



MÉMOIRE DE MASTER

FILIÈRE : Physique
SPÉCIALITÉ : Physique médicale

Présentée par :
TAHAROUNT Amal

Thème

**Guideline pour les traitements en stéréotaxie utilisant la
technique de modulation d'ARC volumétrique
(VMAT) : De l'imagerie de diagnostic au traitement**

Devant le jury d'examen composé de :

Président :	Pr MITICHE M. Djerdjer
Promoteur :	Mr METCHAT Billal
Examineur :	Dr TOUTAOUI Abdelkader
Invitée :	Mme AIT CHIKH Sounya

Soutenue publiquement le : 8/07/2024.

Remerciements

Je remercie Allah, le Tout-Puissant, pour sa Grâce qui m'a donné la force, le courage, la patience et la santé nécessaires pour réaliser ce modeste travail et le mener à terme. Je tiens également à exprimer ma gratitude envers toutes les personnes qui ont contribué au succès de mon stage et qui m'ont aidée lors de la rédaction de ce mémoire.

Je souhaite tout d'abord exprimer ma sincère gratitude envers **Dr Mahmoudi**, PDG de l'hôpital Chahids Mahmoudi, pour avoir facilité l'accès au matériel et aux nouvelles technologies lors de mon stage. Cette opportunité a créé un environnement propice pour enrichir ma formation.

Je tiens à exprimer ma gratitude envers le président de jury, **Mr MITICHE M. Djerdjer**, d'avoir accepté de présider le jury de ma soutenance. Je souhaite également à remercier **Dr TOUTAOUI Abdelkader** d'avoir accepté d'examiner ce manuscrit et de l'enrichir par ses précieuses propositions.

Je tiens également à remercier mon encadrant, **Mr. Billal METCHAT**, Physicien Médical à l'Hôpital HCM, pour sa patience, ses conseils éclairés et le temps considérable qu'il a consacré à suivre et à guider mes recherches. Ses remarques et suggestions, fondées sur son expertise, ont grandement enrichi ce mémoire et ont joué un rôle essentiel dans sa réalisation.

Je souhaite exprimer ma reconnaissance envers **Mme Sounya AIT CHIKH**, Physicienne Médicale à l'hôpital HCM, Son aide précieuse, le temps qu'elle a consacré pour répondre à mes innombrables questions ont été d'une valeur inestimable. Elle est une source d'inspiration et un exemple à suivre.

Mes remerciements vont également à toute l'équipe du service de radiothérapie de l'hôpital, notamment à **M. Samir Bencheikh**, **Mme Ryma Louelh**, **Mme Lynda Boumaza**, pour leur accueil chaleureux, leur collaboration et leur partage de connaissances, sans oublier les manipulations du service : En particulier, **Mr Annane Abderrahmane**, Demri Brahim, Nadji Rachid, Slimani Katia, Tamani Sabrina et Bouakkaz Rachid. Leur esprit d'équipe et leur bienveillance ont créé un environnement de travail stimulant et convivial.

Enfin, je remercie vivement mes amis de promotion, ma copine **Fadhma**, pour leur soutien inestimable et les moments inoubliables que nous avons partagés durant ces deux années de master.

Dédicaces

Je dédie ce mémoire :

À mes chers parents, qui m'ont inculqué les valeurs de persévérance et de détermination, et qui n'ont jamais cessé de m'encourager et de se sacrifier pour ma réussite. Que Dieu leur accorde santé, amour, bonheur et une longue vie.

À ma sœur bien-aimée Imane,

Je te suis profondément reconnaissante pour ton soutien inconditionnel, ton amour sincère et tes précieux conseils. Merci infiniment pour tout ce que tu as fait pour moi. Bien que la distance puisse nous séparer physiquement, tu resteras toujours près de mon cœur. Je te souhaite beaucoup de succès dans ta nouvelle aventure académique.

À ma chère sœur **Zohra**, ma nièce **Sirine** votre présence dans ma vie est une source de joie et de réconfort. Je vous aime profondément et je suis reconnaissante de vous avoir à mes côtés.

À mon cher beau-frère, **Abdelhak** qui m'a toujours soutenu tout au long de mon parcours. Tes encouragements ont été pour moi une source précieuse de motivation et de force.

À tous mes ami(e)s et à tous ceux qui me connaissent.

Une dédicace spéciale : À ceux qui nous ont quittés très tôt.

Table des matières

Table des matières	i
Table des figures	iii
Liste des tableaux	iv
Introduction générale	1
1 La radiothérapie stéréotaxique intracrânienne	2
1.1 Définitions	2
1.1.1 La radiothérapie stéréotaxique	2
1.1.2 Machines de traitement	2
1.1.3 Techniques de traitement	3
1.2 Chaîne de traitement	3
1.2.1 Décision thérapeutique et information du patient	4
1.2.2 Acquisition des données morphologiques	4
1.2.3 Délimitation des volumes cibles :	5
1.2.4 Plannification de traitement	6
1.2.5 Vérification des plans prétraitement	7
1.2.6 Mise en place et traitement	8
1.3 Analyse de risque et guidelines en SRS	8
1.3.1 Définition	8
1.3.2 Méthode d'évaluation de risque	8
1.3.3 Guidelines pour la SRS	9
2 Matériels et méthodes	10
2.1 Matériels utilisés	10
2.1.1 L'appareil IRM	10
2.1.2 Scanner simulateur	12
2.1.3 Système de planification de traitement Brainlab	12
2.1.4 Système de planification de traitement Eclipse	13
2.1.5 Accélérateur linéaire	13
2.1.6 Fantôme STEEV CIRS	14
2.1.7 Chambre d'ionisation PinPoint	15
2.2 Méthodes	15
2.2.1 Incertitudes en simulation IRM	16
2.2.2 Incertitudes en simulation CT	16
2.2.3 Incertitudes sur la délinéation des volumes	17
2.2.4 Incertitudes de planification de traitement	19
2.2.5 Incertitudes lors de la vérification prétraitements	20
2.2.6 Incertitudes sur le repositionnement du patient avec ExacTrac	20
2.2.7 Incertitudes sur la position du traitement	22
2.2.8 Application de la méthode d'évaluation des risques à la SRS	22

3	Résultats et discussions	23
3.1	Distorsion géométrique	23
3.2	Symétrie	24
3.3	Délimitation des volumes	25
	3.3.1 Recalage d'image IRM-CT	25
	3.3.2 Contourage manuel	26
	3.3.3 Contourage automatique	27
	3.3.4 Transfert de données	28
3.4	Plannification de traitement	30
	3.4.1 Choix de l'algorithme	30
	3.4.2 Taille de la matrice de calcul	31
	3.4.3 Exclusion d'une structure externe	32
3.5	Vérification prétraitement	33
3.6	Mise en place	34
	3.6.1 Analyse de données Exactrac lors de la mise en place	34
	3.6.2 Calcul de marge	36
3.7	Traitement : Positionnement pendant le traitement	37
3.8	Analyse de risque	38
	Conclusion générale	39

Table des figures

1.1	Image du premier traitement en SRS par le Gamma Knife de Lars Leksell. . . .	3
1.2	Description des étapes de la chaine de traitement d'un patient en radiothérapie selon l'ASN.	4
1.3	Processus de la vérification du plan de traitement.	7
2.1	Appareil IRM <i>Discovery MR750w 3T</i>	10
2.2	le fantôme SNR.	11
2.3	le fantôme SNR modifié.	11
2.4	Scanner simulateur <i>OPTIMA CT 580</i>	12
2.5	Le contourage automatique des OAR avec le module Elements Anatomical Mapping de Brainlab	13
2.6	Plannification de traitement SRS en utilisant la technique VMAT.	13
2.7	Accélérateur linéaire Clinac iX23.	14
2.8	Fantôme STEEV de CIRS, avec ces différentes insertes.	15
2.9	Chambre d'ionisation PinPoint de PTW	15
2.10	Mise en place du fantôme STEEV sur le scanner simulateur.	17
2.11	Mesure des déplacements des billes sur les images CT.	17
2.12	Recalage d'image IRM-CT sur Eclipse (a : CT, b : Fusion, c : IRM.)	18
2.13	Contourage manuel des structures du fantôme STEEV avec Eclipse.(coupe transversale)	18
2.14	Les structures contourées à gauche : avec la table, à droite : sans la table.	20
2.15	La vérification prétraitement avec l'EPID (à gauche), les erreurs introduites sur la position de l'EPID dans les axes X, Y (à droite).	20
2.16	Mesure de la dose ponctuelle avec la chambre PinPoint.	22
3.1	Comparaison entre les volumes réels et les volumes contourés manuellement. . . .	26
3.2	Comparaison entre les volumes contourés sur Brainlab avec ceux corrigés manuellement sur Eclipse.	28
3.3	Comparaison des volumes des OAR lors du transfert de Brainlab vers Eclipse. . . .	29
3.4	La dose maximale du PTV et des OAR calculée avec Acuros XB et AAA.	30
3.5	La dose moyenne du PTV et des OAR calculée avec Acuros XB et AAA.	30
3.6	Comparaison des écarts relatifs de D_{max} et D_{moy} pour des volumes de PTV de 0.6cc et 1.5cc.	32
3.7	Comparaison entre les valeurs de la dose maximale et moyenne pour le PTV avec et sans la table de traitement.	33
3.8	Analyse de l'indice gamma pour les différents champs de traitement.	34
3.9	Correction et vérification de position longitudinale, latérale du patient.	35
3.10	Correction et vérification de position longitudinale, verticale de patient.	35
3.11	Correction et vérification de la position roulis, tangage de patient.	35
3.12	Correction et vérification de la position roulis, lacet de patient.	35

Liste des tableaux

1.1	Analyse des risques pour les traitement SRS.	9
2.1	Protocole IRM pour la radiochirurgie à l'hôpital Chahids Mahmoudi.	11
2.2	Protocole IRM optimisé pour la radiochirurgie à l'hôpital Chahids Mahmoudi.	11
2.3	Protocole d'acquisition scanner pour la SRS.	12
2.4	Le tableau représente les différentes sources d'incertitudes choisies pour l'étude.	16
3.1	Comparaison de la distorsion géométrique pour les paramètres non optimisés et optimisés.	24
3.2	Résultats des mesure des déplacements des billes sur les images CT.	25
3.3	Table de la moyenne de décalage pour les images IRM-CT fusionnées.	25
3.4	Résultats du contourage manuel des différentes inserts du fantôme STEEV.	26
3.5	Résultats des volumes contourés sur Brainlab avec ceux corrigés sur Eclipse.	27
3.6	Résultats de transfert de données de BrainLab vers Eclipse.	29
3.7	Tableau des valeurs moyennes de D_{max} et D_{moy} du PTV en fonction de la taille de pixel	31
3.8	Tableau des valeurs de D_{max} en fonction de la taille de pixel et du volume du PTV.	31
3.9	Tableau des valeurs de D_{max} pour deux PTV de volumes 0.6cc et 1.5cc respectivement.	31
3.10	Résultats de la dose maximale et moyenne avec et sans la table de traitement.	32
3.11	Résultats de l'analyse de l'indice gamma en (%)	33
3.12	Marges calculées pour les patients présentent des décalages hors tolérance.	36
3.13	Marges calculées pour les patients en excluant les patients présentant des décalages hors tolérance.	36
3.14	Les résultats de la mesure de la dose avec la chambre et celle calculée avec le TPS.	37
3.15	Résultats de l'analyse de risque pour les traitements SRS.	39

Introduction générale

La radiochirurgie stéréotaxique (SRS) est une modalité de traitement avancée qui consiste à délivrer des doses de rayonnement élevées (≥ 11 Gy) en une seule fraction de manière extrêmement précise et localisée, principalement pour le traitement de lésions intracrâniennes de petites dimensions (≤ 3 cm).

