes aux spécifications attendues au regard du dossier de consultation ou du contrat, au travers de quatre catégories de tests :

- Tests des dispositifs de sécurité
- Tests mécaniques
- Tests dosimétriques
- Tests de communication informatique entre les différents éléments de la chaîne de radiothérapie.

Chaque constructeur propose un cahier de réception à compléter, dans lequel seront consignés les résultats des tests, les non conformités s'il y en a et leurs suivis. Cela peut conduire à la signature d'une réception partielle.

Il faut également s'assurer de la présence de documents tels que les notices d'utilisation en français, les supports de formation... Lorsque l'on peut approuver les résultats des différents tests, que les non-conformités signalées ont été levées, que l'on dispose de tous les documents requis, le document de réception définitive est signé par le fournisseur et par un représentant de l'exploitant ; cela conduit au transfert de propriété de l'équipement du fournisseur à l'acheteur, et au démarrage de la période de garantie.

2.3. MISE EN SERVICE

La phase suivante concerne la mise en service de l'appareil de traitement, durant laquelle les médecins médicaux procèdent (ou font procéder sous leur responsabilité) à l'acquisition et à la vérification de l'ensemble des données du dispositif pour permettre son utilisation clinique. Il s'agit d'une étape importante puisqu'elle inclut notamment :

- l'étalonnage en dose des différents faisceaux de rayonnement,
- l'acquisition et le transfert des données de base vers les systèmes de planification de traitements,
- la modélisation des faisceaux,
- la validation des résultats obtenus,
- le paramétrage des séquences d'imageries sur l'appareil de traitement,
- le paramétrage et la vérification des transferts de données entre les différents éléments de la chaîne d'irradiation.

2.3.1. ACQUISITION DES MESURES

Les mesures effectuées lors d'une mise en service d'un équipement dédié à la radiochirurgie ou à la radiothérapie en conditions stéréotaxiques varient d'un utilisateur à l'autre, en fonction des équipements (accélérateurs, Cyberknife, GammaKnife), de l'environnement de celui-ci (différents TPS, différents algorithmes, matériel de mesure dont la cuve à eau, les chambres d'ionisation, les diodes, ...) et des techniques envisagées (radiochirurgie, radiothérapie stéréotaxique fractionnée intra et/ou extracrânienne). Il est impossible de faire une liste exhaustive de toutes les configurations, aussi nous avons choisi de ne signaler ici que les points critiques de la mise en service.

2.3.2. PRE REQUIS

Pendant cette phase de mise en service, « il convient d'accorder une importance toute particulière au matériel de contrôle utilisé qui doit répondre aux caractéristiques et aux performances prévues par le fournisseur du dispositif et être la propriété du centre de radiothérapie » [AFSSAPS, 2008]. L'utilisateur doit disposer d'une ou plusieurs chaînes de mesure de référence, constituées d'un dosimètre de référence et d'un électromètre, et pour chacune du certificat d'étalonnage issu d'un laboratoire certifié. La périodicité d'étalonnage recommandée est de 2 ans (certains constructeurs dont PTW par exemple) ou de 3 ans [Guide des bonnes pratiques, 2012]. Il est conseillé de contrôler régulièrement la réponse de la chaîne de mesure (pot de strontium ou mesures croisées) pour anticiper un étalonnage si nécessaire.

Pour les mesures de doses relatives, l'utilisateur doit également pouvoir utiliser plusieurs détecteurs, actifs et passifs, pour compléter ses mesures. Un détecteur adapté à la mesure dans les grands champs ne le sera généralement pas pour des petits champs, et vice-versa. D'où l'importance de disposer de suffisamment de détecteurs, selon les mesures à réaliser.

Les thermomètres et baromètres devront être étalonnés. Il faut s'assurer du bon fonctionnement de la cuve à eau (exemple de CQ de cuve à eau en annexe II), et accorder beaucoup de soin à son alignement et à celui des détecteurs.

2.3.3. PETITS FAISCEAUX OU PETITS CHAMPS

Comme indiqué au chapitre 1, les rapports récents comme le rapport ICRU 91 [ICRU 91, 2017] ou le rapport IAEA 483 [IAEA 48, 2017] utilisent le terme de petits faisceaux (équivalent au terme mini faisceaux) ou petits champs. Dans ce rapport, nous utiliserons les 2 termes.

Il est d'usage d'avoir une vigilance particulière pour les faisceaux de diamètre ou de côté inférieurs à 3 cm [IRSN, 2008 ; Charles, 2014 ; ICRU 91, 2014 ; IAEA 483, 2017]. Pour les petits champs, il est nécessaire de prendre en compte [Das, 2008 ; IPEM 103, 2010] :

- La taille de la partie visible de la source, vue depuis le point de mesure, à travers l'ouverture du collimateur,
- Le parcours des électrons dans le milieu irradié,
- Le détecteur choisi.

2.3.3.1. TAILLE DE LA SOURCE

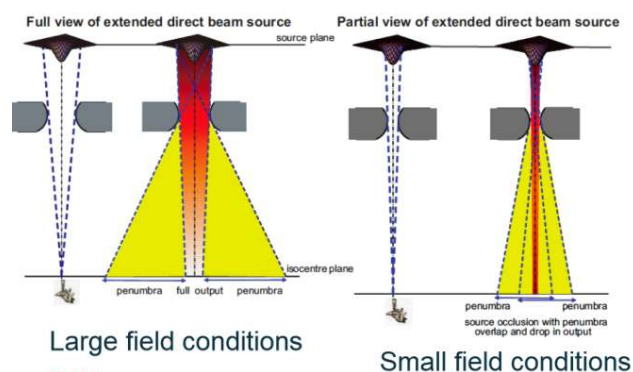


Figure 2.2 : Illustration de l'occlusion de la source et du recouvrement des pénombres en situation de petits faisceaux [IPEM 103, 2010].

La dose délivrée en un point du milieu est constituée d'une composante diffusée (issue de la tête de l'accélérateur et du milieu diffusant) qui varie avec la position des mâchoires ou des lames du MLC, et d'une composante primaire qui varie assez peu avec la taille du champ. Cependant, lorsque la taille du champ d'irradiation devient si petite que la source n'est plus que partiellement « vue » depuis l'isocentre, la fluence primaire sur l'axe est plus faible que celle que l'on mesurerait s'il n'y avait pas occlusion de la source [Das, 2008]. Ceci intervient quand la dimension du champ d'irradiation est inférieure ou du même ordre de grandeur à celle de la source. Il s'ensuit un chevauchement des pénombres géométriques [IPEM 103, 2010] comme représenté dans la figure 2.2. Ceci se traduit par une non coïncidence entre la taille de champ irradié (largeur à mi-hauteur) et la taille du champ nominal défini par la collimation. (Figure 2.3).

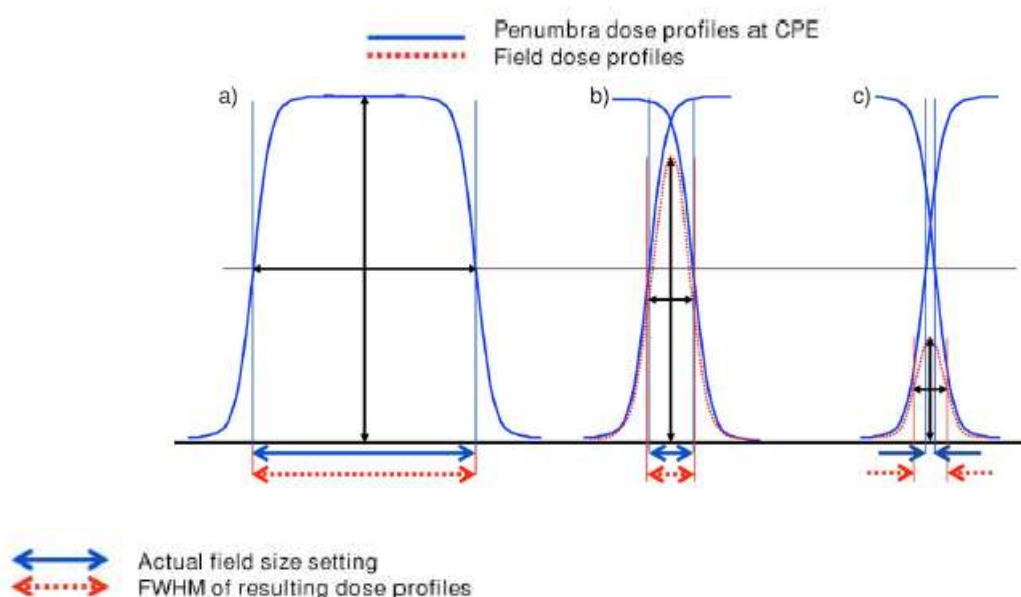


Figure 2.3 : Illustration de la surestimation de la taille du champ définie par la largeur à mi-hauteur du profil dans le cas d'un petit faisceau [Das, 2008].

Il est important de s'assurer des conventions utilisées par le TPS (champ défini par la position des lames du collimateur ou par la largeur du profil à mi-hauteur), et d'en tenir compte lors de la réalisation des mesures. La dimension du champ à partir duquel on constate cette occlusion de la source dépend du type de machine dont on dispose [Jaffray, 1993]. Pour les accélérateurs modernes, cela concerne les faisceaux de dimensions inférieures à 8 mm [IPEM 103, 2010 ; Charles, 2014].

2.3.3.2. PARCOURS DES ELECTRONS

La seconde caractéristique des petits faisceaux est que leur dimension est inférieure au parcours latéral des électrons secondaires [Li, 1995], comme illustré sur la figure 2.4.

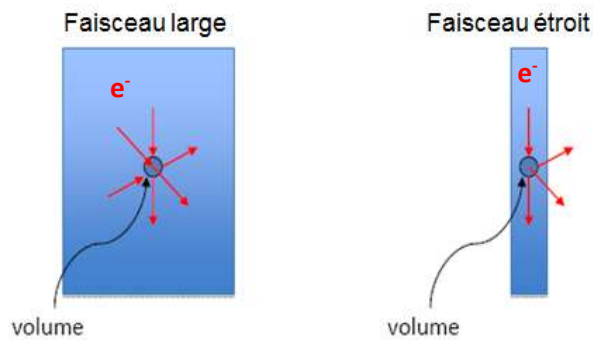


Figure 2.4 : Parcours des électrons secondaires dans un faisceau large et dans un faisceau étroit [Li, 1995].

Cet effet est plus important dans les faisceaux de hautes énergies (tableau 2.1) et en présence d'hétérogénéités.

Faisceau	TPR _{20,10}	$r_{EEL}(g.cm^{-2})$ [Li, 1995]	$r_{EEL}(g.cm^{-2})$ [IAEA 483, 2017]
⁶⁰ Co		0,6	0,6
6 MV	0,670	1,3	1,225
10 MV	0,732	1,7	1,744
15 MV	0,765	1,9	2,02
24 MV	0,805	2,1	2,355

Tableau 2.1 : Valeur du rayon minimum r_{EEL} d'un champ circulaire pour atteindre l'équilibre électronique latéral sur l'axe du faisceau, pour différentes qualités de faisceaux. Valeurs publiées par Li [Li, 1995] et calculées avec la formule du TRS 483 [IAEA 483, 2017] :

$$r_{EEL} = 8,369 \times TPR_{20,10} - 4,382.$$

Ainsi dans un milieu équivalent-eau, pour les faisceaux de Cobalt, un champ sera considéré comme petit en l'absence de détecteur, si son diamètre est inférieur à 12mm, alors que pour un faisceau de 6 MV (IQ = 0.67) un petit champ aura un diamètre inférieur à 24.5mm [IAEA 483, 2017].

Charles [Charles, 2014] a montré que pour les dimensions de champs inférieures à 30 mm, pour des faisceaux de 6MV, l'influence du manque d'équilibre électronique latéral devient le facteur

prépondérant dans la variation du facteur de diffusion. Il confirme ainsi la notion de « petit champ » en dessous de 30 mm, et introduit celle de « très petits champs », qu'il fixe de façon pratique à 15 mm et de façon théorique à 12 mm pour les faisceaux de 6 MV.

Lorsqu'il n'y a pas d'équilibre électronique latéral, l'estimation par un détecteur de la dose déposée dans le milieu par les électrons secondaires peut être erronée si le détecteur n'est pas suffisamment tissu-équivalent (en densité et en composition), même si son volume sensible est petit par rapport à la taille du champ [IRSN, 2008].

2.3.3.3. CHOIX DU DETECTEUR

Tout détecteur placé dans un milieu perturbe la mesure. Le signal produit par un détecteur étant proportionnel à la moyenne de la dose absorbée dans son volume sensible, une dose non homogène dans le volume de détection conduit à un signal erroné. Dans le cas des petits champs, cela se traduit par une sous-estimation de la dose sur l'axe du faisceau et un élargissement de la pénombre [Wuerfel, 2013], et ce, d'autant plus que la dimension du champ d'irradiation est petite devant celle du détecteur. Ce problème est encore plus complexe si la composition et la densité du détecteur ne sont pas équivalentes à celles de l'eau [IRSN, 2008-18 ; Bouchard, 2015].

Le champ d'irradiation est petit dès lors que la distance séparant l'un des bords du volume sensible du bord du champ irradié est inférieure au parcours latéral des particules chargées, comme illustré dans la figure 2.5. Autrement dit, si d est la plus grande dimension externe du détecteur (radiale ou longitudinale), un champ (défini par la largeur du profil à mi-hauteur FWHM) est petit par rapport à la dimension du détecteur si : $FWHM < 2 r_{EEL} + d$.

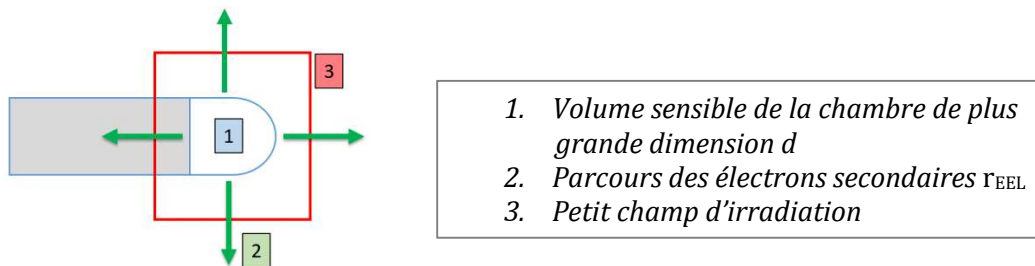


Figure 2.5 : Impact de la taille d'un détecteur dans la définition d'un petit champ d'irradiation.

Il est suggéré d'utiliser des détecteurs dont les dimensions du volume sensible restent inférieures aux dimensions du demi-champ [IPEM 103, 2010] : $d < FWHM/2$.

Idéalement, la réponse du détecteur varie linéairement avec la dose, elle est indépendante du débit de dose, du spectre en énergie, du type de rayonnement, et de l'angulation des faisceaux. Idéalement toujours, le détecteur a une bonne résolution spatiale, ne nécessite pas de correction de l'effet de « moyennage » supérieure à 5%, et a un faible bruit de fond [IAEA 483, 2017]. Il doit être équivalent à l'eau ou au milieu de mesure. Son point effectif de mesure doit être bien connu. Cependant le détecteur idéal n'existe pas. **Aussi l'utilisateur doit-il avoir une bonne connaissance des qualités et**

des défauts de ses détecteurs, d'où l'importance de disposer d'une documentation technique précise. Un conseil utile pour la mesure dans les petits faisceaux consiste à réaliser deux clichés (antérieur et latéral) du détecteur, afin de vérifier qu'il n'a pas de problème géométrique (asymétrie par exemple), et de comparer l'emplacement du volume sensible à des marques externes [IAEA 483, 2017].

Plusieurs types de détecteurs peuvent être utilisés [NCS 25, 2015 ; IAEA 483, 2017], dont :

La chambre d'ionisation

C'est le détecteur à utiliser pour mesurer le débit de dose de référence. La réponse de la dose est presque indépendante de l'énergie, de la dose et du débit de dose, ainsi que de la direction du faisceau. La réponse est stable, linéaire en fonction de la dose absorbée et reproductible. Le rapport signal sur bruit est bon. Les parois des chambres d'ionisation sont en général équivalent-eau. Cependant, il faut s'assurer que le volume sensible de la chambre d'ionisation utilisée soit compatible avec la mesure que l'on souhaite réaliser. Le lecteur ayant besoin de mesurer la dose de référence dans des champs de dimensions $< 6 \text{ cm} \times 6 \text{ cm}$ pourra se référer à la table 5 du TRS 483 [IAEA 483, 2017] pour choisir une chambre d'ionisation de géométrie adaptée.

Les diodes

Au contraire des chambres d'ionisation, les diodes peuvent avoir de très petits volumes sensibles, et être caractérisées par une excellente résolution spatiale. Mais la réponse des diodes peut varier avec le débit de dose et l'énergie. Certains détecteurs montrent une dépendance angulaire. Elles ne sont pas équivalent-eau (composition, densité). Sur certains modèles de diodes, notamment les diodes blindées, il peut y avoir création d'un équilibre électronique latéral artificiel entraînant une surestimation de la dose pour les petits champs. Elles sont utilisées pour la dosimétrie relative des petits champs : facteurs de diffusion, profils de dose, rendements.

Le diamant

De très petit volume sensible, ce détecteur est également équivalent tissu (en composition mais pas en densité). La réponse du diamant est presque indépendante de l'énergie et de la direction du faisceau. Il est bien adapté à la mesure des profils et des facteurs de diffusion.

Les diamants naturels ont des volumes différents d'un détecteur à l'autre. Leur principal défaut est que leur réponse varie avec le débit de dose et qu'il est nécessaire de les pré-irradier. Ils ne sont plus commercialisés aujourd'hui, au profit des diamants artificiels.

Les films

Les films radiochromiques présentent l'avantage d'être presque équivalent-eau. Cependant pour obtenir des mesures justes et reproductibles, il faut bien maîtriser la dosimétrie par film : procédure pour scanner les films, temps entre l'irradiation et la lecture, etc... Leur excellente résolution spatiale en fait le détecteur idéal pour la dosimétrie relative. Ils doivent toutefois être utilisés avec précaution lors la mesure des facteurs de diffusion.

Il est nécessaire d'utiliser plusieurs détecteurs (tableau 2.2), les mieux adaptés à chaque type mesure (dose dans les conditions de référence, dose relative, dimension de champ...).

Le tableau 2.2 propose une liste non exhaustive de détecteurs commercialisés pour une utilisation dans des petits faisceaux d'irradiation. Chaque utilisateur est invité à lire attentivement la documentation technique du détecteur qu'il souhaite utiliser, pour vérifier s'il est adapté à la mesure qu'il souhaite réaliser.

Type	Détecteur	Volume sensible (mm ³)	Diamètre ou côté (mm)	Longueur ou épaisseur (mm)
Chambres d'ionisation	PTW Semiflex 3D 31021	70	4,8	4,8
	PTW PinPoint 31014	15	2	5
	Wellhöfer CC01	10	2	3,6
	Wellhöfer CC04	40	4	3,6
	Exradin A26	15	4,3	4,3
	Exradin A16	7	3,4	2,4
	PTW E 60017 (non blindée)	0,03	1,13	0,03
	PTW SRS 60018 (non blindée)	0,03	1,13	0,03
	Sun Nuclear Edge (blindée)	0,019	0,8	0,03
	Wellhöfer SFD	0,017	0,6	0,06
Diamant	PTW MicroDiamond 60019	0,004	2,2	long = 2,2 ep = 0, 001

Tableau 2.2 : Différents détecteurs commercialisés pour les mesures dans les petits faisceaux

2.3.4. DOSE DANS LES CONDITIONS DE REFERENCE

La mesure du débit de dose de référence s'effectue avec une chaîne de mesure étalonnée dans un laboratoire de métrologie certifié conformément aux protocoles de dosimétrie internationaux IAEA TRS 398 [IAEA 398, 2000] et IAEA TRS 483 [IAEA 483, 2017], dans les conditions de référence :

- dans un fantôme d'eau
- en conditions géométriques de DSP (distance source-entrée du fantôme) ou de DSC (distance source-détecteur) égales à 100 cm (ou 80 cm pour les faisceaux de Cobalt)

- avec un champ d'irradiation carré de 10 cm de côté à DSP ou DSC égales à DSA
- à la profondeur de 10 cm.

La dose absorbée dans l'eau, pour un faisceau de qualité Q, à la profondeur de référence et en l'absence de la chambre est alors donnée par la relation (2.1) :

$$D_{\text{eau},Q} = M_Q \cdot N_{D,\text{eau},Q_0} \cdot k_{Q,Q_0} \quad \text{Equation 2.1}$$

M_Q est la mesure de la chambre de référence corrigée des influences autre que la qualité du faisceau (température, pression, polarité et recombinaison).

N_{D,eau,Q_0} est le coefficient d'étalonnage de la chambre de référence, dans un champ de référence et pour un faisceau de qualité Q_0 ,

k_{Q,Q_0} est le facteur de correction pour tenir compte de la différence entre la réponse de la chambre dans le faisceau de qualité Q_0 du laboratoire d'étalonnage et de qualité Q de l'utilisateur. Lorsque le faisceau du laboratoire d'étalonnage est du ^{60}Co : $k_{Q,Q_0} = k_Q$

Dans le cas particulier des radiochirurgies ou radiothérapies en conditions stéréotaxiques, il n'est pas toujours possible de se placer dans les conditions de référence du protocole IAEA TRS 398, comme indiqué dans le tableau 2.3

	Accélérateurs standards [TRS 398]	Gamma Knife Perfexion/Icon	CyberKnife	Accélérateurs avec collimateurs coniques
Fantôme	Eau	- Plastique ABS - Equivalent-eau	Eau	Eau
Dimensions fantôme	30 x 30 x 30 cm ³	Sphère de 16 cm de diamètre	Selon modèle de cuve	Selon modèle de cuve
Profondeur de mesure	10 cm (ou 5 cm)	8 cm	5 cm ou 10 cm	5 cm ou 10 cm
Distance source-isocentre	100 cm	48.1 à 51.9 cm	Distance source-détecteur de référence = 80cm	100 cm
Champ de référence	10 x 10 cm ²	Ø 1.6 cm	Ø 6 cm	Ø 4 mm à 17.5 mm
Nombre de faisceaux	1	192	1	1

Tableau 2.3 : Comparaison entre les conditions de référence nécessaires à l'application du TRS 398 [IAEA 398, 2000] et celles réalisées sur le GammaKnife, le Cyberknife et les accélérateurs munis de collimateurs coniques.

Le formalisme proposé par Alfonso [Alfonso, 2008] et repris dans le protocole IAEA TRS 483 [IAEA 483, 2017] permet d'élargir ces protocoles dans le cas particulier des petits faisceaux ou des faisceaux non standards. Il consiste en l'introduction de deux nouveaux champs d'étalonnage intermédiaires :

- Un champ de référence spécifique de la machine (machine specific reference field msr), pour les champs statiques,
- Un champ de référence plus proche des champs « cliniques » spécifique du patient (plan class specific reference field pcsr) utilisé pour les faisceaux modulés, ou les faisceaux composés de plusieurs champs.

Nous allons nous limiter ici à la mesure de la dose dans un **champ statique** (Figure 2.6) ; le lecteur se reportera à l'article d'Alfonso [Alfonso, 2008] pour les autres cas.

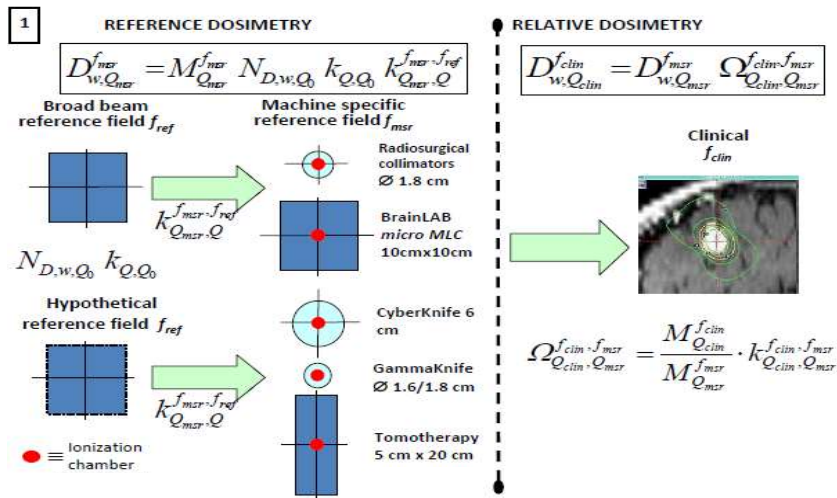


Figure 2.6 : Calcul de la dose absorbée dans l'eau, dans des conditions de faisceaux non standards. [Alfonso, 2008].

La dose absorbée de référence dans l'eau en l'absence de chambre d'ionisation, à la profondeur de référence, dans un faisceau de qualité Q_{msr} et pour un champ de référence f_{msr} est donnée par l'équation 2.2 :

$$D_{eau,Q_{msr}}^{f_{msr}} = M_{Q_{msr}}^{f_{msr}} \cdot N_{D,eau,Q_0} \cdot k_{Q,Q_0} \cdot k_{Q_{msr},Q}^{f_{msr},f_{ref}} \quad \text{Equation 2.2}$$

- msr (machine specific reference field) : champ de référence spécifique de la machine lorsque les conditions de référence ne sont pas réalisables. Il doit être aussi proche que possible du champ de référence 10 cm x 10 cm. Pour les équipements ne permettant pas de s'approcher du champ de référence, on choisira comme champ spécifique le plus grand champ réalisable (par exemple le champ de 6 cm de diamètre du Cyberknife ou le champ de 1,6 cm de diamètre du Gammaknife). Le **champ spécifique de référence n'est jamais un petit champ** [IAEA 483, 2017], exception faite du Gammaknife (lire ci-dessous « cas particulier du Gammaknife »). On veillera pour cela à choisir un détecteur dont les dimensions permettent de respecter la condition : $FWHM \geq 2 r_{EEL} + d$ (figure 2.5)
- Q_{msr} : qualité du faisceau pour le champ de référence f_{msr} spécifique de la machine,
- $M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}$: lecture du dosimètre dans le champ f_{msr} , de qualité Q_{msr} , corrigée de la température, pression, polarité et recombinaison.

- N_{D,eau,Q_0} est le coefficient d'étalonnage de la chambre d'ionisation, dans le champ de référence 10cm x 10cm et pour un faisceau de qualité Q_0 ,
- k_{Q,Q_0} est le facteur de correction pour tenir compte de la différence de réponse de la chambre dans le champ de référence 10cm x 10cm, pour un faisceaux de qualité Q_0 du laboratoire d'étalonnage et dans le champ de référence de qualité Q de l'utilisateur.
- $k_{Q_{msr}Q}^{f_{msr}f_{ref}}$: facteur tenant compte des différences de réponse de la chambre d'ionisation dans les champs f_{ref} (de qualité Q) et f_{msr} (de qualité Q_{msr}). Il est obtenu selon l'équation 2.3 par étalonnage de la chambre d'ionisation par rapport à une référence « primaire » (alanine, films radiochromiques...) ou calculé par simulation de Monte Carlo.

$$k_{Q_{msr}Q}^{f_{msr}f_{ref}} = \frac{D_{w,Q_{msr}}^{f_{msr}} / M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}}{D_{w,Q}^{f_{ref}} / M_Q^{f_{ref}}} \quad \text{Equation 2.3}$$

Lorsque le champ de référence n'est pas réalisable, on définit un champ « hypothétique » de 10 cm x 10 cm pour lequel l'indice de qualité serait Q (figure 2.6). Il n'est pas possible de déterminer directement Q à partir des mesures de rendement en profondeur ou de Rapport-Tissus-Fantôme (noté ici TPR, acronyme de Tissue Phantom Ratio). Plusieurs méthodes peuvent être proposées, dont celle de l'IAEA [IAEA 483, 2017] :

- Déterminer un champ carré de côté S (cm) équivalent au champ spécifique de référence (se référer à la table 15 du TRS 483 [IAEA 483, 2017])
- Calculer l'indice de qualité $Q = TPR_{20,10}(10)$ à partir de la mesure du $TPR_{20,10}(S)$ et de la formule suivante [IAEA 483, 2017] :

$$Q = \frac{TPR_{20,10}(S) + c(10 - S)}{1 + c(10 - S)} \quad \text{Equation 2.4}$$

avec $c = (16.15 \pm 0.12) \cdot 10^{-3}$ valable pour des champs équivalents de côté $4 \leq S \leq 12$.

- Déterminer k_{Q,Q_0} et $k_{Q_{msr}Q}^{f_{msr}f_{ref}}$ pour la valeur de Q et la chambre d'ionisation considérée [IAEA 483, 2017]. Dans le cas des faisceaux avec filtre égalisateur, le facteur $k_{Q_{msr}Q}^{f_{msr}f_{ref}}$ est très proche de 1.

Cas des faisceaux sans filtre égalisateur (FFF), hors Cyberknife.

L'équation 2.2 doit être modifiée pour tenir compte de la différence de réponse de la chambre d'ionisation dans le champ hypothétique de référence sans filtre égalisateur (FFF), de qualité $Q^{FFF} = Q$, et dans le champ de référence avec filtre égalisateur (FF), de qualité Q^{FF} .

$$D_{eau,Q_{msr}^{FFF}}^{f_{msr}} = M_{Q_{msr}^{FFF}}^{f_{msr}} \cdot N_{D,eau,Q_0} \cdot k_{Q^{FF},Q_0}^{f_{ref}} \cdot k_{Q^{FFF},Q^{FF}}^{f_{ref}} \cdot k_{Q_{msr}^{FFF},Q^{FFF}}^{f_{msr}f_{ref}} \quad \text{Equation 2.5}$$

$k_{Q^{FF},Q_0}^{f_{ref}} = k_{Q,Q_0}$: facteur de correction pour tenir compte de la différence de réponse de la chambre dans le champ de référence 10cm x 10cm, pour le faisceau de qualité Q_0 du laboratoire d'étalonnage et dans un champ de référence de qualité Q , pour un faisceau avec filtre égalisateur. La valeur de Q utilisée est celle déterminée pour le faisceau FFF de la machine considérée.

$k_{Q_{FFF}, Q_{FFF}}^{ref}$: facteur de correction pour tenir compte de la différence de réponse de la chambre dans un faisceau avec et sans filtre égalisateur.

$k_{Q_{msr}, Q_{FFF}}^{f_{msr} f_{ref}}$: facteur de correction pour tenir compte de la différence de réponse de la chambre dans le champ msr et dans le champ de référence.

Cas particulier du Cyberknife

Selon les recommandations du constructeur, le faisceau de 6 MV délivré par le Cyberknife doit être étalonné pour délivrer 100 cGy pour 100 UM à 15 mm de profondeur dans l'eau et à 80 cm de la source, en utilisant le collimateur fixe de diamètre 60 mm (f_{msr}).

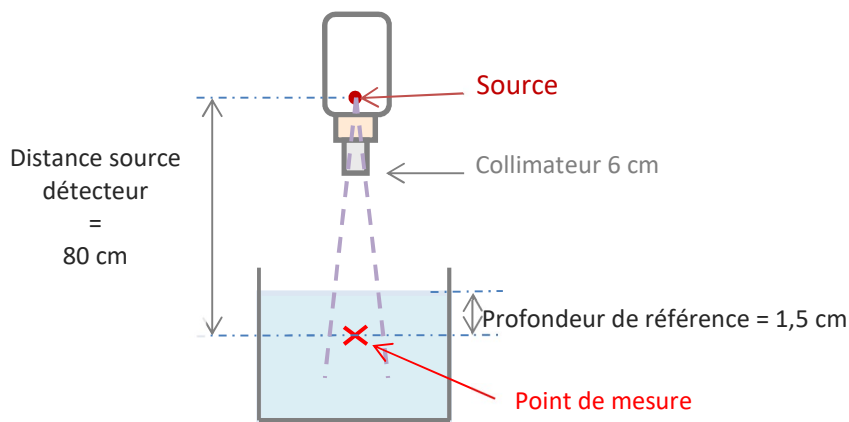


Figure 2.7 : Représentation des conditions de référence pour l'étalonnage du faisceau de 6 MV issu du Cyberknife.

Pour calculer la dose selon l'équation 2.2, il faut déterminer les facteurs k_{Q,Q_0} et $k_{Q_{msr}Q}^{f_{msr} f_{ref}}$.

- k_{Q,Q_0} est disponible dans le protocole TRS 398 pour différentes chambres d'ionisation et différents indices de qualité. Comme il n'est pas possible de mesurer l'indice de qualité dans les conditions de référence, on peut utiliser l'une des deux méthodes suivantes :
 - **Conversion des données acquises au Cyberknife dans les conditions des rapports de l'IAEA** [IAEA 398, 2000 ; IAEA 483, 2017]:

La valeur du $TPR_{20/10}$ mesurée à une distance source-détecteur de 100 cm avec le collimateur de 6 cm (correspondant à une taille de champ carré équivalent de côté 6,75 cm à 100 cm) est convertie en $TPR_{20/10}$ pour un champ 10 x 10 cm² à une distance source-détecteur de 100 cm à partir des tables du BJR Supplément 25 [BJR Supplement 25, 1996] (pour les faisceaux avec filtre égalisateur)..

L'indice de qualité obtenu permet de déterminer le facteur k_{Q,Q_0} du détecteur utilisé à partir des données de l'IAEA TRS 398. Cette méthode est celle proposée par Accuray.

Cependant, le TRS 483 propose depuis 2017 une approche légèrement différente pour le calcul des champs carrés équivalents avec des faisceaux FFF [IAEA 483, 2017].

- **Méthode de simulation Monte Carlo de Kawachi [Kawachi, 2008]** : Kawachi et al. [Kawachi, 2008] ont réalisé des simulations MC pour estimer les facteurs k_{Q,Q_0} à appliquer pour différents détecteurs en fonction d'un indice de qualité $^{CK}TPR_{20,10}$. L'indice de qualité $^{CK}TPR_{20,10}$ correspond au $TPR_{20/10}$ déterminé pour un collimateur de 6 cm à une distance source détecteur de 80 cm.

- Comme le champ spécifique f_{msr} , est assez grand (6 cm) pour assurer l'équilibre électronique sur l'axe du faisceau, on n'attend pas de différence significative entre l'indice de qualité des champs de référence et du champ spécifique f_{msr} . On pourra considérer que la valeur de $k_{Q_{msr}Q}^{f_{msr}f_{ref}}$ est proche de 1 [Alfonso, 2008].

Les résultats du produit $k_{Q,Q_0} \cdot k_{Q_{msr}Q}^{f_{msr}f_{ref}}$ calculé selon cette méthode comparés à ceux calculés par simulation de Monte Carlo ont montré un accord entre 0,1% [Francescon, 2005] et 0,4% [Araki, 2006].

Cas particulier du Gammaknife

Dans le cas du GammaKnife, il n'est pas possible d'effectuer des mesures dans un faisceau issu d'une source unique. Aussi le choix est fait de mesurer la dose de référence dans un faisceau composé de 192 mini-faisceaux (pour les modèles Perfexion et Icon). On le considère malgré tout comme un champ statique, et non comme un champ composite.

Le débit de dose est calculé à partir de l'équation 2.6 :

$$\bar{D}_{eau,Q_{msr}}^{f_{msr}} = \frac{D_{eau,Q_{msr}}^{f_{msr}}}{t} = \frac{M_{Q_{msr}}^{f_{msr}} \cdot N_{D,eau,Q_0} \cdot k_{Q,Q_0} \cdot k_{Q_{msr}Q}^{f_{msr}f_{ref}}}{t} \quad \text{Equation 2.6}$$

où t est le temps d'irradiation en minutes

- Le champ spécifique de référence est celui réalisé avec le collimateur le plus grand, soit 16 mm, pour les modèles Perfexion et Icon : FWHM = 16mm
- Remarque : la plupart des utilisateurs choisissent la chambre d'ionisation PTW 31010 (0,125 cm³) insérée dans un fantôme sphérique (plastique ou équivalent-eau) de 16 cm de diamètre, fourni par Elekta. Cependant, la dimension d la plus grande du volume sensible de cette chambre (6.5 mm) ne permet pas de respecter la condition $FWHM \geq 2 r_{EEL} + d$. Dans ce cas, la mesure de la dose de référence se fait donc en condition de petit faisceau. Le protocole AIEA TRS 483 recommande de préférer d'autres détecteurs de plus petit volume, comme la chambre CC01 d'IBA, pour que le champ msr ne soit pas considéré comme un petit champ. Dans le cas particulier du Cobalt, $k_{Q,Q_0} \approx 1$.

$k_{Q_{msr}Q}^{f_{msr}f_{ref}}$: facteur tenant compte des différences de réponse de la chambre d'ionisation dans les champs f_{ref} (10 cm, faisceau de Cobalt du laboratoire d'étalonnage) et f_{msr} (16 mm, faisceau de Cobalt de l'utilisateur). Les valeurs de $k_{Q_{msr}Q}^{f_{msr}f_{ref}}$ pour différentes chambres d'ionisation, différents modèles de fantôme, et différents modèles de GammaKnife sont proposés dans le TRS 483 [IAEA 483, 2017]. Par exemple pour la chambre PTW 31010 et le fantôme équivalent-eau Elekta, $k_{Q_{msr}Q}^{f_{msr}f_{ref}} \approx 1,0037$.

2.3.5. DOSE RELATIVE

Contrairement à la mesure de la dose de référence qui est réalisée dans un champ spécifique de référence (f_{msr}) pouvant être différent du champ de référence habituel ($10 \times 10 \text{ cm}^2$) mais non considéré comme un « petit champ » tel que nous l'avons défini dans le paragraphe 2.3.3, la mesure des doses relatives et notamment des facteurs de diffusion est réalisée dans un « petit champ ». Des facteurs correctifs doivent être appliqués pour corriger les réponses non idéales des détecteurs.

2.3.5.1 MESURE DES FOC

La détermination des FOC (facteur d'ouverture collimateur, facteur de diffusion ou output factor) est l'un des points les plus critiques concernant la caractérisation des petits champs. Suivant le détecteur utilisé pour la mesure, la dispersion des valeurs de FOC (non corrigés) peut atteindre plusieurs dizaines de pourcents pour les plus petits champs [Bassinet, 2013] [Das, 2008], comme illustré sur la figure 2.8.

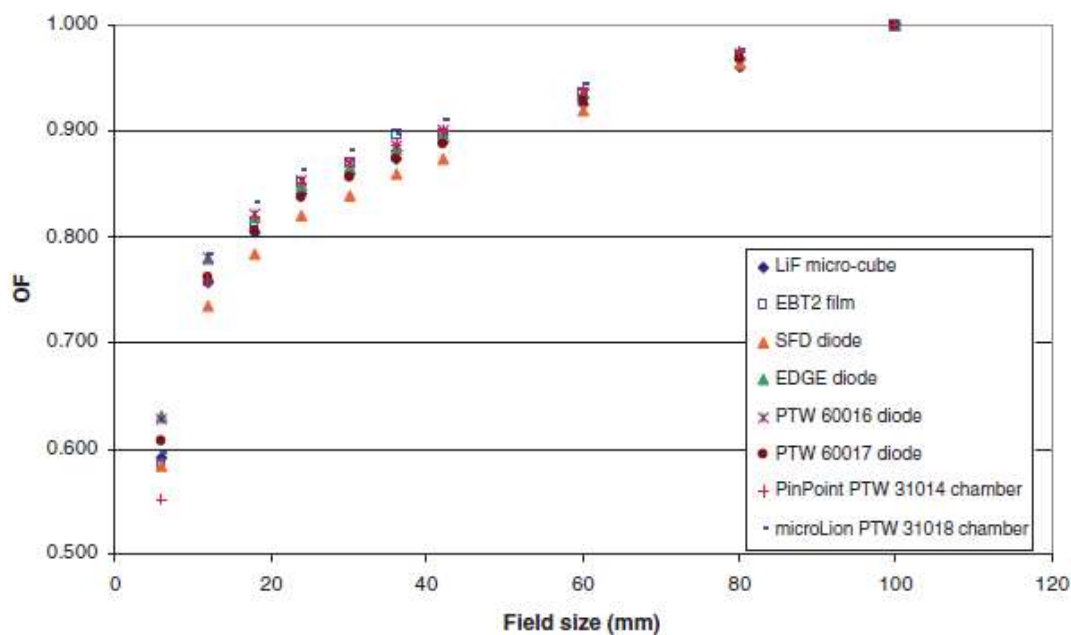


Figure 2.8 : FOC (non corrigés) mesurés sur un Novalis avec microMLC au moyen de différents détecteurs [Bassinet, 2013].

Remarque : Dans le cas des petits champs (Novalis, Novalis TB), la collimation est définie par le MLC ; les mâchoires sont en retrait. Il est déconseillé d'utiliser les mâchoires pour définir un petit champ [IPEM report 103, 2010].

Selon le formalisme proposé par Alfonso [Alfonso, 2008] et repris dans le TRS 483 [IAEA 483, 2017], le FOC noté $\Omega_{Q_{clin}f_{msr}}^{f_{clin}f_{msr}}$ est normalisé à la mesure de la dose dans le champ spécifique de référence (f_{msr}). La dose absorbée dans l'eau en l'absence de chambre à la profondeur de référence pour un champ clinique f_{clin} de qualité Q_{clin} est alors calculée par:

$$D_{w,Q_{clin}}^{f_{clin}} = D_{w,Q_{msr}}^{f_{msr}} \cdot \Omega_{Q_{clin}Q_{msr}}^{f_{clin}f_{msr}} \quad \text{Equation 2.7}$$

On en déduit :

$$\Omega_{Q_{clin}Q_{msr}}^{f_{clin}f_{msr}} = \frac{M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}}{M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}} \cdot \frac{D_{w,Q_{clin}}^{f_{clin}}/M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}}{D_{w,Q_{msr}}^{f_{msr}}/M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}} = \frac{M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}}{M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}} \cdot k_{Q_{clin}Q_{msr}}^{f_{clin}f_{msr}} \quad \text{Equation 2.8}$$

$\frac{M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}}{M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}}$ est le facteur de diffusion (FOC) tel qu'on a l'habitude de le définir pour les champs larges, mais référencé au champ msr et non pas au champ de référence, et $k_{Q_{clin}Q_{msr}}^{f_{clin}f_{msr}}$ est un facteur de correction du facteur de diffusion tenant compte des perturbations liées à la présence du détecteur dans le faisceau. Le TRS 483 [IAEA 483, 2017] fournit des valeurs de $k_{Q_{clin}Q_{msr}}^{f_{clin}f_{msr}}$ pour différents détecteurs, équipements, qualités de faisceau et pour différentes tailles de champ. Ces facteurs sont calculés en établissant la moyenne de valeurs publiées (jusqu'en 2015), obtenues expérimentalement et par calcul de Monte Carlo. Il n'est pas recommandé d'utiliser des détecteurs pour lesquels ce facteur corrigerait le FOC de plus de 5%.

La formule 2.8 peut également être utile pour les machines avec collimateurs additionnels pour lesquels on souhaite référencer les FOC par rapport à f_{msr} et non par rapport à f_{ref} .

Les écarts observés entre les valeurs de FOC (non corrigés) mesurées avec plusieurs détecteurs sont essentiellement causés par :

- un problème lié à la taille du détecteur par rapport à la taille du champ d'irradiation,
- un problème lié au manque d'équilibre électronique latéral surtout si la densité ou la composition des éléments du détecteur est différente de celle du milieu environnant,
- un problème lié à la dépendance en énergie de la réponse de certains détecteurs (variation du spectre en énergie des photons avec la taille du champ [IRSN, 2008]).

Il n'y a pas de détecteur idéal pour la mesure des facteurs de diffusion (FOC) dans les petits champs :

- Les chambres d'ionisation ont un volume trop important pour les plus petits champs et leur cavité perturbe la fluence des électrons ; certaines chambres d'ionisation ayant une électrode centrale dans un matériau de numéro atomique élevé vont sous-estimer le FOC des petits champs. Le manque d'équilibre électronique latéral conduit également à une sous-estimation du FOC.
- Les diodes, malgré des dimensions très petites, ne sont pas équivalentes à l'eau, ce qui peut conduire à une surestimation des valeurs du FOC. Certaines diodes ont un blindage pour compenser leur sur-réponse aux photons diffusés dans les grands champs et à grande profondeur : les valeurs de FOC mesurées dans les petits faisceaux avec les diodes blindées sont supérieures de quelques pourcents aux valeurs obtenues avec des diodes non blindées [IRSN, 2008].
- Le détecteur diamant serait a priori mieux adapté que les diodes car le diamant avec un numéro atomique égal à 6 est un meilleur équivalent-eau, cependant sa densité est de 3,5. Il bénéficie également d'une excellente résolution spatiale [Haryanto, 2002]. Mais il a été observé une variation importante de la réponse de ce type de détecteur avec le

débit de dose [Westermarck, 2000 ; Brualla, 2016]. Cependant C. Bassinet [Bassinnet, 2013] a montré que pour les champs supérieurs à 6 mm, les FOC mesurés avec ce détecteur (PTW 60003 Diamond) étaient proches de ceux de référence, mesurés par films, mais que pour des champs plus petits, le volume sensible de ce détecteur, trop important (surface sensible proche de 4 mm²), conduisait à une sous-estimation des FOC. Les détecteurs diamant naturels ne sont plus commercialisés aujourd'hui au profit de détecteurs diamant artificiels. Les dosimètres passifs, notamment les films radio chromiques, donnent de bons résultats mais nécessitent une bonne maîtrise de la dosimétrie par film [Cusumano, 2015].

- Les scintillateurs plastiques, comme par exemple l'Exradin W1 commercialisé par Standard Imaging. Quasiment équivalent-eau, leur réponse est linéaire avec la dose, et est indépendante du débit de dose et de l'énergie. Cependant ces détecteurs sont assez difficiles à utiliser.

Comme indiqué dans le paragraphe pré-requis (§2.3.2), il est recommandé :

- de veiller à un bon alignement du détecteur dans le sens latéral et longitudinal, en réalisant des profils à différentes profondeurs. Charles [Charles, 2014] conseille de réaliser ces profils de centrage du détecteur pas seulement en début de manipulation mais pour chaque dimension de très petits champs (voir paragraphe 2.3.3.2), qu'il définit pour les faisceaux de 6 MV à 15mm de côté. Il est recommandé de mesurer la largeur à mi-hauteur sur ces profils [IAEA 483, 2017].
- d'utiliser plusieurs détecteurs dédiés à la mesure de la dose dans les petits faisceaux, et de faire des plages de chevauchement. En appliquant les facteurs correctifs du TRS 483, les mesures obtenues par les différents détecteurs devraient converger.
- de réaliser les mesures avec le MLC en ouverture croissante, puis en fermeture. Dans le cas des collimateurs mobiles (MLC, Iris), il est important de réaliser plusieurs mesures avec fermeture et ouverture du champ entre chaque mesure pour en évaluer la reproductibilité.
- de croiser les mesures en utilisant un champ intermédiaire f_{int} , de façon à limiter la dépendance en énergie des détecteurs. Pour mesurer le FOC dans un champ clinique ($\Omega_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}}$), on pourra procéder selon la méthode de Daisy Chaining [Dieterich, 2011], en choisissant un champ intermédiaire f_{int} qui respecte $FWHM > 2r + d$.

$$\Omega_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}} = \left[\frac{M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}}{M_{Q_{int}}^{f_{int}}} \cdot k_{Q_{clin}, Q_{int}}^{f_{clin}, f_{int}} \right]_{\text{détecteur}} \left[\frac{M_{Q_{int}}^{f_{int}}}{M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}} \cdot k_{Q_{int}, Q_{msr}}^{f_{int}, f_{msr}} \right]_{\text{chambre ionisation}} \quad \text{Equation 2. 9}$$

Le champ intermédiaire n'étant pas un petit champ pour la chambre d'ionisation choisie :

$$k_{Q_{int}, Q_{msr}}^{f_{int}, f_{msr}} = 1 \quad \text{Equation 2. 10}$$

Il reste donc à déterminer le facteur correctif :

$$\left[k_{Q_{clin}, Q_{int}}^{f_{clin}, f_{int}} \right]_{\text{détecteur}} = \frac{\left[k_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}} \right]_{\text{détecteur}}}{\left[k_{Q_{int}, Q_{msr}}^{f_{int}, f_{msr}} \right]_{\text{détecteur}}} \quad \text{Equation 2. 11}$$

Exemple : Pour mesurer le FOC d'un champ de 2 cm, on peut utiliser comme champ intermédiaire le champ de 4 cm, une chambre pinpoint et une chambre de 0.125cc :

$$\Omega_{2cm} = \frac{M_{2cm}^{pinpoint}}{M_{4c}^{pinpoint}} \cdot \frac{[k_{Q_{2cm}, Q_{10cm}}^{f_{2cm}, f_{10cm}}]_{pinpoint}}{[k_{Q_{4c}, Q_{10cm}}^{f_{4cm}, f_{10cm}}]_{pinpoint}} \cdot \frac{M_{4c}^{CI}}{M_{10cm}^{CI}}$$

Il est recommandé de comparer les valeurs obtenues sur son installation avec celles d'autres centres disposant d'une machine identique (y compris le MLC), et avec celles de la littérature.

Cas particulier du Cyberknife

Le facteur $k_{Q_{clin}Q_{msr}}^{f_{clin}f_{msr}}$ dépend du détecteur, de la qualité du faisceau et de la taille de champ [G.

Cranmer-Sargison, 2012 ; Francescon, 2011, 2012, 2014 ; D. Czarnecki, 2013, Benmakhlouf, 2014 ; Moignier, 2014].

Francescon [Francescon 2012, 2014, 2017] propose des facteurs de correction à appliquer en fonction du type de détecteur, du collimateur, et de la distance de mesure (distance source détecteur DSD). La dépendance de l'orientation du détecteur est aussi étudiée. Les corrections les plus faibles sont observées pour les diodes. Pour le champ de plus petit diamètre (5 mm), le facteur est <2% pour les DSD de 650 mm et 1000 mm. Pour des détecteurs à cavité d'air, les facteurs peuvent dépasser 10% [Francescon, 2014] en fonction de la DSD et de leur orientation dans le faisceau.

Cas particulier du Gammaknife

Les FOC du GammaKnife dépendent du collimateur utilisé (4, 8, 16 mm pour les modèles Perfexion et Icon) et du rang de la source considérée (5 rangs). Il y a donc 15 valeurs de FOC différentes. De par la conception de la machine, il n'est pas possible de faire des mesures pour une source individuelle, mais pour au moins 24 sources (regroupées sur l'un des 8 secteurs). Les valeurs, entrées dans le TPS par le constructeur, ont été calculées par méthode de Monte Carlo et sont normalisées à la valeur correspondant au plus grand collimateur (16mm). Les valeurs du FOC obtenues lorsque toutes les sources sont alignées en face d'un collimateur de même dimension sont également disponibles. Lors de la mise en service de l'équipement il est recommandé de les mesurer [Novotny, 2009 ; Klawikowski, 2013], mais de ne pas les modifier dans le TPS GammaPlan.

2.3.5.2 MESURE DES RENDEMENTS ET DES RTM

Concernant les mesures de rendement en profondeur pour les petits champs, les difficultés rencontrées sont les suivantes :

- la variation de la taille du champ avec la profondeur peut conduire à une surestimation de plusieurs pourcents de la courbe de rendement en profondeur du fait d'une sous-estimation de la dose à la profondeur du maximum de dose,
- la variation du débit de dose avec la profondeur peut entraîner des variations de réponses du détecteur (choisir un détecteur dont la réponse est indépendante du débit de dose. Ne pas utiliser le détecteur diamant naturel par exemple),
- difficulté de centrage du point de mesure du détecteur au niveau de l'isocentre. Exposer un minimum de manche et de câble,
- nécessité d'un alignement parfait cuve/faisceau pour que le déplacement du détecteur en profondeur coïncide parfaitement avec l'axe du faisceau.

Le détecteur choisi devra être de petit volume et avoir une excellente résolution spatiale. Les acquisitions devront être faites le plus lentement possible, en utilisant un pas le plus petit possible. Il est préférable de déplacer le détecteur du bas vers le haut de la cuve à eau pour limiter la perturbation du niveau de l'eau. Les chambres d'ionisation de petits volumes ($< 0,015 \text{ cm}^3$) peuvent être utilisées pour des faisceaux de dimensions $> 2 \text{ cm}$ (de côté ou de diamètre), et les diodes (non blindées) pour des faisceaux plus petits. Il est possible également d'utiliser une chambre plate parallèle avec un volume sensible $\leq 0,01 \text{ cm}^3$ (pas d'électrode centrale en acier). Idéalement, on réalisera les mesures avec deux détecteurs de type différents de façon à pouvoir croiser les mesures.

Les valeurs de rapport tissu maximum (RTM) sont souvent calculées à partir de courbes de rendements en profondeur. Cependant la conversion devient délicate au fur et à mesure que l'on s'intéresse à des champs de plus en plus petits, puisque basée sur la définition du champ carré équivalent. Aussi est-il recommandé de ne pas calculer les RTM pour les petits champs, mais de les mesurer.

2.3.5.3 MESURE DES PROFILS DE DOSE

La mesure des profils de dose pour les petits champs pose essentiellement le problème de la taille du détecteur : une taille trop grande du volume sensible entraîne un lissage de la courbe du profil et donc une erreur sur les mesures de l'épaule et de la pénombre [Laub, 2003 ; Ding, 2006 ; Das, 2008]. Il est recommandé de choisir un détecteur de petit volume avec une faible dépendance en polarité, énergie, dose et débit de dose. Il doit être le plus équivalent-eau possible. On pourra utiliser des diodes (stéréotaxiques, non blindées) positionnées parallèlement à l'axe central du faisceau ou des microchambres, en veillant à ce que le rapport signal sur bruit soit suffisant, pour des champs $< 4 \text{ cm}^2$ [Aspradakis, 2010]. Les films radiochromiques conviennent également.

2.4. CONTROLE DE QUALITE INTERNE ET EXTERNE DES APPAREILS DE TRAITEMENT

Avant la mise en route clinique, il est nécessaire de réaliser les contrôles qualité initiaux, puis d'établir un programme de contrôle de qualité interne afin de vérifier la conformité des caractéristiques et des performances du dispositif aux critères d'acceptabilités fixés par les décisions de l'Afssaps [Afssaps 2007,a]. La réglementation française ne prévoyant pas de contrôle qualité particulier pour la stéréotaxie, on utilisera pour compléter le programme des contrôles qualité les recommandations du constructeur, les publications et les rapports des sociétés savantes. Le contrôle de qualité externe, relatif aux champs standards seulement, doit également être réalisé, selon la décision du 2 mars 2004 [Afssaps 2004,b], modifiée par celle du 27 juillet 2007 [Afssaps 2007,c]. Cette décision a pour objet l'audit de réalisation des contrôles de qualité interne et externe.

Dans ce chapitre nous considérerons que les contrôles relatifs à la radiothérapie conformationnelle 3D sont réalisés [AFSSAPS 2007], ainsi que ceux préconisés dans les cas de la RCMi. Pour cela l'utilisateur pourra consulter le rapport 26 de la SFPM [SFPM 26, 2010]. De même pour les contrôles de qualité des systèmes d'imagerie embarquée et périphérique, l'utilisateur se référera au rapport SFPM n°29 [SFPM 29, 2014]. Si les traitements stéréotaxiques sont réalisés en gating respiratoire, les contrôles de qualité recommandés par l'AAPM rapport 91 [Kissick, 2009] doivent également être effectués.

Le groupe de travail a regroupé dans les tableaux suivants une liste de contrôles pour les traitements en conditions stéréotaxiques issue de publications solides, à adapter dans chaque établissement en fonction de la technique de traitement utilisée, des localisations envisagées, des objectifs thérapeutiques fixés dans le projet médical etc... Chacun définira par exemple le plus petit champ qu'il est capable de réaliser avec les niveaux de précision mécanique et dosimétrique nécessaire à la radiochirurgie ou à la radiothérapie en condition stéréotaxique. De même les critères d'acceptabilité seront à adapter par chaque utilisateur au test réalisé et aux dimensions de champ envisagées. Les publications de référence sont :

- le rapport AAPM du Task Group 142 [Klein,2009)
- le rapport AAPM du Task Group 135 [Dieterich, 2011],
- l'article de Solberg [Solberg, 2011],
- le rapport n° 25 de la commission néerlandaise [NCS 25, 2015].
- le rapport AAPM-RSS [Halvorsen, 2017]].

2.4.1. ACCELERATEURS

2.4.1.1. MODE FF ET MODE FFF

Certains constructeurs mettent à disposition des outils informatiques et des fantômes afin de réaliser rapidement et régulièrement les contrôles de qualité.

⇒ Contrôles de Qualité quotidiens

Selon leur activité de radiothérapie stéréotaxique, les services pourront réaliser les contrôles quotidiennement ou les jours de radiochirurgie seulement.

Type de CQ	Contrôles	Critères d'acceptabilité	Recommandations	Exemples d'outils constructeurs
Mécanique	Lasers (isocentre) Si lasers utilisés pour le positionnement du patient avec cadre invasif	1mm 0,25mm	TG 142/ Solberg, 2011 NCS 2015 p.69	Fantôme Exactrac (Brainlab)
	Affichage des dimensions d'un champ (mâchoires, MLC), bras 0°	1mm	TG 142/ Solberg, 2011	MPC Varian
	Taille de l'isocentre MV ou test de Winston Lutz	Max 1mm ; Moy \leq 0,75mm	Solberg, 2011	MPC Varian Daily Check (VERO)

Sécurités	Interlocks spécifiques aux traitements stéréotaxiques, accessoires, pré-collimation des mâchoires en présence des collimateurs additionnels, ...		Fonctionnels	TG 142	
Système d'imagerie	kV (embarqués ou non) - MV - CBCT	Systèmes anti-collision	Fonctionnels	TG 142	
		Positionnement / Repositionnement	$\leq 1\text{mm}$	TG 142/ Solberg, 2011	
		Concordance des coordonnées (imageurs versus accélérateur) pour 1 angle de bras	$\leq 1\text{mm}$	TG 142	Isocal (Varian) Fantôme ET (Brainlab) QUASAR Pentaguide (Modus Med Syst) Marker bloc (Varian)

⇒ Contrôles de Qualité mensuels

Type de CQ	Contrôle	Critères d'acceptabilité	Recommandations	Exemples d'outils constructeurs
Mécanique	Echelle de positionnement de la table	1mm / 0,5°	TG 142/ Solberg, 2011	MPC (Varian)
	Test de Winston-Lutz (cone + MLC) (couvrant toute l'étendue des positions bras, table, colli)	Moyenne 0,75mm ; max $\leq 1\text{mm}$	Solberg, 2011	Detect WL pointeur (Brainlab, Qualiformed, etc) Ball Bearing (Elekta)

Dosimétrie		Constance du débit de dose (pour les différents débits disponibles)	2%	TG142 / Solberg, 2011	
Systèmes d'imagerie	2D MV et kV	Concordance isocentre imageur / isocentre de traitement (4 angles cardinaux du bras)	≤ 1mm	TG 142	Detect WL pointeur (Brainlab) Isocal (Varian) Ball Bearing (Elekta)
		Jeu mécanique de l'imageur à SDD usuelles = déplacement vertical de l'imageur (NA pour kV périphérique fixe)	≤ 2mm : MV ≤ 1mm : kV	TG 142/ Solberg, 2011	
		Résolution spatiale	Val. initiales	TG 142	TOR
		Contraste	Val. initiales	TG 142	TOR
		Uniformité et bruit	Val. initiales	TG 142	Image sans objet
	CBCT	Distorsion géométrique	≤ 1mm	TG 142/ Solberg, 2011	
		Résolution spatiale	Val. Initiales	TG 142	
		Contraste	Val. Initiales	TG 142	
		Constance des UH	Val. Initiales	TG 142	
		Bruit et uniformité	Val. initiales	TG 142	
		Cible cachée* (en utilisant le cadre invasif et/ou le système IGRT) cf chapitre 5	≤ 1mm	Solberg, 2011	

* Hors cadre invasif, il est possible d'utiliser le scanner de référence pour le test de la cible cachée, contrairement au test end to end géométrique décrit dans le tableau des CQ annuels.

⇒ Contrôles de Qualité annuels

Type de CQ	Contrôle	Critères d'acceptabilité	Recommandations	Exemples d'outils constructeurs
Mécanique	Coïncidence isocentre de radiation / mécanique	$\pm 1\text{mm}$ / donnée de base	TG 142 Solberg, 2011	
Dosimétrie	Mode rotationnel : valeurs programmées versus valeurs délivrées. (0,5 à 10UM/°)	UM : 1UM ou 2% Bras : 1° ou 2% (la plus restrictive)	TG 142	
	Linéarité de la dose avec les UM sur une plage étendue (ex : 999 UM)	$\pm 5\%$ ($\leq 4\text{UM}$) $\pm 2\%$ ($> 4\text{UM}$)	TG 142 / Solberg, 2011	
	Vérification de quelques données petits faisceaux : FOC, rendements, profils (colli. coniques et MLC)	$\pm 1\%$ des val. initiales	Solberg, 2011	
Imagerie	Dose due à l'imagerie : 2D-MV, 2D-kV embarqué ou périphérique, CBCT	Val. initiales	TG 142 / Solberg, 2011	
	Qualité du faisceau par énergie (kV)	Val. initiales	TG 142 / Solberg, 2011	
End-to-end Voir chapitre 5	E2E <u>géométrique</u> avec cadre SRS invasif et/ou système IGRT	1mm	Solberg, 2011	Annexe IV Liste de fantômes dédiés stéréotaxie
	E2E <u>dosimétrique</u> avec cadre SRS invasif et/ou système IGRT	2% 5% 3%	Solberg, 2011 AAPM, 2017 Recommandations de ce GT	

Tableau 2.4 : Exemples de contrôles quotidiens, mensuels et annuels spécifiques de la radiothérapie stéréotaxique

2.4.1.2. MODE FFF

La différence entre les faisceaux FF et FFF d'un point de vue de l'assurance qualité concerne essentiellement la dosimétrie des faisceaux, mais pas les caractéristiques mécaniques de l'accélérateur. Les contrôles recommandés dans le paragraphe précédent restent valables (de même que ceux relatifs à la radiothérapie conformationnelle 3D [AFSSAPS 2007]) dans le cas des faisceaux FFF, mais des contrôles spécifiques doivent être rajoutés.

Différents auteurs ont proposé des méthodes de contrôle qualité des faisceaux FFF, dont Fogliata ou Clivio [Fogliata, 2012 ; Clivio 2014]. L'idée consiste à trouver une solution pour que les définitions des paramètres utilisés pour caractériser les faisceaux avec filtre égalisateur restent valables dans le cas des faisceaux sans filtre. Pour cela, le profil FFF doit être renormalisé par rapport au profil FF [Fogliata, 2012], de façon à pouvoir ensuite définir :

- les tailles de champ (distance entre les niveaux de doses 50%)
- la pénombre (distance entre les isodoses 20% et 80%, à droite et à gauche du profil).
- la symétrie du faisceau : rapport des doses pour chaque couple de points symétriques, par exemple B et D (voir figure 2.9).

Doivent également être déterminés :

- la non homogénéité du faisceau : Elle est définie comme le rapport de la dose sur l'axe central (point A) et de la dose hors de l'axe (point B). Le point B correspond à 80% de la largeur du champ pour les dimensions de champ ≥ 10 cm et à 60% sinon.
- La pente : pente de la droite passant par 2 points fixes (C et D), à mesurer à droite et à gauche du profil. Les points C et D correspondent respectivement au 1/3 et 2/3 du champ.
- La position du pic : Valeur d'intersection entre les pentes droite et gauche. Ce pic devrait se situer au point A

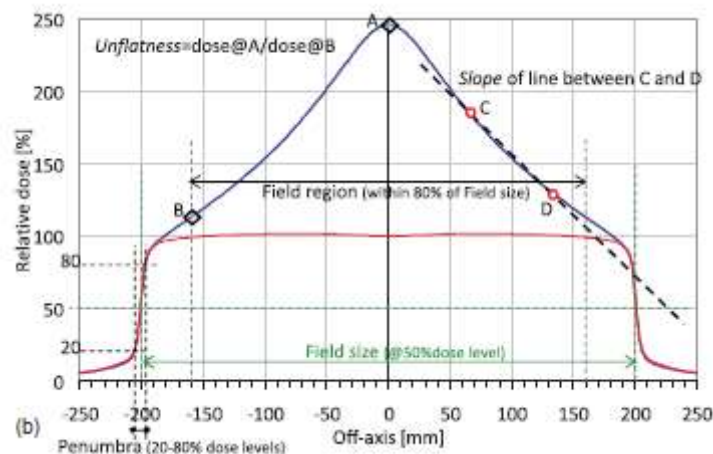


Figure 2.9 : Représentation schématique d'un profil FFF et des différents points d'intérêt utiles à la réalisation du contrôle qualité [Fogliata, 2012].

⇒ Contrôles de Qualité mensuels

Type de CQ	Contrôle	Critères d'acceptabilité	Recommandations	Exemples d'outils constructeurs
Dosimétrie Bras 0°	Taille de champ à partir du profil FFF renormalisé par rapport au profil FF	1mm	Clivio, 2014	
	Pénombre	1 mm	Clivio, 2014	
	Non-homogénéité	0.04	Clivio, 2014	
	Pente	0.1%/mm	Clivio, 2014	
	Position du pic	1 mm	Clivio, 2014	

2.4.2. GAMMAKNIFE

⇒ Contrôles de Qualité quotidiens

Type de CQ	Contrôles	Critères d'acceptabilité	Recommandations	Exemples d'outils constructeurs
Sécurité	Système de recopie des coordonnées	0,1mm		
	Vidéosurveillance, Alarme, Interlock porte, bouton PAUSE	Fonctionnel	Constructeur	

Mécanique	Correspondance entre les isocentres radiologiques et mécaniques	$\Delta x, \Delta y, \Delta z \leq 0,3\text{mm}$ $\Delta r^* \leq 0,4\text{mm}$	Constructeur (tolérances)	AQ Plus Diode QA Tool
	Déplacement correct des secteurs	Fonctionnel		Séquence constructeur : « Sector activation »
Système d'imagerie CBCT	Précision du CBCT	Déviaton max <0,4mm	Constructeur	AQ Plus

$$*\Delta r = \sqrt{\Delta x^2 + \Delta y^2 + \Delta z^2}$$

⇒ Contrôles de Qualité mensuels

Type de CQ	Contrôle		Critères d'acceptabilité	Recommandations	Exemples d'outils constructeurs
Sécurité	Equipement de sécurité (clé, affiches de sécurité...)		Présent et fonctionnel	Constructeur	
Dosimétrie	Mesure du débit de dose (CI, collimateur 16 mm)		< 2%		Fantôme tête Elekta (2 modèles)
CBCT	Qualité image <i>Preset 2.5 mGy</i>	Résolution spatiale	$\geq 6 \text{ pl/cm}$	Constructeur	Fantôme Catphan 503 + support adapté
		Rapport contraste/bruit	> 0,5		
		Uniformité	< 14%		
	Qualité image <i>Preset 6.3 mGy</i>	Résolution spatiale	$\geq 6 \text{ pl/cm}$	Constructeur	Fantôme Catphan 503 + support adapté
		Rapport contraste/bruit	> 0,8		
		Uniformité	< 14%		

⇒ Contrôles de Qualité semestriels

Type de CQ	Contrôle	Critères d'acceptabilité	Recommandations	Exemples d'outils constructeurs
Sécurité	Précision du minuteur	$< 0.2\%$	NCS 2015	
	Linéarité du minuteur	$< 0.2\%$	NCS 2015	
Mécanique	Précision de positionnement PPS (films – collimateurs 4 mm)	$\Delta x, \Delta y, \Delta z \leq 0,3\text{mm}$ $\Delta r \leq 0,4\text{mm}$	Constructeur	Film holder

⇒ Contrôles de Qualité annuels

Type de CQ	Contrôle	Critères d'acceptabilité	Recommandations	Exemples d'outils constructeurs
Mécanique	Précision de positionnement PPS (films – tous les collimateurs)	$\Delta x, \Delta y, \Delta z \leq 0,3\text{mm}$ $\Delta r \leq 0,4\text{mm}$	Constructeur	Film holder
Dosimétrie	Profils mesurés dans les plans XY, YZ, XZ	$\pm 1\text{mm}$ sur la largeur du profil à mi-hauteur	Constructeur	
	E2E Dosimétrie avec cadre SRS invasif et système IGRT	3% - 1mm	Si techniquement réalisable	
CBCT	Mesure du CBDI Cone Beam Dose Index) pour les 2 presets		Constructeur	Fantôme tête pour chambre crayon, adapté pour le GK
End-to-end	E2E géométrique avec cadre SRS invasif	$\Delta r \leq 0,4\text{mm}$		Lucy, Ste2ev
	E2E géométrique avec CBCT	$\Delta r \leq 0,4\text{mm}$		Fantôme « 3 Films »

2.4.3. CYBERKNIFE

Au préalable l'utilisateur aura réalisé les contrôles de qualité réglementaires AFSSAPS concernant les éléments de sécurité (voyants lumineux, surveillance du patient, arrêts d'urgence, etc..)

⇒ Contrôles de Qualité quotidiens

Type de CQ	Contrôle	Critères d'acceptabilité	Recommandations	Exemples d'outils constructeurs
Mécanique	Visualisation du laser (marquage de référence au sol)	1mm	TG 135/Accuray	
	Pour MLC : picket fence	visuel	Accuray	film
Dosimétrie	Contrôle de constance de l'étalonnage de la chambre moniteur	2 %	ANSM/TG 135/Accuray	Bird Cage (Accuray) Baby Blue (Standard Imaging)
Système d'imagerie	Chauffage des tubes RX		Accuray	
	Test AQA en alternance avec les différents collimateurs	1 mm	TG 135/Accuray	AQA (Accuray)

⇒ Contrôles de Qualité mensuels

Type de CQ	Contrôle	Critères d'acceptabilité	Recommandations	Exemples d'outils constructeurs
Mécanique	Alignement du laser	0,5 mm	Accuray TG135	
	Pour MLC : Test garden fence			Film + logiciel RIT

Dosimétrie	Constance de la dose de référence	2 %	TG 135/Accuray	
	Symétrie du faisceau	3%	TG 135	
	Constance de l'énergie	2%	TG 135	
Systèmes d'imagerie	Vérification de l'isocentre d'imagerie	1 mm ou pixel central \pm 2 pixels	TG 135/Accuray	Pige Isopost (Accuray)
End-to-end	un test E2E par mode de tracking et par système de collimation	0,95 mm cible fixe et 1,5 mm cible mobile (synchrony)	TG 135/Accuray	Ball Cube (Accuray)

⇒ Contrôles de Qualité annuels

En plus des contrôles quotidiens et mensuels

Type de CQ	Contrôle	Tolérance	Recommandations	Exemples d'outils constructeurs
Dosimétrie	Linéarité de la dose avec les UM NB:Stéréo = NB UM > 10	1 % 2%	TG 135 TG 142	
	Vérification des données petits faisceaux : FOC, rendements, profils pour au moins trois tailles de collimateur, incluant le plus petit et le plus grand	A décider par l'utilisateur	TG 135	
Imagerie	Exactitude et répétabilité de la tension appliquée aux tubes à RX, CDA, Résolution spatiale à haut contraste	Val. initiales	TG 135	

2.5. AUDIT

L'audit dosimétrique externe réglementaire selon la décision du 2 mars 2004 [Afssaps 2004, b], modifiée par celle du 27 juillet 2007 [Afssaps 2007, c] concerne les techniques de traitement conventionnelles.

Le groupe de travail recommande vivement de réaliser un contrôle dosimétrique externe spécifique avant la mise en œuvre clinique.

2.6. REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

[Afssaps (a), 2007] : Afssaps (a), Décision Du 27 Juillet 2007 Fixant Les Modalités Du Contrôle de Qualité Interne Des Installations de Radiothérapie Externe.

[Afssaps (b), 2004] : Afssaps (b), Décision Du 2 Mars 2004 Fixant Les Modalités Du Contrôle de Qualité Externe Des Installations de Radiothérapie Externe.

[Afssaps (c), 2007] : Afssaps (c), Décision Du 27 Juillet 2007 Fixant Les Modalités Du Contrôle de Qualité Externe Des Installations de Radiothérapie Externe.

[Alfonso, 2008] : Alfonso et al. A new formalism for reference Dosimetry of small and nonstandard fields, Med. Phys. 35(11), 5179-5186.

[Almond, 1999] : Almond et al. AAPM's TG-51 protocol for clinical reference Dosimetry of high-energy photon and electron beams, Med. Phys. 26(9), 1847-1870, 1999.

[Andreo, 2001] : Andreo et al. Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy : an International Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water, IAEA Tech. Rep. TRS 398, 2001.

[ANSM, 2008] : ANSM, Recommandations Relatives à La Recette Des Dispositifs Médicaux de Radiothérapie Externe, 2008.

[ASTRO, 2011] : Solberg et al. Quality and Safety Considerations in Stereotactic Radiosurgery and Stereotactic Body Radiation Therapy, Practical radiation Oncology, 2011.

[Aspradakis, 2010] : Aspradakis, Challenges in Small Field MV Photon Dosimetry. Institute of Physics and Engineering in Medicine (IPeM) report 523, 2010.

[Bassinet, 2013] : Bassinet et al. Small fields output factors measurements and correction factors determination for several detectors for a cyberknife and linear accelerators equipped with microMLC and circular cones. Med. Phys 40(7), 071725, 2013.

[BJR, 1996] : British Journal of Radiology, Supplement 25, 1996.

[Bouchard, 2015] : Bouchard et al. Detector dose response in megavoltage small photon beams. I. Theoretical concepts. Med. Phys. 42(10), 6033-6047, 2015.

- [Brualla, 2016] Brualla et al. Dose rate dependence of the PTW 60019 microDiamond detector in high dose-per-pulse pulsed beams. *Phys. Med. Biol.* 61, 2016.
- [Charles, 2013] Charles et al. Monte Carlo-based diode design for correction-less small field dosimetry, *Phys. Med. Biol.* 58, 4501–4512, 2013.
- [Charles, 2014] Charles et al. Practical and theoretical definition of very small field, *Med. Phys.* 41(4), 041707, 2014.
- [Clivio, 2014] Clivio et al. QA parameters for flattening filter free beams, *Med. Phys.* 41(2), 2014
- [Cranmer-Sargison, 2012] Cranmer-Sargison et al. Monte Carlo modelling of diode detectors for small field MV photon dosimetry: Detector model simplification and the sensitivity of correction factors to source parameterization, *Phys. Med. Biol.* 57, 5141–5153, 2012.
- [Cranmer-Sargison, 2011] Cranmer-Sargison et al. Implementing a newly proposed Monte Carlo based small field dosimetry formalism for a comprehensive set of diode detectors, *Med. Phys.* 38, 6592–6602, 2011.
- [Cusumano, 2015] Cusumano et al. Dosimetric verification of stereotactic radiosurgery / stereotactic radiotherapy dose distributions using Gafchromic EBT3, *Med. Dosim.* 40, 226-231, 2015.
- [Czarnecki, 2013] Czarnecki et al. Monte Carlo calculated correction factors for diodes and ion chambers in small photon fields,” *Phys. Med. Biol.* 58, 2431–2444, 2013.
- [Das, 2008] Das et al. Small fields: Nonequilibrium radiation dosimetry, *Medical Physics*, 35, 206-215, 2008.
- [Dieterich, 2011] Dieterich et al. Experimental comparison of seven dosimetry diodes for measurement of stereotactic radiosurgery cone factors, *Med. Phys.* 38, 7, 4166–4173, 2011.
- [Dieterich, 2011] Dieterich et al. Report of AAPM TG 135 : Quality assurance for robotic radiosurgery, *Med. Phys.* 38, 6, 2914–2936, 2011.
- [Fogliata, 2012] Fogliata et al. Definition of parameters for quality assurance of flattening filter free (FFF) photon beams in radiation therapy, *Med. Phys.* 39(10), 2012
- [Francescon, 2011] Francescon et al. Calculation of k_{fclin} , f_{msr} , Q_{clin} , Q_{msr} For several small detectors and for two linear accelerators using Monte Carlo simulations, *Med. Phys.* 38, 6513–6527, 2011.
- [Francescon, 2012] Francescon et al. Monte Carlo simulated correction factors for machine specific reference field dose calibration and output factor measurement using fixed and iris collimators on the CyberKnife system,” *Phys. Med. Biol.* 57, 3741–3758, 2012.
- [Francescon, 2014] Francescon et al. Variation of k_{Qclin} , Q_{msr} (f_{clin} , f_{msr}) for the small-field dosimetric parameters percentage depth dose, tissue-maximum ratio, and off-axis ratio, *Med. Phys.* 41(10), 2014.
- [Francescon, 2017] Francescon et al. Monte Carlo simulated corrections for beam commissioning measurements with circular and MLC shaped fields on the CyberKnife M6 System: a study including diode, microchamber, point scintillator, and synthetic microdiamond detectors, *Phys. Med. Biol.* 62, 1076, 2017.