Le traitement par la radiothérapie stéréotaxique repose sur la convergence de multiples faisceaux de photons non coplanaires vers la lésion à traiter, avec une précision de l'ordre du millimètre. Une des techniques employées est l'arthérapie avec modulation d'intensité volumétrique (VMAT) qui permet l'administration du traitement par rotation continue de la source de rayonnement autour du patient, tout en modulant simultanément l'intensité et la forme du faisceau. Cette modulation dynamique permet une conformation optimale de la dose au volume cible et minimise l'exposition des structures critiques adjacentes.

La SRS exige une précision extrême à toutes les étapes du processus de traitement, notamment dans la délimitation des volumes cibles, la planification du traitement, et l'administration de la dose de rayonnement. La quantification des incertitudes liées au positionnement du patient, à la complexité des systèmes utilisés, aux aspects géométriques de l'appareil de traitement ainsi qu'aux algorithmes de calcul de dose, constitue un défi majeur dans l'optimisation des résultats dosimétriques et cliniques. Dans ce contexte, établir des lignes directrices et des recommandations pour la SRS est d'un grand intérêt. Ces directives visent à standardiser les procédures, à garantir la qualité des traitements, et à assurer la sécurité des patients en définissant des normes de pratique et des critères de qualité.

L'objectif principal de ce travail est d'établir des directives spécifiques pour la radiothérapie stéréotaxique utilisant la technique VMAT au sein de l'Hopital Chahids Mahmoudi. Cette démarche repose sur une analyse de risques selon la méthode de l'Autorité de Sécurité Nucléaire (ASN) [1] et les recommandations de la Société Française de Physique Médicale (SFPM) [2].

Le travail proposé s'articulera autour de trois axes principaux. Le premier axe porte sur l'identification des sources d'incertitude présentes à chaque étape du processus de traitement en radiochirurgie stéréotaxique, de l'imagerie de diagnostic à l'administration du traitement. Le deuxième axe est dédié à la quantification de ces incertitudes. Le troisième axe concerne l'établissement des directives pour les minimiser.

Le présent document est divisé en trois chapitres :

Dans le premier chapitre, nous allons discuter les aspects fondamentaux de la SRS. Ensuite, nous fournirons une description détaillée du parcours du patient et des méthodes utilisées pour la gestion des risques.

Le deuxième chapitre est consacré à la description du matériel utilisé au cours de notre étude, ainsi qu'aux différentes méthodes que nous avons suivies pour quantifier les incertitudes à chaque étape de la chaîne de traitement.

Dans le troisième chapitre, nous présenterons les résultats obtenus, nous procéderons à une analyse détaillée et discuterons de ces résultats en les comparant à des études antérieures. Nous aborderons également les directives proposées pour garantir la précision et la qualité des traitements SRS.

Chapitre 1

La radiothérapie stéréotaxique intracrânienne

1.1 Définitions

1.1.1 La radiothérapie stéréotaxique

La radiothérapie stéréotaxique est une technique d'irradiation de haute précision permettant de traiter des tumeurs de petites dimensions [3]. Elle consiste en la délivrance d'une très forte dose à l'aide d'une multitude de mini-faisceaux convergents en assurant un positionnement de l'ordre du millimètre. « Stéréo » signifie corps solide et « taxique » signifie un arrangement. La RTS est donc basée sur des techniques propres à la neurochirurgie pour localiser en 3D la lésion à traiter, dans le but d'améliorer la précision du traitement et d'épargner le plus possible les tissus sains environnants. On fait habituellement la distinction entre les traitements SRS (Stéréotaxic Radio Surgery), en une unique fraction, et les traitements SRT (Stéréotaxic Radiation Therapy), en plusieurs fractions, administrée en 3 à 5 fractions et dans certain cas en étalement classique. Les indications principales de la RTS incluent le traitement des tumeurs bénignes (méningiome, adénome hypophysaire, neurinomes, malformations artérioveineuses), les tumeurs malignes (première intention, ré-irradiation, métastases cérébrales), ou encore des structures neurologiques fonctionnelles (névralgie du trijumeau, épilepsie, maladie de Parkinson).

1.1.2 Machines de traitement

Le premier appareil dédié à la radiochirurgie stéréotaxique fut le Gamma Knife, inventé en 1968 à Stockholm par le neurochirurgien suédois Lars Leksell [4]. Il repose sur l'utilisation de centaines de sources de cobalt (environ 200 sources) réparties en hémisphère autour du patient (**Fig 1.1**). Dans les années 80, les progrès dans le développement mécanique des accélérateurs linéaires, notamment grâce à l'amélioration du système de collimation (le collimateur multi-lames MLC), ont permis d'étendre ce type de traitements à des installations de radiothérapie conventionnelle. Tous ces systèmes nécessitaient l'utilisation d'un cadre stéréotaxique fixé sur la tête du patient, depuis l'imagerie jusqu'au traitement. L'évolution ultérieure et l'introduction de la table 6D ont rendu possible le passage à la technologie sans cadre (frameless). Un autre dispositif, le CyberKnife, est apparu en 1990. Il se compose d'un mini-accélérateur linéaire monté sur un bras robotisé avec plusieurs isocentres et 6 degrés de liberté. Le CyberKnife permet un traitement d'une précision submillimétrique et est particulièrement indiqué pour les tumeurs de petite taille ($2 \text{ mm} < \text{tumeur} < 3 \text{ cm}$).



Figure 1.1 – Image du premier traitement en SRS par le Gamma Knife de Lars Leksell.

1.1.3 Techniques de traitement

La délivrance de traitement en SRS/SRT peut se faire avec différentes techniques de traitement, nous allons en présenter deux techniques largement utilisées :

Arcthérapie dynamique conformationnelle (DCAT) C'est l'utilisation de plusieurs ARCs dans lesquels les MLC se conforment au volume cible tout le long de l'ARC, épargnant ainsi les tissus normaux qui reçoivent des doses faibles. Toutefois, lorsque le volume cible est très proche ou en contact avec un organe critique, cette technique peut s'avérer insuffisante pour avoir un plan acceptable sur le plan clinique.

Arcthérapie avec modulation d'intensité volumétrique (VMAT) L'arcthérapie avec modulation d'intensité, connue sous le nom d'Intensity Modulated Arc Therapy (IMAT), a été introduite par Yu en 1995 [5]. À l'origine, cette technique associait la rotation du bras et le mouvement des lames du collimateur MLC. Par la suite, la technique IMAT a évolué en augmentant le nombre de paramètres variables : la vitesse de déplacement des lames et le débit de dose. Cette technique désigne aujourd'hui l'arcthérapie modulée en intensité volumétrique (VMAT), utilisant l'ensemble de ces paramètres variables.

1.2 Chaîne de traitement

L'Autorité de Sûreté Nucléaire (ASN) a publié en 2009 [1] un guide décrivant le processus de la prise en charge du patient en radiothérapie (Fig 1.2). Les étapes discutées se rapportent aux traitements stéréotaxique effectués avec un accélérateur linéaire en utilisant la technique VMAT.

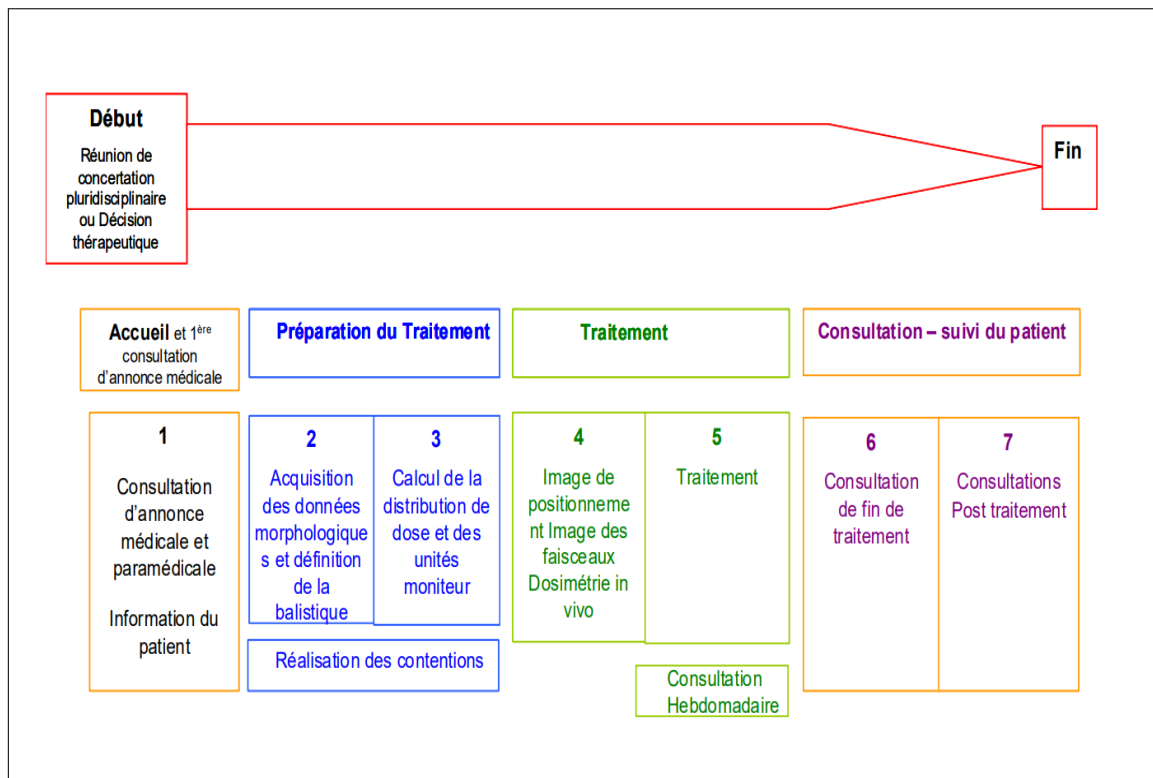


Figure 1.2 – Description des étapes de la chaîne de traitement d'un patient en radiothérapie selon l'ASN.

1.2.1 Décision thérapeutique et information du patient

Les patients orientés vers une radiothérapie stéréotaxique sont souvent préalablement diagnostiqués suite à un bilan médical confirmant la présence de la tumeur. Le radio-oncologue consulte d'autres experts, tels que des neurochirurgiens, lors d'une réunion pluridisciplinaire (RCP) afin de décider du traitement le plus approprié, qui dépend du type, de la localisation et de la taille de la tumeur. Les indications de la radiochirurgie en une seule fraction concernent principalement les petites lésions inférieures à 2 à 3 cm de diamètre [6]. Le traitement peut être curatif si une guérison totale est envisageable en éradiquant la tumeur. Sinon, un traitement palliatif est proposé pour garantir une espérance de vie prolongée, principalement en cas de rechute métastatique. À la fin du processus de concertation, une décision thérapeutique est prise et un programme personnalisé de soins est proposé au patient.