- [Halvorsen, 2017] AAPM-RSS Medical Physics Practice Guideline 9.a. for SRS-SBRT, J Appl Clin Med Phys, 18:5, 10-21, 2017
- [IAEA 398, 2000] Technical Reports Series n° 398. Absorbed dose determination in external beam radiotherapy, 2000.
- [IAEA 483, 2017] Technical Reports Series n° 483. Dosimetry of Small Static Fields Used in External Beam Radiotherapy
- [ICRU 91, 2014] : Prescribing, Recording, and Reporting of Stereotactic Treatments with Small Photon Beams, volume 14, 2, 2014
- [IPEM 103, 2010] : Aspradakis et al. Small field MV photon. IPEM report 103, 2010.
- [IRSN, 2008] Rapport IRSN DRPH/SER n°2008-18, Mesure de la dose absorbée dans les faisceaux de photons de très petites dimensions utilisés en radiothérapie stéréotaxique, 2008.
- [Jaffray, 1993] Jaffray et al. X-ray sources of medical linear accelerators : Focal and extrafocal radiation, Medical Physics, 20, 1417-1427, 1993.
- [Kawachi, 2008] Kawachi et al. Reference dosimetry condition and beam quality correction factor for CyberKnife beam, Medical Physics, 35, 4591-4598, 2008.
- [Kissick, 2009] Kissick et al. Task Group 76 Report on “ The management of respiratory motion in radiation oncology”, Med. Phys. 36(12), 5721, 2009
- [Klawikowski, 2013] Klawikowski. Gamma Knife Perfection output factor measurements using Presage 3D optical dosimeters, 55^{ième} congrès annuel de l’AAPM, 2013.
- [Klein, 2009] Klein et al. Quality assurance of medical accelerators, Med. Phys. 36(9), 4197- 4212, 2009.
- [Li, 1995] Li et al. Lateral electron equilibrium and electron contamination in measurements of head-scatter factors using miniphantoms and brass caps, Med. Phys. 22, 1167-70, 1995.
- [Moignier, 2014] Moignier et al. Determination of the $k_{Q_{clin}Q_{msr}}$ correction factors for detectors used with an 800 MU/min Cyberknife system equipped with fixed collimators and a study of detector response to small photon beams using a Monte Carlo method, Med. Phys. 41(7), 2014
- [NCS 25, 2015] Report 25 of the Netherlands Commission on Radiation Dosimetry, Process Management and Quality Assurance for Intracranial Stereotactic treatment, 2015.[Novotny, 2009] Novotny et al. Measurement of relative output factors for the 8 and 4 mm collimators of Leksell Gamma Knife Perfection by film dosimetry, Med Phys. 36(5), 1768-74, 2009
- [Pantelis, 2012] Pantelis et al. On the output factor measurements of the CyberKnife iris collimator small fields: Experimental determination of the $k_{f_{clin},f_{msr},Q_{clin},Q_{msr}}$ correction factors for microchamber and diode detectors,” Med. Phys. 39, 4875–4885, 2012.
- [Sauer, 2009] Sauer. Determination of the quality index (Q) for photon beams at arbitrary field sizes, Med. Phys. 36(9), 4168-4172, 2009

[Scott, 2009] Scott et al. Monte Carlo modeling of small photon fields : quantifying the impact of focal spot size occlusion and output factors, and exploring miniphantom design for small-field measurements, Med. Phys. 36, 3132-3144, 2009

[SFPM 26, 2010]. Rapport SFPM N°26 : Contrôles de qualité en radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité, 2010.

[SFPM 29, 2014]. Rapport SFPM N°29 : Radiothérapie Guidée par l'Image : Contrôle de qualité des équipements à rayons X, 2014.

[SFPM, 2012] SFPM Guide des bonnes pratiques de physique médicale, 2012.

[Solberg, 2011] Solberg et al. Quality and Safety Considerations in Stereotactic Radiosurgery and Stereotactic Body Radiation Therapy, Practical radiation Oncology, 2(1), 2-9, 2011

[TG 135 report, 2011] Dieterich et al. Quality assurance for robotic radiosurgery, Med. Phys. 38(9), 5264, 2011.

[TG 142 report, 2009] Klein et al. Quality assurance of medical accelerators, Med. Phys. 36(9), 4197-4212, 2009.

[Wuerfel, 2013] Wuerfel. Dose measurements in small fields, Med. Phys. Int. J., 1(1), 81-90, 2013

[Zhang, 2015] Zhang et al. What do we mean when we talk about the linac isocenter ?, International Journal of Medical Physics, Clinical Engineering and Radiation Oncology, 4, 233-242, 2015.

3. CHAPITRE 3 : SYSTEMES D'IMMOBILISATION ET IMAGERIE

3.1. SYSTEME DE FIXATION OU D'IMMOBILISATION

De façon générale, les exigences en ce qui concerne l'immobilisation sont largement liées à la faculté du système à détecter et à corriger le mouvement du patient pendant la séance. Même les systèmes actuels de repositionnement guidé par l'image réduisent mais n'éliminent pas le besoin d'une bonne immobilisation [Benedict, 2010].

3.1.1. LOCALISATION INTRACRANIEUNE

Les cibles intra crâniennes sont caractérisées par une bonne corrélation entre la position de la cible, la position des organes à risque et la position des structures osseuses. Deux systèmes d'immobilisation existent pour ce type de cible : le cadre de stéréotaxie et, par opposition, le système dit "sans cadre" ("frameless" en anglais).

3.1.1.1. CADRE DE STEREOTAXIE

Le cadre invasif de stéréotaxie, d'abord développé pour traiter les lésions cérébrales sur le Gamma Knife (Leksell), est également utilisé sur des accélérateurs conventionnels adaptés ou dédiés.

Ce cadre est fixé de façon rigide à la boîte crânienne du patient avant la phase de simulation (imagerie) et n'est ôté qu'à la fin du traitement.

La fixation rigide permet d'immobiliser parfaitement le crâne du patient, et par conséquent permet d'immobiliser à la fois la tumeur et les organes environnants lors de la séance de traitement.

Ce cadre invasif fixé au crâne pendant toute la procédure de radiochirurgie permet de minimiser les erreurs de positionnement.

Ce type d'immobilisation a toutefois tendance à être progressivement remplacé par des systèmes de contention non invasifs (masques, ...). Cette évolution est favorisée par le développement de l'IGRT (recalages inter-modalités, imagerie en salle de traitement).

3.1.1.2. SYSTEME SANS CADRE INVASIF ("FRAMELESS")

L'utilisation d'une immobilisation non invasive, c'est-à-dire sans fixation au crâne, est de plus en plus répandue pour le traitement des lésions intra crâniennes. L'objectif étant d'obtenir un résultat aussi satisfaisant qu'avec le cadre invasif de stéréotaxie, une attention particulière doit être portée à la minimisation du mouvement du patient dans sa contention pendant la séance (contention rigide). Cette immobilisation non invasive est nécessairement combinée à l'utilisation de l'IGRT pré-traitement et peut être complétée par un système de suivi pendant le traitement [Gevaert, 2012].

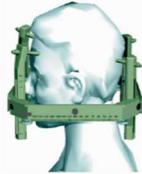




Type	Cadre invasif de stéréotaxie	Système d'immobilisation non invasif spécifique		Système d'immobilisation non invasif standard
Exemple	 <p>Cadre Leksell</p>	 <p>Masque bivalve Brainlab</p>	 <p>Masque avec cale tête personnalisée, empreinte dentaire et coussin nasal CIVCO</p>	 <p>Masque standard ORFIT</p>  <p>Masque CIVCO</p>
Avantages	<p>Immobilisation rigide optimale de la boîte crânienne : mouvement réduit du crâne pendant la séance</p> <p>Procédure simple : cadre fixé au crâne pendant toute la procédure de stéréotaxie (simulation à traitement)</p>	<p>Repositionnable : traitement en séance unique (SRS) ou multiples (SRT)</p> <p>Contention pouvant être assez rigide : déplacement de la tête dans le masque réduit pendant la séance, erreurs de repositionnement en rotation limitées</p>		<p>Repositionnable avec mise en place rapide</p> <p>Peu contraignant pour le patient</p>
Inconvénients	<p>Invasif, non confortable</p> <p>Pose par neurochirurgien</p> <p>Non repositionnable : Réservé aux séances uniques (SRS)</p> <p>Technique réservée au traitement des lésions cérébrales</p>	<p>Position du crâne dans le masque non univoque même si la contention est de bonne qualité : le repositionnement du patient dans son masque entre simulation et traitement introduit des erreurs de repositionnement en translation et en rotation</p> <p>Qualité de la contention et du repositionnement fonction du matériel mais aussi de la pratique et de l'expérience des manipulateurs</p> <p>Contraignant pour le patient : installation délicate, confort relatif</p> <p>Patients claustrophobes : masque intégral inadapté. Masque ouvert possible avec renforts pour ne pas dégrader l'immobilisation)</p>		<p>Immobilisation non rigide : mouvement possible de la tête dans le masque pendant la séance et position de tête variable entre simulation et traitement ainsi que d'une séance à l'autre</p> <p>En particulier, l'inclinaison de tête peut varier significativement</p>
IGRT	<p>Recommandée si techniquement réalisable</p> <p>Vérification du positionnement pré-traitement</p>	<p>Obligatoire avant et recommandé pendant la séance de traitement</p>		<p>Obligatoire avant et pendant la séance de traitement</p>

Tableau 3.1 : Exemples de systèmes d'immobilisation pour les cibles intra crâniennes

3.1.1.3. ACCESSOIRES DE REPERAGE ET DE CENTRAGE ASSOCIES

Sur le Gamma-Knife et sur les accélérateurs dédiés, en particulier si un cadre invasif est utilisé, la détermination de la position d'une cible intra crânienne nécessite l'utilisation d'un accessoire spécifique lors de l'étape d'acquisition de l'imagerie : la boîte de repérage. Pour les accélérateurs dédiés, le positionnement sous l'appareil de traitement (ou le pré-positionnement en cas de système sans cadre) nécessite l'utilisation d'une boîte de centrage (ou boîte de pré-positionnement en cas de système sans cadre). Ces accessoires devant être reconnus par le TPS utilisé ainsi que par le système IGRT, il est conseillé de suivre les recommandations du constructeur.

La boîte de repérage est une boîte de géométrie fixe connue par le TPS utilisée lors des étapes d'acquisition des images. Elle est fixée de manière univoque sur le cadre invasif. Elle comporte, sur ses faces, des marqueurs radio opaques en forme de N (ou de V) qui permettent de déterminer de façon très précise la position de tout point compris dans l'espace relativement au cadre invasif de stéréotaxie. En particulier, les coordonnées x, y, z de l'isocentre planifié sont calculées dans cet espace de stéréotaxie (et non d'après les coordonnées du TDM). Cette méthode garantit la justesse du repérage spatial quel que soit le scanner utilisé [Bova, 2009].

La boîte de repérage doit être contrôlée à chaque utilisation : intégrité, positionnement univoque sur le cadre invasif ou sur le support de masque Frameless, détection correcte par le TPS (tolérance 1mm entre la position mesurée et la position attendue)

La boîte de centrage est une boîte de géométrie fixe connue utilisée lors de l'étape de centrage en salle de traitement. Elle est fixée de manière univoque sur le cadre invasif et permet de mettre en correspondance l'isocentre planifié dans le référentiel tridimensionnel stéréotaxique avec l'isocentre de traitement.

La boîte de centrage doit être contrôlée à chaque utilisation : intégrité, positionnement univoque sur le cadre invasif.

Dans le cas de l'utilisation d'une boîte de centrage Brainlab, les impressions depuis le TPS (échelle des impressions, absence de déformations) et la correspondance entre les repères sur la boîte de centrage et les repères sur impressions TPS sont à contrôler.

Remarque :

Dans le cas des systèmes sans cadre, le développement des procédures de positionnement par imagerie permet de plus en plus de s'affranchir de l'utilisation des boîtes de repérage et de centrage. Les coordonnées du TDM sont donc conservées.

Par exemple, sur le système Exactrac, un pré-positionnement infra-rouge peut être réalisé après recalage entre le TDM patient (acquis sans boîte de repérage) et un TDM de référence (TDM sans patient contenant la base du système de contention).




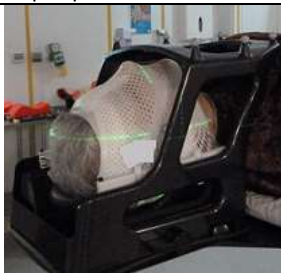
Accessoires associés au cadre invasif Brainlab	
Boîte de repérage TDM / angiographie	Boîte de centrage
	
Accessoires associés au système Frameless Brainlab	
Boîte de repérage TDM / angiographie	Boîte de pré-positionnement infra-rouge
	

Tableau 3.2 : Exemples d'accessoires de repérage et de centrage utilisés pour les cibles intra crâniennes

3.1.2. LOCALISATION EXTRA CRANIENNE

Les traitements stéréotaxiques extra crâniens concernent les cibles rachidiennes, thoraciques et abdomino pelviennes.

Contrairement aux cibles intra crâniennes, pour les cibles extra crâniennes la position de la cible et celle des organes à risque n'est généralement pas corrélée à la position des structures osseuses.

- Les cibles rachidiennes ou para vertébrales sont une exception. Dans ce cas, la cible elle-même comprend des structures osseuses (une vertèbre ou quelques vertèbres). Cependant, l'environnement proche de la cible (la position relative des vertèbres adjacentes) peut être déformé à cause d'une courbure de la colonne vertébrale différente entre la phase d'imagerie de préparation et l'étape de traitement.
- La position et la forme des cibles abdomino pelviennes est influencée par le remplissage des organes adjacents.
- La position des cibles thoraciques et abdominales est influencée par le mouvement interne respiratoire. Ces cibles sont appelées "cibles mobiles" dans ce chapitre.

De façon générale, les systèmes d'immobilisation permettent d'améliorer le positionnement global du patient (positionnement des structures osseuses) et permettent d'immobiliser le patient au cours de la séance en diminuant ses mouvements.

Lorsque les traitements sont réalisés sur des appareils de traitement ne permettant pas de réaliser un suivi des mouvements du patient au cours de la séance, il est nécessaire de pouvoir assurer une immobilisation particulièrement efficace du patient (justifiant en partie la diminution des marges

permettant de passer du GTV ou de l'ITV au PTV). La position de traitement doit cependant rester confortable puisque les séances de traitement sont d'une durée plus importante que celle des traitements normo-fractionnés.

Les systèmes d'immobilisation sont composés, pour l'essentiel, des éléments suivants :

- Matelas à dépression avec système de repose bras (ou repose bras intégré au matelas) pour dégager les bras au-dessus de la tête.
- Cale genou avec ajout éventuel d'une cale pour les pieds.
- Système de compression diaphragmatique (par plaque ou par ceinture à gonfler) ajouté, pour certains constructeurs, à un système d'immobilisation du pelvis.
- Un système de rail, avec éventuellement un plateau, permettant d'adapter et d'indexer l'ensemble de ce système aux tables de traitement.

Ces différents systèmes peuvent être utilisés dans le cas du traitement d'une cible rachidienne (dorsale ou lombaire), d'une cible thoracique ou abdomino pelvienne.

Dans le cas d'une irradiation du rachis cervical, un masque spécifique thermoformé étendu aux épaules peut être utilisé.

Pour les cibles mobiles se situant dans l'abdomen (lésions du foie, des glandes surrénales, etc.) ou dans la partie inférieure des poumons, le système de compression diaphragmatique peut être utilisé. La compression diaphragmatique permet de limiter l'amplitude du mouvement de la lésion avec la respiration. Elle peut, par contre, engendrer des déformations d'organes, peu reproductibles comme par exemple dans le cas des lésions du foie. C'est la raison pour laquelle son utilisation doit être soumise à une évaluation clinique préalable [Bouilhol, 2013].

Les principaux systèmes d'immobilisation disponibles sur le marché au moment de la rédaction de ce rapport sont listés dans le tableau ci-dessous.








MARQUE	MODELE	PHOTOGRAPHIE	PARTICULARITES
Bionix	Omni V		<ul style="list-style-type: none"> - Différents matelas proposés - Blocs de mousses additionnels - Compression abdominale par plaque
Civco	BodyProLok One		<ul style="list-style-type: none"> - Possibilité d'utiliser la table de l'accélérateur ou d'utiliser une table Civco
Elekta	Bodyfix		<ul style="list-style-type: none"> - Matelas à billes à dépression (<i>BlueBag</i>) - Utilisation d'un système de compression diaphragmatique possible - Peut être utilisé avec du film plastique et une pompe à air pour réaliser une coque rigide
Macromedics	EAMIS		<ul style="list-style-type: none"> - Large éventail d'accessoires
Orfit	SBRT Solution	 	<ul style="list-style-type: none"> - Compression abdominale par plaque ou par ceinture à gonfler - Masques pelviens proposés pour les traitements SBRT
QFix	Stradivarius		<ul style="list-style-type: none"> - Compression abdominale par plaque ou par ceinture à gonfler - Système d'immobilisation du pelvis proposé

Tableau 3.3 : Accessoires d'immobilisation pour les localisations extra crâniennes

Remarque :

Sur des systèmes comme le Cyberknife (Accuray) ou comme Vero (Brainlab-Mitsubishi), un suivi des mouvements du patient au cours de la séance est réalisé avec le système d'imagerie. Si l'amplitude de ces mouvements est inférieure à la valeur seuil du système, l'unité de traitement compense ces mouvements.

Cela permet de limiter l'erreur de mouvement intrafraction du patient et peut rendre acceptable l'utilisation de systèmes de contention plus réduits qui privilégient le confort du patient (exemple : matelas de confort simple associé à un cale-genoux pour des traitements SBRT). Notons cependant que la reproductibilité du positionnement global du patient doit être évaluée quelle que soit la solution retenue et tout particulièrement dans le cas de l'utilisation de faisceaux non coplanaires.

Sur un accélérateur à architecture standard, il serait également envisageable d'améliorer le confort du patient en utilisant ce type de contention à condition de renforcer l'imagerie en cours de séance et de mettre en œuvre une technique de délivrance rapide du traitement (arc-thérapie coplaire FFF par exemple).

3.2. IMAGERIE(S) POUR LA PLANIMETRIE ET CONTROLES DE QUALITES ASSOCIES

3.2.1. ACQUISITION DES IMAGES

La préparation des traitements stéréotaxiques exige l'utilisation de différentes modalités d'imagerie.

Pour chaque site anatomique, un protocole d'imagerie adéquat (modalités, paramètres d'acquisition, type de séquences IRM, paramètres de séquences IRM...) doit être défini par les radiologues et par les radiothérapeutes : il constitue le document de base du physicien pour la définition d'un contrôle de qualité adapté.

Les tableaux suivants précisent les recommandations propres aux différentes modalités, exposent leurs limites techniques et donnent des indications concernant les contrôles de qualité à mettre en œuvre.

3.2.1.1. IMAGERIE DE REFERENCE : TOMODENSITOMETRIE (TDM)

La TDM est l'imagerie de référence en raison de sa haute résolution en contraste (hors tissu mou), de son absence de déformation spatiale, de la visualisation du contour externe, de la mesure des densités des tissus. Elle est utilisée, généralement sans injection (l'influence du produit de contraste sur la délivrance de la dose est à évaluer par le service en fonction de la localisation considérée), pour le repérage du volume cible, pour le calcul de la dose (optimisation et calcul) et comme imagerie de référence (directement TDM 3D si recalage avec CBCT ou indirectement reconstruction des DRR de référence si recalage avec imagerie planaire) utilisée lors du repositionnement du patient.

Dans le cas des cibles mobiles, les différentes approches possibles pour les acquisitions TDM sont abordées.

Déformation spatiale	<p>Dans le cas du crâne, l'utilisation d'une boîte de repérage permet de s'assurer de l'exactitude géométrique du TDM reconstruit.</p> <p>En l'absence de boîte de repérage, la reconstruction 3D doit être vérifiée sur fantôme à l'aide d'un outil de type "grille".</p> <p>La distance séparant la position mesurée de la position attendue doit être inférieure à la taille du pixel ($< 1\text{mm}$).</p>
Résolution spatiale	<p>Le champ de vue FOV (Field Of View) doit être ajusté pour avoir une résolution suffisante dans le plan transverse, mais il doit être de taille suffisante pour permettre la visualisation des marqueurs intégrés à l'éventuelle boîte de repérage et pour permettre la mise en place d'une balistique non coplanaire.</p> <p>Dans le crâne, la taille du pixel est de l'ordre de $0,7\text{mm} \times 0,7\text{mm}$ en présence d'une boîte de repérage [Schell, 1995] ou moins en son absence.</p> <p>Lors d'une acquisition TDM, lorsque la dimension d'une structure est petite devant l'épaisseur de coupe, cette structure n'apparaît pas ou apparaît floutée sur les images : c'est l'effet de volume partiel. Les lésions traitées étant généralement de faibles dimensions, il est impératif de limiter les effets de volume partiel et d'optimiser la résolution longitudinale.</p> <p>La justesse du calcul des coordonnées de la cible planifiée est fonction de l'épaisseur de coupe [Murphy, 1999].</p> <p>Si le traitement est guidé par l'image, l'épaisseur de coupe impacte aussi la qualité des DRR. La justesse du repositionnement en salle de traitement est fonction de l'épaisseur de coupe [Murphy, 1999].</p> <p>Pour ces raisons, dans le crâne, il est recommandé d'utiliser une épaisseur de coupe de l'ordre du millimètre dans les 3 plans [Schell, 1995]. Pour les sites extra-crâniens, une épaisseur de coupe de 1 à 3mm est préconisée [Benedict, 2010] sous réserve d'une validation sur fantôme par un test end-to-end géométrique.</p>
Longueur du volume exploré	<p>La longueur doit être suffisante pour permettre :</p> <ul style="list-style-type: none"> - La visualisation du volume cible et des organes à risque - Le passage de faisceaux ou arcs non coplanaires ($\pm 15\text{ cm}$ de part et d'autre de la lésion tumorale) - La vérification du positionnement (repères osseux à distance pouvant être utiles par exemple dans le cas du traitement d'une métastase vertébrale) éventuellement pour un centre d'imagerie différent du centre de traitement (isocentre virtuel sur les appareils isocentriques)

<p>Acquisitions de données pour les cibles mobiles</p>	<p><u>TDM 4D</u></p> <p>Le TDM 4D constitue l'examen de référence pour l'acquisition des données de référence pour le traitement des cibles mobiles [Guckenberger, 2017].</p> <p>Ce type d'acquisition permet d'acquérir une série d'images TDM correspondant à des parties distinctes du cycle respiratoire en laissant le patient respirer librement : cela nécessite la synchronisation de l'acquisition TDM avec un système de suivi du cycle respiratoire ainsi qu'un scanner compatible TDM 4D.</p> <p>Les systèmes communément utilisés pour le suivi du cycle respiratoire sont les suivants :</p> <ul style="list-style-type: none"> - <i>Spiromètre</i> : cet appareil permet de mesurer les volumes d'air inspirés et expirés. Le patient place l'embout dans sa bouche et respire dans l'appareil. Il peut suivre sa courbe respiratoire sur un écran. - <i>Ceinture abdominale avec capteur de pression ou avec capteur d'élasticité</i> : cet élément est sanglé sur l'abdomen du patient et permet de mesurer les distensions de l'abdomen et de suivre les mouvements respiratoires. - <i>Un boîtier externe détectable par caméra infra-rouge</i> : ce boîtier se place sur l'abdomen ou le thorax du patient. Ses mouvements verticaux ou 3D sont détectés par une caméra qui génère un signal correspondant au mouvement du boîtier avec la respiration au cours du temps. - <i>Système de reconnaissance surfacique</i> : par le biais d'un procédé optique, ce système permet de repérer les mouvements de la cage thoracique ou de l'abdomen du patient au cours du cycle respiratoire et de générer un signal temporel lié aux mouvements respiratoires (description du système dans la partie 3.3). <p>Un cycle respiratoire est divisé en plusieurs phases (dix par exemple). Dunn et al. [Dunn, 2012] ont montré que l'utilisation d'un nombre insuffisant de phases ne permet pas d'estimer correctement les mouvements de la tumeur : pour une amplitude de mouvement de la tumeur de plus de 3 cm, l'utilisation de moins de dix phases est à l'origine d'une mauvaise estimation des mouvements de la cible. Il convient d'être vigilant sur le choix du nombre de phases d'un cycle respiratoire.</p>
--	---

L'acquisition TDM 4D peut être :

- *Prospective* : une phase d'intérêt dans le cycle respiratoire est choisie et l'acquisition TDM est déclenchée lorsque le patient se trouve dans la phase sélectionnée ; cette opération peut être renouvelée pour plusieurs phases respiratoires.
- *Rétrospective* : une pile d'images est reconstruite par phase du cycle respiratoire. Cette acquisition permet de quantifier les mouvements de la tumeur au cours du cycle respiratoire et d'adapter la stratégie de traitement.

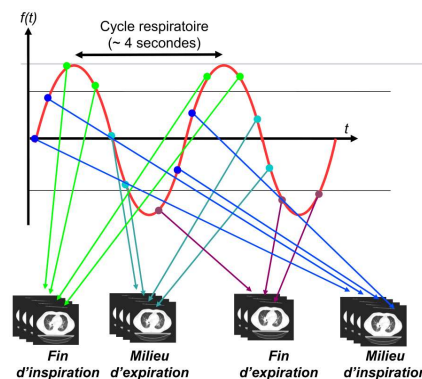


Figure 3.2 : Illustration du TDM 4D rétrospectif

Un TDM 3D moyenné peut-être reconstruit à partir de l'acquisition TDM 4D et sert à la délinéation des organes à risques et à la planimétrie. Les mouvements de la cible mobiles sont, eux identifiés, par délinéation, sur les phases du scanner 4D.

Nous noterons que, pour des raisons de surchauffe du tube RX du scanner, la longueur d'exploration de l'examen rétrospectif peut-être limitée. C'est pourquoi, certaines équipes réalisent, en supplément, une acquisition TDM 3D lente en respiration libre qui permet d'avoir une longueur d'exploration suffisante.

TDM 3D rapide en blocage respiratoire volontaire

Une acquisition 3D rapide (une dizaine de secondes) peut être réalisée en choisissant des paramètres d'acquisition adaptés (pitch, temps de rotation, longueur scannée). Ce type d'examen couplé à un blocage respiratoire volontaire du patient permet d'obtenir des images TDM pour lesquelles la tumeur (GTV) est figée dans une position particulière.

Le blocage respiratoire peut être réalisé en fin du cycle d'expiration (DEBH pour *Deep Expiration Breath-Hold* ou en début d'inspiration (mDIBH pour *moderate Deep Inspiration Breath-Hold*). Pour des raisons de confort du patient et de reproductibilité,

	<p>le blocage expiratoire du DEBH ne doit pas être réalisé en expiration forcée mais en milieu et/ou fin du cycle expiratoire. [Seppenwoolde, 2002].</p> <p>Il est nécessaire de disposer d'un système de suivi respiratoire (gating respiratoire) pour réaliser l'acquisition de ce type d'examen. En effet, cette position de blocage respiratoire devra être reproduite lors de la séance de traitement et nécessite un suivi du cycle respiratoire au cours de la séance.</p> <p><i><u>TDM 3D lente en respiration libre</u></i></p> <p>Pour le traitement des cibles mobiles en SBRT, il est déconseillé d'utiliser un TDM 3D lent en respiration libre pour la définition de l'ITV(recommandations récentes de l'ESTRO [Guckenberger, 2017]). En effet, il a été montré par Nakamura et al. [Nakamura, 2008] que la réalisation d'une acquisition 3D lente ne permet pas de capturer la totalité de l'amplitude de mouvement d'une cible mobile par rapport à un examen 4D. Ayadi et al. [Ayadi, 2011] proposent une méthode d'optimisation de l'acquisition 3D lente de façon à minimiser l'erreur d'estimation de l'ITV (Internal Target Volume).Une erreur dans l'estimation de l'ITV reste cependant présente.</p> <p>Dans le cadre de ce rapport, nous déconseillons l'utilisation d'une acquisition TDM 3D lente pour l'estimation des mouvements de la cible mobile en vue d'un traitement en SBRT.</p>
Artéfacts	<p>Les artéfacts rencontrés avec les acquisitions TDM de référence ne sont pas spécifiques aux traitements stéréotaxiques [Barrett, 2004]</p>
Mise en service et contrôle de qualité	<p>Décision AFSSAPS du 22 novembre 2007 fixant les modalités du contrôle de qualité des scanographes</p> <p>Décision AFSSAPS du 11 mars 2011 modifiant la décision du 22 novembre 2007 fixant les modalités du contrôle de qualité des scanographes</p> <p>En complément de ces contrôles réglementaires, des contrôles spécifiques pour les TDM 4D doivent être mis en place. Pour cela, des tests de réception sur fantôme mobile [Jiang, 2008], [Dunn, 2012], [Hurkmanns, 2011] permettent d'identifier les limites du système utilisé.</p> <p>Le mouvement de ce fantôme doit pouvoir être paramétré de façon à</p>

	<p>simuler des cycles respiratoires représentatifs des différentes situations cliniques pouvant être rencontrées, même les plus extrêmes [Hurkmanns, 2011] (signal périodique sinusoïdal ou basé sur le cosinus, base line shift, période 0 à 8s et amplitude 0 à 60mm).</p> <ul style="list-style-type: none"> - Le fantôme doit comporter des cibles sphériques de différents diamètres connus (exemple de diamètre : 15mm et 25mm [Hurkmanns, 2011]). <p>L'analyse des TDM 4D consiste à mesurer les nombres HU, à mesurer le volume et la longueur cranio caudale des cibles reconstruites. Un TDM 3D avec fantôme immobilisé est également étudié pour comparaison. Les valeurs mesurées sur TDM sont comparées aux valeurs théoriques attendues : des critères d'acceptabilité sont à définir.</p> <p>De plus, la restitution des mouvements d'un objet par le TDM 4D doit faire l'objet d'un contrôle de qualité. Par exemple, simuler un cycle respiratoire moyen (période 4s et amplitude 15mm).</p> <p>Des exemples de fantômes mobiles sont présentés en annexe IV.</p>
--	---

3.2.1.2. IMAGERIE COMPLEMENTAIRE / MULTIMODALE : TDM INJECTE

L'utilisation d'un produit de contraste iodé permet d'améliorer le contraste de certaines tumeurs.

Paramètres d'acquisition	Les paramètres d'acquisition sont définis lors de la mise en service du scanner en fonction des contraintes médicales.
Intérêt	<p>Un second TDM avec injection est intéressant dans le cas où des lésions ont montré un rehaussement au produit de contraste dans des images antérieures. L'examen TDM injecté ne se substitue pas à l'examen secondaire de référence sauf quand celui-ci ne peut pas être réalisé pour des raisons cliniques (exemple : pacemaker dans le cas d'explorations IRM dans le cas des lésions cérébrales) mais apporte un complément d'information.</p> <p>C'est une aide à la délimitation des volumes tumoraux : les indications d'injection sont à discuter avec les médecins radiothérapeutes.</p>

3.2.1.3. IMAGERIE COMPLEMENTAIRE IRM

L'IRM est la modalité de référence pour la délinéation du volume cible et des OAR en raison de sa supériorité en terme de contraste au sein des tissus mous cérébraux, abdominaux (foie, surrénales) et vertébraux (moelle épinière).

De récentes avancées permettent de reconstituer un examen TDM dit synthétique à partir d'une acquisition IRM [Wang, 2018], l'objectif étant de réaliser un unique examen IRM de simulation [Orwangi, 2018]. Dans ce cas, des lasers muraux doivent être installés dans la salle d'examen et les protocoles et des paramètres d'acquisition doivent être adaptés. Ces méthodes sont actuellement en cours de développement.

Il est important de prendre en compte que les images IRM sont caractérisées par la présence d'artéfacts spécifiques et de distorsions géométriques nécessitant la mise en place de procédures de contrôle de qualité et l'évaluation de l'impact de la qualité des images IRM sur le calcul et la délivrance de la dose (dû en particulier à un impact sur le contourage) [Weywang, 2016], [Orwangi, 2018]. Il est possible de diminuer les artéfacts liés au système d'imagerie en optimisant les paramètres d'acquisition et de séquence, le choix du type de séquence et d'antennes ou en appliquant des méthodes de correction qui ne permettent pas cependant de s'affranchir totalement des distorsions géométriques présentes dans les images IRM (exemple : effet résiduel de non linéarité des gradients) [SFPM n°23, 2007], [Weywang, 2016], [Orwangi, 2018].

De façon générale, il est important de s'assurer de la réalisation des contrôles de qualités des IRM lorsque les images sont utilisées pour la planimétrie en radiothérapie et de mettre en place un programme d'assurance qualité des images IRM fondé sur des recommandations nationales (SFPM) [SFPM n°23, 2007] ou internationales (AAPM, ACR et NEMA) [ACR, 2005], [NEMA 1-9, 2008-2010], [ACR AAPM, 2014] [ACR, 2015].

Le rapport SFPM N°23 recommande de contrôler en particulier :

- La qualité de la définition des volumes cibles. Ce contrôle conduit à vérifier les paramètres d'images IRM suivants :

- Distorsions géométriques des images,
- Position relative des coupes,
- Uniformité des images et mesure du contraste sur bruit en IRM (CSB).

- La qualité du recalage spatial de l'information provenant des différentes sources d'images.

Actuellement, des fantômes dédiés (ex : fantômes Magphan, SpinSafety...) et des plateformes logicielles d'analyse automatique des acquisitions IRM (ex : Qualimagiq développée par la société Qualiformed, Artiscan proposé par la société Aquilab) au moyen de fantômes dédiés sont disponibles et permettent la réalisation de ces contrôles. Il est recommandé de mettre en place un programme de contrôles de qualité en adéquation avec les séquences et les paramètres d'acquisitions IRM utilisés en imagerie clinique.

Déformation spatiale	<p>Les images IRM présentent des distorsions géométriques. On peut noter en général :</p> <ul style="list-style-type: none"> i) Elles augmentent quand on s'éloigne du barycentre du champ de vue ii) Elles sont majorées par l'utilisation d'un haut champ magnétique. Un contrôle de qualité spécifique qui vérifie l'absence de distorsions géométriques [SFPM n°23, 2007] doit être mis en place, en particulier pour les imageurs haut champ (≥ 3 tesla).
Résolution spatiale	De l'ordre du mm.
Conditions d'acquisition	<p>L'examen est effectué avec ou sans boîte de repérage.</p> <p>Si une boîte de repérage compatible IRM est utilisée, il faut être vigilant car les repères fiduciels de la boîte se situent dans les zones de l'image les plus impactées par les distorsions. De ce fait, la position des repères pourrait être modifiée. Pour un champ magnétique principal (≥ 3 tesla), comme indiqué plus haut, l'absence de distorsions géométriques doit impérativement être contrôlée.</p>
Séquences d'acquisition	En association ou non avec l'utilisation d'un produit de contraste (généralement des chélates de gadolinium), les protocoles d'acquisition [Clinical MR Imaging, 2010] sont à mettre en place avec les médecins radiologues, les médecins radiothérapeutes et les physiciens médicaux en imagerie.
Contrôle de qualité	<p>Rapport SFPM [SFPM n°23, 2007]</p> <p>Recommandations internationales [ACR, 2005], [NEMA 1-9, 2008-2010], [ACR AAPM, 2014] [ACR, 2015].</p>

3.2.1.4. IMAGERIE COMPLEMENTAIRE : ANGIOGRAPHIE PAR RAYONS X (XR)

C'est l'examen de référence pour la délimitation du volume cible dans le cas d'une malformation artério-veineuse. Il s'agit d'une imagerie de projection haute résolution numérisée avec et sans soustraction.

Conditions d'acquisition des images	Les images sont acquises avec ou sans la boîte de repérage en fonction des outils logiciels disponibles. Les images doivent être centrées sur la fenêtre de référence et la zone d'intérêt doit être comprise dans cette fenêtre de référence.
Déformations spatiales	Dans le cas de l'utilisation d'un détecteur amplificateur de brillance, les déformations géométriques doivent être corrigées. Ce n'est pas le cas si le détecteur est un capteur plan [NCS, 2016].
Contrôles de qualité	Dans le cas de l'utilisation d'un détecteur amplificateur de brillance, un fantôme de type grille doit être utilisé pour quantifier et éventuellement corriger la distorsion.

D'autres examens complémentaires fournissent des informations sur les structures vasculaires : l'angiographie TDM avec injection d'un produit de contraste, le CBCT utilisant l'angiographie numérique de soustraction et l'angio IRM.

Toutes ces imageries complémentaires doivent faire l'objet d'un contrôle de qualité.

3.2.1.5. IMAGERIE COMPLEMENTAIRE : TOMOGRAPHIE PAR EMISSION DE POSITONS (TEP)

L'imagerie TEP est une imagerie fonctionnelle qui permet d'améliorer l'identification des zones tumorales. Cependant, la mauvaise résolution du TEP ne permet pas d'obtenir une précision suffisante pour la délimitation du volume cible : c'est pour cela que les examens TEP sont nécessairement combinés à un TDM.

Le diamètre des anneaux de TEP/TDM atteint aujourd'hui 85 cm et permet de réaliser des examens de planimétrie en présence des systèmes d'immobilisation et des accessoires de traitement. Cela nécessite cependant l'installation de lasers muraux dans la salle d'examen ainsi qu'une adaptation des protocoles et des paramètres d'acquisitions de l'examen TDM. La réalisation d'un TEP/TDM de simulation permet de s'affranchir du TDM de planimétrie classique et donc de l'étape de recalage supplémentaire entre les deux TDM.

Sur les installations ne permettant pas la mise en place des systèmes d'immobilisation, l'examen TEP/TDM pourra être recalé, a posteriori, avec l'examen TDM de planimétrie (recalage TDM de référence avec TDM du TEP/TDM).

Résolution spatiale	<p>Le TEP seul a une résolution spatiale de l'ordre de 4 mm</p> <p>L'examen TDM, s'il est utilisé pour la planimétrie (l'examen est alors un TEP/TDM de planimétrie), doit suivre les recommandations énumérées précédemment dans la partie « Imagerie de référence : TDM ».</p>
Conditions d'acquisition	<p>Si l'examen TEP/TDM est utilisé comme examen à recalé avec le TDM de référence, la position du patient pour le PET/TDM doit être aussi proche que possible que celle du TDM de référence</p> <p>Si un examen TEP/TDM de planimétrie est réalisé, la contention et les accessoires du traitement de radiothérapie doivent être utilisés lors de la réalisation de l'examen.</p>
Cas des tumeurs mobiles	<p>Dans le cas des cibles mobiles, la non prise en compte du mouvement respiratoire induit un étalement de la fixation radioactive sur les images avec pour conséquence une diminution de l'activité mesurée (diminution du SUV), et donc une diminution de la visibilité des petites lésions. Outre ce phénomène, le mauvais alignement des acquisitions TEP et TDM liés à la respiration induira une mauvaise correction d'atténuation.</p> <p>Pour ces raisons, il est fortement recommandé de mettre en place une synchronisation du TEP avec le mouvement respiratoire via un examen TDM 4D. Cela implique par contre une augmentation de la durée de l'examen TEP et donc une augmentation de l'activité injectée. Ce processus doit être étudié en concertation avec les médecins nucléaires, les médecins radiothérapeutes et les physiciens médicaux en imagerie.</p>
Exploitation de l'examen TEP	<p>Ce travail est réalisé par les médecins nucléaires : les dimensions des lésions et leur activité sur les images TEP sont fortement dépendantes des seuils SUV (Standardized Uptake Value) qui sont fixés pour la visualisation des images. Des méthodes statistiques peuvent cependant être mises en place [Nestlé, 2005 ; AAPM TG 211, 2017]</p>
Contrôles de qualité	<p>Contrôles réglementaires [AFSSAPS, 2007][AFSSAPS, 2011] et rapport SFPM [SFPM n°24, 2008] du dispositif et suivi des recommandations du constructeur</p>

3.2.2. RECALAGE DES IMAGES

Le recalage d'images correspond mathématiquement à la recherche d'une matrice de transformation spatiale rigide (6 degrés de liberté : 3 translations et 3 rotations) ou élastique. C'est une étape indispensable à la mise en correspondance d'imageries multimodales.

Le terme « fusion », quant à lui, désigne une étape post-recalage dans laquelle une imagerie composite est générée à partir de plusieurs piles d'images en pondérant la contribution d'une imagerie par rapport à l'autre en fonction des souhaits de l'utilisateur.

Dans le cas du crâne, un recalage peut nécessiter l'utilisation de boîtes de repérage adaptées à chaque modalité d'imagerie (TDM, IRM, angiographie). Toutefois, le développement de logiciels de recalage permet de s'affranchir de ces accessoires (par exemple recalage IRM / TDM). Plus récemment, un outil de recalage 2D/ 3D entre angiographie et IRM (module Element, Brainlab) permet d'envisager la suppression de la boîte de repérage lors de l'acquisition des images d'angiographie.

Au sein des logiciels de délinéation, de planification de traitement ou de revue des distributions de dose, l'utilisation d'algorithmes de recalage d'images rigides et élastiques permet de mettre en correspondance différentes modalités d'imagerie (TDM, IRM, TEP, etc.) avec le TDM de planimétrie.

Le développement des techniques de RTS permet de plus en plus fréquemment d'envisager des ré-irradiations de patient. Ceci nécessite de réaliser un recalage du ou des TDM de référence utilisés pour les traitements antérieurs avec le TDM de référence utilisé pour la nouvelle planimétrie : un recalage rigide voire élastique des différents traitements prend alors tout son sens.

L'utilisation de ces algorithmes nécessite des tests de réception et/ou de mise en service ainsi que la mise en place de contrôles de qualité spécifiques comme cela a été abordé par l'AAPM dans le TG 132 [AAPM TG 132, 2017].

3.3. IMAGERIE DE POSITIONNEMENT / REPOSITIONNEMENT

3.3.1. SYSTEMES D'IMAGERIE EN SALLE DE TRAITEMENT

Les fortes doses délivrées par séance rendent nécessaire un contrôle du positionnement de la cible et des organes à risques avant chaque séance de traitement sur l'appareil de traitement. L'objectif est de détecter et de corriger les erreurs de positionnement systématiques et aléatoires.

Différents systèmes d'imagerie sont utilisés de manière conjointes ou exclusives en stéréotaxie pour contrôler le positionnement du patient :

- Imagerie kV-CBCT 3D
- Imagerie kV-CBCT 4D
- Imagerie 2D stéréoscopique
- Systèmes complémentaires de reconnaissance surfacique

3.3.1.1. IMAGERIE kV-CBCT 3D

Le système d'imagerie embarqué kV-CBCT 3D autorise l'acquisition d'un volume 3D à partir d'un tube à rayons X et d'un détecteur placé sur le bras de l'appareil de traitement. Le choix d'une énergie kilovolt permet d'obtenir un contraste tissulaire proche de celui du scanner TDM. Néanmoins, la technologie d'acquisition ne permet pas d'obtenir une qualité comparable à celle du TDM planimétrique : le champ de vue est plus petit, le rapport signal sur bruit est plus faible, et les artefacts de reconstruction sont généralement plus nombreux.

L'imagerie kV-CBCT 3D acquise avant la séance est recalée avec le TDM de planimétrie et les corrections en translation et en rotation à réaliser préalablement à la séance de traitement sont déterminées.

L'acquisition volumique est particulièrement importante pour les sites extra crâniens non rigides pour lesquels des compromis peuvent être nécessaires entre l'alignement de la cible et des organes à risques. Cette imagerie volumique permet de détecter visuellement à la fois les erreurs de positionnement et des changements dans l'anatomie du patient.

- Pour les tumeurs pulmonaires : l'acquisition kV-CBCT 3D nécessite deux à quatre minutes et permet ainsi d'intégrer plusieurs cycles respiratoires. Le parcours de la lésion mobile au cours du cycle respiratoire est donc moyenné sur l'imagerie kV-CBCT 3D : il est important de noter que l'utilisation d'un kV-CBCT 3D peut sous-estimer le volume de l'ITV [Vergalasova et al. 2001].

De plus, il a été montré par Sonke et al. [Sonke, 2008] qu'en supplément des mouvements liés à la respiration, les lésions pulmonaires peuvent migrer dans le poumon, relativement aux repères anatomiques osseux fixes (exemple : le rachis) entre deux séances de traitement voire même au cours d'une même séance : Sonke et al. nomment ce phénomène « baseline shift ». Un contrôle d'imagerie par kV-CBCT préalable à la séance permet de visualiser la lésion dans l'environnement pulmonaire (bon contraste tissulaire), de corriger éventuellement les effets de baseline shift (décalage, indépendamment du mouvement respiratoire, entre la position de la tumeur sur les images TDM réalisées le jour du scanner dosimétrique et la position de la tumeur le jour de la séance de traitement) et ainsi d'assurer un centrage correct du traitement sur la lésion. En raison de ce baseline shift et en particulier pour les lésions périphériques, Sonke et al. [Sonke, 2008] recommandent de ne pas utiliser uniquement les repères osseux pour réaliser le recalage mais de se recalier sur le volume cible. En pratique, il est possible de réaliser un kV-CBCT et de faire un recalage en deux temps : recalage osseux pour aligner le patient et pour évaluer le baseline shift suivi d'un recalage sur la cible tumorale pour s'affranchir du baseline shift.

- Pour les tumeurs abdomino-pelviennes : le contraste de l'imagerie kV-CBCT ne permet généralement pas de distinguer la lésion parmi les tissus environnants, tout particulièrement dans le cas des tumeurs hépatiques : l'implantation de fiduciaires s'avère très souvent indispensable. Les fiduciaires sont initialement identifiés lors de la planimétrie et suite à leur identification sur les images kV-CBCT, le positionnement du patient est ajusté pour correspondre à celui du TDM de planimétrie. Il faut noter que pour ces tumeurs abdomino-pelviennes, les déformations d'organes et leurs mouvements sont significatifs et sont

directement liés au remplissage et/ou à la vidange des organes avoisinants (intestins, estomac, vessie, rectum, etc.). La réalisation d'un contrôle d'imagerie pré-traitement permet de visualiser ces déformations et de trouver le positionnement adéquat qui assurera une bonne délivrance du traitement.

3.3.1.2. IMAGERIE kV-CBCT 4D

Ce système d'imagerie, dont la commercialisation est très récente (année 2010-2011), est utilisé pour le positionnement du patient lors des traitements des cibles mobiles en SBRT. Cela permet d'améliorer la visualisation du déplacement des cibles mobiles au cours du temps.

La synchronisation du cycle respiratoire du patient avec le système d'imagerie embarqué kV-CBCT 3D permet de générer une pile d'images par phase respiratoire: cela constitue les systèmes kV-CBCT 4D. Elle permet d'obtenir le déplacement moyen de la tumeur au cours du cycle respiratoire et de s'assurer que la tumeur reste bien contenue dans l'ITV et dans le PTV [Sonke, 2008].

Park et al. [Park, 2015] insistent sur l'utilité des systèmes kV-CBCT 4D pour le traitement stéréotaxique des tumeurs hépatiques : les déformations de cet organe avec la respiration impliquent des modifications significatives du schéma de mouvement de la tumeur d'une séance de traitement à l'autre. L'utilité des kV-CBCT 4D est tout autant avérée pour le traitement des lésions pancréatiques qui présentent des similitudes de comportement avec les lésions hépatiques.

3.3.1.3. IMAGERIE 2D STEREOSCOPIQUE

Les images stéréoscopiques 2D équipent les appareils tels que le CyberKnife (Accuray®), le système Exactrac (BrainLab®) et l'appareil Vero (BrainLab®).

Le système d'imagerie 2D stéréoscopique consiste à réaliser l'acquisition d'une paire de clichés orthogonaux l'un par rapport à l'autre pour remonter à une information géométrique tridimensionnelle [Fu, 2008]. Pour cela, des DRR de référence sont générées à partir du TDM de planimétrie. Au cours de la séance de traitement, les images acquises sont comparées aux images de référence : la comparaison 2D/3D permet alors de déterminer des corrections 6D à appliquer pour obtenir un positionnement adéquat.

La fréquence de l'imagerie, réglable par l'utilisateur, permet de vérifier au cours du traitement la position de la tumeur et autorise, sur le Cyberknife et sur le Vero, un suivi (« tracking ») de la tumeur mobile avec compensation des mouvements de la tumeur par l'appareil de traitement.

L'inconvénient majeur des systèmes d'imagerie stéréoscopiques est le contraste, plutôt médiocre, lié à la superposition des structures dans les images. Le volume cible n'est généralement pas anatomiquement distinguable avec ce type d'imagerie (sauf pour certaines tumeurs pulmonaires) pour permettre un recalage de l'imagerie directement sur le volume cible :

- Pour les tumeurs intra crâniennes, le recalage se fait sur les structures osseuses de la voûte crânienne.

- Pour les tumeurs vertébrales, le recalage se fait sur la vertèbre à traiter et sur les vertèbres adjacentes.
- Pour les tumeurs pulmonaires :
 - Avec le Cyberknife, le contraste naturel permet, après sélection des patients, de visualiser la tumeur parmi le milieu pulmonaire ambiant (à condition que des structures tel que le cœur, les vertèbres, ou autre, ne se superposent pas à la tumeur sur les clichés). La sélection des patients se fait par la réalisation d'une évaluation (correspondant à une séance de simulation) durant laquelle une série de clichés stéréoscopiques est acquise avec le patient en position de traitement. Le système, ainsi que les opérateurs, évaluent la visibilité de la tumeur pulmonaire sur les clichés au cours des différentes phases respiratoires. Le logiciel donne alors un résultat qui indique si la tumeur est suffisamment visible (sur une vue ou sur deux vues) ou non pour être traitée au Cyberknife sans fiduciaire. Si la tumeur n'est pas visible, l'implantation d'un fiduciaire dans ou près de la lésion peut s'avérer nécessaire.
 - Sur le système Vero, l'implantation d'au moins un fiduciaire dans ou près de la lésion est nécessaire pour le traitement des tumeurs pulmonaires.
- Pour les tumeurs mobiles des tissus mous (tumeurs hépatiques, des glandes surrénales, de la prostate, du pancréas) : il n'est pas possible de visualiser la cible mobile parmi les tissus mous. L'absence de contraste tissulaire entre la cible et les tissus environnants rend l'implantation de fiduciaires quasiment indispensable au repérage de la cible : l'utilisation de marqueurs anatomiques à proximité de la cible peut être envisagée à condition que ses déplacements soient corrélés à ceux de la cible, cela constitue un cas de figure peu fréquent.

3.3.1.4. RECALAGE DES IMAGES

Quel que soit le système d'imagerie utilisé, il est recommandé d'utiliser un algorithme de recalage en six dimensions permettant le calcul à la fois des erreurs de positionnement en translation et en rotation entre la position actuelle (imagerie en salle de traitement) et la position de référence (imagerie de référence).

Si le calcul des erreurs est effectué seulement en trois dimensions, les erreurs de translations calculées par certains logiciels peuvent être affectées par les erreurs de rotations non détectées mais présentes [Verellen, 2007].

Ne pas tenir compte des erreurs de rotations peut être à l'origine d'un sous-dosage de la tumeur et d'un surdosage des tissus sains environnants à l'origine de toxicités, par exemple dans le cas des tumeurs spinales [Wang, 2008].

3.3.1.5. SYSTEMES COMPLEMENTAIRES : RECONNAISSANCE SURFACIQUE

Il existe différents systèmes de reconnaissance surfacique : AlignRT (VisionRT), Catalyst/Sentinel (C-rad), Optical Surface Monitoring System (OSMS) (Varian) et Identify (HumediQ).

Certains systèmes utilisent un procédé optique qui, lors du TDM de simulation, enregistrent une surface de référence : le système est fixé au plafond du TDM via une suspension plafonnière. D'autres

systèmes peuvent utiliser le contour externe du patient extrait de l'imagerie TDM de simulation pour définir cette surface de référence.

Dans la salle de traitement, un système est fixé au plafond. Lors de la séance de traitement, la position de référence est indiquée via la projection d'un système de couleurs à la peau du patient : cela permet de guider l'opérateur vers une position de traitement acceptable, selon les critères fixés par le centre de radiothérapie, par rapport à la position du TDM de planimétrie. La position de référence pour la séance en cours doit être définie à partir de la position obtenue après repositionnement par un système CBCT ou des clichés kV-stéréoscopiques.

Les systèmes de reconnaissance surfacique permettent de suivre en continu au cours de la séance les mouvements intra-fractions surfaciques du patient : un asservissement de la machine de traitement peut être mis en place pour que l'irradiation soit suspendue en cas de mouvement du patient avec une amplitude supérieure aux seuils définis par l'utilisateur.

Enfin, ces systèmes offrent la possibilité de réaliser un suivi du cycle respiratoire à partir de la reconnaissance des mouvements de la cage thoracique et/ou de l'abdomen. Ces technologies constituent un système de suivi respiratoire pouvant être utilisé pour la réalisation des traitements SBRT avec un asservissement respiratoire.

Ainsi, les systèmes de reconnaissance surfacique représentent une aide au positionnement pour limiter à la fois les erreurs interfraction liées au positionnement du patient et les erreurs intrafraction liées au mouvement du patient au cours de la séance.

Par contre, ils ne permettent pas de tenir compte des mouvements intrafraction et interfraction des tumeurs mobiles à l'intérieur du patient. De ce fait, pour les traitements SBRT, les systèmes de reconnaissance surfacique sont utilisés comme un système complémentaire à l'acquisition d'une imagerie kV-CBCT ou d'une imagerie stéréoscopique : ils permettent de surveiller les mouvements du patient au cours de la séance après que la position de référence ait été déterminée par une imagerie kV-CBCT ou stéréoscopique et d'interrompre le traitement le cas échéant.

3.3.2. TABLE DE TRAITEMENT

Les traitements SRS avec cadre invasif nécessitent l'utilisation d'un plateau de table stable mécaniquement, en particulier stable lors de la rotation de la table en charge [Shell, 1995].

Les déplacements de table doivent pouvoir être bloqués afin d'éviter un mouvement de table involontaire [NCS, 2016].

La platine permettant la fixation du cadre invasif sur le plateau de table de traitement doit être rigide. Elle doit permettre un ajustement fin du positionnement en translation et en rotation (les moteurs de table standard ne sont pas adaptés pour effectuer cet ajustement final) [Shell, 1995].

Le positionnement est effectué à l'aide d'une boîte de centrage alors que le traitement SRS est réalisé sans cette boîte. Afin de compenser l'erreur (décalage antéro-postérieur) liée au retrait de la boîte avant traitement, il peut être nécessaire d'utiliser un contrepoids pour le traitement [Lamba, 2009].

Les traitements guidés par l'image nécessitent un plateau de table de composition homogène et peu dense.

Sur les accélérateurs linéaires, le plateau de table optimisé pour l'IGRT est monté sur une table motorisée 6D permettant la correction des erreurs de translation et de rotation.

En l'absence de plateau 6D, seules les erreurs de translations sont corrigées (correction 3D ou 4D si l'erreur de rotation isocentrique de table est également corrigée). Dans ce cas, la détection d'une erreur de positionnement en rotation supérieure à un niveau de tolérance prédéfini nécessite un repositionnement du patient.

3.3.3. PROCEDURE DE REPOSITIONNEMENT GUIDE PAR L'IMAGE

3.3.3.1. PRE-POSITIONNEMENT

Le pré-positionnement consiste à aligner le patient en utilisant les repères ou marqueurs externes.

Le pré-positionnement peut être manuel ou automatique, guidé par un système non irradiant, (exemples : système stéréoscopique infra-rouge ou surfacique, lasers externes de positionnement). Il doit être contrôlé visuellement (côté traité et situation anatomique) afin de détecter une éventuelle grosse erreur [Stereotactic Radiosurgery and Stereotactic Body Radiation Therapy, 2016].

3.3.3.2. IMAGERIE DE POSITIONNEMENT

Une imagerie de positionnement est ensuite effectuée afin de quantifier et de corriger les erreurs de positionnement des structures internes.

Elle est réalisée en utilisant l'imagerie stéréoscopique kV ou l'imagerie embarquée volumique.

La comparaison entre l'imagerie de référence et l'imagerie de positionnement nécessite la sélection d'une région d'intérêt judicieuse pour le recalage. Par exemple, dans le cas du crâne, il est important d'exclure les zones mobiles (mandibule) de la région d'intérêt.

Les erreurs de positionnement en translation et en rotation sont calculées. En cas de dépassement de critères d'acceptabilité pré-définis correspondant à la bonne pratique du centre, le patient est repositionné.

Les erreurs de positionnement en translation et en rotation sont corrigées.

3.3.3.3. IMAGERIE DE VERIFICATION PRE-TRAITEMENT

Lorsque la position finale du patient est atteinte, nous recommandons de réaliser l'acquisition de nouvelles images afin de vérifier le repositionnement. Un niveau d'action (basé sur les marges utilisées pour générer le PTV) au-delà duquel une nouvelle imagerie est nécessaire peut éventuellement être défini pour effectuer cette vérification.

Si une imagerie volumique est disponible sur l'appareil de traitement en complément de l'imagerie stéréoscopique utilisée initialement, elle peut être utilisée pour effectuer une vérification indépendante de la position finale du patient.

Sur accélérateur classique (hors Cyberknife) dans le cas d'une balistique non coplanaire, il est recommandé de vérifier la position du patient suite à une rotation isocentrique de la table afin de pouvoir compenser le défaut d'isocentricité de la table.

3.3.3.4. SUIVI DU PATIENT AU COURS DE LA SEANCE

Pendant la séance, le suivi du mouvement du patient s'effectue visuellement (caméras) et en utilisant l'imagerie RX (imagerie kV stéréoscopique ou embarquée 2D et 3D, imagerie portale pendant le faisceau de traitement) ou un système non irradiant (système infra-rouge ou imagerie surfacique).

Une vérification du positionnement peut être effectuée après le traitement et la comparaison de l'imagerie avant et après traitement peut aider à évaluer la qualité de l'immobilisation du patient, et à évaluer les mouvements de la cible et/ou des organes à risques avoisinants. Le besoin en contrôles intermédiaires, voire le besoin de modification de l'immobilisation (exemple : refaire un nouveau masque) ou du plan de traitement (exemple : réévaluer la marge) peut alors être mis en évidence.

3.3.4. PROCEDURE DE CENTRAGE AVEC CADRE INVASIF

Le système de lasers peut parfois être le seul outil permettant d'aligner le cadre invasif, c'est-à-dire la position de la cible à la position de l'isocentre. L'alignement du patient en utilisant le champ lumineux seul n'est pas recommandé [NCS, 2016].

Il est recommandé d'inclure un contrôle de l'alignement des lasers dans la procédure de vérification pré-traitement. Dans ce cas, le contrôle de qualité développé doit être rapide et efficace [NCS, 2016 p69]. Par exemple, il est possible de réaliser un test du Wintson Lutz simplifié pour deux angulations du bras (0° et 90° sur un accélérateur linéaire).

Après contrôle de la boîte de centrage (paragraphe 3.1.1.3, accessoires de repérage et de centrage associés), le positionnement doit être réalisé en suivant les recommandations du constructeur.

Quand la position de traitement est atteinte, un contrôle indépendant visuel (côté + situation anatomique) est réalisé. Ensuite, il est recommandé d'utiliser le système d'imagerie embarquée disponible sur l'appareil de traitement pour vérifier la position finale du patient de manière indépendante, a fortiori dans le cas d'une irradiation multi-cibles.

3.4. STRATEGIES DE PRISE EN CHARGE DES TUMEURS MOBILES

Le traitement des cibles fixes en stéréotaxie tient compte des mouvements du patient au cours de la séance en utilisant des marges adaptées lors de la génération du PTV (voir Chapitre 4).

Pour le traitement des cibles mobiles, des stratégies sont à mettre en place pour tenir compte du déplacement des cibles au cours de la séance. Sur la base de la littérature, les stratégies sont regroupées selon deux catégories :

- Les méthodes passives : ce sont les méthodes les plus simples et les plus répandues à mettre en œuvre. Elles comprennent :
 - Les traitements de SBRT basés sur la définition d'un ITV (Internal Target Volume)
 - Les traitements de SBRT basés sur une approche probabiliste : midV (mid-Ventilation) et midP (mid-Position)
- Les méthodes actives : elles nécessitent une action de la part du patient ou d'un logiciel au cours du traitement. Elles comprennent :
 - Les traitements de SBRT avec asservissement respiratoire (gating respiratoire) : méthode de suivi respiratoire et méthode du blocage respiratoire
 - Les traitements de SBRT par suivi de la lésion (tracking)

3.4.1.1. METHODES « PASSIVES » (MOTION ENCOMPASSING METHODS)

3.4.1.1.1. SBRT BASEE SUR LA DEFINITION D'UN ITV

La réalisation d'un TDM 4D permet d'accéder à l'ensemble du mouvement tumoral au cours du cycle respiratoire. La délinéation du volume cible sur plusieurs phases respiratoires permet d'obtenir, après sommation des contours, le volume ITV (Internal Target Volume). Ce volume contient l'ensemble des positions prises par la tumeur au cours du cycle respiratoire.

Pour le cas des tumeurs pulmonaires, différentes séries d'images reformatées à partir du TDM 4D peuvent être utilisées pour la délinéation des volumes cibles et des organes à risques :

- Série TDM triée par phase pour décomposer le cycle respiratoire (en général 10 phases de 0 à 90 %) pour la délinéation de l'ITV.
- Série TDM Maximum Intensity Projection (MIP) pour la visualisation du parenchyme pulmonaire et série TDM Minimum Intensity Projection (MinIP) sont généralement utilisées pour la visualisation des tumeurs hypo-denses (foie par exemple).
- Série TDM Average Intensity Projection (moyenné) pour la visualisation des tissus et le plus souvent pour le calcul de la dose.

Il est intéressant de noter que l'imagerie MIP peut poser des problèmes [Park, 2008 ; Huang 2010 ; Schwarz, 2017] lorsque les lésions sont situées à proximité d'un milieu diffusant (paroi costale, médiastin, diaphragme, etc). La délimitation du volume cible sur chacune des phases du cycle respiratoire (et non pas sur l'imagerie MIP) est, pour ces situations, préférable afin d'éviter tout risque d'erreur dans l'évaluation de l'étendue de l'ITV.

L'utilisation d'une compression abdominale lors du TDM peut permettre de limiter les dimensions de l'ITV [Bouilhol, 2013] : la même compression est utilisée lors du TDM et lors du traitement.

Avec une stratégie ITV, la planimétrie s'effectue généralement sur la pile TDM moyennée issue de l'acquisition TDM 4D. Cela dépend néanmoins des systèmes de planification : les constructeurs émettent des recommandations pour une utilisation optimale. Certains logiciels proposent même une planimétrie 4D.

Les séances de traitement sont réalisées en respiration libre. Il est possible de s'affranchir d'un système de suivi de la respiration lors du traitement car l'ensemble des mouvements de la tumeur au cours du cycle respiratoire a été pris en compte lors de la définition de l'ITV. Cependant, pour s'assurer que la respiration pendant le traitement n'est pas significativement différente de celle observée pendant l'acquisition TDM, il est intéressant d'utiliser un système de suivi respiratoire au cours du traitement ou d'utiliser un système d'imagerie corrélé à la respiration de type kV-CBCT 4D avant le traitement. L'asservissement respiratoire peut être paramétré : autorisation de traitement dans une fenêtre d'irradiation définie par des seuils respiratoires (ou des bornes), guidage audio et/ou visuel....

3.4.1.1.2. SBRT BASEE SUR UNE APPROCHE PROBABILISTE : MIDV ET MIDP

La réalisation d'un TDM 4D permet d'identifier les mouvements de la tumeur au cours du cycle respiratoire. L'équipe du NKI (Netherlands Cancer Institute) a montré [Wolthaus, 2006] qu'il était possible, à partir de cette acquisition, de pondérer la position de la tumeur dans le temps en fonction de son temps passé dans chaque phase du cycle respiratoire : un barycentre de la position de la tumeur est ainsi calculé.

La phase respiratoire durant laquelle la tumeur se situe au plus proche de la position du barycentre constitue la phase dite de « mid-ventilation », abrégée midV.

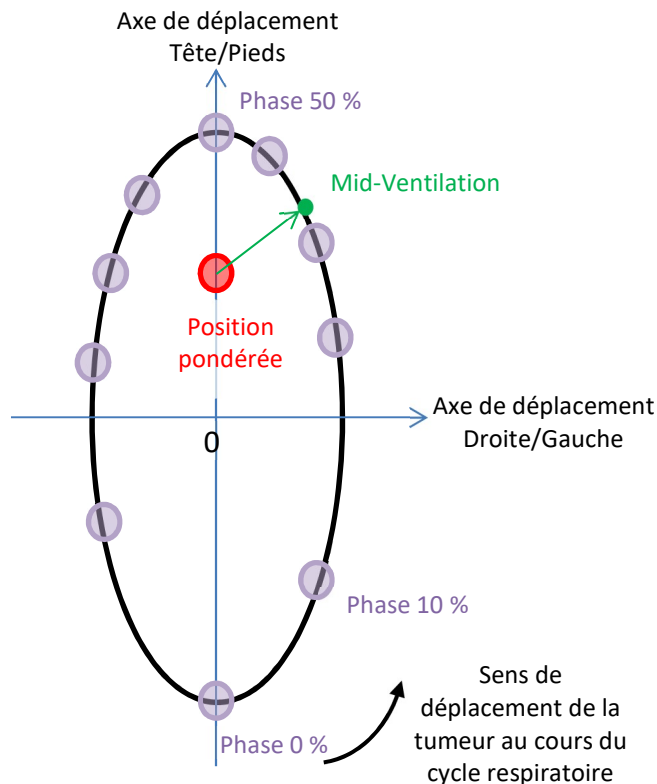


Figure 3.4 : Illustration du déplacement de la tumeur au cours du cycle respiratoire. Inspiré de [Peulen, 2014].

La position de la tumeur, pondérée temporellement par son temps passé dans chaque phase, permet de déterminer un barycentre.

La pile d'image midV est la phase qui minimise la distance entre la position de la tumeur (au cours du cycle respiratoire) et la position du barycentre.

Pour aller plus loin, et afin d'améliorer le rapport signal sur bruit de la pile d'image midV, l'équipe du NKI a développé l'approche de la mid-position [Wolthaus, 2008] abrégée midP.

Les approches midV et midP sont utilisées en SBRT essentiellement pour les localisations pulmonaires par les équipes du NKI [van Herk, 2000 ; Sonke, 2008]. Dans le cadre d'une étude clinique [Peulen, 2014], ils ont montré que l'approche midP associée à l'utilisation de marges personnalisées, dans le cas de la SBRT pulmonaire, a permis de réduire les dimensions du PTV chez 47 % des patients (par rapport à une approche ITV + 5 mm), tout en conservant un contrôle local de 98 % à deux ans.

L'approche midP a été évaluée dans le cadre des traitements SBRT hépatiques [Kruis, 2013] et a montré l'amélioration de la qualité d'image pour la délinéation des organes à risque et pour la réalisation de la planimétrie.

3.4.1.1. METHODES « ACTIVES »

Les deux types de méthodes « actives » (« gating » et « tracking ») impliquent la mise en place préalable à la séance d'un modèle de corrélation entre le marqueur externe et la position de la cible [Hoogeman, 2009]. Ce modèle est réalisé quotidiennement en début de séance et il doit être mis à jour au cours de la séance par l'acquisition d'images à intervalles réguliers dans le temps.

3.4.1.1.1. SBRT AVEC ASSERVISSEMENT RESPIRATOIRE : GATING

L'asservissement respiratoire permet de suivre l'évolution du cycle respiratoire du patient en fonction du temps. Les dispositifs d'asservissements respiratoire ont été succinctement décrits dans la partie « Imagerie de référence : TDM de référence / Acquisitions des données pour cible mobile ».

L'utilisation de ces dispositifs autorise deux stratégies de traitement :

- *Traitement en blocage respiratoire* : il permet de limiter, durant le temps du faisceau, le mouvement de la tumeur. Grâce au suivi de son cycle respiratoire, le patient est acteur de son traitement et s'impose un blocage respiratoire dans une phase précise de son cycle respiratoire : cela déclenche le faisceau de traitement. Lorsque le patient sort de la phase de blocage, le faisceau se coupe.

Cette approche permet de figer la tumeur dans une position donnée (ITV de faible dimension) et limite ainsi le volume de tissus sains irradiés. Il est par contre nécessaire de prévoir une marge supplémentaire, lors de la génération du PTV, pour tenir compte de l'incertitude de reproductibilité du blocage respiratoire, et donc de la position de la tumeur au moment de l'irradiation.

En SBRT, les fortes doses à délivrer par séance nécessitent généralement des temps de faisceau importants et constituent un frein à l'utilisation de cette technique de traitement. Dans ce contexte, les faisceaux FFF sont particulièrement intéressants car ils permettent d'atteindre des débits de dose importants et de limiter le temps de traitement global [Simeonova-Chergou, 2016].

- *Traitement avec suivi respiratoire* : avec cette stratégie de traitement, le patient respire librement. Lors de la planimétrie (ou lors du TDM 4D), une fenêtre d'irradiation est choisie en sélectionnant la phase du cycle respiratoire concernée. Au cours de la séance, l'irradiation ne se déclenchera que lorsque le patient entrera dans la phase respiratoire sélectionnée. Le choix d'une fenêtre de traitement en fin d'expiration se justifie par une variation plus faible de la position de la tumeur dans cette phase (position plus reproductible), mais également car l'expiration est une phase plus longue que l'inspiration [Seppenwoolde, 2002]. Malgré cela, le temps d'une séance dure plus longtemps qu'une séance avec blocage respiratoire. Outre ces aspects, cette stratégie de traitement permet de limiter le volume de tissu sain irradié grâce à un ITV de faible dimension. Comme dans le cas du blocage respiratoire, une marge additionnelle doit être considérée lors de la génération du PTV afin de tenir compte de l'incertitude de la phase respiratoire pendant l'irradiation : un contrôle par imagerie peut être réalisé afin de vérifier la position de la tumeur durant la phase d'irradiation.

3.4.1.1.2. SBRT PAR SUIVI DE LESION : TRACKING

La technique de suivi de lésion (tracking) correspond à un suivi des mouvements de la lésion et à une compensation de ces mouvements par l'appareil de traitement. À ce jour, le Cyberknife et le Vero sont les deux seuls appareils qui permettent de compenser les mouvements de la tumeur (voir annexes pour une description des systèmes).

Pour les tumeurs mobiles des tissus mous (tumeurs hépatiques, surrénaliennes, pancréas et prostate), l'utilisation de fiduciaires est indispensable à l'identification de la lésion sur les images stéréoscopiques par ces systèmes de traitements.

Pour les tumeurs pulmonaires, le Cyberknife possède deux modules (XSight Lung et Lung Optimized Treatment) qui permet, sur les images stéréoscopiques, d'identifier la tumeur parmi le parenchyme pulmonaire sans ajout de fiduciaires. Cela ne fonctionne pas pour toutes les tumeurs pulmonaires et une sélection des patients est appliquée sur la base des dimensions de la tumeur ainsi que sur sa localisation. L'appareil Vero nécessite l'implantation de fiduciaires pour le suivi des tumeurs mobiles (poumons, foie, pancréas, ...).

Cette stratégie de traitement par tracking permet de s'affranchir de la définition d'un ITV, ou au moins de limiter le volume de l'ITV, et ainsi d'épargner l'irradiation de tissus sains autour de la tumeur. Il reste par contre nécessaire de définir un PTV en utilisant des marges qui tiennent compte des incertitudes liées à la méthode de tracking en plus des incertitudes mécaniques de la machine et des incertitudes de positionnement du patient [ICRU 91, 2017].

3.5. REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

[ACR, 2005] ACR. Phantom Test Guidance for the ACR MRI Accreditation Program. The American College of Radiology , 2005.

[ACR-AAPM, 2014] Technical standard for diagnostic medical physics performance monitoring of magnetic resonance imaging (MRI) equipment. The American College of Radiology, 2014.

[ACR, 2015] MRI Quality Control Manual. The American College of Radiology, 2015.

[AAPM TG 132, 2017] : Brock et al. Use of image registration and fusion algorithms and techniques in radiotherapy : report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 132. Medical Physics. 44(7). e43-e76. 2017

[AAPM TG 211, 2017] : Hatt et al. Classification and evaluation strategies of auto segmentation approaches for PET : report of AAPM TG No. 211. Medical Physics. 44(6). e1-e46. 2017

[AFSSAPS, 2007] Décision AFSSAPS du 22 novembre 2007 fixant les modalités du contrôle de qualité des scanographes

[AFSSAPS, 2011] Décision AFSSAPS du 11 mars 2011 modifiant la décision du 22 novembre 2007 fixant les modalités du contrôle de qualité des scanographes

[Ayadi, 2011] : Ayadi et al. Scan acquisition parameter optimization for the treatment of moving tumors in radiotherapy. Cancer Radiothérapie. 15(2). 115-122, 2011.

[Barrett, 2004] : Barrett et al. Artifacts in CT : recognition and avoidance. Radiographics. 24(6). 1679-1691, 2004.

[Benedict, 2010] : Benedict et al. Stereotactic body radiation therapy : the report of AAPM Task Group 101. Medical Physics. 37. 4078-4101, 2010.

[Bouilhol, 2013] : Bouilhol et al. Is abdominal compression useful in lung stereotactic body radiation therapy ? A 4DCT and dosimetric lobe dependant study. Physica Medica. 29(4). 333-340, 2013.

[Bova, 2009] : Bova et al. Linac Radiosurgery : Technical Aspects. Textbook of Stereotactic and Functional Neurosurgery. Springer Berlin Heidelberg. 2009

[Clinical MR Imaging, 2010] : Clinical MR Imaging : a practical approach. Springer third edition. ISBN 978-3-540-74504-4. 2010.

[Dunn, 2012] : Dunn et al. A phantom for testing of 4D-CT for radiotherapy of small lesions. Medical Physics. 39. 5372-5383, 2012.

[Fu, 2008] : Fu et al. A fast, accurate, and automatic 2D-3D image registration for image-guided cranial radiosurgery. Medical Physics. 35(5). 2180-2194, 2008.

[Gevaert, 2012] : Gevaert et al. Setup Accuracy of the Novalis ExacTrac 6DOF System for Frameless Radiosurgery. IJROBP. 82(5). 1627-1635, 2012.

[Guckenberger, 2017] : Guckenberger et al. ESTRO ACROP consensus guideline on implementation and practice of stereotactic body radiotherapy for peripherally located early stage non-small cell lung cancer. Radiotherapy and Oncology. 124(1). 11-17. 2017

[Hoogeman, 2009] : Hoogeman et al. Clinical accuracy of the respiratory tumor tracking system of the Cyberknife : assessment by analysis of log files. IJROBP. 74(1). 297-303, 2009.

[Huang, 2010] : Huang et al. A study on the dosimetric accuracy of treatment planning for SBRT of lung cancer using average and maximum intensity projection images. Radiotherapy Oncology. 96. 48-54. 2010.

[Hurkmanns, 2011] : Hurkmanns et al. Quality assurance of 4D-CT scan techniques in multicenter phase III trial of surgery versus stereotactic radiotherapy (radiosurgery or surgery for operable early stage (stage 1A) non-small-cell lung cancer [ROSEL] study. IJROBP. 80(3). 918-927, 2011.