1.2.2 Acquisition des données morphologiques

Imagerie par résonance magnétique L'imagerie par résonance magnétique (IRM) est une modalité d'imagerie non irradiante qui permet d'obtenir des informations aussi bien anatomiques que fonctionnelles grâce aux différents contrastes et séquences d'images disponibles. Il s'agit de l'examen de référence pour le contourage des tumeurs intracrâniennes du fait de sa capacité à discriminer les tissus mous, contrairement à la tomодensitométrie [7]. Dans le cas de la SRS, une précision spatiale maximale est requise en raison de la présence de forts gradients de dose. L'objectif principal de cette modalité d'imagerie dans la planification de traitement est de représenter avec précision l'emplacement et la forme de la tumeur en trois dimensions et d'améliorer la définition des organes à risque.

Pendant la phase de simulation par IRM, le patient est soumis à une série de séquences selon un protocole standard pour les localisations cérébrales, telles que la séquence T2 CUBE,

T2 FLAIR, et T1 FSPGR BRAVO. Ce protocole comprend des paramètres qui peuvent être optimisés pour les indications SRS.

Imagerie tomодensitométrique La position de traitement du patient est déterminée lors de la simulation par tomодensitométrie (CT). Cette position doit être la plus reproductible possible pendant toutes les phases du traitement. Dans ce cadre, et pour minimiser les éventuels mouvements, le patient placé en position dorsale est immobilisé avec un système de contention personnalisé composé d'un masque non invasif. Ce masque thermoformé est adapté à la localisation et à la précision requise pour le positionnement en radiochirurgie stéréotaxique. Une fois le masque fixé, trois repères sont tracés au centre du crâne à l'intersection des faisceaux laser qui représentent les trois axes de l'espace cartésien (x, y, z). Les images CT sont réalisées selon un protocole spécifique, elle fournissent les informations sur les densités électroniques des structures anatomiques crâniennes nécessaires pour le calcul de la dose. Après la simulation, ces images sous format DICOM (Digital imaging and communications in medicine) sont envoyées aux systèmes de planification de traitement pour la délimitation du volume tumorale et des organes à risque.

1.2.3 Délimitation des volumes cibles :

Le recalage d'image : Comme mentionné précédemment, les images CT utilisées pour le calcul de la dose présentent des limitations en termes de contraste des tissus mous. En les fusionnant avec celles de l'IRM, il devient possible d'obtenir une définition précise à la fois du volume tumoral et des organes critiques, tout en préservant les valeurs des densités électroniques. Ce processus de recalage consiste à établir une correspondance entre les voxels de chaque image des deux modalités

Les volume cibles : le médecin radiothérapeute délimite les volumes cibles à traiter et les organes à risques à protéger sur les images CT-IRM fusionnées selon les recommandations de la Commission internationale des unités et mesures radiologiques (ICRU91)[8]. On définit principalement trois volumes cibles : le GTV, le CTV et le PTV.

- **GTV** «*Gross Tumor Volume*» ou volume tumoral macroscopique : il comprend l'ensemble des lésions tumorales visibles à l'imagerie.
- **CTV** «*Clinical Target Volume*» ou volume cible anatomo-clinique : il comprend le GTV auquel on ajoute une marge correspondant à l'extension microscopique invisible à l'imagerie, cette marge est issue de données de la littérature. Dans le cas des tumeurs cérébrales traitées par SRS, l'ajout d'une marge du CTV n'est pas nécessaire. L'ajout même d'une marge de 1 mm pour les tumeurs de moins de 1 cm de diamètre entraîne une expansion du CTV qui peut inclure autant de tissu normal que de la tumeur elle-même, ce qui augmente le risque de complications associées au traitement.
- **PTV** «*Planning Target Volume*» ou volume cible prévisionnel est la structure principalement utilisée pour la prescription et la planification du traitement. Il comprend le GTV auquel on ajoute une marge de sécurité de 1mm pour tenir compte des incertitudes liée au positionnement du patient.

OAR «*Organ At Risk*» : C'est l'ensemble des organes sains qui se trouvent à proximité du PTV. Ils incluent généralement des structures crâniennes telles que le tronc cérébral et les

nerfs optiques. La délimitation des OAR est effectuée au moyen d'un logiciel de contourage automatique. Celui-ci utilise un algorithme pour réaliser un recalage en alignant les structures anatomiques du patient sur une imagerie tomomodensitométrique de référence comportant des OARs prédéfinis (Atlas Anatomique). En comparant les intensités des voxels dans les images CT du patient avec celles de l'atlas, l'algorithme identifie les similitudes et permet la segmentation automatique des OAR. Cependant, cette étape nécessite des corrections manuelles par l'oncologue radiothérapeute.

Prescription de la dose En radiothérapie stéréotaxique, l'ICRU 91 [8] préconise un principe spécifique pour la prescription de la dose. Plutôt que de délivrer la dose à l'isocentre de la tumeur (comme dans la radiothérapie conformationnelle), on vise à délivrer la dose à l'enveloppe en périphérie, ce qu'on appelle l'« isodose de prescription ». Cette approche crée une hétérogénéité de dose, avec une dose maximale au centre de la tumeur, ce qui est recherché en radiothérapie stéréotaxique. L'isodose de prescription représente un pourcentage de la dose maximale reçue par la tumeur, variant entre 80 % et 95 %. Elle est d'autant plus faible que la marge autour du GTV est importante.

1.2.4 Plannification de traitement

Une fois la délimitation des volumes cibles réalisée par l'oncologue radiothérapeute, Le physicien médical doit tout d'abord établir la balistique de traitement qu'il juge optimale (l'énergie, le nombre et l'angulation des ARCs). Ils doit également renseigner un ensemble de contraintes lors d'un processus de planification dit inverse via un système de planification de traitement (TPS). Ce dernier utilise des algorithmes qui tiennent compte de ces contraintes pour optimiser le plan de traitement. Après l'étape d'optimisation, le TPS va calculer la distribution de la dose dans les volumes anatomiques cibles, qui sont représentés par de petits éléments de volume réguliers appelés voxels. Ce calcul consiste donc à modéliser la dose déposée dans chaque voxel. Si la distribution de dose obtenue ne satisfait pas aux critères cliniques et dosimétriques requis, le processus de sélection des faisceaux et d'optimisation est ajusté et répété jusqu'à ce qu'un plan de traitement adéquat soit atteint.

Afin de vérifier que le plan de traitement proposé par le TPS satisfait au mieux les contraintes préétablies, des évaluations qualitatives et quantitatives de la distribution de dose sont nécessaires :

- **Evaluations qualitatives** : elles permettent de visualiser la conformation de la dose au volume cible sur les coupes CT (sagittale, coronale et axiale) et de localiser les régions de surdosage ou sous-dosage.
- **Evaluations quantitatives** : évaluation des histogrammes dose-volume (Dose-volume histogram, DVH) qui sont la représentation de la fraction du volume couverte par une dose précise de l'ensemble des structures (volumes cibles et organes à risque).

Les DVH sont des outils simplifiés qui sont insuffisants pour comparer deux plans de traitement. Pour pallier cette limitation, plusieurs indices ont été proposés afin d'assurer une évaluation quantitative et qualitative des plans de traitement : Indice de Conformité, Indice d'Hétérogénéité, Indice de Gradient de Paddick.

Après avoir complété les étapes précédentes, le médecin procède à la validation du plan de traitement, suivi par une deuxième validation faite par le physicien médical.

1.2.5 Vérification des plans prétraitement

En raison de la complexité de la technique VMAT utilisée en SRS pour obtenir la distribution de dose souhaitée, un contrôle d'assurance qualité spécifique au patient (PSQA) est nécessaire (**Fig 1.3**) pour garantir la capacité de la machine à délivrer la dose planifiée pour chaque patient.

L'imagerie portal fait partie des outils qui sont désormais en mesure de répondre à cette exigence en mesurant la fluence des faisceaux associés au plan de traitement. Les distributions de fluence mesurées sont ensuite comparées à celles calculées à l'aide d'un module d'analyse de dosimétrie portale intégré dans le TPS. Cette comparaison est évaluée par un indice de qualité appelé indice Gamma (γ), par rapport à une tolérance acceptée [9].

Analyse gamma : L'indice gamma est un indicateur de comparaison qui tient compte à la fois de l'écart en dose ainsi qu'en distance entre les distributions de dose calculées et mesurées. Pour construire un indice gamma, on examine les deux courbes calculées et mesurées en utilisant les critères de tolérances suivants :

- **Différence de Dose DD :** cet indice représente la différence de dose maximale acceptée en pourcentage (appliquée aux régions à faible gradient de dose). Le critère de tolérance pour la dose peut être défini comme un écart de dose calculé sur la dose locale ou comme un écart de dose calculé sur la dose globale.
- **Distance To Agreement DTA :** cet indice représente l'écart de distance maximal accepté en mm (appliqué aux régions qui ont un gradient de dose élevé).

Pour un point de référence appartenant à la distribution mesurée (r_m, D_m), le critère de tolérance est représenté par la surface d'un ellipsoïde centré en ce point.

La valeur du gamma est définie comme suit :

$$\gamma(r_m) = \min \sqrt{\frac{\Delta D^2}{\Delta_m^2} + \frac{\Delta r^2}{DTA^2}}$$

Pour chaque point de la distribution de référence, on vérifie si, dans un ellipsoïde de rayon DTA centré sur le point correspondant de la deuxième distribution, il existe un point ayant une dose similaire, à condition que la différence de dose soit inférieure à la valeur DD.

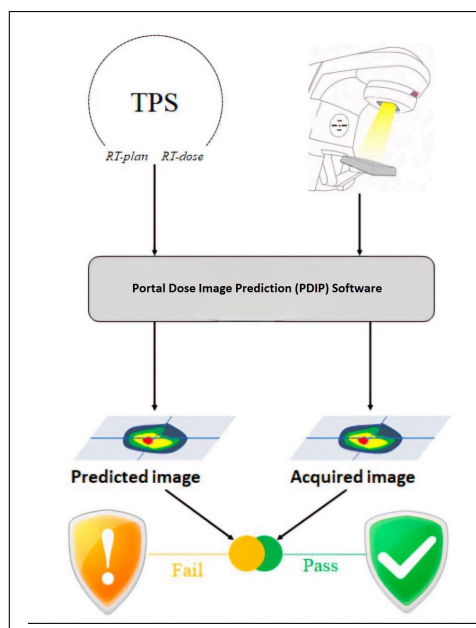


Figure 1.3 – Processus de la vérification du plan de traitement.

1.2.6 Mise en place et traitement

À chaque séance de traitement, l'objectif est de repositionner le patient de manière identique à celle de l'acquisition CT. Cela permet d'assurer que la configuration de l'irradiation reste conforme aux prévisions de la planification. Le repositionnement est réalisé lors d'une séance de mise en place en alignant les repères du masque thermoformé avec les lasers de la salle de traitement. Ces positions sont ensuite ajustées à l'aide d'un système d'imagerie. Une fois validés par le radiothérapeute, les décalages déterminés seront appliqués pendant toutes les séances de traitement.

1.3 Analyse de risque et guidelines en SRS

1.3.1 Définition

L'efficacité d'un traitement SRS s'appuie sur plusieurs hypothèses : le positionnement irréprochable du patient, la coïncidence des données anatomiques aux données du scanner de planification, le bon fonctionnement de l'accélérateur et l'administration précise du traitement selon le plan calculé. Or ces paramètres sont sujets à des erreurs potentielles, celles-ci peuvent être humaines, d'ordre mécanique ou informatique. En conséquence, toute variation significative entre la dose réellement délivrée et celle planifiée est considérée comme le résultat d'une erreur. Parmi ces erreurs, on discerne :

- les erreurs systématiques (systematic errors) : tendent vers une direction similaire et une même valeur.
- les erreurs aléatoires (random errors) : varient arbitrairement en direction et en amplitude.

Les erreurs, qu'elles soient aléatoires ou systématiques, sont inévitables et doivent être prises en compte lors de la planification et de la réalisation du traitement. La mise en place d'une démarche de qualité des traitements permet d'identifier les erreurs à chaque étape du processus, depuis la documentation et la simulation jusqu'à la planification et la délivrance du traitement, et aussi lors du transfert d'informations et d'instructions entre les différentes étapes. Cette approche permet d'instaurer des mesures préventives pour réduire les risques encourus.

1.3.2 Méthode d'évaluation de risque

L'Autorité de Sûreté Nucléaire (ASN) a développé une méthode pour évaluer les risques associés à la radiothérapie externe. Cette démarche permet à chaque établissement de dresser une cartographie personnalisée et de déterminer les actions prioritaires à mettre en place pour renforcer la sécurité des traitements.

La gestion des risques mise en place en radiothérapie conventionnelle peut être transposée à la SRS 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 doit être menée rigoureusement .

Les différentes étapes de cette démarche sont résumées dans le tableau [1.1](#)

Étape	Description
1. Identification des risques dans le traitement	Décrire brièvement les étapes et les sous-étape du processus du traitement et les risques associés, évaluer les ressources humaines ou matérielles dédiées.
2. Identification des causes d'apparition des risques	Associer chaque risque à une cause possible d'apparition.
3. Caractérisation des risques	<p>Utiliser la méthode AMDEC [10] qui se base sur trois paramètres pour caractériser un risque, avec une notation sans note médiane (par exemple, de 1 à 4).</p> <ul style="list-style-type: none"> — Gravité (C) : Impact en cas de réalisation du risque (1 = mineure ; 2 = significative ; 3 = grave ; 4 = très grave). — Fréquence (F) : Probabilité d'apparition du risque (1 = très rare ; 2 = rare ; 3 = fréquent ; 4 = très fréquent). — DéTECTABILITÉ (D) : Facilité de détection du risque (1 = détectable par tous ; 2 = détectable par un expert ; 3 = difficile à détecter ; 4 = indétectable). <p>Le produit de ces trois paramètres donne un indice de criticité, indiquant le degré d'urgence de prise en charge du risque.</p>
4. Mise en place des actions correctives	<p>Pour chaque risque identifié, une action corrective doit être définie, avec une description détaillée.</p> <ul style="list-style-type: none"> — Préciser le délai de mise en œuvre de l'action corrective et identifier la personne responsable. — Mettre en place un indicateur de suivi pour évaluer la cohérence de l'action et ses conséquences au fil du temps.

Table 1.1 – Analyse des risques pour les traitement SRS.

1.3.3 Guidelines pour la SRS

La Société internationale de la radiochirurgie stéréotaxique (ISRS) a établi, à partir d'une revue systématique de la littérature entre 2009 et 2020, des lignes directrices techniques pour le traitement des petites métastases cérébrales [11]. Cette étude met en évidence cinq domaines essentiels : spécifications d'imagerie, délimitation et localisation du volume cible, utilisation des marges, techniques de planification du traitement et positionnement du patient. Les résultats obtenus indiquent que la SRS peut être réalisée en toute sécurité sur des métastases cérébrales de $\leq 1\text{cm}$ en utilisant des technologies telles que Gamma Knife, CyberKnife et LINAC modernes. Cependant, la mise en place d'un tel traitement nécessite une expertise approfondie et des ressources importantes pour garantir une pratique conforme aux normes établies.

Chapitre 2

Matériels et méthodes

Tous les travaux de cette étude ont été réalisés à l'hôpital Chahids Mahmoudi. L'objectif principal était d'établir des directives spécifiques pour la radiothérapie stéréotaxique au sein du service de la radiothérapie. Pour ce faire, nous avons mené une analyse de risques selon la méthode de l'ASN et les recommandations du rapport 35 de la Société Française de Physique Médicale SFPM, ce qui nous a permis d'identifier les sources d'incertitude à chaque étape du processus de traitement. Les équipements et les méthodes utilisés sont décrits en détail dans ce chapitre.

2.1 Matériels utilisés

Dans cette section, nous allons détailler l'ensemble du matériel utilisé. Cela comprendra la description des équipements spécifiques employés pour notre étude, tels que les appareils de traitement, les systèmes d'imagerie et leurs protocoles d'acquisition associés, ainsi que les systèmes informatiques et les fantômes patients.

2.1.1 L'appareil IRM

Le système d'imagerie par résonance magnétique Discovery MR750w 3T (Fig 2.1) du service de radiologie est utilisé pour réaliser les images IRM nécessaires dans le processus de planification des traitements SRS. Nous avons effectué des acquisitions sur des fantômes conformément à deux protocoles : un protocole standard pour les indications crâniennes et un protocole optimisé avec des paramètres spécifiques à la SRS, tels que décrits dans les tableaux 2.1 et 2.2.

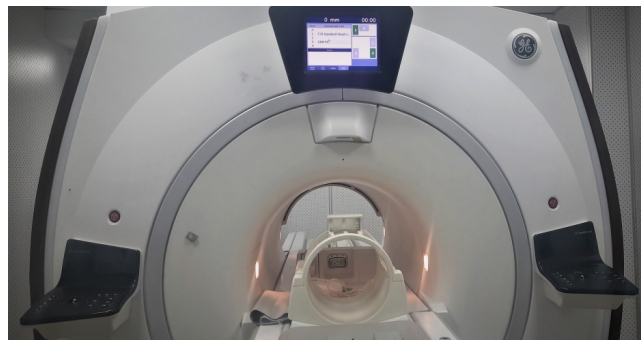


Figure 2.1 – Appareil IRM *Discovery MR750w 3T*.

Séquence	CUBE	CAI FSPGR	BRAVO	CUBE FLAIR
Plan de coupe	Axial	Axial	Sagittal	Axial
Pondération	T2	T1	T2	T2
FOV (cm)	18.5	24	24	23
Matrice	256x256	256x256	288x288	288x192
Épaisseur de coupe (mm)	0.8	1.0	1.0	4.0
Distance inter-coupes (mm)	0.0	0.0	0.0	1.0
TR (ms)	1250	8.5	3000	11500
TE (ms)	90	3.3	Maximum	140
Bande passante (kHz)	41.67	31.25	62.50	41.67
NEX	1	1	1	1

Table 2.1 – Protocole IRM pour la radiochirurgie à l'hôpital Chahids Mahmoudi.

Séquence	Cube CAI	FSPGR BRAVO	Cube	FLAIR
Plan de coupe	Axial	Axial	Sagittal	Axial
Pondération	T2	T2	T2	T1
FOV(cm)	20	22	24	24
Matrice	256x256	256x256	288x288	288x192
E.C(mm)	0.8	1.0	1.0	3.0
Distance inter-coupes(mm)	0.0	0.0	0.0	1.0
TR(ms)	1400	9.2	7600	6000
TE(ms)	184	3.7	431	140
Bande passante(kHz)	88.32	31.25	62.50	31.25
Nex	1	1	1	1

Table 2.2 – Protocole IRM optimisé pour la radiochirurgie à l'hôpital Chahids Mahmoudi.

Fantôme SNR et SNR modifié

Le fantôme SNR est un cylindre ($\varnothing=11.5\text{cm}$, $L=23\text{cm}$, $P=7.99\text{Kg}$) contenant diverses structures composées d'un matériau équivalent au tissu humain. Ces structures sont immergées dans une solution de chlorure de nickel (NiCl_2), qui possède des propriétés magnétiques similaires à celles des tissus biologiques. Ce fantôme est utilisé pour le contrôle qualité quotidien des IRM (Fig 2.2). Dans notre étude, nous l'avons utilisé pour estimer les incertitudes liées au recalage d'images IRM-CT. Le SNR modifié est un fantôme SNR auquel étaient accrochées 4 seringues remplies d'eau pour les mesures de distorsions géométriques (Fig 2.3).



Figure 2.2 – le fantôme SNR.

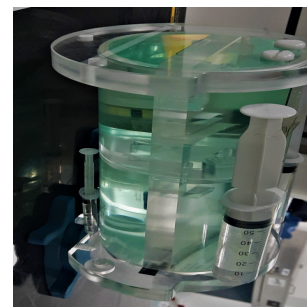


Figure 2.3 – le fantôme SNR modifié.

2.1.2 Scanner simulateur

Le scanner de simulation OPTIMA CT 580 de la marque General Electric (GE) Healthcare (Fig 2.4) est utilisé pour la préparation du traitement au sein du service de la radiothérapie. Le positionnement du patient est assuré avec un système d'immobilisation sans cadre de Brainlab, constitué d'un masque thermoformé avec renforcement au niveau du nez et du front. Nous avons effectué nos acquisitions d'image sur fantôme avec un protocole spécifique à la SRS, couvrant la région du vertex jusqu'au cou avec une épaisseur de coupe de 1.25 mm, tel que présenté dans le tableau 2.3.

Type d'acquisition	SFOV	kV	mA	Épaisseur de coupe
Hélicoïdale	Large Head	120	350	1.25 mm

Table 2.3 – Protocole d'acquisition scanner pour la SRS.

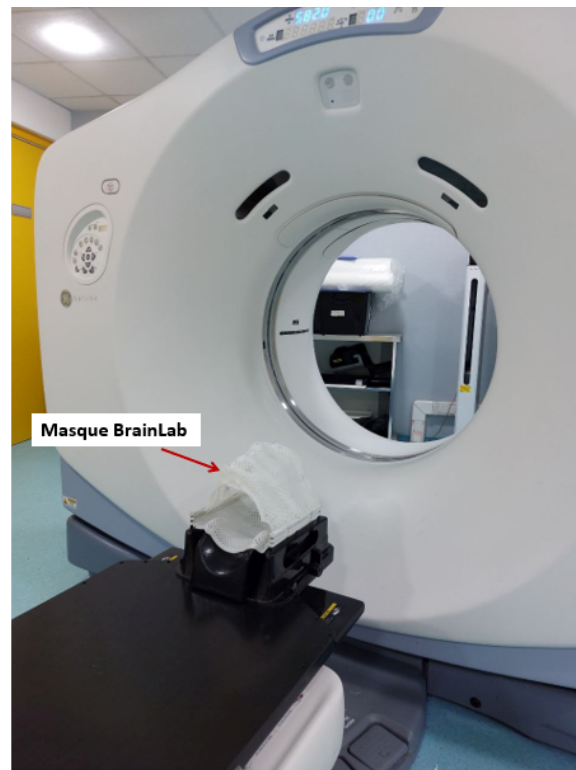


Figure 2.4 – Scanner simulateur *OPTIMA CT 580*.

2.1.3 Système de planification de traitement Brainlab

Le TPS Brainlab propose des modules automatisés pour la planification en radiothérapie, incluant des outils de contourage comme la segmentation automatique (Elements Anatomical Mapping) et le contourage en 3D (Smartbrush), des fonctionnalités pour la fusion d'images, ainsi que des outils spécifiques à la planification SRS (Cranial SRS Planning). Pour notre part, nous avons utilisé le module de la segmentation automatique (Fig 2.5) pour évaluer les volumes des OARs contourés.