[ICRU 91, 2017] : ICRU 91. Prescribing, Recording, and Reporting of Stereotactic Treatments with Small Photon Beams. Volume 14(2). 2014 - Published July 2017

[Jiang, 2008] : Jiang et al. Quality assurance challenges for motion-adaptive radiation therapy : gating, breath holding, and four-dimensional computed tomography. IJROBP. 71(1). Supplement, S103-S107, 2008.

[Kruis, 2013] : Kruis et al. Registration accuracy and image quality of time averaged mid-position CT scans for liver SBRT. Radiotherapy and Oncology. 109(3). 404-408, 2013.

[Lamba, 2009] : Lamba et al. Evaluation of image-guided positioning for frameless intracranial radiosurgery. IJROBP. 74(3). 913-919, 2009.

[Murphy, 1999] : Murphy et al. The importance of computed tomography slice thickness in radiographic patient positioning for radiosurgery. Medical Physics. 26. 171, 1999.

- [NEMA-1, 2008] : NEMA standards publication MS 1-2008. Determination of Signal-to-Noise Ratio (SNR) in Diagnostic Magnetic Resonance Imaging (R2014), 2008.
- [NEMA-2, 2008] : NEMA standards publication MS 2-2008. Determination of Two-Dimensional Geometric Distortion in Diagnostic Magnetic Resonance Images (R2014), 2008.
- [NEMA-3, 2008] : NEMA standards publication MS 3-2008. Determination of Image Uniformity in Diagnostic Magnetic Resonance Images (R2014), 2008.
- [NEMA-4, 2010] : NEMA standards publication MS 4-2010. Acoustic Noise Measurement Procedure for Diagnostic Magnetic Resonance Imaging (MRI) Devices (R2014), 2010.
- [NEMA-5, 2010] : NEMA standards publication MS 5-2010. Determination of Slice Thickness in Diagnostic Magnetic Resonance Imaging, 2010.
- [NEMA-6, 2008] : NEMA standards publication MS 6-2008. Determination of Signal-to-Noise Ratio and Image Uniformity for Single-Channel, Non-Volume Coils in Diagnostic Magnetic Resonance Imaging (MRI) (R2014, 2008).
- [NEMA-7, 2008] : NEMA standards publication MS 9-2008. Characterization of Phased Array Coils for Diagnostic Magnetic Resonance Images (MRI) (R2014), 2008.
- [NEMA-8, 2008] : NEMA standards publication MS 10-2010. Determination of Local Specific Absorption Rate (SAR) in Diagnostic Magnetic Resonance Imaging (MRI) , 2010.
- [Nakamura, 2008] : Nakamura et al. Geometrical differences in target volumes between slow CT and 4D CT imaging in stereotactic body radiotherapy for lung tumors in the upper and middle lobe. Medical Physics. 35(9). 4142-4148, 2008.
- [NCS, 2016] : NCS. Report N°25, Process management and quality assurance for intracranial stereotactic treatment, 2016.
- [Owringi, 2016] Owringi et al. MRI-only treatment planning: benefits and challenges. Phys. Med. Biol. 63, 05TR01, 2018.
- [Park, 2010] : Park et al. Do maximum intensity projection images truly capture tumor motion ? IJROBP. 73. 618-625. 2008
- [Park, 2012] : Park et al. Liver motion during cone beam computed tomography guided stereotactic body radiation therapy. Medical Physics. 39(10). 6431-6442, 2012.
- [Peulen, 2014] : Peulen et al. Mid-ventilation based PTV margins in stereotactic body radiotherapy (SBRT) : a clinical evaluation. Radiotherapy and Oncology. 110(3). 511-516, 2014.
- [Schwarz, 2017] : Schwarz et al. Geometrical and dosimetrical uncertainties in hypofractionated radiotherapy of the lung : A review. Physica Medica. 36. 126-139. 2017.
- [Seppenwoolde, 2002] : Seppenwoolde et al. Precise and real-time measurement of 3D tumor motion in lung due to breathing and heartbeat, measured during radiotherapy. IJROBP. 53(4). 822-834, 2002.
- [SFPM n°23, 2007] Contrôle de qualité spécifique en IRM : développement et réalisation d'un objet-test multimodal. Evaluation des séquences IRM. Rapport SFPM n°23

[SFPM n°24, 2008] Contrôle de qualité et mesure des performances en tomographie d'émission des positions, rapport SFPM n°24

[Shell, 1995] : Shell et al. Stereotactic Radiosurgery. AAPM report N°54. 1995.

[Simeonova-Chergou, 2016] : Simeonova-Chergou et al. Automatically gated image guided breath hold IMRT is a fast, precise, and dosimetrically robust treatment for lung cancer patients. *Strahlenther Onkol.* 192(3). 166-173, 2016

[Sonke, 2008] : Sonke et al. Variability of four dimensional computed tomography patient models. *IJROBP.* 70(2). 590-598, 2008.

[Stereotactic Radiosurgery and Stereotactic Body Radiation Therapy, 2016] : Stereotactic Radiosurgery and Stereotactic Body Radiation Therapy. *Imaging in Diagnosis and Therapy.* CRC Press. 2016

[van Herk, 2000] : Van Herk et al. The probability of correct target dosage : dose population histograms for deriving treatment margins in radiotherapy. *IJROBP.* 47(4). 1121-1135, 2000.

[Verellen, 2007] : Verellen et al. Correspondence - Comment on « Image-guided patient positioning : if cannot correct for rotational offsets in external-beam-radiotherapy setup, how should rotational offsets be managed ? *Medical Physics.* 34(10). 4064-4065, 2007.

[Vergalasova, 2011] : Vergalasova et al. Potential underestimation of the internal target volume (ITV) from free-breathing CBCT. *Medical Physics.* 38(8). 4689-4699. 2011

[Weygand, 2016] : Weygand et al. Spatial Precision in Magnetic Resonance Imaging-Guided Radiation Therapy: The Role of Geometric Distortion. *Int. J. Rad. Onc. Biol. Phys.* 95 (4), 1304-1316, 2016.

[Wang, 2008] : Wang et al. Dosimetric effect of translational and rotational errors for patients undergoing IGRT for spinal metastases. *IJROBP.* 71(4). 1261-1271, 2008.

[Wang, 2018] : Wang et al. Dosimetric evaluation of magnetic resonance generated synthetic CT for radiation treatment of rectal cancer. *PLoS one.* 13(1). 2018.

[Wolthaus, 2008] : Wolthaus et al. Reconstruction of a time averaged midposition CT scan for radiotherapy planning of lung cancer patients using deformable registration. *Medical Physics.* 35(9). 3998-4011, 2008.

4. CHAPITRE 4 : PLANIFICATION DES TRAITEMENTS

4.1. PRE-REQUIS CONCERNANT LE SYSTEME DE PLANIFICATION DE TRAITEMENT

Le système de planification de traitement TPS doit être capable de supporter les séries d'images de différentes modalités (IRM, TEP, CT) reconstruites avec une épaisseur de coupe adaptée à la fois pour garantir la qualité de la délinéation et du futur repositionnement (voir chapitre 3) et en même temps pour permettre le calcul de dose avec une résolution spatiale suffisante. Il doit pouvoir repérer correctement le ou les isocentres de traitement en relation avec les éventuels accessoires utilisés sur la machine de traitement (voir chapitre 3) et doit permettre de prendre en compte la table et les systèmes d'immobilisation traversés par le faisceau. Il doit également disposer d'algorithmes de calcul de dose adaptés au calcul de dose dans des conditions spécifiques :

- condition de manque d'équilibre électronique latéral (petits faisceaux)
- présence de milieux hétérogènes (SBRT essentiellement)
- moyens de collimations spécifiques au traitement en conditions stéréotaxiques

4.2. DEFINITIONS DES VOLUMES

Le nouvel ICRU 91 dédié aux irradiations stéréotaxiques est cohérent avec les rapports ICRU précédents [ICRU 50, 1993] [ICRU 62, 1999][ICRU 83, 2010][ICRU 91, 2017]. Il recommande l'utilisation des volumes à la fois pour la prescription et pour le rapport ou relevé de dose. Les définitions des GTV, CTV, ITV, PTV, OAR, PRV sont conservées (surtout pour les organes en série). La notion de RVR (Remaining Volume at Risk apparaît, définie comme la différence entre le contour externe et les CTVs et OARs. La nécessité de minimiser les doses aux tissus sains oblige à ne considérer que des cibles bien définies pour la SBRT. Souvent le GTV et le CTV sont considérés comme étant identiques [AAPM TG 101, 2010].

Pour les cibles mobiles, les mouvements de la cible donnent souvent lieu à la définition d'un volume cible interne ou ITV (Internal Target Volume) (voir chapitre 3). Les dimensions de l'ITV dépendent des moyens mis en œuvre pour prendre en compte ces mouvements respiratoires (blocage respiratoire, suivi de la lésion au cours du traitement, gating respiratoire, ...).

Le PTV est un concept géométrique permettant d'assurer avec une probabilité clinique acceptable que la dose prescrite sera délivrée à tout le CTV malgré les incertitudes de positionnement. Il est défini à l'aide de marges prenant en compte les incertitudes de positionnement internes et externes, les marges appliquées permettent de compenser a priori des différences géométriques entre la position attendue du CTV (planification) et la position réelle de ce volume pendant le traitement. La valeur de ces marges doit être étudiée dans chaque service.

Une méthode permettant de déterminer les marges en fonction des gradients de dose, de l'isodose de prescription, du mouvement de la cible, de la pénombre du faisceau, de la densité du milieu environnant ..., est détaillée en annexe V. Cette méthode utilisée en radiothérapie conventionnelle et présentée par Hoogeman M. aux cours ESTRO sur la SBRT [Hoogeman, 2015], inspirée des articles de Stroom [Stroom, 1999] Van Herk [Van Herk, 2000 et 2002], Witte [Witte, 2004], Wolthaus [Wolthaus, 2008] et Gordon [Gordon, 2007] peut être en théorie utilisée dans le cas d'irradiation

stéréotaxique. Cependant il est important de souligner que la détermination de l'erreur aléatoire repose sur l'hypothèse d'un nombre de fractions infini, ce qui n'est pas la règle en SRT ou SBRT.

Dans le cas spécifique de la radiochirurgie crânienne, l'incertitude géométrique peut être inférieure à 1mm. Dans cette situation, la marge utilisée pour passer du GTV au PTV est parfois nulle. L'ICRU 91 recommande néanmoins l'évaluation et le relevé de dose correspondant à un PTV en complément de la dose au GTV.

4.3. PRESCRIPTION ET RAPPORT DE DOSE

4.3.1. PRESCRIPTION

L'équipe médicale doit fournir des prescriptions claires pour chaque localisation.

Les modalités de prescriptions et de rapport de dose sont définies pour les traitements SRT, y compris avec modulation d'intensité, dans le rapport ICRU 91 [ICRU 91, 2017].

Comme dans le rapport ICRU 83 dédié aux traitements avec modulation d'intensité, le processus de prescription de dose pour la SRT comprend plusieurs étapes [ICRU 91, 2017] :

- La **définition des objectifs cliniques** du plan de traitement (contourage des volumes et niveaux de dose souhaités / acceptés dans ces volumes),
- La **création et l'optimisation du plan** : processus itératif pendant lequel les objectifs sont souvent revus et priorisés par le radiothérapeute,
- La **prescription finale** composée d'un ensemble de valeurs de dose finalement acceptées par le radiothérapeute dans le plan de traitement définitif.

Historiquement, pour la SRT, les définitions des GTV, CTV et PTV ont largement été ignorées, utilisant plutôt la notion d'isodose de couverture du PTV correspondant à une dose minimale à délivrer au PTV.

Le rapport ICRU91 préconise une prescription sur un volume : le PTV. Une dose ponctuelle, par exemple la dose maximale, ou une dose médiane au PTV ne sont pas représentatives de la dose délivrée au PTV en raison de la distribution de dose hétérogène.

L'ICRU 91 préconise de prescrire la dose sur une isodose de surface D_v couvrant un pourcentage de volume optimal du PTV tout en limitant de façon optimale la doses au PRV. La couverture par cette isodose doit être optimale c'est-à-dire que la couverture doit être la meilleure possible pour la situation considérée (proximité ou non d'OAR à protéger).

Il est toléré de délivrer une dose inférieure à la dose prescrite seulement dans des zones situées en périphérie du PTV en cas d'OAR à proximité (exemple : moelle pour une irradiation stéréotaxique rachidienne).

Le choix du niveau de l'isodose de surface n'est pas précisé dans l'ICRU 91. Ce choix est très souvent lié à l'historique d'utilisation de certaines machines dédiées. Par exemple, les équipes utilisant le GammaKnife prescrivent le plus souvent sur l'isodose de surface 50%, celles utilisant le Cyberknife sur l'isodose 80%, celles utilisant des accélérateurs conventionnels sont plus diverses (recommandations RECORAD -Noël, 2016).

La prescription de la dose en périphérie du PTV est compatible avec toutes les techniques y compris avec modulation d'intensité pour toutes les localisations excepté pour les lésions pulmonaires. Pour ces dernières, la prescription sur une isodose de surface et en utilisant le PTV est très discutable. Le lecteur se référera pour plus de détail aux chapitres Prescription et Algorithmes de calcul de dose de l'ICRU 91.

Le lecteur pourra trouver des exemples de prescription pour différents cas cliniques en Annexe de l'ICRU 91.

4.3.2. DOCUMENTATION ET RAPPORT DE DOSE

Afin d'avoir un langage commun et la possibilité de comparer les résultats cliniques issus d'équipes différentes, les règles de rapport de dose sont également recommandées dans l'ICRU 91.

La documentation associée à la prescription doit inclure les items suivants :

- Historique clinique : localisation, examen clinique, diagnostic, ...
- Intention du traitement : curatif, palliatif, ...
- Simulation du patient (position, outils d'immobilisation, images de planification utilisées, protocoles)
- Volumes cibles (GTV, CTV, ITV, PTV (cm³)) et tissus sains (OAR, PRV et RVR (cm³))
- Objectifs de planification et contraintes dose-volume utilisés
- Description du TPS et paramètres utilisés : algorithme utilisé, taille du voxel, pas de calcul, incertitudes statistiques pour les calculs Monte Carlo, dose dans l'eau ou dans le milieu
- Prescription
- Contrôle de qualité de la délivrance du plan du patient
- Délivrance du traitement : appareil de traitement, énergie, technique, outils IGRT utilisés, ...
- Relevé des doses : doses dans le PTV et si applicable dans le CTV et/ou le GTV et dose dans les OAR et PRV à partir des DVH cumulatifs

Pour le rapport de doses, le rapport ICRU91 recommande les indicateurs suivants :

- Dose médiane $D_{50\%}$ aux PTV et CTV. Pour les cas spécifiques des petites lésions pulmonaires pour lesquels la distribution de dose est largement affectée par les variations de densité, une dose à la cible sans inclure de parenchyme pulmonaire ($D_{50\%}$ (GTV/CTV)) doit être reportée.
- Dose maximale : si $PTV \geq 2 \text{ cm}^3$, la $D_{\text{near max}}$ à reporter correspond à la dose reçue par 2 % du PTV ($D_{2\%}$). Si $PTV < 2 \text{ cm}^3$, le $D_{\text{near max}}$ à reporter correspond à la dose reçue par 35mm³ du PTV ($D_{35\text{mm}^3}$).
- Dose minimale : $D_{\text{near-min}}$: si $PTV < 2 \text{ cm}^3$, la $D_{\text{near min}}$ à reporter correspond à la dose reçue par le volume « PTV-35mm³ » ($D_{\text{PTV-35mm}^3}$).

Remarque : Pour les volumes inférieurs à 2cm², il est recommandé de reporter la dose D_{35mm3}. Il s'agit en fait de l'élément de volume minimal absolu dans lequel la dose absorbée peut être calculée avec une précision suffisante. Ce volume doit être choisi en tenant compte notamment la résolution de la grille de calcul.

Pour spécifier la qualité des distributions de dose en radiothérapie stéréotaxique, de nombreux indices ont été définis par différentes équipes. L'ICRU91 recommande d'effectuer des relevés de dose ou d'indices permettant d'apprécier l'homogénéité de la distribution de dose et la conformation de dose.

En radiothérapie stéréotaxique, la distribution de dose étant généralement non homogène dans le volume cible, le rapport entre la dose maximale et la dose prescrite a souvent été utilisé. Cette définition tient compte de l'importance du "surdosage" au niveau du volume cible mais ne donne pas d'indication sur le sous-dosage du volume cible. C'est pourquoi l'ICRU91 recommande de s'intéresser à la fois à la dose minimale et à la dose maximale dans le PTV en relevant la dose quasi-maximale D98% et la dose quasi-minimale D2% sur l'histogramme dose -volume du PTV. Dans l'idéal, pour quantifier l'homogénéité ou l'uniformité de la distribution de dose, le TPS permet d'effectuer un relevé de la dose moyenne au PTV et l'écart-type associé.

Conformation de dose autour du volume cible traité

Pour qualifier la conformation de la dose autour du volume cible traité, l'ICRU91 retient l'indice proposé par Paddick [Paddick, 2000][ICRU91, 2017].

$$\text{Indice de Paddick} = (VT_{VIP})^2 / (VIP * VT)$$

avec VT_{VIP} : partie du volume cible couverte par l'isodose de prescription,

VIP : volume de l'isodose de prescription VT : volume traité.

Cet indice de conformation combine deux informations :

- la couverture du volume traité avec l'isodose de prescription, $VT_{VIP} : VT_{VIP}/VT$ et
- la sélectivité des tissus irradiés : VT_{VIP}/VIP .

L'indice de conformation peut s'exprimer comme étant l'inverse de cet indice de Paddick.

$$\text{Indice de conformation} = (VIP * VT) / (VT_{VIP})^2$$

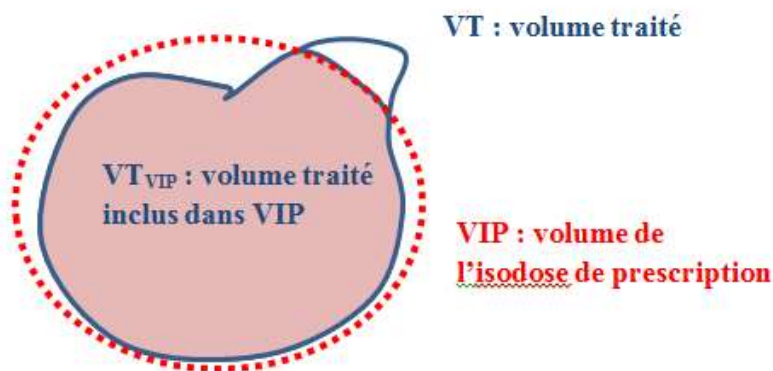


Figure 4.1 : Volumes VT, VIP et VT_{VIP}

Cet indice de conformation considère seulement le niveau de dose correspondant à l'isodose de prescription mais il est intéressant de considérer également la décroissance de dose au-delà de cette isodose de prescription.

L'indice de gradient [Paddick, 2006] est le volume de l'isodose 50 % de l'isodose de prescription (VIP_{1/2}) divisé par le volume de l'isodose de prescription (VIP) :

$$\text{Indice de gradient} = (\text{VIP}_{1/2})/\text{VIP}$$

Quand un plan contient plusieurs cibles, l'indice de conformation doit pouvoir être calculé pour les différentes cibles. En revanche, l'indice de gradient n'est pas toujours adapté (cas de cibles proches) et relever tout simplement le volume correspondant à une isodose plus faible que l'isodose de prescription peut être plus adapté [ICRU91, 2017].

L'utilisation des indices n'est pas aisée. Ces indices ont été introduits en considérant une marge nulle entre le GTV et le PTV. Les marges GTV-PTV contenant majoritairement des tissus sains, ces indices devraient être reportés relativement au GTV (et non au PTV). Cependant, lors de l'optimisation des plans, il peut être utile de les calculer relativement au PTV [ICRU91, 2017].

Les définitions des indices utilisés, en particulier ceux fournis par le TPS, sont à considérer avec attention et le relevé des indices – si les indices sont utilisés – doit être très rigoureux afin que le lien éventuel entre les valeurs des indices et les taux de complications liées au traitement puisse être mieux étudié.

Notons que plus la largeur des lames est petite, plus l'indice de conformation augmente. Néanmoins, une limite est imposée par la pénombre du faisceau [Bortfeld, 2000]. Une largeur de lame de 5 mm est généralement adéquate pour la plupart des applications en SBRT avec des améliorations pour la largeur de 3 mm pour des cibles < 3 cm de diamètre [Burghelia, 2014].

4.4. LIMITES DE DOSE AUX TISSUS SAINS- ASPECTS RADIO BIOLOGIQUES

Les limites de dose pour les tissus sains en SBRT ne sont pas clairement établies, les expériences étant limitées et la littérature en constante évolution. Il ne faut absolument pas utiliser les limites classiques des tissus sains à ces traitements hypofractionnés.

Ces tolérances sont directement liées au nombre de fractions, à la dose par fraction, à la dose physique totale, au temps entre deux fractions et au temps total de traitement. Des tolérances aux OARs ont été rapportées dans la littérature et peuvent être utilisées si le même schéma de dose est utilisé [Emmami, 1991] et [AAPM TG101, 2010]).

La question est encore plus sensible pour les ré-irradiations, avec peu d'études dans la littérature pour aider à la prise de décision. Dans ce cas, une distribution de dose composite devrait être calculée à l'aide des doses biologiques afin de juger de l'ensemble des apports de dose à chaque organe.

A noter que lorsqu'une technique de compensation respiratoire comme le tracking est utilisée, il faudrait évaluer les limites de dose au moins sur les deux phases respiratoires extrêmes ou dans la phase « gated » utilisée pour le traitement.

La SBRT utilise des doses par fraction très élevées ce qui oblige, pour connaître l'efficacité du traitement sur les volumes cibles et la tolérance des tissus sains, à convertir la dose physique (dose prescrite) en dose biologique. Ce sujet est traité dans l'Annexe VI.

4.5. CALCUL DE DISTRIBUTION DE DOSE

4.5.1. BALISTIQUE.

Avant de définir la balistique, il est important de vérifier s'il y a eu un traitement antérieur car cela influence les niveaux de tolérance des tissus sains et peut contraindre la nouvelle balistique, en particulier les portes d'entrée du faisceau et/ou les zones d'évitement.

Les organes sains à risque doivent être évités autant que possible en respectant les contraintes mécaniques imposées par l'appareil de traitement et en minimisant les trajets des faisceaux dans les tissus sains avant d'atteindre la cible. La balistique choisie doit permettre de restreindre la dose à l'entrée à 30% de la dose cumulée et d'éviter l'utilisation de faisceaux se chevauchant afin d'éviter des réactions cutanées [AAPM TG101 p4083, 2010].

La multiplication du nombre de faisceaux, modulés ou non (ou l'arcthérapie, modulée ou non) et l'utilisation de faisceaux ou arcs non-opposés non-coplanaires permettent d'atteindre à la fois une bonne couverture, une bonne conformation et des gradients de dose élevés, Ceci minimise la dose délivrée au niveau des portes d'entrée dans les organes à risque. Les techniques d'arcthérapie VMAT peuvent apporter des solutions intéressantes. En cas d'utilisation de faisceaux statiques modulés, le nombre d'UM par faisceau est un indicateur à surveiller.

Certains appareils dédiés (le Gamma-Knife, le CyberKnife ou le VERO) offrent des facilités de réalisation accrues en terme de non-coplanarité. Les accélérateurs conventionnels sont également

capables de réaliser des faisceaux non-coplanaires en association avec des systèmes de repositionnement performants. Sur les appareils de traitement à architecture standard ne disposant pas de système d'imagerie périphérique, il peut s'avérer complexe de réaliser des images de contrôle pour les faisceaux non coplanaires, du fait de la rotation isocentrique de la table.

4.5.2. ENERGIE

Pour les petits faisceaux, plus l'énergie est élevée plus la pénombre est large en raison du transport latéral des électrons secondaires dans le milieu. Cet effet est accentué dans les milieux de faible densité comme le poumon.

Les faisceaux de photons d'énergie 6MV disponibles sur la plupart des machines de traitement modernes offrent un bon compromis entre une pénétration suffisante et une largeur de pénombre limitée nécessaire à la SRS/SBRT.

En général pour les poumons, les énergies de 6MV et 10 MV sont tolérées.

Les faisceaux FFF sont de plus en plus utilisés pour ce type de traitement et permettent de diminuer considérablement les temps de traitement (cf chapitre 2).

Par exemple, le protocole RTOG SBRT [RTOG NRG – BR0001] est cité ci-dessous :

« Pour les localisations dont la profondeur est inférieure à 3cm de poumon, les énergies entre 6 et 10MV sont recommandées. Pour les localisations pulmonaires centrales et périphériques, les faisceaux d'énergie >10MV sont permis seulement pour moins de la moitié des faisceaux qui traversent une distance cumulée de plus de 10 cm de tissu ou une distance plus petite pour les tumeurs proches de la paroi afin de diminuer la dose à la peau ».

4.5.3. RESOLUTION SPATIALE / GRILLE DE CALCUL

La grille de calcul de dose a une influence sur la justesse de la distribution de dose calculée, en particulier dans la région de gradient de dose au niveau de laquelle la dose est prescrite.

Si le pas de calcul est trop large, la pénombre des faisceaux et les gradients de dose seront mal évalués.

Une grille de calcul avec des voxels de dimension inférieure ou égale à 2 mm de côté est recommandée pour la RCMi en SBRT, spécialement dans les régions de fort gradient [Chung, 2006]. Pour les crânes et les petits volumes, 1 mm est nécessaire [Halvorsen, 2017] .

Une grille de calcul de dose de 2,5 mm conduit à une précision sur la dose d'environ 1% dans les régions de fort gradient de dose produit par des faisceaux multiples modulés. Un autre rapport indique une incertitude de +/- 5% pour une grille de résolution 4 mm. Chung [Chung., 2006] a trouvé une différence de 2,3% sur la dose prescrite entre les grilles de 2 mm et de 1.5 mm, différence atteignant 5,6% pour une grille de 4 mm.

4.5.4. ALGORITHMES DE CALCUL DE DOSE

Lors du calcul de dose avec les petits champs, une erreur de calcul peut s'avérer encore plus importante qu'en radiothérapie classique à cause du manque d'équilibre électronique latéral, du mode de prescription sur des faibles isodoses, des faibles pénombres, des milieux de faible densité avoisinants.

Les problèmes liés à la mesure de la dose dans les petits champs sont abordés dans le chapitre 2 (Dosimètres, protocole de dosimétrie spécifique, ...). Ces mesures de dose pour les données de base nécessaires à la modélisation du faisceau dans le TPS affectent évidemment la précision du calcul de dose et doivent être effectuées avec le plus grand soin et la plus grande précision possible (résolution spatiale <1mm).

L'algorithme de calcul de dose utilisé en stéréotaxie doit être capable de simuler correctement:

- Le transport des électrons secondaires afin de calculer la dose dans les petits champs en manque d'équilibre électronique latéral.
- Les changements de spectre
- La dose en milieu inhomogène ou en présence d'hétérogénéités latérales et longitudinale
- Les moyens de collimations comme le MLC avec la prise en compte des fuites inter-lames, des bouts arrondis des lames, des problèmes de focalisation, etc...

Remarque : L'effet du bout arrondi des lames est encore plus important pour les petits champs et peut nécessiter une modélisation spécifique.

4.5.4.1. DIFFERENTES CLASSES D'ALGORITHMES DE CALCUL DE DOSE

Différentes classes d'algorithmes de dose existent et leurs différences proviennent essentiellement de la manière dont la dose diffusée est prise en compte [SFPM n°27, 2010] et [AAPM 85, 2004].

Les algorithmes de type A proposés by Knöös et al. [Knöös., 2006] sont fondés sur la correction longitudinale des hétérogénéités (type Ray tracing ou pencil beam) et sont insuffisants pour les calculs de dose effectués dans des milieux hétérogènes comme le poumon. Ils peuvent s'avérer également insuffisants en milieu homogène pour la simulation correcte de la pénombre dans les petits champs < 3cm [Knöös, 2006].

Les algorithmes de type B proposés par Ojala et al. [Ojala,2014] sont fondés sur la correction latérale et longitudinale des hétérogénéités (type point kernel, superposition, ...). Ce type d'algorithme permet une meilleure prise en compte de l'effet des hétérogénéités latérales et permet une meilleure modélisation du transport des électrons secondaires.

Les algorithmes de type C [Ojala., 2014] comme ceux fondés sur la méthode Monte Carlo ou sur les algorithmes déterministes basées sur la résolution des équations de Boltzman (ex : Accuros, [Failla, 2010]), permettent encore une meilleure prise en compte des hétérogénéités. Les algorithmes Monte Carlo permettent notamment une modélisation exacte des moyens de collimation comme le MLC rendant le calcul encore plus juste.

Pour ces deux derniers types d’algorithmes B et C, notons cependant que la justesse du calcul dépend beaucoup aussi de l’étape de modélisation.

Les différentes classes d’algorithmes sont présentées dans le tableau suivant :

	Algorithme de type « a »	Algorithme de type « b »	Algorithme de type « c »
	Pencil Beam (PB) Ray tracing	Collapsed cone (CC) Analytical Anisotropic Algorithm (AAA) Point Kernel	Monte Carlo (MC) Méthodes déterministes (ex : Accuros)
Prise en compte d'hétérogénéités	Correction 1D longitudinale du trajet radiologique. Pas de prise en compte du parcours latéral des électrons	Correction 2D Prise en compte latérale et longitudinale du parcours latéral des électrons	Très bonne prise en compte des hétérogénéités (3D).
Prise en compte petits faisceaux	Limités pour la simulation correcte de la pénombre des petits faisceaux	Simulation correcte de la pénombre des petits faisceaux	Simulation exacte des systèmes de collimation (MLC) et pénombre petits faisceaux.
Recommandations utilisation	Milieu homogène Vigilance pour l'utilisation des très petits faisceaux (RS) Non recommandé pour SBRT (RTOG 0236) (Précision ≈20-30%)	Milieu homogène Recommandé pour SBRT (RTOG 0813) (Précision ≈ 10%)	Milieu homogène et hétérogène Petits faisceaux (RS) Recommandé pour SBRT (Précision ≈ 5 %)

Tableau 4.2 : Résumé des trois classes d’algorithmes [Fogliata, 2016] ; [Stathakis, 2016]

Le groupe de travail recommande a minima l’utilisation d’algorithme de type B pour les calculs de dose en SRT extra crânienne. Pour les lésions pulmonaires, l’ICRU 91 recommande d’utiliser un algorithme de type B avancé équivalent au type C décrit ci-dessus.

Les algorithmes de type C sont fortement recommandés même pour les calculs de dose en milieu homogène, dans le cas des petits faisceaux.

Les algorithmes de type A ne prennent pas en compte les hétérogénéités latérales et ont tendance à surestimer la dose dans le PTV : cela engendre une sous-estimation du nombre d’UM pour une dose prescrite donnée. Lors de l’utilisation d’un algorithme de type B ou C, si la dose prescrite est la même qu’avec un algorithme de type A, le TPS, pour prescrire réellement la dose au PTV, va devoir augmenter le nombre d’UM par rapport au calcul avec un algorithme de type A. La différence peut aller jusqu’à 15%, voire au-delà, dans certains cas de petits faisceaux dans les poumons [AAPM 85, 2004 ; ICRU 91,2017]. Pour pallier cela, certains protocoles cliniques pour la SBRT poumon recommandent l’utilisation des algorithmes type Monte Carlo avec des doses prescrites plus faibles. Par exemple dans le poumon, la dose prescrite était de 3x20Gy avec des algorithmes de type A autorisés [RTOG 0236], mais de 3x18Gy avec uniquement algorithme de type B ou C [RTOG 1021]. Les critères dosimétriques ont été réévalués pour prendre en compte l’évolution de la prise en compte des hétérogénéités par les algorithmes de calcul de dose [Xia, 2008].

Les problématiques de la prescription de dose en milieu hétérogène font l'objet de nombreuses discussions et questions ouvertes, en particulier celles liées à l'utilisation d'algorithme de type A dans les milieux hétérogènes [ICRU91, 2017].

4.5.4.2. CALCUL EN DOSE DANS L'EAU/ DOSE DANS LE MILIEU

Les algorithmes de dose conventionnels fournissent des distributions de dose dans l'eau en corrigeant les effets des hétérogénéités par rapport à l'eau à l'aide de correction fondée sur les valeurs des densités électroniques variables rencontrées. En effet, les données de base sont mesurées et calculées dans l'eau, le patient étant constitué de 45 à 75% d'eau et la plupart des tissus humains ayant des propriétés proches de l'eau. Les corrections sont effectuées pour les différentes hétérogénéités longitudinales et/ou latérales rencontrées. Cette dose dans l'eau a été historiquement utilisée préférentiellement en raison des protocoles d'étalonnage des dosimètres en Dose dans l'eau.

Les algorithmes de dose Monte Carlo ou les modèles de calcul par résolution du système d'équations de transport linéaire de Boltzmann calculent quant à eux l'énergie déposée dans les différents voxels de compositions différentes et expriment donc une dose directement dans le milieu irradié [Ma, 2011].

Conversion dose dans le milieu en dose dans l'eau

Certains TPS convertissent la dose dans le milieu en dose dans l'eau en simulant la dose dans un petit volume d'eau dans le milieu (suivant les recommandations de l'AAPM TG 105 [AAPM TG 105]).

D'autres utilisent la théorie de Bragg-Gray [Siebers, 2000]. Andreo et al. [Andreo, 2015] soulignent également l'importance des approximations et des incertitudes dans les données permettant ces calculs (densités dans chaque voxel, composition de chaque milieu différente pour chaque patient, les énergies moyennes d'excitation pour chaque milieu, fluences électroniques, pouvoir d'arrêt, ...) et proposent une autre méthode de conversion. Ils proposent également d'effectuer cette conversion afin de pouvoir comparer aux mesures, toujours fondées à ce jour sur des mesures en dose dans l'eau.

Il a été rapporté des écarts de conversion entre la dose dans l'eau et la dose dans le milieu qui peuvent être élevés et nécessitent une vigilance particulière [Ma, 2011], [Andreo, 2015].

Différences entre calculs en dose dans l'eau et dose dans le milieu

Les différences les plus notables entre le calcul en dose dans l'eau ou directement en dose dans le milieu sont de 15% [Han, 2013]. Elles apparaissent particulièrement dans l'os [Ma, 2011], [Han, 2013], [Andreo, 2015].

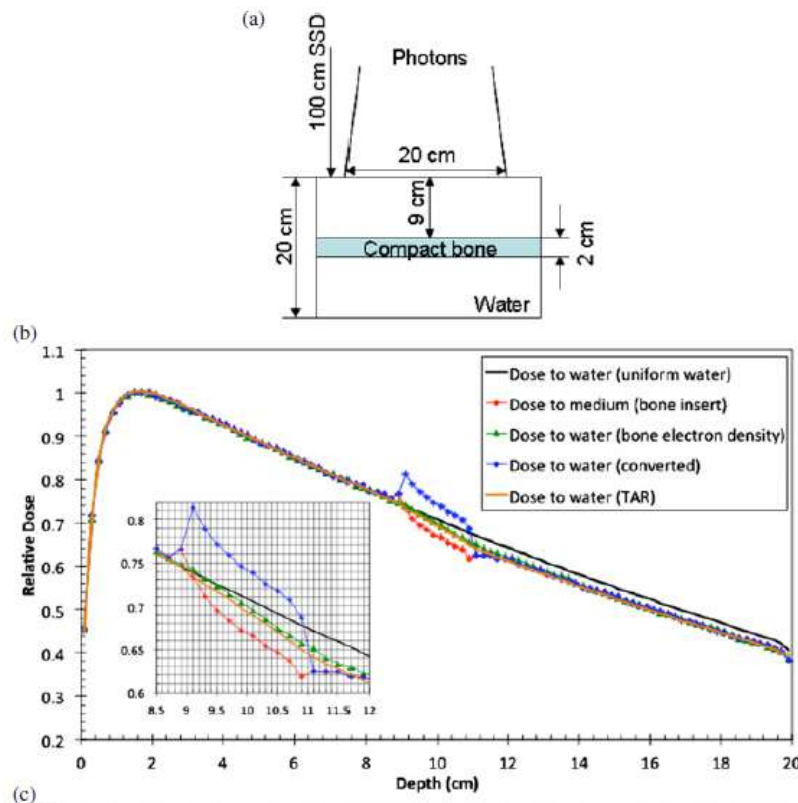


Figure 4.4 : Différentes méthodes de calcul de la dose dans l'os [Ma., 2011]

Comme dans le cas d'un changement d'algorithme, la prescription de dose devrait être adaptée à ce mode de calcul de la dose ou un autre moyen de spécifier la dose utilisée [Ma, 2011].

A ce jour, il n'existe pas de recommandations claires pour l'utilisation de la dose dans le milieu en SBRT. Il est évident que la dose dans le milieu est la dose la plus proche de la « réalité » (dose reçue par les cellules). Néanmoins elle semble toujours difficile à vérifier par la mesure compte tenu que les étalonnages des dosimètres sont réalisés en dose dans l'eau.

Remarques :

- Il est important de rapporter le milieu dans lequel est calculée la dose, surtout dans le cas de comparaisons de calculs de dose.
- Il est recommandé lors de la mise en service du TPS de confronter les résultats des deux modes de calcul (dose dans le milieu et dose dans l'eau) aux mesures. La dose dans le milieu est difficilement mesurable.
- A noter que pour le moment, la plupart des prescriptions médicales sont exprimées en dose dans l'eau ainsi que les NCTP et TCP

4.6. MISE EN SERVICE ET CONTROLE DE QUALITE DU TPS

Les recommandations des rapports ESTRO 2004 - IAEA 1540 – IAEA 1583 – SFPM n°27 peuvent être adaptées [ESTRO, 2004 ; IAEA 1540, 2007 ; IAEA 1583, 2008 ; SFPM n°2, 2010].

Les recommandations pour la mise en service (incluant le paramétrage et la modélisation des faisceaux et sa validation) et le contrôle qualité des TPS concernent :

- les aspects organisationnels,
- la réception du TPS avec le constructeur et
- les tests de mise en service avec le paramétrage, les vérifications relatives à l'imagerie et au calcul de dose.

Il est recommandé de vérifier la concordance entre calcul et mesure tout d'abord dans un fantôme simple et homogène pour différentes géométries de faisceaux simples puis complexes [ESTRO, 2004 ; SFPM n°27]. Ces tests doivent inclure des faisceaux de tailles inférieures à celles susceptibles d'être utilisées en routine.

Les calculs doivent ensuite être testés dans des géométries complexes et dans des configurations de faisceaux proches de la clinique [IAEA 1583, 2008 ; SFPM n°27, 2010]. Il est nécessaire de rajouter des contrôles propres aux conditions de traitement en stéréotaxie (petits faisceaux, balistique, etc.) et adaptés aux pratiques cliniques du service.

Remarque : il est à noter que dans le rapport IAEA 1583 des fantômes sont recommandés. Ils sont à adapter en fonction de la localisation clinique étudiée.

Toutes les options de calcul disponibles doivent être évaluées (Dose dans le milieu ou dose dans l'eau pour les algorithmes de type b avancés ou c, résolution spatiale, ...).

Dans tous les rapports concernant la SRS/SBRT (AAPM TG 101, NCS 2015) et étant donnée la place très importante du repositionnement dans ces traitements ciblés, il est recommandé de rajouter à ces tests minima, des tests « end to end » pour lesquels le fantôme permettant la validation dosimétrique sera imagé et repositionné avec les mêmes méthodes et le même paramétrage (y compris pour la gestion des mouvements) que les patients (voir chapitre 5 : Mise en œuvre clinique).

Certains constructeurs donnent des recommandations sur les détecteurs à utiliser pour la mesure des données de base et la validation, ainsi que sur les conditions de mesures lors de l'acquisition des données de base. Comme précisé au chapitre 2, lors de la validation, il est recommandé d'utiliser des détecteurs adaptés et des conditions de mesures différentes des conditions demandées pour la configuration.

Une attention particulière doit être portée à la valeur de la résolution spatiale du calcul utilisée pendant la phase de mise en service. La validation d'un profil de dose pour des tailles de champ inférieures à 10x10 mm² avec une résolution de 2 mm n'est pas appropriée, même si cette résolution peut paraître suffisante ensuite pour les calculs cliniques.

Par exemple, il peut être nécessaire d'utiliser des films ayant une résolution inférieure à 0,5 mm et de comparer la matrice mesurée avec une matrice de calcul obtenue pour une résolution de calcul fine (1mm étant en général la valeur minimale acceptée par les TPS) en utilisant des critères de

comparaison adaptés (par exemple pour le calcul du gamma index, un DTA inférieur à 0,5 mm peut être nécessaire).

4.7. REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

[AAPM TG 85, 2004] : Tissue inhomogeneity corrections for megavoltage photons beams - 2004

[AAPM TG 101, 2010] : Benedict S et al - Stereotactic body radiation therapy: The report of AAPM Task Group 101 –Medical Physics, Vol. 37 – 4078- 4101- 2010

[AAPM TG 105, 2007] : Issues associated with clinical implementation of Monte Carlo-based photon and electron external beam treatment planning - 2007

[AAPM TG 132, 2017] : Use of image registration and fusion algorithms and techniques in radiotherapy : report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 132. Medical Physics. 44(7). e43-e46. 2017.

[AAPM TG 142, 2009] : Quality assurance of medical accelerators - 2009

[Astrahan, 2008] : Astrahan et al. Some implications of linear-quadratic-linear radiation dose-response with regard to hypofractionation. Medical Physics. 35(9). 4161-4172, 2008.

[Bortfeld, 2000]: Bortfeld et al. What is the optimum leaf width of a multileaf collimator? Medical Physics. 27(11). 2494-2502, 2000.

[Brown, 2014] : Brown et al. The tumor radiobiology of SRS and SBRT : are more than the 5 Rs involved ? IJROBP. 88(2). 254-262, 2014.

[Burghelea, 2014] : Burghelea et al. Feasibility of using the Vero SBRT system for intracranial SRS. Journal of Applied Clinical Medical Physics. 15(1), 2014.

[Chung, 2006] : Chung et al. “Dose variations with varying calculation grid size in head and neck IMRT,”. Phys. Med. Biol. 51. 4841–4856, 2006.

[Emami, 1991] : Emami B et al. Tolerance of normal tissue to therapeutic irradiation. IJROBP. 21(1). 109-122, 1991.

[EyePhysics] : EyePhysics – site Internet : <http://www.eyephysics.com/tdf/Index.htm>

[Failla, 2010] : Failla et al. Clinical Perspectives. Palo Alto, CA: Varian Medical Systems. Acuros XB advanced dose calculation for the Eclipse treatment planning system, 2010.

[Fogliata, 2016] : Fogliata et al. Dose calculation algorithm accuracy for small fields in non-homogeneous media: The lung SBRT case. Phys.Med. Dec;44:157-162, 2016.

[Fowler, 1984] Fowler et al. Review : total doses in fractionated radiotherapy – implications of new radiobiological data. Int J Radiat Biol Relat Stud Phys Chem Med. 46(2). 103-120, 1984.

[Fowler, 2010] : Fowler et al. 21 years of biologically effective dose. BJR. 83(991). 554-568, 2010

- [Gay, 2009] : Gay et al. Isodose based methodology for minimizing the morbidity and mortality of thoracic hypofractionated radiotherapy. *Radiotherapy Oncology*. 91(3). 369-378, 2009.
- [Gordon, 2007] : Gordon JJ et al. Convolution method and CTV-to-PTV margins for finite fractions and small systematic errors. *Physics in Medicine and Biology*. 52(7). 1967-1990, 2007.
- [Grimm, 2011] : Grimm et al. Dose tolerance limits and dose volume histogram evaluation for stereotactic body radiotherapy. *JACMP*. 12(2). 3368, 2011.
- [Guerrero, 2004] : Guerrero et al., Extending the linear quadratic model for large fraction doses pertinent to stereotactic radiotherapy. *Physics in Medicine and Biology*. 49(20). 4825-4835, 2004.
- [Guckenberger, 2013] : Guckenberger et al. Applicability of the linear quadratic formalism for modeling local tumor control probability in high dose per fraction stereotactic body radiotherapy for early stage non small cell lung cancer. *Radiotherapy and Oncology*. 109(1). 13-20, 2013.
- [Hall, 1972] : Hall et al. *Radiobiology for the Radiologist – Seventh Editions* – ISBN 9781608311934. 1972
- [Han, 2013] : Han et al. Dosimetric impact of Acuros XB deterministic radiation transport algorithm for heterogeneous dose calculation in lung cancer. *Med Phys*. 40(5), 2013
- [Halvorsen, 2017] : AAPM-RSS Medical Physics Practice Guideline 9.a. for SRS-SBRT, *J Appl Clin Med Phys*, 18:5, 10-21, 2017
- [Hoogman, 2015] : Hoogman M. *ESTRO 2015 (Dublin) – margins in SBRT - SBRT ESTRO course*, 2015.
- [Hurkman, 2001] : Hurkman et al, Set-up verification using portal imaging: review of current clinical practice. *Radiother Oncol*. 58. 105–20, 2001.
- [IAEA 1583, 2008] : Commissioning of radiotherapy treatment systems : testing for external beam treatment techniques.
- [IAEA 1540, 2007] : Specification and Acceptance Testing of Radiotherapy Treatment Planning Systems
- [ICRU Report 50, 1993]: Prescribing, recording and reporting photon beam therapy. Bethesda. 1993.
- [ICRU Report 62] : Prescribing, recording and reporting photon beam therapy (Supplement to ICRU Report 50). ICRU Report 62. Bethesda. 1999.
- [ICRU Report 83] : Prescribing, recording and reporting Photon Beam Intensity- Modulated Radiation Therapy (IMRT). ICRU Report 83. 2010.
- [ICRU 91, 2017] : Prescribing, recording, and reporting of stereotactic treatments with small photon beams, 2017
- [Joiner, 2009] : Joiner et al. *Basic Clinical Radiobiology*. Fifth edition. ISBN 9780340929667. 2009.
- [Knöös, 2006] : Knöös et al., Comparison of dose calculation algorithms for treatment planning in external photon beam therapy for clinical situations. *Phys Med Biol*. 51(22). 5785-807, 2006.

[Ma, 2011] : Ma et al. Dose specification for radiation therapy: dose to water or dose to medium? *Physics in Medicine and Biology*. 56(10). 3073-3089, 2011.

[Mahé, 2016] : Mahé et al. Recommandations en radiothérapie externe et en curiethérapie (RECORAD). *Cancer Radiothérapie*. 20. 4-7, 2016.

[Mantel, 2013] : Mantel et al. Stereotactic body radiation therapy in the reirradiation situation – a review. *Radiation Oncology*. 5. 8-7, 2013.

[NCS, 2015] Report 25 of the Netherlands Commission on Radiation Dosimetry, Process Management and Quality Assurance for Intracranial Stereotactic treatment, 2015.

[Noël, 2016] Noël et al. Groupe RECORAD -Délinéation des organes à risque et contraintes dosimétriques. *Cancer/Radiothérapie*. 20S. S36-S60. 2016.

[Ojala, 2014] : Ojala JJ et al. Performance of dose calculation algorithms from three generations in lung SBRT: Comparison with full Monte Carlo-based dose distributions. *JACMP*. 15(2). 4662 , 2014.

[Ojala, 2014] : Ojala J et al. The accuracy of Acuros XB algorithm for radiation beams traversing a metallic hip implant : Comparison with measurements and Monte Carlo calculations. *JACMP*. 15(5). 4912, 2014.

[Ojala, 2014] : Ojala J. et al. The accuracy of the Acuros XB algorithm in external beam radiotherapy : A comprehensive review. *IJCTO*. 2(4). 1-12, 2014.

[Paddick, 2000] : Paddick et al. A simple scoring ratio to index the conformity of radiosurgical treatment plans. Technical note. *J Neurosurg* 93 (Suppl 3) : 219-222. 2000

[Paddick, 2006] : Paddick et al. A simple dose gradient measurement tool to complement the uniformity index. *Journal of Neurosurgery*. Suppl, 194-201, 2006.

[Park, 2008] : Park et al. Universal survival curve and single fraction equivalent dose : useful tools in understanding potency of ablative radiotherapy. *IJROBP*. 70(3). 847-852, 2008.

[RTOG 0236, 2004] : A Phase II Trial of Stereotactic Body Radiation Therapy (SBRT) in the Treatment of Patients with Medically Inoperable Stage I/II Non-Small Cell Lung Cancer, 2004.

[RTOG 1021, 2011] : A Randomized Phase III Study of Sublobar Resection (+/- Brachytherapy) versus Stereotactic Body Radiation Therapy in High Risk Patients with Stage I Non-Small Cell Lung Cancer (NSCLC), 2011.

[RTOG 915, 2014] : Randomized phase II study comparing 2 SBRT schedules for medically inoperable patients with stage I peripheral non small cell lung cancer, 2014.

[RTOG NRG BR0001, 2015] : A Phase 1 Study of Stereotactic Body Radiotherapy (SBRT) for the Treatment of Multiple Metastases, 2015.

[Sahgal, 2010] : Sahgal et al. Spinal cord tolerance for stereotactic body radiotherapy. *IJRBP*. 77(2). 548-553, 2010. [SFPM n°27, 2012] : Recommandations pour la mise en service et l'utilisation d'un système de planification de traitement, rapport SFPM n°27, 2010.

[SFPM n°27, 2010] : Recommandations pour la mise en service et l'utilisation d'un système de planification de traitement en radiothérapie (TPS) rapport SFPM n°27, 2010.

- [Sibers, 2000] : Siebers et al. Converting absorbed dose to medium to absorbed dose to water for Monte Carlo based photon beam dose calculations. *Physics in Medicine and Biology*. 45(4). 983-995, 2000.
- [Stathakis, 2016] : Stathakis et al. SRS dose calculation accuracy comparison between Pencil Beam and Monte Carlo algorithms. *Med.Phys.*, 43, 6,3655, 2016.
- [Stroom, 1999] : Stroom et al. Inclusion of geometrical uncertainties in radiotherapy treatment planning by means of coverage probability. *IJROBP*. 43(4). 905-919, 1999.
- [Tepper, 2016] : Tepper et al. Normal Tissue Tolerance in Stereotactic Body Radiation Therapy. *Seminars in Radiation Oncology*. 26(2). 2016.
- [Tepper, 2017] : Tepper et al. SBRT/SABR. *Seminars in Radiation Oncology*. 27(3). 2017
- [Timmerman, 2008] : Timmerman et al. An overview of hypofractionation and introduction to this issue of seminars in radiation oncology. *Seminars in Radiation Oncology*. 18(4). 215-222, 2008.
- [Van Herk, 2000] : Van Herk et al. The probability of correct target dosage: Dose population histograms for deriving margins in radiotherapy. *IJROBP*. 47(4). 1121-1135, 2000.
- [Van Herk, 2002] : Van Herk et al. Inclusion of geometric uncertainties in treatment plan evaluation. *IJROBP*. 52(5). 1407-1422, 2002.
- [Van Herk, 2003] : Van Herk et al. Biologic and physical fractionation effects of random geometric errors. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 57. 1460–71, 2003.
- [Voyant, 2013] : Voyant et al. Biological effects and equivalent doses in radiotherapy : a software solution. *RPOR*. 19(1). 47-55, 2013.
- [Wang, 2010] : Wang et al. A generalized linear quadratic model for radiosurgery, stereotactic body radiation therapy, and high dose rate brachytherapy. *Science Translational Medicine*. 2(39). 39-48, 2010.
- [Witte, 2004] : Witte et al. The effects of target size and tissue density on the minimum margin required for random errors. *Medical Physics*. 31(11). 3068-3079, 2004.
- [Wolthaus, 2008] : Wolthaus et al. Comparison of different strategies to use four-dimensional computed tomography in treatment planning for lung cancer patients. *IJROBP*. 70(4). 1229-1238, 2008.
- [Xiao, 2008] : Xiao et al., Dosimetric evaluation of heterogeneity corrections for RTOG 0236: SBRT of inoperable stage I-II non small cell lung cancer. *IJROBP*. 73(4). 1235-1242, 2008.

5. CHAPITRE 5 : MISE EN ŒUVRE CLINIQUE

5.1. CONTROLES DE QUALITE GLOBAL « END TO END » (E2E) PAR TYPE DE TECHNIQUE OU TEST « DE BOUT EN BOUT »

Il s'agit de mettre en place un (ou plusieurs) test(s) qui permette(nt) de contrôler la chaîne de traitement dans sa globalité depuis la réalisation du scanner jusqu'au traitement, dans des conditions aussi proches que possible des conditions de traitement des patients. Il est parfois nécessaire de fractionner le test « end to end » en plusieurs tests, pour vérifier l'ensemble de la procédure de traitement (test de positionnement ou géométrique, test dosimétrique). Il faudra faire un test par type de méthode de positionnement (intracrânien, extra crânien, etc...) spécifique à la machine de traitement.

Un fantôme anthropomorphique si possible et le plus proche de la localisation à traiter (crâne, pelvis, ..), contenant des marqueurs internes et/ou externes est utilisé. Il est possible d'y insérer plusieurs types de détecteurs (film, chambre d'ionisation,...), de telle sorte que l'on puisse effectuer des comparaisons de doses calculées et mesurées en termes de dose absorbée et/ou de distribution de dose. Il est recommandé de réaliser ce type de test avant la mise en route des traitements de type SRS/SBRT, mais aussi selon un rythme régulier (voir tableau 5.1). Ce test sera effectué également à chaque changement important d'un des éléments de la chaîne de traitement (mise à jour du TPS, mise en place d'un nouveau protocole de traitement, remplacement du TDM...). A noter que ce type de test fournit des résultats finaux globaux et ne permet pas d'identifier des problèmes spécifiques dans la chaîne de traitement.

5.1.1. ACCELERATEURS DEDIES

Il est recommandé de faire un test « end to end » pour chaque mode de délivrance (faisceaux fixes, dynamiques) et pour chaque type de collimation utilisé (collimateur MLC, collimateurs circulaires / coniques).

Test de positionnement ou géométrique



Figure 5.1 : Test de positionnement : Fantôme Lucy et plaque incluant une bille de 4mm

Un fantôme contenant une petite bille (par exemple fantôme Lucy avec bille de 4mm sur la figure 5.1 ci-dessus), positionné au scanner comme les patients (contention et accessoire associé tel que la boîte de repérage) est imagé avec le protocole TDM utilisé en clinique. Après export des images vers la station de planification, la cible (le repère radio-opaque) est délinéée et un plan de traitement est préparé en positionnant l'isocentre des faisceaux au centre de la bille. Ce plan de traitement est exporté vers la machine de traitement (Figure 5.2) et les informations nécessaires au positionnement (ou au contrôle du centrage si utilisation d'un cadre invasif) sont exportées vers le système IGRT.



Figure 5.2 : Test de positionnement : Pré positionnement du fantôme Lucy au moyen du boîtier de pré positionnement infra rouge et du système ExacTrac Brainlab.

Pour un traitement guidé par l'image, des images de contrôle (kV périphérique ou embarqué) seront acquises, puis à la suite d'un recalage d'images les informations de déplacement de table (translation et rotation) seront communiquées au système et appliquées.

Il faut acquérir au minimum deux images orthogonales (une image antérieure bras à 0° (ou postérieure bras à 180°) et une image latérale bras à 90° (ou 270°)), table à 0°, avec le faisceau de traitement (faisceau MV) par le biais de l'imageur portal ou d'un film radiochromique. L'image obtenue bras à 0° permet de mesurer l'erreur latérale (Δx) tandis que celle obtenue bras à 90° permet de mesurer l'erreur verticale (Δy). Les deux images fournissent également des informations sur l'erreur longitudinale (Δz). L'erreur mesurée (Δr) est la longueur du vecteur erreur 3D (racine carrée de la somme des carrés des erreurs mesurées selon les 3 axes) :

$$\Delta r = \sqrt{\Delta x^2 + \Delta y^2 + \Delta z^2} \quad \text{Equation 5.1}$$

L'erreur doit être inférieure ou égale à 1 mm [Solberg, 2008]. Ce test s'appelle aussi le test de la cible cachée.

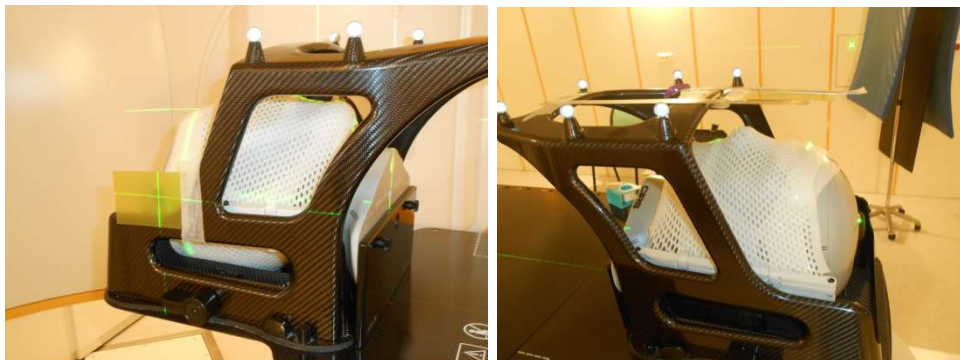


Figure 5.3 : Contrôle end-to-end géométrique dans fantôme anthropomorphe Ste2ev : après positionnement suivant la procédure Brainlab (ExacTrac), des films de type EBT3 sont utilisés sur un Novalis sans imageur portal : (a) image avec bras à 180° et (b) image avec bras à 90°

Test dosimétrique :

On procède de la même façon que pour le test de positionnement. Cette fois-ci est placé dans le fantôme un insert permettant de recevoir une chambre d'ionisation (dose absolue), et/ou des films (distribution de dose). Le plan de traitement utilisé est proche de ceux utilisés en clinique. Il est recommandé de faire un plan de traitement pour chaque mode de délivrance (faisceaux fixes, dynamiques) et pour chaque type de collimation utilisé (collimateur MLC, collimateurs circulaires / coniques).

5.1.2. GAMMAKNIFE

Pour le test de positionnement, le fantôme est imagé avec son système de contention (cadre de Leksell et/ou masque repositionnable). Le fantôme doit contenir une (ou plusieurs) petites cibles, comme les repères radio opaques utilisés au scanner, et un film radiochromique.



Figure 5.4 : Fantôme crâne anthropomorphe développé pour un travail collaboratif CEA/La Pitié

Le principe est ensuite le même que celui qui vient d'être décrit pour les accélérateurs : scanner du fantôme en condition de traitement avec les protocoles habituels, transfert des images vers la station GammaPlan, délimitation des cibles, balistiques centrées sur les cibles. Après approbation du plan de traitement, celui-ci est disponible à la console. Après irradiation, on vérifie (visuellement ou avec un logiciel tel ImageJ) que l'écart entre le centre de la tâche irradiée et l'isocentre attendu se situe dans les tolérances (moins de 1mm).

L'inconvénient de ce fantôme est qu'il ne permet pas d'insérer des films dans différents plans, de façon à mesurer la déviation radiale. Il doit donc être complété (remplacé si l'on souhaite) par le même test réalisé dans un fantôme (Lucy par exemple) permettant de placer les films dans 2 plans.

Pour le test dosimétrique, la difficulté réside dans le choix du détecteur, et dans son positionnement. Le test peut être fait en utilisant un seul type de collimateur (16 ou 8 mm), ou en utilisant des tirs dits composites (différents collimateurs de 4, 8 et 16 mm dans le même tir). Il faut veiller à ce que le détecteur soit placé dans une zone homogène du champ. Des détecteurs d'alanine donnent de bons résultats pour ces petites dimensions de champ [Hornbeck, 2014] mais cela nécessite l'aide d'un laboratoire pour la lecture de la dose. Il est également possible d'utiliser d'autres détecteurs, comme des chambres d'ionisations de petits volumes ou des films radiochromiques.

5.1.3. CYBERKNIFE

Test de positionnement ou géométrique

Le test développé par Accuray, est présenté ci-dessous.

Trois types de fantôme sont livrés avec l'appareil de traitement. Un premier fantôme est anthropomorphique (de type tête et cou), et permet de vérifier les méthodes de suivi de cibles fixes : de type 6DSkull, Fiducial (fiduciaires) et XSight Spine. Les méthodes de tracking disponibles sur le Cyberknife sont présentées dans l'annexe I. Les fantômes sont listés dans l'annexe III. Pour les méthodes de suivi pour des cibles mobiles, deux autres fantômes synchronisés (méthode Synchrony, XSight Lung et LOT) avec un système simulant la respiration sont distribués.

Le principe du test est identique pour les différentes méthodes de suivi. Le fantôme est imagé sur le TDM du centre avec les paramètres cliniques utilisés en routine. Les images sont envoyées vers le TPS Multiplan. Une sphère représentant la zone à cibler est délinée et un plan de traitement isocentrique utilisant une seule ouverture du collimateur est calculé avec les données dosimétriques du centre. Il est recommandé de faire un plan par type de collimateur.

Avant la délivrance du plan de traitement 2 films radio chromiques sont insérés perpendiculairement au centre de la sphère (la cible du traitement). Le plan de traitement est délivré après centrage du fantôme. Après l'irradiation, les films sont scannés et analysés par un logiciel fourni par Accuray (E2E Film Analysis). L'isodose relative de prescription (généralement 70 à 80% pour ce test) est comparée avec l'isodose attendue et les décalages sont relevés. Le résultat global de ce test est exprimé par l'écart (en mm) séparant les centres géométriques de l'isodose de prescription mesurée et calculée. Le critère d'acceptabilité est généralement de 0,95 mm pour le suivi de cible fixe et de 1,5 mm pour le suivi de cible mobile [TG 135].



Figure 5.5 : Cube dans lequel sont insérés les deux films préalablement repérés.

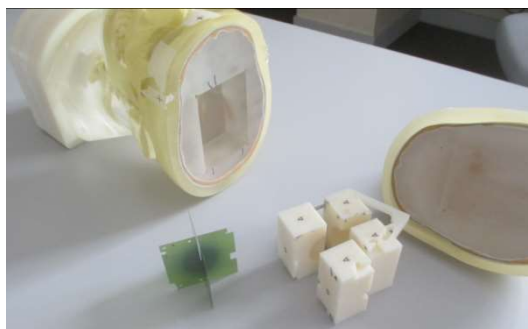


Figure 5.6 : Fantôme de type tête et cou fourni par Accuray pour le contrôle E2E.

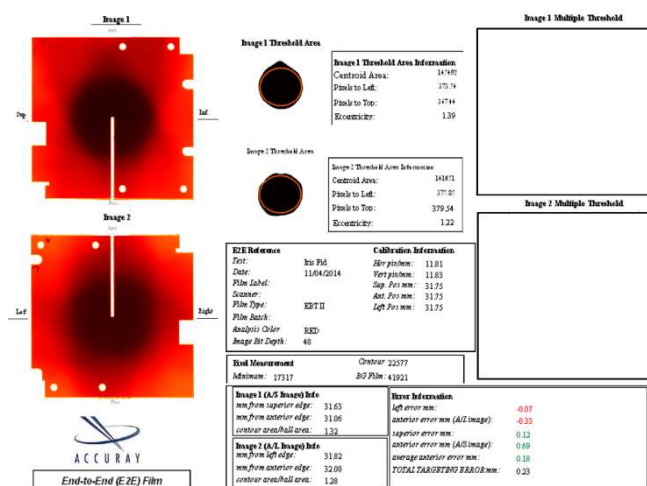


Figure 5.7 : Résultats d'analyse de films E2E avec le logiciel E2E Film Analysis.

Recommandation : A noter qu'il est conseillé de marquer les films au feutre noir. Utiliser un feutre de couleur peut engendrer l'apparition de pixels blancs au centre de la zone irradiée sur les films, ce qui perturbe les résultats.

Test dosimétrique

Ces fantômes peuvent être utilisés pour faire de la dosimétrie par film (distribution de dose). Cela nécessite l'utilisation d'un logiciel d'analyse de films. Cette méthodologie a été proposée par Wang pour une installation de TrueBeam STx [Wang, 2012].

Un fantôme pouvant recevoir un détecteur de type chambre d'ionisation peut également être utilisé pour une mesure de dose absolue ponctuelle.

5.2. CONTROLES PRE TRAITEMENT

Le principe des contrôles pré-traitement (appelé plan QA ou quelquefois plan DQA pour Delivery Quality Assurance), est de délivrer le plan de traitement d'un patient sur un fantôme qui contient des marqueurs internes et/ou externes et pouvant recevoir un détecteur ou une matrice de détecteurs (chambre d'ionisation, sonde à semi-conducteurs, film...). La mesure de dose est alors comparée à la mesure prédite par la planimétrie qui fait référence.

Le temps nécessaire à la réalisation de contrôle correspond au temps d'une séance de traitement (séance à blanc). Il faut donc intégrer dans le planning de l'appareil de traitement des plages réservées à la réalisation des plans QA.

Le contrôle pré-traitement en radiothérapie en conditions stéréotaxiques est similaire à celui utilisé pour contrôler les plans de traitements par modulation d'intensité. Cependant, les critères d'acceptabilité sont à ajuster à la pratique de la SRS/SBRT : cela nécessite l'utilisation de détecteurs appropriés aux conditions d'irradiation (fortes doses et forts gradients de doses).

Analyse de dose ponctuelle

Pour une analyse de **dose ponctuelle**, le choix du détecteur a une grande importance. Un tableau donnant quelques détecteurs recommandés est reporté chapitre II. Dans le rapport du NCS de 2016 [NCS, 2016] un critère entre dose mesurée et dose prédite de 5% est avancé. Solberg 2011 [Solberg, 2011] préconise un critère de 2%.

Le groupe de travail propose un écart de dose inférieur ou égal à 3%. Un écart supérieur à 3% doit faire l'objet d'une analyse détaillée et un écart supérieur à 5% doit être justifié.

Analyse de dose 2D

Pour une analyse **de la distribution de dose** en 2D, les comparaisons se font de façon similaire à celle utilisée pour contrôler les plans de traitements par modulation d'intensité par le biais de l'analyse du gamma index [Low, 2003]. Si le critère d'acceptabilité en dose de 3% est généralement établi, le critère d'acceptabilité du DTA fait débat [Bichay and Dieterich, 2013]. Récemment le TG 218 [TG 218, 2018] recommande une comparaison des distributions de dose en mode absolu avec une normalisation des écarts relatifs de façon globale. Les critères d'analyse préconisés sont 3%/2 mm. Le critère d'acceptabilité est fixé à 95% des points respectant ces critères. La limite d'action est donnée à 90% des points respectant les mêmes critères.

Le TG 135 recommande pour le Cyberknife d'utiliser les films radiochromic. Les tolérances issues de ce rapport sont : 90% des points respectent les critères de 2%/2mm dans une région de forte dose (jusqu'à l'isodose de 50%) et pour une cible mobile, ces critères sont élargis à 3%/3mm, toujours sur une zone de 50%. Une étude menée pour réaliser le contrôle externe d'une installation de Cyberknife, présente les tolérances suivantes : 95% des points doivent respecter les critères de 5%/2mm, et cela pour une cible fixe [Guinement, 2013]. Cette étude est là encore réalisée avec des films.

De même, pour des comparaisons de distributions de dose calculées et mesurées par film pour une installation de type True Beam STX [Wang, 2012], les critères suivants ont été étudiés 3%/2mm et 3%/1mm. Leur étude a porté sur des plans de traitements avec des tailles de cible allant de 1 à 3 cm, des énergies de faisceau de 6MV, 10 MV et 15MV et pour des modes de délivrance de type FFF rapid arc et FFF IMRT. Plus de 90% des points respectent les critères 3%/1mm, sauf pour les plans comportant de petites cibles (2 cm et 1 cm) et pour les plans ayant une énergie de 15MV. Si le critère du DTA est augmenté à 2mm, plus de 97% des points respectent les critères.

Si le film reste le détecteur permettant une analyse 2D la plus fine, l'utilisation de détecteurs de type matriciel reste possible. Pour leur utilisation de vérification de plans de traitement SRS / SBRT, il est recommandé :

- d'utiliser des matrices de détecteur 2D dont les caractéristiques sont adaptées aux faisceaux de faibles dimensions
- Ou d'améliorer virtuellement la résolution spatiale de matrices détectrices utilisées pour l'IMRT, par exemple en procédant à de multiples acquisitions associées à de petits déplacements.

Une liste de détecteurs matriciels est présentée en annexe III.

Le groupe de travail propose une évaluation, par chaque équipe, de la précision de leurs outils afin de définir leurs tolérances : elles devront être plus restrictives que celles traditionnellement utilisées pour l'IMRT à savoir 3% / 2 mm pour des cibles fixes. Cette évaluation peut se faire par l'introduction d'erreurs connues (écart en dose, déplacement géométrique, ..) et par l'impact de ces erreurs sur les résultats obtenus.

De plus, comme indiqué au paragraphe 5.1, il est recommandé de réaliser ces mesures dans un fantôme hétérogène, par exemple pour simuler un traitement d'une lésion pulmonaire.

5.3. DOUBLE CALCUL D'UNITE MONITEUR (UM)

Selon le critère 12 de l'INCA, une vérification du nombre des unités moniteur est effectuée par un deuxième système de calcul pour chaque faisceau avant traitement. Chaque centre se fixe un critère d'acceptabilité pour les écarts constatés. Le double calcul des UM pour des faisceaux de petites dimensions qui ont une faible contribution de dose conduit très souvent à des écarts qui ne rentrent plus dans les tolérances. On atteint les performances de calcul (faible dose, petits faisceaux) des logiciels indépendant de calcul de dose. Ce double calcul est donc plus difficile à mettre en place pour des traitements en conditions stéréotaxiques qu'en RC3D.

Il existe des systèmes disponibles pour réaliser des calculs de vérifications du nombre d'UM (exemples : Insure (Standard Imaging), RadCalc (Lifeline), MU2Net (Dosisoft)).

5.4. DOSIMETRIE IN VIVO

Selon le critère 15 de l'INCA, une dosimétrie in vivo (DIV) est effectuée pour chaque faisceau techniquement mesurable, lors de la première ou de la deuxième séance d'irradiation, ainsi qu'à chacune des modifications du traitement.

Pour des faisceaux fixes de dimensions supérieures à 4 x4 cm (hors Cyberknife), des mesures in vivo avec un détecteur de type semi-conducteur peuvent être envisagées pour les faisceaux techniquement mesurables. Cependant, il faut garder à l'esprit que la présence de la diode engendre une perturbation de la dose délivrée [Rapport 87 du TG 62] et comme le nombre de séance est faible pour les traitements de SRS et de SBRT, répéter les mesures de DIV avec diodes engendre une dégradation de la dose délivrée.

Pour les autres types de délivrance de traitement (archthérapie, RCMI statique ou rotationnelle) pour le moment, la mesure par DIV n'est pas développée.

L'utilisation de l'imageur portal pour les mesures de DIV peut s'avérer problématique en raison de l'utilisation d'angle de rotation de table qui peut engendrer des collisions.

Sur les machines comme le Cyberknife, la multiplication du nombre des faisceaux (par 100 à 200 pour un traitement de Cyberknife) et leur faible dimension ne permettent pas la mise en œuvre de mesures de DIV.

5.5. RECOMMANDATIONS

Dans le tableau suivant, des recommandations pour la mise en œuvre clinique des traitements de stéréotaxie sont listées.

	E2E		CQ pré-traitement	Double calcul d'UM	DIV
	Positionnement	dosimétrique			
Accélérateurs – faisceaux fixes	à réaliser chaque mois pour chaque type de collimateur, chaque méthode IGRT cible cachée en mensuel E2E en annuel	à réaliser chaque année pour chaque type de collimateur	Avant chaque mise en traitement	à réaliser	faisceaux techniquement mesurables
Accélérateurs – faisceaux dynamiques			Avant chaque mise en traitement	Réalisable	Non techniquement mesurable
GammaKnife	Annuel	Annuel	Non applicable	Non applicable	Non techniquement mesurable
Cyberknife	Chaque mois une méthode de tracking intra-cranien et une méthode de tracking extra-cranien doit être contrôlé pour chaque type de collimateur (Cône, Iris, MLC)		Avant chaque mise en traitement	Réalisable	Non techniquement mesurable

Tableau 5.1 : Liste de recommandations des contrôles à réaliser avant la mise en œuvre clinique des traitements SRS/SBRT. En cas de changement et/ou de mise à jour importante du système, l'utilisateur devra considérer son installation comme nouvelle.

Il convient à chaque utilisateur d'adapter ces recommandations à ses pratiques et à l'évolution de son système (changement de version, changement de pratique, ...).

5.6. REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- [Bichay, 2013]. Bichay T., Dieterich S. and Orton CG. 2013. Submillimeter accuracy in radiosurgery is not possible. *Med. Phys.* 40 (5).
- [Childress, 2003]. Childress NL, Rosen II. 2003. The design and testing of novel clinical parameters for dose comparison. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, vol 56, n°5.
- [Childress, 2005]. Childress NL, White RA, Bloch C, Salehpour M, Dong L and Rosen II. 2005. Retrospective analysis of 2D patient-specific IMRT verifications. *Med. Phys.* 32 (4).
- [Childress, 2005]. Childress NL, Bloch C, White RA, Salehpour M and Rosen II. 2005. Detection of IMRT delivery errors using a quantitative 2D dosimetric verification system. *Med. Phys.* 32 (1).
- [Guinement, 2013] [Guinement L](#), [Marchesi V](#), [Veres A](#), [Lacornerie T](#), [Buchheit I](#), [Peiffert D](#). 2013. Development of external quality control protocol for CyberKnife beams dosimetry: preliminary tests multicenter. [Cancer Radiother.](#) Jul-Aug;17(4).
- [Hornbeck, 2014]. Hornbeck A. et al. 2014. Gamma Knife Perfexion calibration, delivered dose verification and treatment planning system version comparison (GammaPlan V9 vs V10) using EPR/alanine Dosimetry. *Med. Phys.* 41(6).
- [INCA, 2008]. INCA. 2008. Critères d'agrément pour la pratique de la radiothérapie externe.
- [Low, 2003]. Low DA, Dempsey JF. 2003. Evaluation of the gamma dose distribution comparison method. *Med. Phys.* 30 (9)
- [Low, 2003]. Low DA and Dempsey JF. 2003. Evaluation of the gamma dose distribution comparison method. *Med. Phys.* 30.
- [NCS 22, 2013]. Wal van der E (chairman) et al. NCS report 22. 2013. Code of practice for the quality assurance and control for intensity modulated radiotherapy. Netherlands commission on radiation dosimetry.
- [Solberg, 2008]. Solberg TD, Medin PM., Mullins J., Li S. 2008. Quality assurance of immobilization and target localization systems for frameless stereotactic cranial and extracranial hypofractionated radiotherapy. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, vol 71.
- [Stathakis, 2015]. Stathakis S., Mavroidis P., Narayanasamy G. Markovic M. Myers P., Papanikolaou N. 2015. Stereotactic body radiation therapy patient specific quality assurance using a two-dimensional array at extended source to surface distance. *JBUON* 20(4).
- [TG 62, 2005]. Rapport 87 du TG 62. 2005. Diode in vivo dosimetry for patients receiving external beam radiation therapy.
- [TG 119, 2009]. IMRT Commissioning tests. Instructions for planning, measurement and analysis.
- [TG 120, 2011]. Low DA, Moran JM, Dempsey JF, Dong L, Oldham M. Dosimetry tools and techniques for IMRT. *Med. Phys.* 38 (3).

[TG 135, 2011]. Dieterich S., Cavedon C., Chuang CF, Cohen AB, Garrett JA., Lee CL, Lowenstein JR, d'Souza MF, Taylor DD, Wu X, Yu C. Quality assurance for robotic radiosurgery. Med. Phys. 38 (6).

[TG 218, 2018]. Tolerance limits and methodologies for IMRT measurement-based verification QA : Recommendations of AAPM Task Group No. 218. Med. Phys. 45 (4)

[Van Dyk, 1993]. Van Dyk J., Barnett RB, Cygler JE and Shragge PC. 1993. Commissioning and quality assurance of treatment planning computers.