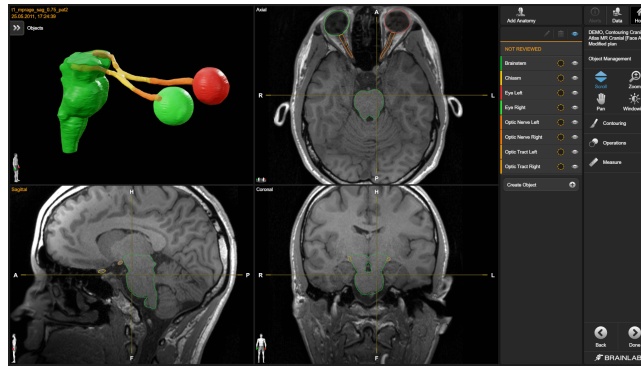


Figure 2.5 – Le contourage automatique des OAR avec le module Elements Anatomical Mapping de Brainlab .

2.1.4 Système de planification de traitement Eclipse

Le TPS Eclipse de VARIAN propose différents outils pour la délimitation des volumes cibles (manuelle et automatique), le recalage d'images CT-IRM, la planification et la préparation des plans de traitement. La balistique de traitement pour la SRS en une seule fraction inclut l'utilisation d'ARCs non coplanaires avec des faisceaux de photons de 6 MV, à un débit de dose de 600 UM/minute (Fig 2.6). Le calcul de dose est fait au moyen de Acuros XB (AXB), un algorithme de calcul qui exploite des méthodes déterministes pour résoudre les équations de transport de Boltzmann (LBTE) et déterminer les interactions des particules produites par l'irradiation [12]. Nous avons utilisé le TPS Eclipse pour l'évaluation des volumes dans le contourage, la quantification des erreurs de recalage IRM-CT sur les acquisitions fantômes ainsi que le calcul de dose.

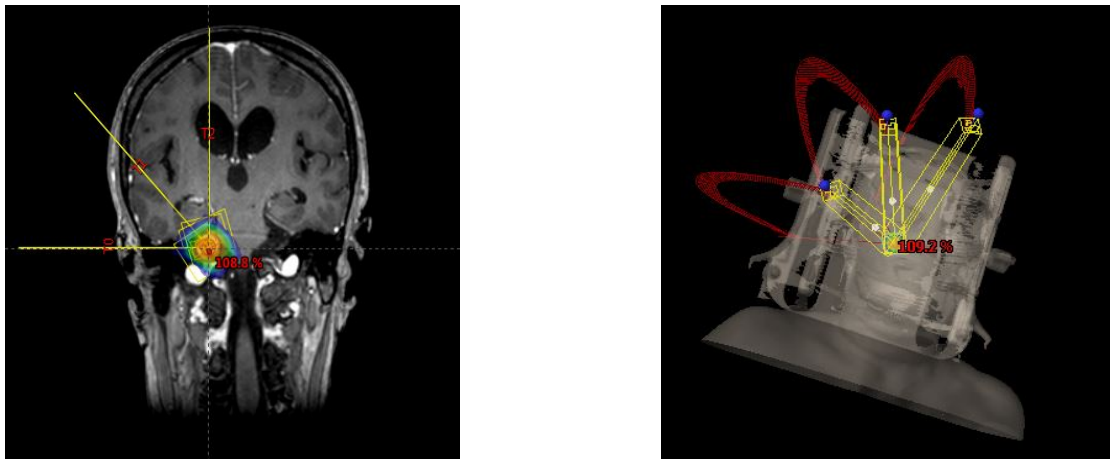


Figure 2.6 – Planification de traitement SRS en utilisant la technique VMAT.

2.1.5 Accélérateur linéaire

Les mesures nécessaires pour ce travail ont été effectuées sur l'accélérateur Clinac iX23 de Varian. Cet accélérateur est équipée de deux énergies de photons (6 et 18 MV), d'un collimateur multilames MLC Millennium 120, et d'un ensemble de systèmes d'imagerie :

- **Imagerie embarquée** : qui permet la réalisation des images de contrôle 2D orthogonales kV-OBI (On-Board Imager), ou des images 3D par reconstruction tomographique en faisceau large kV-CBCT (Cone Beam Computed Tomography).

- **Imagerie portale** : EPID, Portal Vision Imaging (modèle aS1000) qui permet la réalisation des images de contrôle 2D orthogonales MV, Il est également utilisé comme un outil de dosimétrie pour le contrôle de qualité prétraitement.
- **Imagerie externe** ExacTrac X-Ray 6D *BrainLab*, Il s'agit d'un système de guidage par imagerie composé d'un dispositif infrarouge pour le repositionnement du patient, deux tubes à rayons X produisant des images planaires et obliques à basse énergie (kV), Ce système commande une table de traitement robotisée, à six degrés de liberté, qui se déplace automatiquement à distance pour effectuer des corrections sur le positionnement du patient en fonction des résultats de l'imagerie. Ces corrections sont déterminés par recalage entre les images kV prises en temps réel et des images DRR, calculées dans ExacTrac à partir des images CT de référence provenant du TPS.

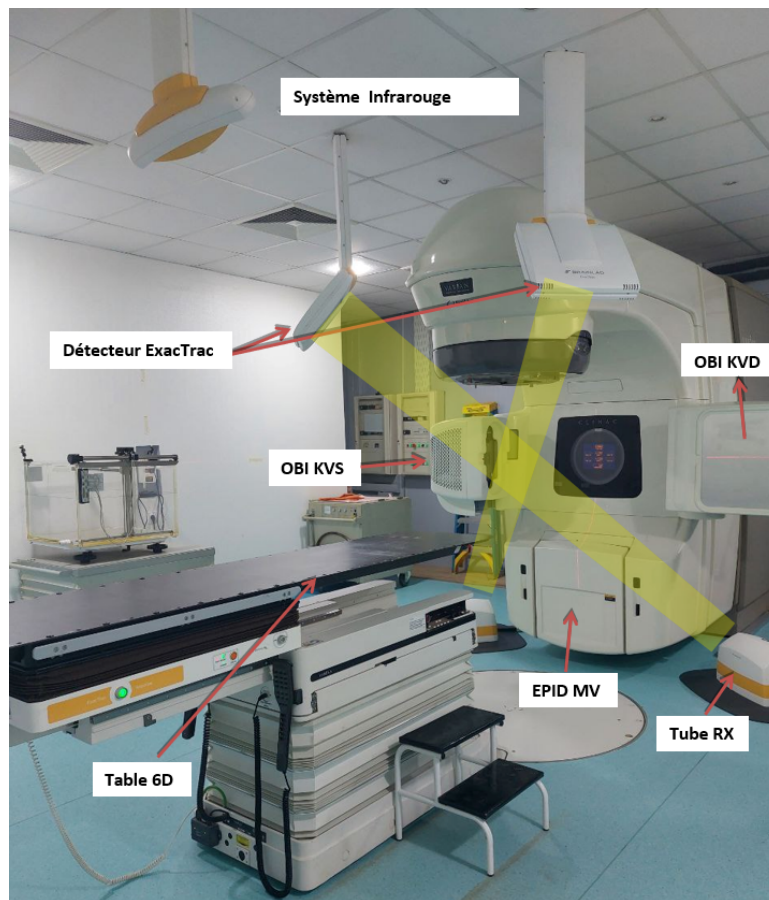


Figure 2.7 – Accélérateur linéaire Clinac iX23.

2.1.6 Fantôme STEEV CIRS

Stereotactic End-to-End Verification Phantom (STEEV) développé par CIRS, est un fantôme patient dédié à la vérification de bout en bout des traitement SRS. Ce dernier est fabriqué à partir de matériaux simulant les tissus humains. Il peut accueillir divers inserts interchangeables, ce qui lui permet d'assurer le contrôle qualité à chaque étape de la planification du traitement SRS, y compris l'exactitude de la localisation de la cible, la précision de la délivrance de la dose, et la fidélité de l'imagerie.

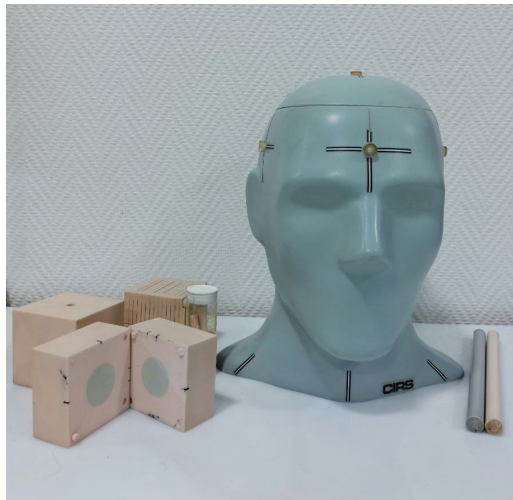


Figure 2.8 – Fantôme STEEV de CIRS, avec ces différentes insertes.

2.1.7 Chambre d'ionisation PinPoint

La chambre d'ionisation PinPoint appartient à la famille des chambres à cavité d'air de petit volume, c'est un détecteur cylindrique non scellés avec un volume sensible de 0.016 cm^3 , cela permet de réaliser des mesures à haute résolution spatiale pour des champs allant jusqu'à $2 \times 2 \text{ cm}^2$. De plus, la réponse directionnelle est constante et indépendante du débit de la dose absorbée. Nous l'avons utilisé pour la mesure de la dose dans le fantôme STEEV.

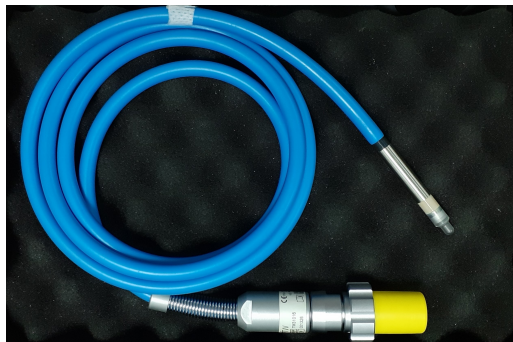


Figure 2.9 – Chambre d'ionisation PinPoint de PTW .

2.2 Méthodes

La quantification des erreurs dans le processus de traitement en radiothérapie stéréotaxique est à la fois longue et complexe. Une compréhension approfondie de ces erreurs et de leurs impacts est essentielle pour améliorer la précision et l'efficacité du traitement.

Dans cette section, nous aborderons les incertitudes pouvant survenir à chaque étape du traitement. Nous identifierons ensuite quelques sources d'incertitudes spécifiques pour lesquelles nous effectuerons nos mesures ([tableau 2.4](#)). Nous décrirons les méthodes employées pour ces mesures et en conclusion, nous établirons des directives pour chaque source d'incertitude identifiée.

Étapes de la chaine de traitement	Source d'erreur
Simulation IRM	Distorsion géométrique
Simulation CT	Symétrie de positionnement
Délimitation de volumes cibles	Recalage d'image CT-IRM Contourage manuel Contourage automatique Transfert de données
Planification de traitement	Choix de l'algorithme Taille de grille de calcul Exclusion d'une structure externe
Vérification de prétraitement	Précision mécanique de l'imager portal
Mise en place	Repositionnement du patient avec le système ExacTrac Calcul de marges CTV-PTV
Traitement	Positionnement pendant le traitement

Table 2.4 – Le tableau représente les différentes sources d'incertitudes choisies pour l'étude.

2.2.1 Incertitudes en simulation IRM

Dans le cadre de la planification du traitement à partir d'images IRM, il convient de prendre en compte les distorsions géométriques, qui représentent le taux de déformation de l'image acquise. On distingue deux sources de distorsions :

- Distorsions géométriques relatives au dispositif d'imagerie dues à l'inhomogénéité du champ B_0 et la non-linéarité des gradients de champ magnétique.
- Distorsions géométriques induites par le patient : dues aux artéfacts de susceptibilités magnétique et de déplacements chimiques .

Ce phénomène constitue la source principale d'erreurs affectant la précision des images IRM utilisées pour le contourage des volumes cibles et des OAR dans les traitements SRS. L'évaluation de ces erreurs est un processus long et complexe, qui a fait l'objet d'une étude approfondie au sein de l'hôpital [13]. Dans cette étude, des acquisitions IRM ont été réalisées avec des fantômes SNR et SNR modifié en utilisant des protocoles standard et optimisés. Les résultats obtenus seront analysés et discutés dans le chapitre 3.

2.2.2 Incertitudes en simulation CT

Les données anatomiques du patient obtenues lors de la simulation CT sont fournies en entrée pour le calcul de la dose. Le plan de traitement calculé à partir de ces données est basé sur l'hypothèse que le patient se trouve dans la même position qu'à l'imagerie CT. En ce sens, plusieurs facteurs peuvent contribuer à limiter la précision du traitement. D'une part, on trouve ceux liés au positionnement : asymétrie du patient (position recommandé par le médecin radiothérapeute), mouvements du patient pendant l'acquisition, limitations liées au masque lui-même, définition des repères du masque, précision du système laser, etc. D'autre part, les paramètres d'acquisition, comme l'épaisseur de coupe, peuvent également amplifier

les incertitudes dans la définition de la cible en raison de l'effet de volume partiel . Cet effet se produit lorsque seule une partie du volume d'un voxel est occupée par la tumeur, ce qui peut ajouter ou soustraire une marge non intentionnelle autour du GTV [11]. Ces incertitudes doivent être prises en compte dans les traitements par la technique SRS, où les marges géométriques sont de l'ordre du millimètre.

Nous avons choisi, pour cette étude, de quantifier les incertitudes liées au positionnement, qui sont dues à des asymétries dans la posture ou l'alignement du patient recommandés par le radiothérapeute. À cette fin, nous avons effectué des acquisitions répétées du fantôme STEEV, en le repositionnant à chaque acquisition pour introduire le facteur de la répétabilité dans le calcul de l'incertitude (Fig 2.10). Ensuite, nous avons mesuré la distance entre l'origine des quatre billes visibles sur les images CT du fantôme, par rapport à un axe de symétrie vertical pour les billes haut et bas, et horizontal pour celles de gauche et de droite, dans les trois plans transversal, frontal et sagittal (Fig 2.11).

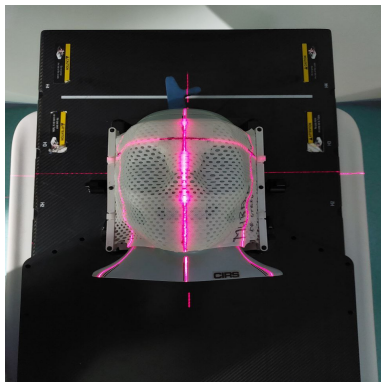


Figure 2.10 – Mise en place du fantôme STEEV sur le scanner simulateur.

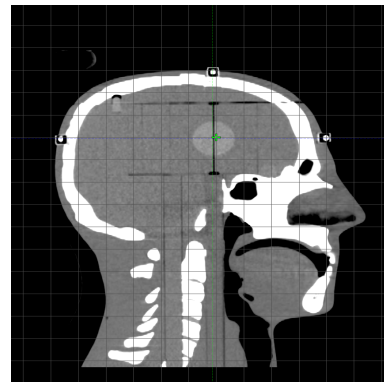


Figure 2.11 – Mesure des déplacements des billes sur les images CT.

2.2.3 Incertitudes sur la délimitation des volumes

La SRS se caractérise par des gradients de dose élevés, exigeant une précision géométrique (< 1 mm) pour rapporter correctement les doses sur le volume cible et limiter les effets sur les OAR. Une délimitation précise et reproductible est donc essentielle pour minimiser l'erreur sur les volumes cibles qui dépend principalement de ces paramètres :

- La qualité des images IRM et CT (résolution spatiale, contraste, taille du voxel).
- Recalage d'image IRM-CT.
- L'appréciation du radiothérapeute.

La qualité des images ayant été discutée dans la section précédente, l'attention sera désormais portée sur les erreurs du recalage des images IRM-CT et les erreurs liées à l'appréciation du radiothérapeute.

Recalage d'image L'efficacité du recalage d'image IRM-CT automatisé par le logiciel de Brainlab et les outils fournis par le TPS dépend de l'optimisation des algorithmes associés.

Afin d'évaluer la précision de ces algorithmes, nous avons réalisé des acquisitions d'IRM et CT du fantôme SNR en suivant les protocoles propres à chaque modalité précédemment cités.

Ensuite, nous avons procédé au recalage des images en utilisant l'outil automatique du TPS Eclipse (Fig 2.12). Enfin, nous avons mesuré les décalages en termes de distances entre les deux images pour différentes structures du fantôme dans trois régions différentes : haut, centre et bas sur les trois coupes : transversale, sagittale et frontale.

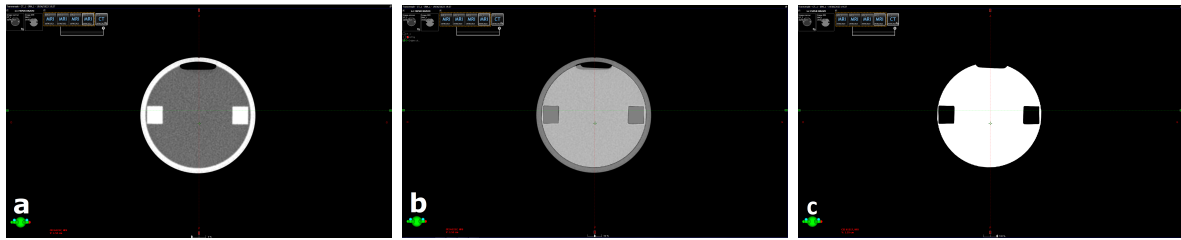


Figure 2.12 – Recalage d'image IRM-CT sur Eclipse (a : CT, b : Fusion, c : IRM.)

L'appréciation du radiothérapeute les erreurs liées à l'appréciation du radiothérapeute, qui peuvent être classées en deux catégories :

- **Erreurs intra-observateur** : la répétition de la définition d'un même volume plusieurs fois par le même radiothérapeute aboutit à des contours différents.
- **Erreurs inter-observateur** : la définition d'un même volume par plusieurs radiothérapeutes aboutit à des contours différents.

Ces erreurs reflètent le fait que tous les radiothérapeutes, en fonction de leur expérience, ne tracent pas les contours des volumes cibles de la même manière.

Contourage manuel Pour le contourage manuel des volumes cibles nous avons choisis d'évaluer les erreurs inter-observateurs qui sont prédominantes par rapport aux erreurs intra-observateurs. Les inserts du fantôme STEEV qui présente différentes formes géométriques ont été délimitées à l'aide de l'outil de contourage manuel du TPS Eclipse par différents utilisateurs. Les volumes de ces structures ont été comparés par la suite aux volumes réels (Fig 2.13).

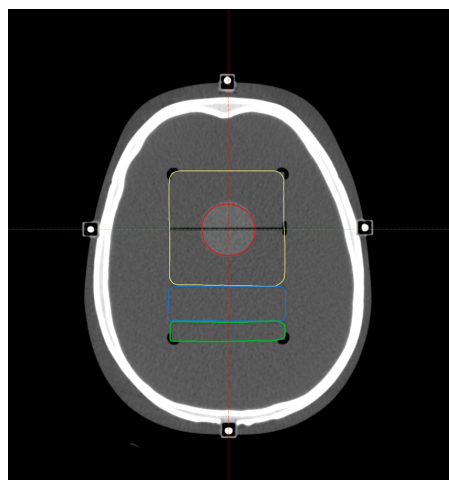


Figure 2.13 – Contourage manuel des structures du fantôme STEEV avec Eclipse.(coupe transversale)

Contourage automatique Les incertitudes liées à la délimitation des OAR résultent principalement du recalage effectué par l'outil de segmentation automatique de Brainlab. Afin d'évaluer la performance de l'algorithme utilisé quant à sa capacité à identifier avec exactitude les différentes structures anatomiques, nous avons réalisé une étude comparative entre les volumes des OAR d'un groupe de 7 patients traités par SRS contourés automatiquement avec Brainlab, à ceux corrigés manuellement sur Eclipse par le radiothérapeute.

Le transfert de données Une source d'incertitude supplémentaire s'ajoute à celles précédemment évoquées : le transfert de données entre les systèmes Brainlab et Eclipse. Pour évaluer son impact sur les volumes des OAR, nous avons comparé les volumes des OAR générés automatiquement sur BrainLab avec les mêmes volumes sur Eclipse, cette fois-ci avant toute correction effectuée par le radiothérapeute.

2.2.4 Incertitudes de planification de traitement

Il existe une multitude d'algorithmes de calcul de dose implémentés dans les TPS Eclipse avec différentes simplifications qui entraînent des variabilités sur la précision en fonction de la zone du champ d'irradiation analysée et des conditions d'hétérogénéités du volume. Ainsi il est nécessaire de procéder à une analyse fine de la précision des algorithmes de calcul de dose utilisées. La précision du calcul dépend de la qualité de l'algorithme implémenté, de la résolution de la matrice dans laquelle le calcul sera effectué.

Choix de l'algorithme Pour évaluer dans un premier temps l'influence du choix de l'algorithme de calcul sur la distribution de la dose. Nous avons mené une étude rétrospective sur un ensemble de 5 patients, Les plans de traitement ont été initialement calculés avec l'algorithme Acuros XB (AXB). Ces plans ont été ensuite recalculés en utilisant l'algorithme AAA (Anisotropic Analytical Algorithm). Puis Nous avons comparé les doses maximales et moyennes avec celles des plans initiaux calculés par AXB.

Matrice de calcul Pour les mêmes patients, nous avons procédé au calcul de la dose pour une taille de pixel de 2.5 mm, puis nous avons comparé les doses maximales et moyennes à celles obtenues avec un pixel de 1.25 mm, pour laquelle les plans étaient initialement calculés.

Influence de l'exclusion d'une structure externe sur la distribution de dose Les structures externes telles que la table de traitement peuvent interrompre la trajectoire du faisceau et induire son atténuation. Ces structures sont généralement incluses dans le contour externe, mais parfois le radiothérapeute définit une région d'intérêt qui ne les prend pas en compte.

Afin d'évaluer l'impact de cette atténuation sur le plan dosimétrique, nous avons réalisé une étude rétrospective portant sur 7 patients traités par SRS. Nous avons calculé la dose sur des plans où nous avons supprimé les contours de la table de traitement 6D à l'aide de l'outil de contourage du TPS Eclipse. Ensuite, nous avons comparé les doses maximales et moyennes avec celles des plans initiaux incluant la table (Fig 2.14).