[Venselaar, 2001]. Venselaar J, Welleweerd H., Mijnheer B. 2001. Tolerances for the accuracy of photon beam dose calculations of treatment planning systems. Radiat. And Oncol. 60.

[Wang, 2012]. Wang L., Kielar KN., Mok E., Hsu A., Dieterich S. and Xing L. 2012. An end-to-end examination of geometric accuracy of IGRT using a new digital accelerator equipped with onboard imaging system. Phys. Med. Biol. Vol 57.

[Zefkili, 2004]. Zefkili S, Tomsej M, Aletti P, Bidauly F., Brideir A., Marchesi V, Marcié S. 2004. Recommendations pour un protocole d'assurance de qualité de la radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité des cancers de la tête et du cou. Cancer Radiothérapie 8.

6. CHAPITRE 6 : QUALITE ET SECURITE DES TRAITEMENTS

L'analyse des risques en radiothérapie est devenue obligatoire depuis 2008 par décision de l'Autorité de Sureté Nucléaire suite aux différents accidents ayant eu lieu les années précédentes. C'est ainsi que la nécessité de qualité autour des traitements de radiothérapie a été légiférée avec l'arrêté du 22 Janvier 2009 [ASN, 2009]. L'ensemble des établissements pratiquant des traitements de radiothérapie se doit donc à ce jour d'avoir mis en place une démarche de qualité des traitements. Les travaux de R. Mazon [Mazon, 2013], les recommandations du guide SFPM (chapitre 2) [Guide PM, 2012], et les recommandations européennes [EUR, 2015] décrivent le principe de la méthode d'analyse de risque en radiothérapie et détaillent les éléments devant être mis en place suite à l'arrêté du 22 Janvier 2009. Au niveau international, le rapport de l'AAPM RSS [AAPM RSS, 2017] a récemment émis des recommandations notamment sur la démarche qualité à mettre en œuvre dans les traitements de radiothérapie stéréotaxique. La gestion des risques s'inscrit dans le processus global PDCA (Plan / Do / Act / Check ou en français Planifier / Développer / Contrôler / Ajuster) utilisé en gestion de la qualité.

La gestion des risques mise en place en radiothérapie conventionnelle peut être transposée à la radiothérapie en conditions stéréotaxiques (SRS / SRT / SBRT) en prenant soin de caractériser les spécificités de cette technique de traitement. Les fortes doses par fraction et le faible nombre de fraction ne laissent que peu de place à la compensation d'un incident sur les séances de traitement suivantes. Dans ce contexte, l'analyse de risque *a priori* joue un rôle primordial et se doit d'être rigoureusement menée.

6.1. GESTION DOCUMENTAIRE

Les protocoles et les procédures doivent être colligées et organisées au sein d'un système de gestion documentaire accessible par l'ensemble des corps de métier d'un service de radiothérapie. Les documents doivent être mis à jour de manière régulière et revus au moins une fois par an ou plus fréquemment si la criticité du processus concerné est importante.

C'est sur la base d'une gestion documentaire solide et rigoureuse que l'analyse de risque doit être menée.

6.2. ACTEURS D'UNE ANALYSE DES RISQUES

L'analyse de risque doit impliquer l'ensemble des acteurs d'un service de radiothérapie [AAPM RSS, 2017]. Un ou plusieurs représentants de chaque corps de métier se doit d'être acteur. Le responsable qualité du service de radiothérapie doit être présent et joue un rôle central dans les analyses de risque. La multidisciplinarité des acteurs permet non seulement d'identifier les risques sur l'ensemble du service de manière pointue, mais également d'informer les participants des pratiques de tous les corps de métiers d'un service.

Outre les analyses de risque *a priori* et *a posteriori* à mener par ces acteurs, des réunions d'équipes multidisciplinaires entre les différents acteurs doivent être organisées à une fréquence donnée dans le service de radiothérapie. C'est un moyen organisationnel permettant d'assurer la qualité et la sécurité

des traitements via la transmission des informations sur les problèmes en cours, sur la préparation des futurs dossiers, etc.

6.3. ANALYSE DES RISQUES A POSTERIORI

Une analyse de risque a posteriori doit être mise en place spécifiquement pour les traitements en conditions stéréotaxiques : tout risque identifié suite à son occurrence doit être classifié et documenté. Des actions correctives peuvent alors être mises en place.

L'article de Mazeron et al. [Mazeron, 2013] décrit les différentes étapes à mettre en place à cet effet :

- **Fiches d'événements indésirables** : la survenue d'un événement indésirable au cours de la prise en charge d'un patient dans le service de radiothérapie doit être déclarée en interne au représentant qualité du service via l'écriture d'une fiche d'événement indésirable. Ce document sera analysé par le responsable qualité de la radiothérapie qui se chargera, si cela le nécessite (selon les critères de l'ASN) de réaliser une déclaration sur le portail de l'ASN (<https://teleservices.asn.fr>). Les fiches d'événements indésirables, quel que soit leur degré de criticité, sont adressées en interne au comité de retour d'expérience (CREX) pour analyse.
- **Comité de Retour d'Expérience (CREX)** : ce comité se compose des représentants de chaque corps de métier de radiothérapie et analyse de manière régulière (généralement de manière mensuelle) les événements indésirables qui se produisent en interne dans le service via l'analyse des fiches d'événements indésirables. Les décisions d'action corrective sont réfléchies par le CREX et mises en place. Un suivi de ces actions dans le temps est nécessaire afin d'évaluer l'efficacité d'une décision.

Il est intéressant d'inviter des corps de métier non présents habituellement (neurochirurgien, neuroradiologue, médecins nucléaires, etc.) pour avoir un regard extérieur sur le fonctionnement du service.

Le CREX sélectionne les événements indésirables qui nécessitent une analyse plus approfondie. Cette analyse peut être conduite avec une méthode ORION® [Debouck, 2012] par exemple. Cela permet de comprendre en détail la survenue d'un événement indésirable en s'intéressant aux causes de sa survenue, et à ses conséquences. Les actions à conduire pour éviter une nouvelle survenue de cet événement sont alors mises en place et les personnes devant mener ces actions sont identifiées. À l'issue des réunions du CREX, un compte rendu est rédigé et diffusé à l'ensemble du personnel du service.

- **Revue de Morbi-Mortalité (RMM)** : la certification HAS implique la mise en place d'une RMM [Site internet de l'HAS] qui consiste à analyser de manière rétrospective les dossiers des patients de radiothérapie qui ont nécessité une interruption du traitement de trois jours ou plus et/ou qui ont été sujet à une toxicité sévère. L'analyse de ces dossiers par le corps médical et paramédical en RMM vise à comprendre la survenue de ces événements et à mettre en place des actions correctives et préventives. Un suivi des actions menées est à mettre en place.

6.4. ANALYSE DES RISQUES A PRIORI

L'analyse de risque *a priori* nécessite une connaissance précise de l'ensemble de la chaîne de traitement et une maîtrise théorique de la technique. C'est la raison pour laquelle la mise en place des techniques de radiothérapie en conditions stéréotaxiques implique préalablement une connaissance accrue des techniques de traitement en radiothérapie conventionnelle et des risques associés. Une revue bibliographique et une étude approfondie des techniques de traitement en conditions stéréotaxiques est nécessaire à la mise en place de l'analyse de risque *a priori*.

L'analyse de risque *a priori* est menée suivant quatre étapes majeures :

- **Identification de l'ensemble des risques pouvant se présenter au cours d'un traitement** : Pour des raisons de simplicité, il est conseillé de suivre le processus de prise en charge du patient et d'identifier les risques à chacune des étapes. L'ASN propose, dans un guide paru en 2009 (Guide d'autoévaluation des risques encourus) [<https://professionnels.asn.fr/Les-Guides-de-l-ASN/Guide-de-l-ASN-n-4-Auto-evaluation-des-risques-encourus-par-les-patients-en-radiotherapie-externe>], le découpage de la prise en charge du patient en sept étapes et de mener l'analyse de risque *a priori* à chacune de ces étapes.

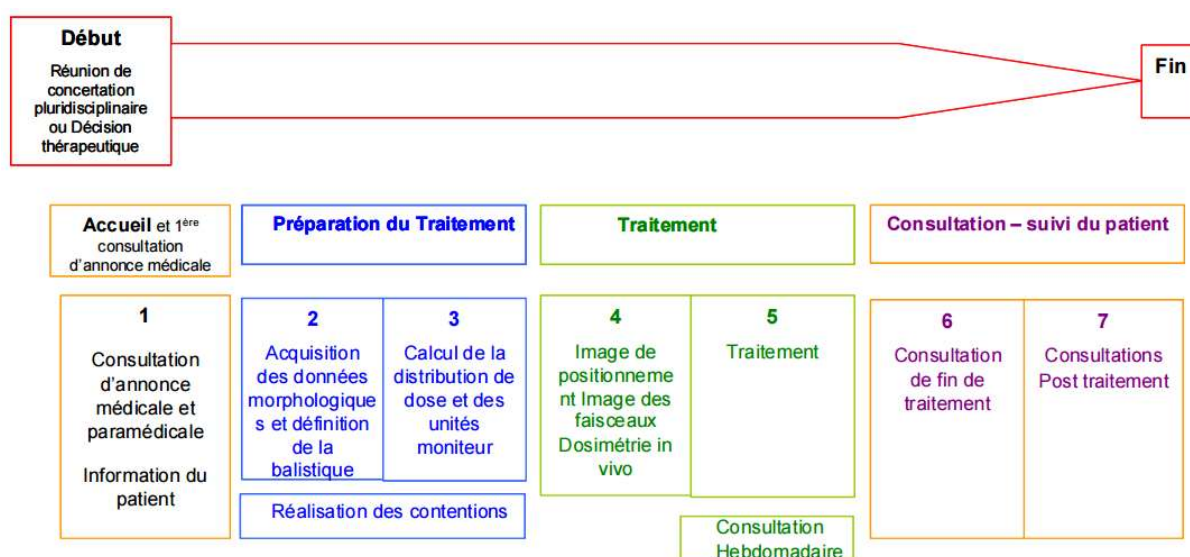


Figure 6.1 : Description des étapes de la prise en charge d'un patient en radiothérapie par l'ASN [ASN N°4, 2009]

À partir de cette figure, un tableau décrivant brièvement chaque risque identifié au cours de la prise en charge du patient est conçu, et l'étape à laquelle il se produit est renseignée. Un exemple de tableau est donné plus bas dans le document.

Pour identifier les risques, il convient de se focaliser sur une étape et de décrire ses sous-étapes et processus. À chaque sous-étape, l'outil PDCA doit être appliqué. Les ressources (humaines ou matérielles) qui sont dédiées à ces sous-étapes sont quantifiées et évaluées. L'ensemble de ces éléments permet de faire ressortir les sous-étapes à risques.

- **Identification des causes d'apparition des risques** : à chacun des risques identifiés doit correspondre une cause possible d'apparition.
- **Caractérisation des risques** : par exemple dans la méthode Amdec [Meyrieux , 2012] trois paramètres sont utilisés pour caractériser un risque. Une note est associée à chaque paramètre. Une bonne pratique en qualité consiste à utiliser une échelle de notation avec un nombre pair de notes (exemple : de 1 à 4) de façon à ne pas utiliser de note médiane.
 - **Gravité [C] en cas d'apparition du risque.** Exemple : 1 = mineure ; 2 = significatif ; 3 = grave et 4 = très grave (catastrophique)
 - **Fréquence [F] d'apparition du risque.** Exemple : 1 = très rare (1 fois / an) ; 2 = rare (1 fois tous les quelques mois) ; 3 = fréquent (1 fois / mois) ; 4 = très fréquent (1 fois / semaine ou plusieurs fois par mois)
 - **DéTECTABILITÉ [D] du risque.** Exemple : 1 = détectable pour tout le monde ; 2 = détectable par un expert ; 3 = difficile à détecter ; 4 = jamais détectable

Le produit de ces trois paramètres permet d'obtenir un indice caractérisant le degré de criticité [C] correspondant à un degré d'urgence de prise en charge du risque. Plus cet indice global est élevé, plus il est urgent de prendre en charge le risque.

- **Mise en place d'actions correctives** : à chaque risque identifié, une action corrective doit être mise en place et une description de celle-ci doit être donnée. Le délai de mise en place d'une action corrective doit être défini et la personne responsable de cette action corrective doit être identifiée. Un indicateur de suivi d'une action dans le temps doit être mis en place pour évaluer la cohérence de l'action menée ainsi que les conséquences de l'action.

Voici quelques exemples d'analyses a priori à mener qui peuvent être spécifiques à la radiothérapie stéréotaxique :

- Choix d'une mauvaise épaisseur de coupe pour le scanner de planimétrie en vue d'une irradiation stéréotaxique

<i>Etape du processus</i>	<i>Risque identifié</i>	<i>Conséquence(s) possible(s)</i>	<i>Cause(s)</i>	<i>G</i>	<i>F</i>	<i>D</i>	<i>Indice C C = G x F x D</i>	<i>Action mise en place</i>	<i>Responsable de l'action</i>	<i>Date d'évaluation de l'action</i>
Simulation	Choix d'une mauvaise épaisseur de coupe du scanner de planimétrie en vue d'une irradiation stéréotaxique	- Effet de volume partiel empêchant une délinéation précise du volume cible - Génération des images de référence (DRR)	Pas de protocole de stéréotaxie défini sur le scanner					- Refaire l'acquisition en prenant l'épaisseur de coupe adéquate - Contacter le constructeur pour définir	M. XX	dd/mm/aaaa

	intracranienne	de mauvaise qualité						un protocole d'acquisition spécifique à la stéréotaxie intracranienne		
--	----------------	---------------------	--	--	--	--	--	---	--	--

- Organe à risque non délinéé

<i>Etape du processus</i>	<i>Risque identifié</i>	<i>Conséquence(s) possible(s)</i>	<i>Cause(s)</i>	<i>G</i>	<i>F</i>	<i>D</i>	<i>Indice C C = G x F x D</i>	<i>Action mise en place</i>	<i>Responsable de l'action</i>	<i>Date d'évaluation de l'action</i>
Délinéation	Organe à risque non délinéé	Dépassement de la dose de tolérance à l'organe à risque	- Oubli de délinéation					Création d'une checklist avec les différents organes à risques à délinéer en fonction de la localisation à traiter	M. XX	dd/mm/aaaa

- Irradiation antérieure non prise en compte

<i>Etape du processus</i>	<i>Risque identifié</i>	<i>Conséquence(s) possible(s)</i>	<i>Cause(s)</i>	<i>G</i>	<i>F</i>	<i>D</i>	<i>Indice C C = G x F x D</i>	<i>Action mise en place</i>	<i>Responsable de l'action</i>	<i>Date d'évaluation de l'action</i>
Planimétrie	Méconnaissance d'une irradiation antérieure	Dépassement de la dose de tolérance à un organe à risque lors de la nouvelle irradiation	Dossier incomplet en amont de la planimétrie					Rédaction d'une procédure récapitulant les éléments à placer dans le dossier avant la planimétrie	M. XX	dd/mm/aaaa

- Réseaux informatiques spécifiques aux machines dédiées

<i>Etape du processus</i>	<i>Risque identifié</i>	<i>Conséquence(s) possible(s)</i>	<i>Cause(s)</i>	<i>G</i>	<i>F</i>	<i>D</i>	<i>Indice C C = G x F x D</i>	<i>Action mise en place</i>	<i>Responsable de l'action</i>	<i>Date d'évaluation de l'action</i>
Installation d'une machine de stéréotaxie dédiée	Pas de communication entre le système R&V et la machine de traitement	Difficulté de transfert de données entre les différents systèmes (notamment avec le R&V)	Réseau informatique de la machine dédiée isolé					Tester avec le constructeur le transfert des données entre les systèmes	M. XX	dd/mm/aaaa

6.5. CONTROLE DES PROCESSUS

Malgré la mise en place de méthodes d'analyse des risques, il est indispensable de contrôler de manière individuelle les éléments de la chaîne de traitement afin de garantir la qualité et la sécurité des traitements. C'est l'objectif des contrôles de qualité qui sont menés en radiothérapie.

Parmi les contrôles spécifiques aux traitements stéréotaxiques (décrits dans le chapitre 2 et dans le chapitre 5), le test End-to-End est un contrôle de qualité particulièrement intéressant. Il permet en effet

de contrôler l'ensemble de la chaîne de traitement (équipements et méthodes) en une seule fois et permet de s'assurer que l'ensemble des contrôles mis en place dans la chaîne de traitement est satisfait. Cela ne supprime cependant pas la nécessité de réaliser les contrôles de qualité des différents éléments constituant la chaîne de traitement.

Des outils existants dans d'autres domaines et appliqués aux domaines de la radiothérapie tels que la maîtrise statistique des procédés (MSP) peuvent être mis en œuvre. La MSP a été initialement mise en place en radiothérapie pour les contrôles de qualité des accélérateurs linéaires [Pawlicki 2005], pour les contrôles de qualité des plans IMRT et VMAT [Gerard 2009, Villani 2010, Palaniswaamy 2012, Sanghangthm 2013] et plus récemment pour les contrôles de qualité de plan de radiothérapie stéréotaxique [Bellec 2017]. Cet outil pourrait être mis en œuvre dans l'objectif d'une démarche d'amélioration continue des procédés : une carte des contrôles permettrait alors de surveiller le processus de contrôle qualité et de détecter des dérives avant que celles-ci ne dépassent les niveaux de tolérance.

La traçabilité des contrôles de qualité est primordiale et doit faire l'objet d'une attention particulière.

6.6. EVALUATION DES PROCESSUS DE QUALITE

Les résultats issus des analyses de risques *a priori* et *a posteriori* doivent être colligés et largement diffusés à l'ensemble des personnels impliqués. Un suivi des risques est à mettre en place de façon à évaluer la prise en compte des risques au cours du temps. La mise en place d'audits internes s'avérera nécessaire.

Ainsi, l'ensemble de ce processus de qualité inhérent à l'analyse de risques vise à sécuriser le déroulement des traitements selon une démarche d'amélioration continue (principe de la *roue de Deming*). L'évaluation du processus de qualité mis en place dans un service de radiothérapie peut être faite par le biais d'audits externes (certification HAS par exemple). Cela permet d'identifier les potentielles défaillances et les points d'améliorations sur lesquels travailler afin d'améliorer la qualité et la sécurité des soins mis en œuvre dans la prise en charge des patients. La fréquence des contrôles peut alors être adaptée comme le suggère le rapport AAPM TG 100 [AAPM TG 100, 2016].

6.7. REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

[AAPM TG 100, 2016] : The report of Task Group 100 of the AAPM : Application of risk analysis methods to radiation therapy quality management. Medical Physics. 43(7). 2016

[AAPM RSS, 2017] : AAPM RSS Medical Physics Practice Guideline 9.a. for SRS-SBRT. Journal of Applied Clinical Medical Physics. 18(5). 10-21. 2017

[ASN, 2009] : Arrêté du 22 janvier 2009 portant homologation de la décision n° 2008-DC-0103 de l'Autorité de sûreté nucléaire du 1er juillet 2008 fixant les obligations d'assurance de la qualité en radiothérapie définies à l'article R. 1333-59 du code de la santé publique.

[ASN N°4, 2009] : Guide de l'ASN N°4, Guide d'autoévaluation des risques encourus par les patients en radiothérapie externe, V15/01/2009, 2009.

[Bellec, 2017] : Bellec et al. Plan delivery quality assurance for Cyberknife : statistical process control analysis of 350 film based patient specific QAs. *Physica Medica*. 39. 50-58. 2017

[Debouck, 2012] : Debouck et al., Méthode ORION : analyse systémique simple et efficace des événements cliniques et des précurseurs survenant en pratique médicale hospitalière. *Cancer Radiothérapie*. 16(3). 201-208, 2012.

[EUR, 2015] : European commission, Radiation Protection n°181 « General guidelines on risk management in external beam radiotherapy + technical supplement », 2015.

[Gerard, 2009] : Gerard et al. A comprehensive analysis of the IMRT dose delivery process using statistical process control. *Medical Physics*. 36(4). 1275-1285. 2009

[Guide PM, 2012] : Guide des bonnes pratiques de physique médicale, SFPM, 2012.

[HAS] : site internet sur les RMM : https://www.has-sante.fr/portail/jcms/c_434817/fr/revue-de-mortalite-et-de-morbidite-rmm

[Mazeron, 2013] : Mazeron et al. Analyse de risque en radiothérapie : état des lieux. *Cancer/Radiothérapie*. 17(4). 308-316, 2013.

[Meyrieux, 2013] Meyrieux et al. Analyse des risques a priori du processus de prise en charge des patients en radiothérapie. *Cancer/Radiothérapie*. 16(7). 613-618, 2013.

[Palaniswaamy, 2012] Palaniswaamy et al. A statistical approach to IMRT patient specific QA. *Medical Physics*. 39(12). 7560-7570. 2012

[Pawlicki, 2005] Pawlicki et al. Statistical process control for radiotherapy quality assurance. *Medical Physics*. 32(9). 2777-2786. 2005

[Sanghangthum, 2013] Sanghangthum et al. Statistical process control analysis for patient specific IMRT and VMAT QA. *JRR*. 54(3). 546-552. 2013

[Villani, 2010] : Villani et al. A statistical process control applied to intensity modulated radiotherapy pretreatment controls with portal dosimetry. *Cancer Radiotherapy*. 14(3). 189-197. 2010

CONCLUSION

Les techniques de radiochirurgie et radiothérapie stéréotaxique sont des techniques qui permettent de délivrer généralement de fortes doses par fraction et nécessitent une précision et une exactitude élevées pour le positionnement et l'irradiation de la cible. Ces irradiations stéréotaxiques requièrent un haut niveau de qualité et de sécurité compte tenu que les erreurs pour ces techniques ont des conséquences souvent sévères et irréversibles pour les patients.

C'est la raison pour laquelle, la mise en œuvre, le suivi et l'évolution de ces techniques stéréotaxiques nécessitent une réelle implication de l'ensemble des professionnels et des différents responsables (radiothérapie, physique médicale, radiologie, MER, qualité...) aussi bien au niveau organisationnel, technique que pour le management de la qualité et de la sécurité de ces traitements.

ANNEXE I : DESCRIPTION DES METHODES DE TRACKING DISPONIBLES SUR LE CYBERKNIFE (ACCURAY) ET EXACTRAC (BRAINLAB)

A. CYBERKNIFE

Le Cyberknife™ est un appareil de traitement dédié aux traitements en conditions stéréotaxiques (Kilby, 2010). Contrairement aux appareils de traitement conventionnels en radiothérapie, l'isocentre de traitement n'est pas fixe. La tête d'accélérateur est montée sur un bras articulé permettant de réaliser des faisceaux suivant des axes multiples. Le débit de dose utilisé est élevé, de 800 UM/min à 1 000 UM/min, afin de limiter le temps de traitement. La qualité du faisceau de traitement de 6 MV est équivalente à celle d'un accélérateur linéaire conventionnelle de 6 MV.

A cette source de rayons X de haute énergie dédiée au traitement, sont associés deux tubes à RX de basse énergie (système d'imagerie kV planaire). Les tubes générateurs sont fixés de façon permanente au plafond, et les détecteurs associés sont eux placés dans le sol.

Les lignes reliant la source au plan de détection de chaque couple tube-détecteur sont orthogonales entre elles, et chaque ligne forme un angle de 45° avec le plan vertical. L'intersection de ces lignes correspond à l'isocentre d'imagerie, qui lui est fixe.

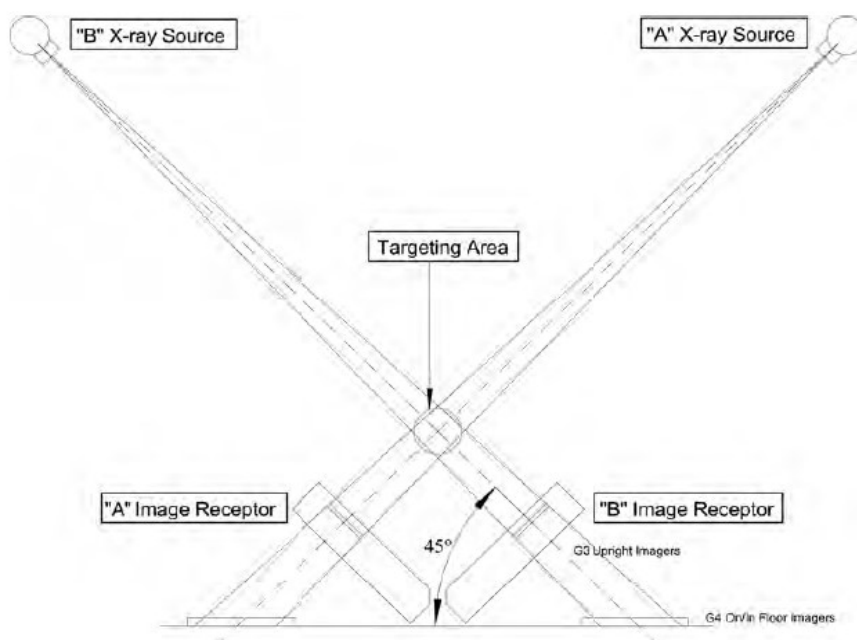


Figure 1 : Géométrie du système d'imagerie du Cyberknife. Figure issue du Rapport AAPM TG 135

Le seul isocentre fixe pour le système Cyberknife™ est l'isocentre d'imagerie. Il n'existe pas d'isocentre de traitement comme habituellement rencontré sur un accélérateur linéaire. Les axes de tir du robot sont déterminés par rapport à l'isocentre d'imagerie.

Caractéristiques physiques du système d'imagerie :

Selon l'agencement de la salle de traitement, la distance entre la source des tubes RX et l'isocentre d'imagerie est approximativement de 225 cm et la distance entre la source des tubes RX et le détecteur va de 345 à 365 cm.

La tension maximale est de 150 kV, le courant est compris entre 25 à 640 mA et le temps d'exposition peut aller jusqu'à 500 ms.

Les détecteurs sont constitués de silicium amorphe et offrent une surface de détection de 41 cm x 41 cm avec une résolution de 1024x1024 pixels.

Principe d'alignement du patient :

Le recalage entre les images DRR de références et les images RX stéréoscopiques prises au cours du traitement se base, en fonction de la modalité de suivi du mouvement, sur :

- les repères osseux pour le mode *XSight Skull* et *XSight Spine*
- la détection du niveau de gris de la tumeur par rapport au parenchyme pulmonaire pour le mode *XSight Lung*
- le repérage de marqueurs pour le mode *Fiducial*.

La correction de positionnement (du patient ou du robot) se fait suite à la détermination de la transformation affine entre les 2 images de référence (DRR) issues du TPS et les 2 images réelles respectives. Dans un premier temps, le recalage consiste à appliquer cette transformation sur les coordonnées de la table de traitement, il s'agit de l'étape de positionnement du patient.

Par la suite, durant le traitement, des clichés sont réalisés à une fréquence qui est contrôlée par les manipulateurs du poste. Les décalages constatés par le logiciel sont compensés automatiquement par le robot (recentrage du faisceau sur le volume d'irradiation) tant que ces derniers respectent la tolérance fixée par le mode de tracking. Si ces tolérances ne sont plus respectées, le traitement est interrompu et un déplacement automatisé de la table (c'est-à-dire du patient) est à réaliser par l'opérateur.

Au cours du traitement, il se peut que le bras du robot vienne masquer le champ de vue du système d'imagerie, rendant impossible les corrections de positionnement du patient. Afin de s'affranchir de ce problème, il est possible de revenir à une position précédente du robot non bloquante pour l'imagerie.

I. Suivi des cibles fixes

I.1 6DSkull

Fu D. Kuduvalli G. A fast, accurate, and automatic 2D-3D image registration for image-guided cranial radiosurgery. Med. Phys. 35, 2180-2194 (2008)

Le recalage 6DSkull est basé sur la reconnaissance de la projection des contours de la boîte crânienne sur les images 2D. Ce recalage rigide est basé sur une comparaison de contraste des os et il est réalisé sur tout le champ de vue.

Le mode 6DSkull est adapté pour des localisations intracrâniennes et pour les lésions ORL fixes par rapport au crâne. Dans ce type de tracking, l'isocentre d'imagerie n'est pas au centre de la zone à traiter.

La tolérance pour le recentrage automatique du faisceau est de 10 mm pour les translations et de 1,5° pour les rotations.

1.2 XSight Spine

Fu D. Kuduvalli G. Enhancing skeletal features in digitally reconstructed radiographs. Proc. SPIE 6144, 846-851 (2006)

Fu D. Kuduvalli G. Maurer C.R.Jr., Allison J.W., Adler J.R. 3D target localization using 2D local displacements of skeletal structures in orthogonal x-ray images for image-guided spinal radiosurgery. Int. J Comput Assist. Radiol. Surg 1, 198-200 (2006)

Ce type de recalage est également basé sur le contraste osseux. À partir d'une grille placée sur le rachis lors de la planimétrie sur les images DRR de référence, une analyse de similarité est réalisée avec les images RX afin de déterminer les décalages nécessaires. Le recalage est généralement réalisé sur la vertèbre d'intérêt plus deux vertèbres en dessus - en dessous. Les vertèbres peuvent bouger indépendamment les uns des autres. Un recalage rigide n'est pas utilisable.

Le mode XSight Spine est adapté pour des localisations du rachis ou des lésions proches et fixes par rapport au rachis.

La tolérance pour le recentrage automatique du faisceau est de 10 mm pour les translations et de 1,5° pour les rotations.

1.3 Tracking Fiducial

Hatipoglu S., Mu Z., Fu D., Kuduvalli G. Evaluation of a robust fiducial tracking algorithm for image-guided radiosurgery. Proc SPIE 6509, 6509A (2007)

Mu Z., Fu D., Kuduvalli G. A probabilistic framework based on hidden Markov model for fiducial identification in image-guided radiation treatments. IEEE Trans Med Imaging 27, 1288-1300 (2008)

L'implantation de 3 à 5 grains d'or (ou fiduciaires) doit se faire à grande proximité de la lésion à traiter quelques semaines (a minima une semaine) avant la réalisation du TDM de planimétrie : cela permet de laisser le temps au grain de migrer et de se stabiliser.

La méthode de tracking Fiducial consiste alors à repérer ces grains d'or parmi les tissus mous (prostate, foie, glandes surrénales, etc.) et à les suivre. Pour cela, lors de la planimétrie, les grains sont identifiés sur l'imagerie de référence, ce qui permet de calculer une position de référence des grains sur les DRR. Au cours du traitement, le système va alors repérer les grains sur les images et les suivre.

La tolérance pour le recentrage automatique du faisceau est de 10 mm pour les translations et de $1,5^\circ/1,5^\circ/3^\circ$ pour les rotations.

II. Suivi des cibles mobiles avec la respiration

II.1 Synchrony

Ozhasoglu C., Saw CB., Chen H., Burton S., Komanduri K., Yue NJ., Huq SM., Heron DE. Synchrony - Cyberknife respiratory compensation technology. Medical Dosimetry, vol 33, n°2 (2008)

Schweikard A., Shiomi H., Adler J. Respiration tracking in radiosurgery. Med. Phys. 31 (2004)

Le système Synchrony (C.Ozhasoglu, 2008) permet de suivre la cible pendant le cycle respiratoire du patient. Cela se déroule en deux étapes concomitantes :

- par le biais de marqueurs internes (3 à 5 grains d'or) ou de repère anatomique tumoral (détection du niveau de gris de la tumeur par rapport au tissu pulmonaire avec XSight Lung), et avec l'utilisation des images, le système Synchrony permet de suivre les mouvements de la tumeur à partir des images RX.
- un ensemble de 3 LED est fixé sur le patient, au niveau du thorax. Leur signal est récupéré par trois caméras disposées sur un support attaché au plafond de la salle de traitement. Les mouvements des diodes, acquis en continu, sont représentatifs des mouvements du thorax du patient : le patient respire normalement durant le traitement. Un modèle des mouvements du thorax au cours du temps est obtenu.

À partir de ces deux informations, un modèle de corrélation est créé entre la position réelle de la tumeur (basée sur les clichés RX) et le modèle de cycles de mouvement du thorax (basé sur les mouvements des diodes). Ce modèle de corrélation dynamique permet au robot, à partir du signal continu des diodes, d'anticiper les mouvements de la tumeur au cours du temps et de se déplacer pour compenser les mouvements respiratoires du patient.

Cette modalité Synchrony peut être utilisée pour le suivi de lésions pulmonaires ou hépatiques.

Comme pour le modèle de tracking Fiducial, l'acquisition de l'imagerie de référence doit se faire 1 semaine ou plus après implantation, afin de s'affranchir des problèmes de migration de grains.

La tolérance pour le recentrage automatique du faisceau est de 25 mm pour les translations et de $1,5^\circ/1,5^\circ/3^\circ$ pour les rotations.

II.2 XSight Lung

Fu D., Kahn R., Wang B., Wang H., Mu Z., Park J., Kuduvalli G., Maurer CR. Xsight lung tracking system : a fiducial-less method for respiratory motion tracking. In: Urschel HC., Kresl JJ., Luketich JD., Papiez L. Timmerman RD. (ed) Robotic Radiosurgery :Treating tumors that move with respiration, edn. Springer-Verlag, Berlin (2007)

Ce modèle de tracking repose sur le suivi de cibles pulmonaires sans implantation de grains d'or. Le système est capable d'identifier la tumeur parmi le parenchyme pulmonaire sur les images RX live acquises au cours de la séance.

L'algorithme est performant pour les tumeurs de diamètre > 15 mm et situées dans la zone périphérique du poumon ou apex. Dans un premier temps, l'alignement du patient est réalisé par le module XSight Spine. Puis un second centrage du patient est réalisé de façon à centrer la tumeur au centre d'imagerie (*mouvement de table*). Celle-ci aura été préalablement définie par contourage sur l'imagerie de référence.

La tolérance pour le recentrage automatique du faisceau est de 25 mm pour les translations.

Le modèle XSight Lung n'est applicable que si la tumeur est visible sur les 2 clichés RX (les 2 incidences). Dans le cas contraire et si le patient n'est pas éligible à l'implantation de marqueurs internes, le traitement par SBRT peut se faire par tracking du rachis du patient (XSight Spine). Le volume cible est élaboré en créant un ITV, déterminé à partir de deux examens scannographiques (un premier en fin d'inspiration et un deuxième en fin d'expiration). Ce volume a pour conséquence d'irradier plus de volume de poumon que nécessaire et cela implique de traiter une tumeur sans vérification préalable de sa position. Le traitement d'une lésion pulmonaire avec le mode XSight Spine est d'autant plus problématique qu'il ne permet pas de détecter les effets de baseline shifts de la tumeur d'une séance de traitement à l'autre : il est donc déconseiller d'utiliser ce mode XSight Spine pour le traitement des tumeurs pulmonaires qui ne sont pas collées au rachis vertébral.

II.3 Lung Optimized Treatment (LOT)

L'option LOT permet de proposer une alternative. Si la tumeur est visible sur une des deux incidences (détecteur A ou détecteur B), le suivi de celle-ci sera réalisé sur cette incidence. Une marge sera affectée à la tumeur pour compenser ses mouvements suivant l'incidence aveugle (=incidence ne permettant pas de repérer la tumeur). Cette méthode de suivi a pour avantage de limiter le volume pulmonaire irradié et permet de s'assurer de la position de la tumeur sur au moins une incidence avant le traitement.

Méthode de suivi	kVmin	kVmax	mAmin	mAmax	Temps d'exposition (ms)	Nombre de clichés (moyenne)
6DSkull	110	115	100	100	100	50 (/120s)
XSightSpine	120	140	250	320	100	75 (/120 s)
XSightLung	120	140	250	320	64	120 (/90 s)
Fiducial	120	140	250	320	100	100 (/90-120 s)
Synchrony	120	140	250	320	64	120 (/90 s)

Tableau 1 : Constances utilisées en pratique clinique - pour une séance (pratiques au CHRU de Tours)

Références :

[W. Kilby, 2010] The Cyberknife robotic radiosurgery system in 2010, Technology in cancer research and treatment, vol. 9(5), 433-452.

[C.Ozhasoglu, 2008] Synchrony-Cyberknife respiratory compensation technology Medical Dosimetry, Vol. 33, 117-123

[JE Schewe, 1998] A room-based diagnostic imaging system for measurement of patient setup, Medical Physics, 25 (12), 2385-1387.

[HS. Shirato, 2000] Physical aspects of a real-time tumor-tracking system for gated radiotherapy, Int. J. Radiat. Oncol Biol Phys, 48 (4), 1589-1594

B. EXACTRAC

Le système Exactrac (Jin 2008, Gevaert 2012) est un système de contrôle radiographique composé de deux tubes RX et d'un système IR. Il est indépendant de l'appareil de traitement et peut être associé aux accélérateurs linéaires. Il peut fonctionner sans table 6D, mais son fonctionnement est optimal avec son utilisation. Ce système permet de contrôler / corriger le positionnement du patient quel que soit l'angle de la table ou du bras de l'accélérateur. Il permet également le suivi en temps réel de la position de table ou de la position du patient.

Les décalages à appliquer à la table de traitement sont déterminés par recalage entre les images kV prises en temps réel et des images DRR, calculées dans ExacTrac à partir du TDM de référence issue du TPS. Le recalage se fait par un algorithme d'optimisation utilisant les intensités de pixels de l'image basé principalement sur l'information des gradients. (manuel ExacTrac, Guide d'utilisation clinique rév. 1.2 ExacTrac ver. 6.0, 2013).

Caractéristiques physiques du système d'imagerie :

Les tubes à RX sont installés dans le sol de la salle de traitement. Les deux imageurs sont fixés au plafond. Les lignes reliant la source au plan de détection de chaque couple tube-détecteur, sont orthogonales, et chaque ligne forme un angle de 45° avec le plan vertical.

Selon l'agencement de la salle de traitement, la distance entre la source des tubes RX et le détecteur varie entre 300 cm pour un caisson au sol et 360 cm pour un caisson encastré. La distance source isocentre (= intersection des deux axes de tir des RX) varie de 190 cm pour un caisson au sol à 230 cm pour un caisson encastré.

La tension maximale est de 150 kV (ajustable par incréments de 10 kV), le nombre de mAs peut être compris entre 0.1 et 80. Le temps d'exposition peut aller jusqu'à 150ms en fonction de la configuration.