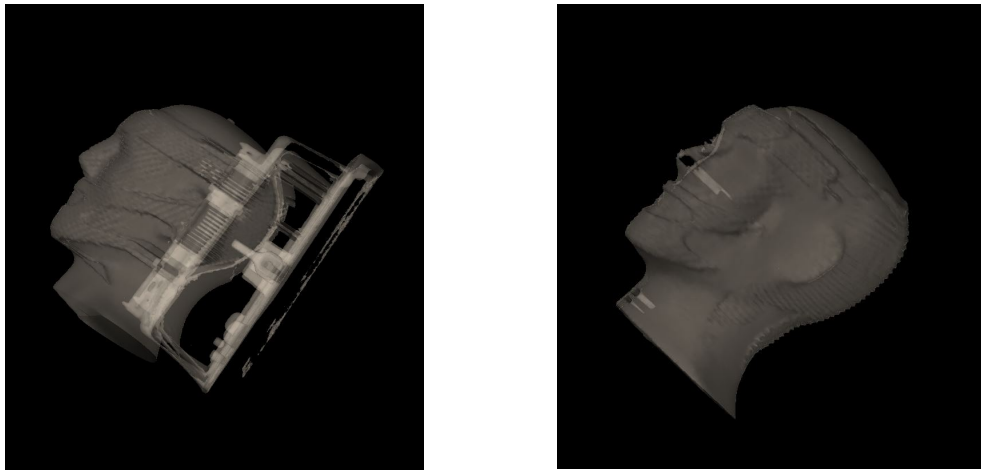


Figure 2.14 – Les structures contourées à gauche : avec la table, à droite : sans la table.

2.2.5 Incertitudes lors de la vérification prétraitements

Comme nous l'avons déjà mentionné, l'imagerie portale peut être utilisée afin d'obtenir une représentation 2D de la fluence. Ensuite, cette image est reprise dans Eclipse et une analyse est réalisée dans le but de comparer, point par point, la fluence calculée sur le TPS et celle délivrée par l'accélérateur à l'aide de l'algorithme PDIP de Varian.

Dans cette étude, nous nous sommes concentrés sur les incertitudes intrinsèques liées à la précision mécanique de l'imageur portal. Nous avons simulé des erreurs de positionnement de l'imageur allant de 1 à 4 mm dans les axes x et y lors de la vérification prétraitement pour 5 patients traités par SRS (Fig 2.15). L'analyse gamma a été réalisée avec un critère de tolérance de (2 % 2 mm), et les résultats ont été considérés comme acceptables pour une valeur supérieure à 95 %.

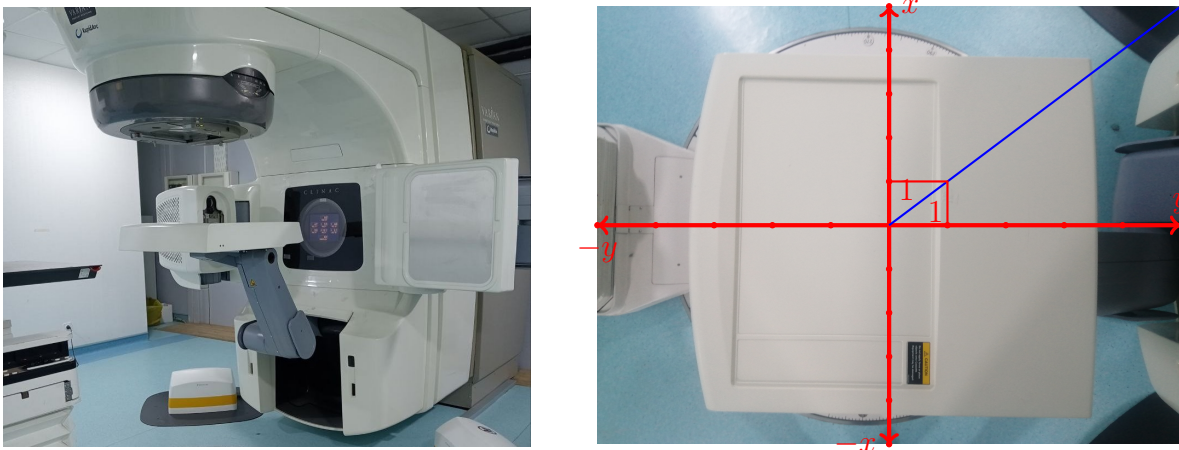


Figure 2.15 – La vérification prétraitement avec l'EPID (à gauche), les erreurs introduites sur la position de l'EPID dans les axes X, Y (à droite).

2.2.6 Incertitudes sur le repositionnement du patient avec ExacTrac

Analyse des données Le masque non invasif, bien que rigide, permet des mouvements résiduels de la tête du patient. C'est pourquoi un système d'imagerie précis tel que ExacTrac X-Ray 6D est nécessaire pour le repositionnement quotidien du patient, surtout en présence

de faisceaux non coplanaires utilisés dans les traitements SRS.

Le repositionnement du patient lors de la mise en place du traitement est réalisé en deux étapes :

- **Correction** : les manipulateurs alignent initialement les repères visuels du masque sur les lasers de la machine pour positionner le patient. Cette première étape de correction permet d'établir un premier décalage. Ensuite, le système ExacTrac est utilisé pour repositionner le patient en se basant sur ces premiers décalages.
- **Vérification** : Une vérification supplémentaire est effectuée dans différentes orientations de la table de traitement pour assurer le maintien de la position dans les tolérances définies par 1 mm, 1° dans les directions de translations et de rotations respectivement. Une nouvelle image de vérification est acquise pour quantifier à nouveau le décalage de positionnement.

L'objectif de cette étude consiste à analyser les incertitudes de repositionnement fournies par le système ExacTrac. Pour ce faire, nous avons collecté les données de corrections de positionnement pour un groupe de 10 patients. Ces corrections ont été appliquées par des déplacements automatiques de la table dans les directions longitudinale, verticale et latérale, ainsi que par des rotations de roulis, tangage et lacet.

Calcul des marges GTV-PTV D'après des études antérieures, les erreurs de positionnement peuvent nous fournir des indications sur les marges du GTV-PTV pour les traitements SRS, en utilisant des méthodes comme celles popularisées par Van Herk et Stroom [14]. Ce calcul repose sur la séparation entre les erreurs aléatoires et systématiques ainsi que sur une prescription conforme aux recommandations de l'ICRU (rapports 62 et 83) où 90 % du volume tumoral reçoit 95 % de la dose de prescription dans le PTV.

Le but de cette étude est d'utiliser les formules de Van Herk et Stroom ?? pour estimer les marges GTV-PTV nécessaire pour assurer une couverture de dose adéquate dans le cas des traitements SRS, en exploitant les données relatives aux incertitudes de repositionnement avec le système ExacTrac X-Ray 6D. Les incertitudes de positionnement ont été séparées en composantes systématiques et aléatoires :

- **La composante systématique μ** : définie comme le déplacement moyen entre l'anatomie du patient pendant le traitement et la simulation CT, elle représente la moyenne des corrections effectuées par ExacTrac dans chaque direction pour l'ensemble des patients.
- **La composante aléatoire σ** : correspond à la fluctuation dans le temps autour du déplacement systématique, elle représente l'écart type de l'ensemble des corrections.

Les équations correspondant aux formules de Van Herk et Stroom sont données par

$$\text{Formule de Van Herk} \quad \text{Marge 1} = \sqrt{2.7^2 \Sigma^2 + 1.6^2 \sigma^2 - 2.8} \quad (2.1)$$

$$\text{Formule de Stroom} \quad \text{Marge 2} = 2 \times \sum (\mu_i) + 0.7 \times \text{RMS}(\sigma_i) \quad (2.2)$$

Σ : La variation globale des erreurs positionnement systématique et aléatoire.

$\text{RMS}(\sigma_i)$: l'amplitude des erreurs aléatoires.

2.2.7 Incertitudes sur la position du traitement

Pour évaluer l'incertitude sur la position de traitement, nous avons simulé une erreur de positionnement de l'isocentre à 1.5 mm dans la direction latérale. Ensuite, nous avons effectué un traitement en une seule séance en utilisant le fantôme STEEV (Fig 2.16). Nous avons mesuré la charge collectée par une chambre d'ionisation PinPoint et calculé la dose corrigée en utilisant les facteurs de pression et de température K_{TP} , ainsi que le facteur de calibration de la chambre N_{dw} . La dose a été mesurée en un point situé dans une région de gradient de dose à 3 cm de l'isocentre. Ensuite, nous avons comparé cette dose à celle calculée par le TPS au point prévu de dépôt, en évaluant l'écart entre les deux.



Figure 2.16 – Mesure de la dose ponctuelle avec la chambre PinPoint.

2.2.8 Application de la méthode d'évaluation des risques à la SRS

Pour identifier, caractériser et gérer les risques associés aux traitements par radiothérapie stéréotaxique (SRS). Nous avons utilisé la méthode AMDEC décrite dans le chapitre 1 . Nous avons identifié d'abord les sources d'incertitudes dans chaque étape et sous-étape du processus de la chaîne de traitement. Nous avons par la suite caractérisé ces incertitudes en utilisant trois paramètres clés de la méthode AMDEC : la gravité, la fréquence, et la détectabilité. Le produit de ces trois paramètres nous a donné un indice de criticité, indiquant le degré d'urgence de la prise en charge de ces erreurs. Enfin, pour chaque incertitude identifié, nous avons établi des actions correctives (des directives) pour les réduire et assurer une meilleure sécurité et efficacité des traitements pour les patients.

Chapitre 3

Résultats et discussions

Dans ce chapitre, nous reportons les résultats obtenus, discutons les incertitudes à chaque étape de la chaîne de traitement, leur importance dans le cadre de ce travail, et nous établissons les directives pour minimiser ces incertitudes.

3.1 Distorsion géométrique

Dans une étude précédente effectuée au sein de l'hôpital [13], différentes problématiques liées à l'intégration de l'IRM dans la planification des traitements SRS ont été évaluées. Ces problématiques sont principalement liées aux distorsions géométriques qui peuvent être attribuées à la limitation du dispositif d'imagerie, ou aux particularités anatomiques du patient.

Discussion des résultats Après avoir analysé les résultats de cette étude, nous avons résumé les points essentiels comme suit :

- L'utilisation de l'algorithme de correction 3D fourni par le constructeur s'avère très utile pour corriger ces distorsions. Cependant, cette correction n'est pas parfaite et des distorsions résiduelles persistent.
- L'établissement d'un protocole d'acquisition IRM avec des paramètres optimisés, permet non seulement de produire des images avec moins de distorsions résiduelles (de l'ordre du millimètre), mais aussi d'augmenter le rapport signal sur bruit et la résolution spatiale ce qui les rend particulièrement adaptés pour le contourage des volumes cibles et des OAR dans les traitements SRS.
- Le choix des séquences d'imagerie : l'utilisation de la séquence axiale FSPGR BRAVO réduit le taux de distorsion à 1 mm grâce à son temps d'écho très court. De plus la réduction de la taille des pixels contribue à améliorer la résolution spatiale des images acquises.

A titre d'exemple, nous avons rapporté les résultats obtenus avec le fantôme SNR modifié. Les valeurs du diamètre réel, du diamètre mesuré ainsi que les distorsions géométriques exprimées en termes d'écart en cm, en utilisant un protocole avec des paramètres non optimisés et optimisés respectivement, sont indiquées dans le tableau 3.1. Les données montrent qu'en utilisant un protocole d'acquisition optimisé, on réduit effectivement les distorsions résiduelles.

Il convient de souligner que cette étude n'a pas mentionné l'influence de l'intensité de champ magnétique de 3T. Celles-ci permettent une imagerie avec une résolution spatiale supérieure (inférieure à 1 mm³), ce qui améliore la détection des lésions tumorales de petit volume. Cependant, elles entraînent également une augmentation de l'amplitude des distorsions géométriques dues aux phénomènes de susceptibilité magnétique et de déplacement chimique.