Les détecteurs sont constitués de silicium amorphe et offrent une surface de détection active de 20,4 cm x 20,4 cm pour un échantillonnage de 512x512 pixels. Ce qui permet un champ de vue de 12,8x12,8 cm pour une distance source isocentre de 220 cm et une distance source détecteur de 350 cm.

Procédure de positionnement

Un pré-positionnement du patient est réalisé par le biais des marqueurs infra rouge intégrés au cadre de centrage ou posés sur la peau du patient. Les clichés de correction réalisés à la suite de ce pré-positionnement permettent, à la suite du recalage avec l'imagerie de référence, de déterminer des déplacements de la table de traitement. Les décalages se font en translation et en rotation (6 dimensions). Des clichés RX sont à la suite réalisés pour vérifier les déplacements de table.

Des valeurs sont définies par défaut dans un fichier .ini et le paramétrage peut ensuite être adapté par patient. Le paramétrage peut différer en fonction de l'établissement

Des images de vérification sont acquises pour chaque angle de rotation de socle de la table de traitement.

Jin JY, Yin FF, Tenn SE, Medin PM, Solberg TD. Use of the BrainLAB ExacTrac X-Ray 6D system in image-guided radiotherapy. Med Dosim, 2008;33:124-34.

Gevaert T, Verellen D, Tournel K, Linthout N, Bral S, Engels B, Collen C, Depuydt T, Duchateau M, Reynders T, Storme G, De Ridder M. Setup accuracy of the Novalis ExacTrac 6DOF system for frameless radiosurgery. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2012;82:1627-35.

ANNEXE II : CONTROLE DE QUALITE DE LA CUVE A EAU

La mesure des données de base pour la modélisation des TPS pour des faisceaux de faibles dimensions nécessite une attention particulière dans le choix du détecteur mais aussi sur la fiabilité du fonctionnement de l'explorateur 3 D de faisceau (. cuve à eau).

Nous proposons une liste de points à contrôler avant de réaliser l'acquisition des données de base et à contrôler à minima une fois par an. Cette vérification est visuelle. Elle nécessite que la cuve à eau soit équipée de réglettes graduées selon les 3 axes. Ce test peut se faire cuve vide et cuve remplie.

	Position du zéro				
Vérification de la position du zéro	axe X				
	axe Y				
	axe Z				
	Linéarité de déplacement				
	- 200 mm	- 100 mm	0	+ 100 mm	+ 200 mm
axe X					
axe Y					
axe Z					

Avant le début des mesures, une fois la cuve remplie, il est fortement recommandé de vérifier :

- son inclinaison avec un niveau à bulle selon les 2 axes
- la verticalité de déplacement selon l'axe Z pour la mesure de la dose en profondeur

ANNEXE III : DETECTEURS 2D

	Constructeur	Type de détecteur	Nombre de détecteurs	Espacement entre détecteurs	Taille du détecteur
Profiler2	Sun Nuclear	diode	139	4 mm	0,8 mm de largeur
SRS Profiler	Sun Nuclear	diode	125	4 mm	0,8 mm de largeur
2D-Array	PTW	CI	729	10 mm	5 x 5 x 5 mm
SRS 1000	PTW	CI liquides	977	2,5 mm	2,3 x 2,3 x 0,5 mm
OCTAVIUS Detector 1500	PTW	CI	1405	7,1 mm	4,4 x 4,4 x 3 mm
MatriXX Evolution	IBA	CI	1020	7,62 mm	4,5 mm de diamètre et 5 mm de hauteur

Tableau 1 : liste des détecteurs 2D.



Figure 1 : Profiler2 (Sun Nuclear)

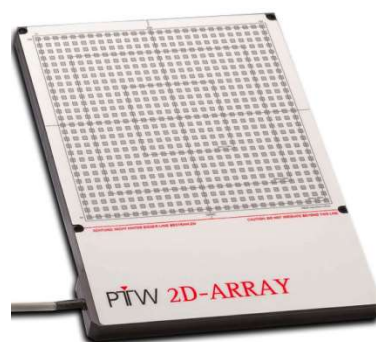


Figure 3 : 2D-Array (PTW)



Figure 2 : SRS Profiler (Sun Nuclear)

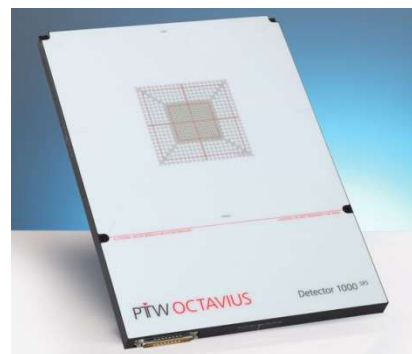


Figure 4 : SRS 1000 (PTW)

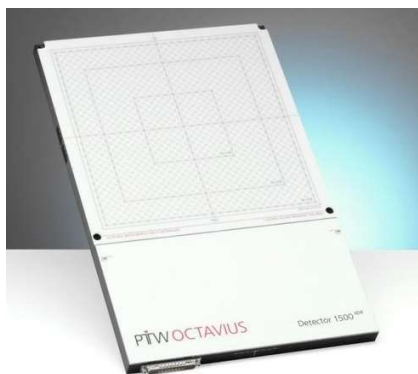


Figure 5 : OCTAVIUS Detector 1500 (PTW)



Figure 6 : MatriXX Evolution (IBA)

ANNEXE IV : FANTOMES DEDIES A LA STEREOTAXIE

	Constructeur	Installation	Possibilité d'insérer des détecteurs
Babyblue Phantom	Standard Imaging	Toutes	CI, films, plaque de milieu hétérogène
Lucy 3D QA Phantom	Standard Imaging	Varian, Elekta, Gammaknife, Brainlab	CI, films
StereoPHAN	Sun Nuclear	Varian, Elekta, Gammaknife, Brainlab Cyberknife (à venir)	CI, films
E2E SBRT Thorax Phantom	CIRS	toutes	CI, films, MOSFET, TLD, OSL, gel 3D
XSight Lung Tracking Phantom Kit & 4D Planning Phantom	CIRS	Cyberknife	Films
Dynamic Thorax Phantom	CIRS	Varian, Elekta, Brainlab	CI, films, MOSFET, TLD, OSL, gel 3D
STE2EV Stereotactic E2E	CIRS	toutes	CI, films, MOSFET, TLD, OSL, gel 3D
QUASAR Respiratory motion phantom	modus QA	Varian, Elekta, Brainlab, Cyberknife	CI, films
Fantôme AQA pour le contrôle quotidien du Cyberknife.	Fourni par Accuray	Cyberknife	Films
Fantôme de type tête et cou pour les contrôles E2E du Cyberknife	Fourni par Accuray	Cyberknife	Films

Tableau 1 : liste des fantômes dédiés à la stéréotaxie.

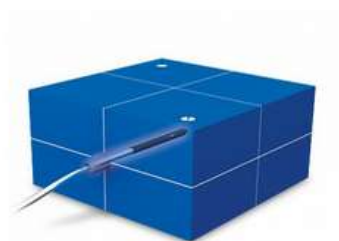


Figure 1 : BabyBlue Phantom (Standard Imaging)



Figure 2 : Lucy 3D QA Phantom (Standard Imaging)



Figure 3 : StereophAN (SunNuclear)

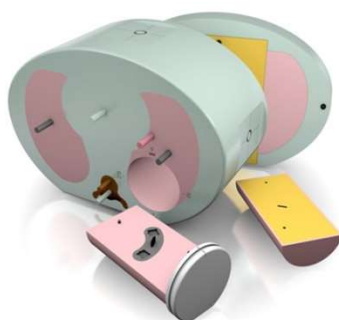


Figure 4 : E2E SBRT Thorax Phantom (CIRS)

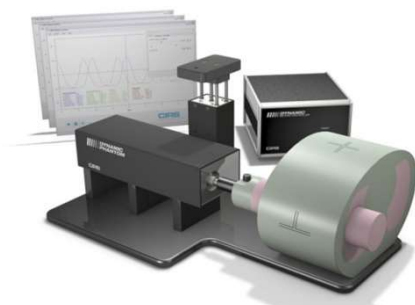


Figure 5 : Dynamic Thorax Phantom (CIRS)



Figure 6 : XSight Ling Tracking Phantom Kit & 4D Planning Phantom



Figure 7: STE2EV Stereotactic E2E (CIRS)



Figure 8 : Fantôme QUASAR Respiratory motion phantom (modus QA)



Figure 9 : Fantôme AQA pour le contrôle quotidien du Cyberknife.



Figure 10 : Fantôme de type tête et cou livré avec le Cyberknife

ANNEXE V : METHODE DE CALCUL DE MARGES [HOOGMAN, 2015]

DEFINITIONS

Il existe 2 types d'erreurs de positionnement :

- Les erreurs systématiques qui occasionnent un décalage de l'isocentre de traitement pendant toutes les séances. Elles interviennent pendant la phase de préparation (délinéation, scanner...)
- Les erreurs aléatoires qui occasionnent des écarts variables par rapport à la position planifiée à chaque séance de traitement et ont pour effet de rendre plus « floues » les distributions de dose au bout d'un certain nombre de fractions

Ces 2 types d'erreurs sont supposés être distribués selon la loi normale [Hurkmans, 2001].

L'effet de l'erreur aléatoire (figure 4.6) est obtenu par la convolution de la distribution de dose planifiée avec une fonction d'erreur aléatoire gaussienne d'écart-type σ (d'où le flou de la distribution de dose)

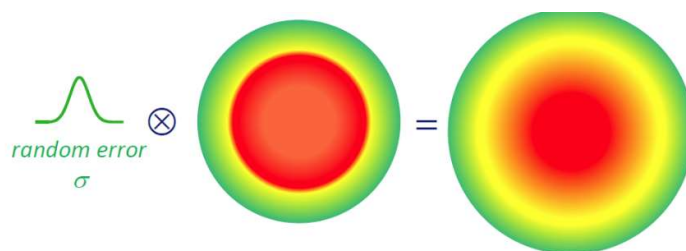


Figure V.1 : distribution de dose obtenue en convoluant la distribution de dose planifiée avec une fonction gaussienne d'erreur aléatoire

Les écart-type sont notés Σ pour les erreurs systématiques et σ pour les erreurs aléatoires.

La marge M à appliquer au CTV afin d'obtenir le PTV est donnée dans l'article de Van Herk [Van Herk et al, 2000] par l'équation V.1 :

$$M = M_{\text{sys}} + M_{\text{alé}} = 2.5\Sigma + 0.7\sigma \quad \text{Equation V.1}$$

avec M_{sys} : marge pour la partie systématique ; $M_{\text{alé}}$: marge pour la partie aléatoire.

Compte-tenu du faible nombre de fractions en techniques stéréotaxiques, la marge relative à la partie aléatoire ($M_{\text{alé}}$) est plus complexe à évaluer. Une solution consiste à établir une base de données d'erreurs de positionnement mesurées par technique stéréotaxique (localisation, contention...).

L'équation V.1 est établie avec les hypothèses suivantes :

- Nombre de fractions infini (hypothèse la plus délicate pour la stéréo)

- Gradient de dose (appelé pénombre ,avec σ_p l'écart-type de la fonction décrivant cette pénombre) au-delà du PTV est modélisée par une distribution normale d'écart-type σ_p de 0.32cm correspondant à une pénombre de 0.54cm pour un faisceau [Witte, 2004],
- Conformation parfaite des isodoses au volume cible
- L'effet de l'erreur aléatoire est donnée par la convolution de la distribution de dose avec une fonction d'erreur aléatoire d'écart-type σ (d'où le flou de la distribution de dose).
- La taille du CTV est grande par rapport aux erreurs

Cette marge M est définie pour que 90% des patients reçoivent une dose cumulée au CTV d'au moins 95% de la dose planifiée [Van Herk, 2000]. Tous les patients ne seront donc pas traités à 100% de la dose prescrite à toutes les fractions.

MARGE DUE A L'ERREUR ALEATOIRE [Van Herk, 2000], :

Dans l'article de Van Herk [Van Herk, 2000], la marge pour la partie aléatoire $M_{alé}$ est donnée par l'équation V2:

$$M_{alé} = \beta \sqrt{(\sigma^2 + \sigma_p^2)} - \beta \sigma_p \quad \text{Equation V.2}$$

où : σ_p est l'écart-type de la fonction décrivant la pénombre (gradient de dose et pénombre du faisceau). Dans l'article de Witte [Witte, 2004], σ_p dans l'eau est de 3.2mm et dans le poumon 6.4 mm.

β (distance entre Isodose prescription 95% et 50%) est un paramètre fonction de l'isodose de prescription dont la valeur est indiquée donné dans le tableau V.1 :

Isodose prescription	Paramètre β
95	1.64
80	0.84
70	0.52
60	0.25

Tableau V.1 : valeurs du paramètre β en fonction de l'isodose de prescription

La figure V.2 montre la marge aléatoire en fonction de l'isodose de prescription:

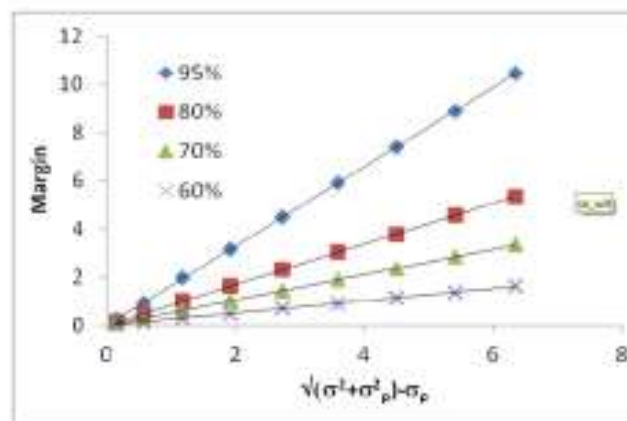


Figure V.2 : Marge aléatoire en fonction de l'isodose de prescription tiré de [Van Heer 2000]

Pour calculer la marge totale M, il faut combiner les différentes marges. Les erreurs systématiques et aléatoires s'ajoutent et les différentes sources d'erreurs se combinent en quadrature.

Exemples de calcul de marges

Cas n°1 : 3x18Gy à l'isodose 80% dans le poumon

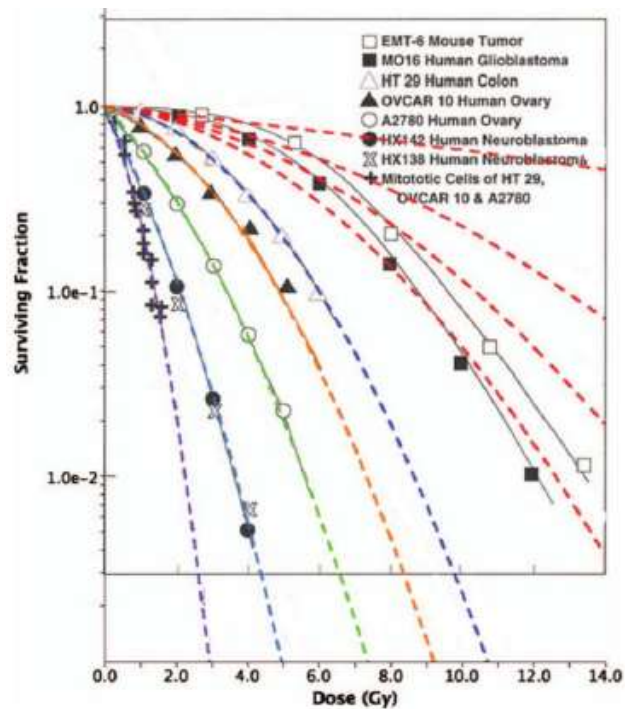
		Erreurs	
N (séances)	3		
Isodose (%)	80		
$\beta =$	0.84		
Pénombre (1sp en mm)	6.4mm	$\sigma_p = 6.4 \text{ mm}$	3.2mm eau/6.4mm poumon
Erreur (mm) après tests E2E = $\Sigma 1$	0.4	$\Sigma 1 = 0.4 \text{ mm}$	
Erreur délinéation (mm) = $\Sigma 2$	2	$\Sigma 2 = 2 \text{ mm}$	
Erreur systématique en mm (CBCT on line)	1	$\Sigma = 1 \text{ mm}$	
Erreur aléatoire en mm (CBCT on line)	1	$\sigma = 1 \text{ mm}$	
Marge systématique = $2.5 * \sqrt{(\Sigma 1^2 + \Sigma 2^2)} = 5.7 \text{ mm}$.			
Marge aléatoire = $M_{alé} = \beta \sqrt{(\sigma^2 + \sigma_p^2)} - \beta \sigma_p = 0.07 \text{ mm}$			
Mtota = Msyst + Malé = 5.8 mm			

Attention : une erreur aléatoire pour 1 séance unique devient systématique

ANNEXE VI : DOSE PHYSIQUE ET DOSE BIOLOGIQUE

A.DÉFINITIONS

-
- Les doses délivrées par fraction lors des traitements de SRS et de SBRT sont largement supérieures à celles des traitements conventionnels. Pour ces raisons, il convient de distinguer la dose physique de la dose biologique.
- **Dose physique :**
- La dose physique cumulée est indépendante du fractionnement et ne répond pas au critère d'étalement : à titre d'exemple, un traitement de 30 Gy en 15 séances (traitement conventionnel) est identique, en dose physique cumulée, à un traitement de 30 Gy délivré en 3 séances (traitement de SRT).
- **Dose biologique :**
- Les tissus biologiques sont sensibles à différents paramètres de traitement tels que le fractionnement et l'étalement : des processus biologiques de réparation cellulaire vont, en fonction de ces paramètres, moduler la réponse des tissus (taux de survie cellulaire) à une irradiation.
- La dose par séance est un des principaux facteurs d'influence de la dose biologique. Ainsi, un traitement de 30 Gy en 15 séances aura des conséquences biologiques au niveau cellulaire différentes de celles d'un traitement de 30 Gy en 3 séances : la dose biologique, « vue » par les cellules, sera beaucoup plus importante dans le second cas.
- De plus, les tissus, en fonction de leur nature, ne répondent pas de manière identique à une même dose. À titre d'illustration, des courbes de survies cellulaires in-vitro issues des travaux d'Eric J. Hall [Hall, 1972] sont présentées ci-dessous.



Courbes de survie cellulaires issues des travaux d'Eric J. Hall. Document colorisé par Astrahan [Astrahan, 2008].

(en abscisse : dose par fraction ; en ordonnée : fraction de survie cellulaire).

- C'est la raison pour laquelle les tolérances de doses appliquées aux organes à risques dans le cadre de la radiothérapie conventionnelle (1.8 Gy / fraction ou 2 Gy / fraction) ne doivent pas être utilisées pour des traitements de radiothérapie stéréotaxiques.

B. MODELES MATHEMATIQUES

Le comportement des cellules irradiées in-vitro a été modélisé par des ajustements de courbe, pour prédire mathématiquement à partir d'une dose délivrée le taux de survie cellulaire. Parmi ceux qui ont été développés, le modèle linéaire quadratique (LQ) est le modèle le plus couramment utilisé [Hall, 1972]. Il présente l'avantage d'être simple : il est constitué d'un terme qui varie linéairement avec la dose et d'un terme qui varie quadratiquement.

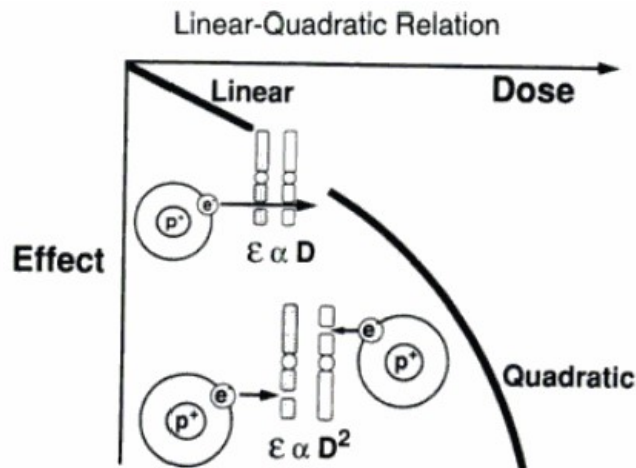


Illustration du modèle Linéaire-Quadratique extraite de Eric J. Hall [Hall, 1972]

Le modèle LQ met en relation le taux de survie cellulaire avec la dose par séance : deux paramètres d'ajustement (α pour la composante linéaire et β pour la composante quadratique) doivent alors être déterminés. La survie cellulaire S a pour expression :

$$S[d] = [e^{-\alpha \times d - \beta \times d^2}]^n \quad \text{Équation 1}$$

Avec :

- $S[d]$: survie cellulaire
- α : paramètre d'ajustement de la composante linéaire
- β : paramètre d'ajustement de la composante quadratique
- d : dose par séance
- n : nombre de séances

Puisque, selon les observations faites in-vitro, les différents types de cellules ne répondent pas d'une manière similaire à une irradiation, des valeurs de paramètres d'ajustements α et β sont à déterminer spécifiquement en fonction de la nature des cellules.

1-INTERET DES MODELES MATHEMATIQUES

Les traitements de radiothérapie fortement hypo-fractionnés ont rendu nécessaire l'établissement de repères de limite de dose aux organes à risques et de dose prescrite aux volumes cibles par rapport à des traitements de radiothérapie conventionnels. Dans ce but, deux grandeurs ont été définies à partir du modèle LQ :

- BED : Biologically Efficient Dose
- EQD_{2Gy} : Equivalent Dose 2Gy

- **BED : Biologically Effective Dose**

La BED correspond à l'efficacité d'un traitement de radiothérapie et traduit la dose biologique correspondante c'est-à-dire la dose « vécue » par les tissus au niveau cellulaire. Elle s'exprime en Gray. Par définition, deux schémas de traitement qui présentent des BED identiques ont des conséquences identiques au niveau cellulaires : ils engendrent un même taux de survie cellulaire.

À titre d'exemple, considérons deux stratégies de traitement différentes :

- **Un protocole 1** : correspondant par exemple à un protocole de radiothérapie hypofractionné qui se compose de n_1 fractions délivrant une dose totale D_1 avec une dose par fraction d_1 tel que : $D_1 = n_1 \times d_1$
- **Un protocole 2** : correspondant par exemple à un protocole de radiothérapie conventionnel composé de n_2 fractions délivrant une dose totale D_2 avec une dose par fraction d_2 tel que : $D_2 = n_2 \times d_2$

Si l'on souhaite comparer deux schémas de traitement différents, la recherche d'une même efficacité biologique implique une survie cellulaire identique des deux stratégies de traitement telle que :

$$S[n_1 \times d_1] = S[n_2 \times d_2]$$

$$D_1 \times \left[1 + \frac{d_1}{\alpha} \right] = D_2 \times \left[1 + \frac{d_2}{\alpha} \right]$$

$$BED_1 = BED_2$$

L'efficacité biologique d'une irradiation, BED, se définit alors mathématiquement à partir du modèle LQ comme :

$$BED = D \times \left[1 + \frac{d}{\alpha} \right]$$

Équation 2

Au fil des années, la définition de la dose biologique BED a été améliorée et des termes peuvent être ajoutés pour tenir compte de différents phénomènes biologiques [Fowler, 2010 ; Astrahan, 2008] (par exemple la repopulation cellulaire, l'espacement temporel entre les irradiations, les paramètres de potentialisation cellulaire, etc).

- **EQD_{2Gy} : Equivalent Dose 2Gy**

L'équivalent de dose 2Gy (EQD_{2Gy} ou EQD2) est une quantité qui permet de se replacer dans le référentiel plus familier de la radiothérapie conventionnelle avec un fractionnement de 2 Gy par séance. Il est utilisé lorsque l'on souhaite comparer la dose délivrée par une stratégie de traitement hypofractionnée (par exemple) à celle d'un traitement conventionnel de 2 Gy par séance. L'EQD_{2Gy} (ou EQD2) s'exprime en Gray.

Considérons deux protocoles de traitement où le protocole 1 correspond par exemple à un traitement hypofractionné. L'équivalent de dose EQD_{2Gy} de ce traitement est recherché à travers le protocole 2 :

- **Protocole 1** : correspondant par exemple à un protocole de radiothérapie hypo-fractionné qui se compose de n_1 fractions délivrant une dose totale D_1 avec une dose par fraction d_1 tel que : $D_1 = n_1 \times d_1$
- **Protocole 2** : recherche d'un équivalent de dose – traitement composé de n_2 fractions délivrant une dose totale D_2 avec une dose par fraction $d_2 = 2$ Gy tel que : $D_2 = n_2 \times d_2$

La recherche d'un équivalent de dose du protocole 1 sous-entend que l'on recherche un traitement (protocole 2) induisant une même survie cellulaire :

$$S[n_1 \times d_1] = S[n_2 \times d_2]$$

$$D_1 \times \left[1 + \frac{d_1}{\frac{\alpha}{\beta}} \right] = D_2 \times \left[1 + \frac{d_2}{\frac{\alpha}{\beta}} \right]$$

$$D_2 = D_1 \times \frac{\left[d_1 + \frac{\alpha}{\beta} \right]}{\left[d_2 + \frac{\alpha}{\beta} \right]}$$

$$EQD_{2Gy} = D_2 = D_1 \times \frac{\left[d_1 + \frac{\alpha}{\beta} \right]}{\left[2 + \frac{\alpha}{\beta} \right]}$$

Équation 3

Notons au passage le lien mathématique entre l'EQD_{2Gy} et le BED du traitement 1 (BED₁) :

$$EQD_{2Gy} = \frac{BED_1}{\left[1 + \frac{2}{\frac{\alpha}{\beta}} \right]}$$

Équation 4

L'obtention d'une dose équivalente 2 Gy (EQD₂) permet de ramener la dose d'un traitement quelconque à une dose dans un référentiel plus familier (2 Gy / séance).

Tout comme la dose biologique (BED), le calcul de la dose équivalente 2 Gy est mathématiquement lié à la nature des tissus, c'est-à-dire au ratio α/β (paramètres d'ajustement des courbes de survie cellulaire). La détermination du rapport α/β est donc de première importance pour une estimation mathématique du BED et/ou de l'EQD_{2Gy}.

Attention : Nous insistons sur le caractère mathématique des définitions du BED et de l'EQD_{2Gy}. Ces formules sont en effet issues d'un modèle mathématique (modèle LQ) qui s'essaye à prédire un comportement cellulaire observé in-vitro. Cette limitation doit être conservée à l'esprit.

2. VALEURS DES PARAMETRES D'AJUSTEMENT

Afin de simplifier les calculs, les valeurs des paramètres d'ajustement α/β qui sont utilisés dans la littérature restent relativement générales. Les données suivantes sont principalement publiées :

- Volume tumoral : $\frac{\alpha}{\beta} = 10 \text{ Gy}$ [Hall, 1972; Fowler, 1984 ; Sahgal, 2010 ; Mantel, 2013]
- Organes à risques :
 - o Moelle épinière : $\frac{\alpha}{\beta} = 2 \text{ Gy}$ [Rades, 2005 ; Sahgal, 2010 ; Park, 2008 ; Mantel, 2013]
 - o Valeur génériques pour OAR : $\frac{\alpha}{\beta} = 3 \text{ Gy}$ [Joiner, 2009 ; Gay, 2009]

Cependant, les équipes de recherche ne s'accordent pas sur les valeurs de ces paramètres d'ajustement. Il convient ainsi de mettre en garde le lecteur sur les limitations des modèles mathématiques utilisés (modèles réalisés à partir de mesures in-vitro alors que l'intérêt se porte sur des données in-vivo) ainsi que sur les simplifications réalisées lors des calculs de grandeurs d'EQD₂ et de BED.

3. LIMITES DES MODELES MATHEMATQUES : LIMITES DU MODELES LINEAIRES QUADRATIQUES (LQ) EN SRT

Outre les difficultés à déterminer les paramètres d'ajustement α/β , les fortes doses délivrées par fraction qui sont utilisées en SRS et en SBRT tendent à amener aux limites du modèle mathématique LQ.

Lorsque les doses par fractions deviennent supérieures à 6 Gy par fraction, les auteurs s'accordent à montrer les limites liées à l'utilisation d'un modèle LQ pour les équivalents de dose (EQD₂ et BED) aux organes à risques :

- Guerrero et al. [Guerrero, 2004] proposent un modèle qui deviendrait linéaire à nouveau pour les doses par séance supérieure à 6 Gy par séance : c'est le modèle Linéaire-Quadratique-Linéaire (LQL)
- Park et al. [Park, 2008] proposent un modèle nommé « Universal Survival Curve » qui constitue une approche hybride entre le modèle LQ et un modèle à cible-multiples (développé historiquement en radiobiologie).
- Astrahan et al. [Astrahan, 2008] proposent un modèle hybride entre le modèle « Universal Survival Curve » et le modèle LQL.
- Wang et al. [Wang, 2010] propose un modèle nommé « Generalized LQ model » qui tend à adopter une attitude linéaire aux fortes doses par fraction.

D'autres auteurs, comme Guckenberger et al. [Guckenberger, 2013] et de Brown et al. [Brown, 2014], ont par contre montré que, pour les calculs d'équivalent de dose (EQD₂ et BED) des tissus tumoraux, le modèle linéaire quadratique pouvait être suffisant jusqu'à des doses de 24 Gy par fraction.

Ainsi, il est important d'être conscient des limitations des modèles mathématiques lorsque des grandeurs EQD₂ ou de BED sont calculées en SRS ou en SBRT. Des outils sont publiés pour ces différentes situations et ils doivent être utilisés avec prudence.

4. CONTRAINTES DE DOSE PUBLIEES EN STEREOTAXIE

Des contraintes de dose sont été publiées dans le rapport AAPM TG 101 [Benedict, 2010] où les travaux de Timmerman et al. [Timmerman, 2008] sont cités, ils se basent sur des observations empiriques issues d'irradiations en conditions stéréotaxiques. Le journal Seminars in Radiation Oncology a publié en 2016 [Tepper, 2016] et en 2017 [Tepper, 2017] deux numéros traitant des sujets liées aux contraintes de doses en radiothérapie stéréotaxiques.

Le groupe français Recorad a publié en 2016 [Noël, 2016] des indications de contraintes de dose en radiothérapie stéréotaxique en fonction des localisations, mais elles n'ont pas fait l'objet d'une validation.

Le rôle de ce rapport n'est pas de fournir des recommandations de contraintes de doses en radiothérapie stéréotaxique, cela est de la responsabilité des médecins.

C. LOGICIELS DE CALCUL D'EQUIVALENT DE DOSE

Lors d'une ré-irradiation, la planimétrie doit tenir compte des doses délivrées par l'irradiation antérieure. Deux approches sont présentées ci-dessous :

1. APPROCHE PONCTUELLE

La dose maximale ou la contrainte de dose-volume de chaque organe à risque est recalculée en EQD_{2Gy} ou en BED pour l'irradiation antérieure et pour la nouvelle planimétrie. L'hypothèse est alors faite que le maximum de dose reçue par une structure au cours de la première irradiation se situe au même endroit sur la structure d'intérêt lors de l'irradiation suivante.

Exemple :

Un patient anciennement traité par arc-thérapie est ré-irradié avec un traitement de SBRT de 30 Gy en 3 fractions sur la tumeur. La dose au canal médullaire s'avère préoccupante pour cette ré-irradiation, la contrainte de dose EQD_{2Gy} maximale étant de 50 Gy avec un ratio $\alpha/\beta=2$.

- Lors de l'irradiation antérieure, le canal médullaire a reçu une dose maximale de 25 Gy en 10 fractions : cela correspond à une dose EQD₂ = 28,1 Gy.
→ La dose potentiellement recevable par le canal médullaire est de : EQD_{2Gy} = 50 – 28,1 soit 21,9 Gy délivrés en 2 Gy par séance.
- Si on considère que le maximum de la dose reçue par le canal médullaire lors de la 1^{ère} irradiation coïncide avec son maximum de la dose lors de la deuxième irradiation, il nous faut déterminer la dose maximale pouvant être délivrée au canal médullaire.
→ Pour une dose de 21,9 Gy à raison de 2 Gy par séance, la dose est de 13,5 Gy pour 3 séances. La dose à ne pas dépasser à la moelle est de 13,5 Gy pour le traitement en SBRT.

Des logiciels proposent différents niveaux de complexité pour le calcul des EQD_{2Gy} et BED tels que, par exemple, la prise en compte du temps d'arrêt des traitements, de la capacité de repopulation cellulaire des tissus, des modèles LQ et LQL, etc.

Nous pouvons par exemple citer :

- TDF Plan (logiciel payant) développé par EyePhysics [EyePhysics, LLC] qui permet de calculer les doses biologiques BED à partir des modèles LQ et LQL.
- LQL Equiv développé dans le cas d'un projet de recherche par Voyant et al. [C. Voyant, 2013] qui permet de calculer des doses biologiques BED mais également des doses équivalentes EQD_{2Gy} en se basant sur les modèles LQ et LQL avec une bascule automatique d'un modèle à l'autre en fonction de la dose par séance. Une bibliothèque de coefficients α/β , de paramètres cellulaire (par exemple le paramètre de repopulation cellulaire, le paramètre de réparation incomplète, etc.) est proposée en fonction des organes à risque.

Il est important de noter que ces logiciels nécessitent l'évaluation préalable par les utilisateurs (performances de calcul, robustesse des logiciels, limites d'utilisation clinique). La responsabilité finale de la détermination de la dose incombe aux radiothérapeutes.

2.APPROCHE TRIDIMENSIONNELLE

À partir de la cartographie de dose physique en trois dimensions, une cartographie de dose équivalente EQD_{2Gy} ou de dose biologique BED de la première planimétrie est calculée en tenant compte de la nature des tissus (valeurs α/β différentes en fonction de l'organe). Cela permet d'établir des limites de dose pour la nouvelle irradiation (conversion des isodoses EQD_{2Gy} ou BED en contours et importation dans le TPS). À la date de rédaction de ce rapport, il n'existe que peu de logiciels commerciaux permettant de réaliser cela.

Néanmoins, nous souhaitons souligner, comme le précise le rapport AAPM TG 132 [AAPM TG 132, 2017], que le recalage des distributions de dose physique ou biologique reste encore problématique à évaluer (recalages non parfaits, organe déformé,...). Il faut faire preuve d'une grande vigilance, aussi bien pour le physicien que pour le radiothérapeute lors de leur implémentation en conditions cliniques. Nous rappelons que des contrôles de qualité de ces logiciels sont nécessaires [AAPM TG 132].

RAPPORTS SFPM PRECEDEMENT PARUS

Titre	Sous-titre	Numéro	Date	Domaine	Disponibilité
Quality control of electrons accelerators for medical use		1A	1989	RT	OUI
Choix et évaluation des systèmes informatiques en radiothérapie		2	1989	RT	NON
Evaluation des performances et contrôle de qualité des scanners		3	1990	RA	OUI
Recommandations pour un programme d'assurance de qualité en radiothérapie externe	Réunion commune SFPM/SFRO	4	1992	RT	NON
Intercomparaison dosimétrique en curiethérapie		5	1991	RT	NON
Quality control of asymmetric fields on medical electron accelerators		6A	1993	RT	OUI
Contrôle de qualité des champs asymétriques pour les accélérateurs d'électrons à usage médical		6	1992	RT	OUI
Evaluation des performances et contrôle de qualité des caméras à scintillations.	1ère partie - mode planaire	7	1992	MN	OUI
Guide pratique de maîtrise de la qualité en radiodiagnostic conventionnel	Commission \Imagerie\''	8	1993	RA	NON
Etalonnage et contrôle de qualité des activimètres		10	1995	MN	OUI
Contrôle de qualité en curiethérapie par Iridium 192 à haut débit de dose		11	1995	RT	OUI
Evaluation des performances et contrôle de qualité des caméras à scintillations.	2ème partie - mode tomographique	12	1996	MN	OUI
Evaluation des performances des systèmes d'imagerie de contrôle		13	1996	RT	OUI
Evaluation des performances et contrôle de qualité des caméras à scintillations.	3ème partie - mode corps entier	14	1997	MN	OUI
Le rôle et les besoins en radiophysiciens dans le service de médecine nucléaire		15	1998	MN	OUI
Contention et repositionnement Etat de l'art en 1999		16	1999	RT	OUI
Guide pour la mise en oeuvre en radiothérapie externe de l'assurance qualité par mesures in vivo par dosimètres thermoluminescents et semi-conducteurs		18	2000	RT	OUI
Dosimétrie des explorations diagnostiques en médecine nucléaire.		19	2001	MN	OUI
Contrôle de qualité des collimateurs multilames		20	2003	RT	OUI
Dosimétrie des explorations diagnostiques en radiologie		21		RA	OUI
Le rôle et les besoins en radiophysiciens dans le service de médecine nucléaire	mise à jour du rapport n°15	22	2006	MN	OUI
Contrôle de qualité spécifique en IRM : développement et réalisation d'un objet-test multimodal		23	2007	IRM	OUI
Contrôle de qualité et mesure des performances en tomographie d'émission de positons		24	2008	MN	OUI
Contrôle de qualité d'une installation de simulation virtuelle		25	2009	RT	OUI
Contrôle de qualité en radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité		26	2010	RT	OUI
Recommandations pour la mise en service et l'utilisation d'un TPS	mise à jour des rapports n°7, 12, 14	27	2010	RT	OUI
Contrôle de qualité et mesure des performances des gammas caméras		28	2012	MN	OUI
Radiothérapie guidée par l'image. Contrôle de qualité des équipements à rayons X (IGRT)		29	2014	RT	OUI
Dosimétrie des explorations diagnostiques en radiologie	mise à jour du rapport n° 21	30	2015	RA	OUI
Rôle et responsabilités du PM dans la validation des traitements oncologiques en radiothérapie interne vectorisée		31	2015	MN	OUI
Niveaux de référence en radiologie interventionnelle		32	2017	RA	OUI
Dosimétrie des explorations diagnostiques en médecine nucléaire	Mise à jour rapport N° 19	33	2017	MN	OUI
Assurance qualité en radiothérapie par modulation d'intensité rotationnelle		34	2018	RT	OUI

Titre	Sous-titre	Numéro	Date	Domaine	Disponibilité
Qualité et sécurité des radiochirurgies et des radiothérapies stéréotaxiques		35	2018	RT	OUI