	Seringue 1	Seringue 2	Seringue 3	Seringue 4
Diamètre réel (cm)	3	2	1.3	1
Diamètre mesuré non opt(cm)	2.99	2.02	1.29	0.97
Diamètre mesuré opt(cm)	2.97	2.00	1.1	0.8
Écart non opt (cm)	0.03	0.02	0.2	0.2
Écart opt(cm)	0.01	0.00	0.01	0.03

Table 3.1 – Comparaison de la distorsion géométrique pour les paramètres non optimisés et optimisés.

Directives

- Les lignes directrices et recommandations pour l’IRM en SRS doivent être strictement suivies pour minimiser les risques associés à la distorsion géométrique, en particulier pour l’IRM à 3T.
- Les protocoles IRM optimisés doivent être appliqués pour les indications de planification de traitement SRS. Ces protocoles standardisés doivent être caractérisés par une description d’étude unique et facilement compréhensible (par exemple, ”Planification de traitement RT - métastases cérébrales”).
- Une correction des distorsions géométriques résiduelles par un algorithme intégrés dans la machine doit être appliquée lors de l’acquisition d’images IRM pour la planification des traitements SRS.
- Il est impératif de maintenir toutes les distorsions géométriques, incluant celles corrigées par la machine et celles induites par le patient, en dessous de 1 mm.
- Les protocoles IRM doivent inclure au moins une séquence 3D avec un rapport signal sur bruit (SNR) suffisant (par exemple, FSPGR BRAVO T1) pour la délimitation de la cible.
- La principale séquence 3D doit être isovolumétrique avec une taille de voxel 1mm^3 .

3.2 Symétrie

Les résultats des distances mesurée des quatre billes du fantôme STEEV sont résumés dans le tableau 3.2. Ces données correspondent à la moyenne des déplacements mesurés sur cinq acquisitions CT pour chaque bille, sur les plans sagittal, frontal et transversal. Les axes de symétrie sont définis selon deux directions : verticale (haut-bas) et horizontale (gauche-droite).

Discussion des résultats obtenus Pour interpréter les résultats obtenus, nous avons analysé les déplacements moyens des billes par rapport aux axes de symétrie dans deux directions : verticale (haut-bas) et horizontale (gauche-droite). Ensuite, nous avons interprété les différences observées en termes de distance comme des indicateurs d’asymétrie par rapport à l’axe de référence pour les trois plans : transversal, frontal et sagittal.

Les résultats des déplacements moyens des billes du fantôme STEEV montrent des variations allant de 0.2 à 1.6 mm par rapport aux axes de symétrie dans les plans transversal, longitudinal et latéral. Des asymétries notables sont observées par rapport à l’axe de symétrie horizontal du plan frontal (1.5 mm en moyenne), tandis que dans le plan sagittal, le déplacement moyen est de 1.05 mm pour le même axe. Ces variations peuvent être corrigées ultérieurement avec le système ExacTrac. La dispersion de la déviation standard autour de 1mm témoigne les différences individuelles, influencées par l’expérience et les interprétations personnelles des manipulateurs (erreur humaine). L’asymétrie observée peut ainsi être attribuée à ces facteurs humaines ainsi qu’aux mouvements associés lors de la mise en place du masque.

	Bille	Moyenne du déplacement(mm) \pm STD
Transversale	Haut	0.5 \pm 0.0
	Bas	0.2 \pm 0.0
	Gauche	0.2 \pm 0.1
	Droite	0.9 \pm 0.3
Frontale	Haut	0.6 \pm 0.6
	Bas	0.4 \pm 0.4
	Gauche	0.9 \pm 0.8
	Droite	1.6 \pm 1.3
Sagittale	Haut	0.3 \pm 0.2
	Bas	0.6 \pm 0.9
	Gauche	1.3 \pm 1.3
	Droite	0.8 \pm 0.7

Table 3.2 – Résultats des mesure des déplacements des billes sur les images CT.

Directives

- Les manipulateurs doivent respecter les instructions des médecins et des physiciens médicaux relatives à la position du patient pendant la simulation en SRS, afin que celle-ci puisse être fidèlement reproduite dans la salle de traitement.
- Pendant la mise en place du masque, il faut veiller à ce que le patient reste immobile pour garantir le maintien de la position recommandée par le radiothérapeute.

3.3 Délimitation des volumes

3.3.1 Recalage d'image IRM-CT

Les résultats de la fusion des images IRM et CT pour les trois acquisitions du fantôme SNR, exprimés comme la moyenne des décalages dans les trois régions (haut, centre, bas) pour chaque coupe (transversale, sagittale et frontale), sont présentés dans le tableau 3.3.

	Transversale	Sagittale	Frontale
haut	0.80	1.40	1.10
centre	0.40	0.50	0.30
bas	0.90	1.50	1.00
Moyenne (mm) \pm STD	0.70 \pm 0,02	1.10 \pm 0.06	0.80 \pm 0.02

Table 3.3 – Table de la moyenne de décalage pour les images IRM-CT fusionnées.

Discussion des résultats obtenus Le décalage moyen entre les images IRM et CT atteint un maximum de 1.1 mm dans le plan sagittal, ce qui est conforme aux résultats d'une étude multi-institutionnelle ayant constaté une erreur moyenne de recalage pouvant atteindre 2 mm dans la SRS intracrânienne [15]. Ces erreurs peuvent être réduites en utilisant des algorithmes de correction qui diminuent les distorsions liées aux acquisitions IRM. De plus, des ajustements manuels supplémentaires peuvent être effectués avant le recalage d'image, comme la définition d'un volume d'intérêt (VOI), qui consiste à délimiter la région de la tumeur pour plus de précision.

Directives

- L'incertitude du recalage d'image IRM-CT doit être quantifiée et prise en compte lors de la détermination des marges du volume cible.
- Il est nécessaire d'exiger l'emploi des protocoles d'imagerie IRM optimisés pour la SRS, en plus de l'utilisation de l'algorithme de correction du logiciel Brainlab, afin de minimiser les distorsions géométrique et réduire par conséquent les erreurs de recalage des images IRM-CT.
- Avant le recalage d'image, il est fortement conseillé de procéder à des ajustements manuelles comme la définition d'un volume d'intérêt (VOI) pour délimiter précisément la région de la tumeur.
- Il est recommandé d'effectuer l'acquisition d'images IRM dans la position de traitement.

3.3.2 Contourage manuel

Le tableau 3.4 présente les résultats du contourage manuel pour différentes formes géométriques d'inserts du fantôme STEEV (sphères, cubes, tiges). Les valeurs moyennes des volumes réels et contourés pour l'ensemble des structures sont indiquées, ainsi que les écarts relatifs exprimés en pourcentage.

Insertes	Volume réel (cc)	Volume contouré (cc)	Ecart relative(%)
1	255.64	256.82 \pm 4.15	0.46
2	80.64	80.92 \pm 2.94	0.35
3	40.32	42.40 \pm 0.29	5.16
4	22.29	23,54 \pm 0.75	14.55
5	22.29	24,76 \pm 0.54	11.06
6	14,13	17,62 \pm 0.27	24.70

Table 3.4 – Résultats du contourage manuel des différents inserts du fantôme STEEV.

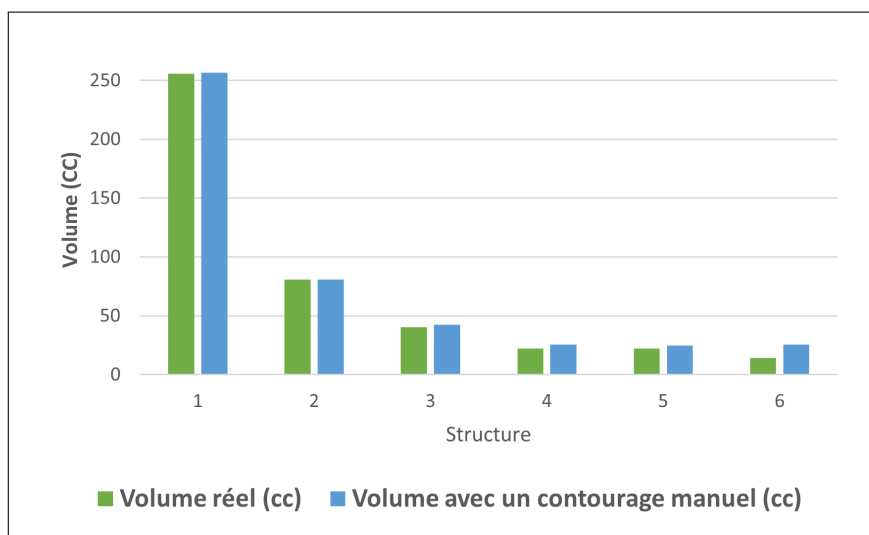


Figure 3.1 – Comparaison entre les volumes réels et les volumes contourés manuellement.

Discussion des résultats obtenus Les résultats présentés dans le graphe de la Figure 3.1 mettent en évidence les volumes réels et les volumes délimités manuellement des différents inserts du fantôme STEEV. À première vue, on constate une différence qui augmente pour les structures de petit volume. Cette différence est prévisible, étant donné que nous avons déjà noté l'existence d'une variabilité inter-observateur dans les contourages effectués par plusieurs radiothérapeutes. Cette variabilité tend à se réduire pour des volumes plus importants, ce qui est en accord avec une étude multi-institutionnelle réalisée en 2018 [16]. Bien que certaines de ces variations soient liées aux différences dans la formation des radiothérapeutes, d'autres raisons peuvent aussi amplifier ce phénomène, telles que des inexactitudes dans la fusion d'images IRM-CT, l'effet du volume partiel qui dépend de la résolution de ces images, et les formes complexes des tumeurs (dans cette étude, les structures contourées ont des formes géométriques bien définies).

Directives

- L'application des protocoles d'imagerie et des lignes directrices de délimitation des volumes cibles pour les traitements SRS. Ces pratiques doivent être suivies de manière obligatoire dans le cadre des études cliniques et recommandées dans la pratique quotidienne.
- Les directives de délimitation des volumes cibles doivent être uniformisées dans les différentes institutions pour maximiser la fiabilité des rapports de dose et la comparaison des résultats des traitements.
- L'utilisation d'une taille de voxel de $\leq 1 \text{ mm}^3$ pour la résolution des images IRM-CT est recommandée pour limiter l'effet de volume partiel.

3.3.3 Contourage automatique

Le tableau 3.5 présente les résultats des volumes des différents OAR contourés avec les logiciels de Brainlab et Eclipse. Les valeurs sont exprimées en centimètres cubes (cc) et incluent les écarts relatifs en pourcentage.

Organes	Volume BrainLab (cc) \pm STD	Volume Eclipse (cc) \pm STD	Ecart relative (%)
Tronc cérébral	25.06 \pm 2.08	27.63 \pm 4.50	09.31
Cochlée gauche	09.03 \pm 0.06	7.51 \pm 0.05	20.19
Cochlée droite	8.94 \pm 0.02	8.53 \pm 0.05	04.77
Œil gauche	0.14 \pm 0.82	0.17 \pm 1.17	15.83
Œil droit	0.12 \pm 0.91	0.14 \pm 3.11	13.27
Cristallin gauche	0.23 \pm 0.65	0.69 \pm 0.05	60.84
Cristallin droit	0.22 \pm 0.00	0.24 \pm 0.07	09.86
Nerf optique gauche	0.53 \pm 0.05	0.34 \pm 0.15	56.48
Nerf optique droit	0.54 \pm 0.05	0.31 \pm 0.13	71.23
Glande pituitaire	0.64 \pm 0.18	0.49 \pm 0.32	32.06

Table 3.5 – Résultats des volumes contourés sur Brainlab avec ceux corrigés sur Eclipse.

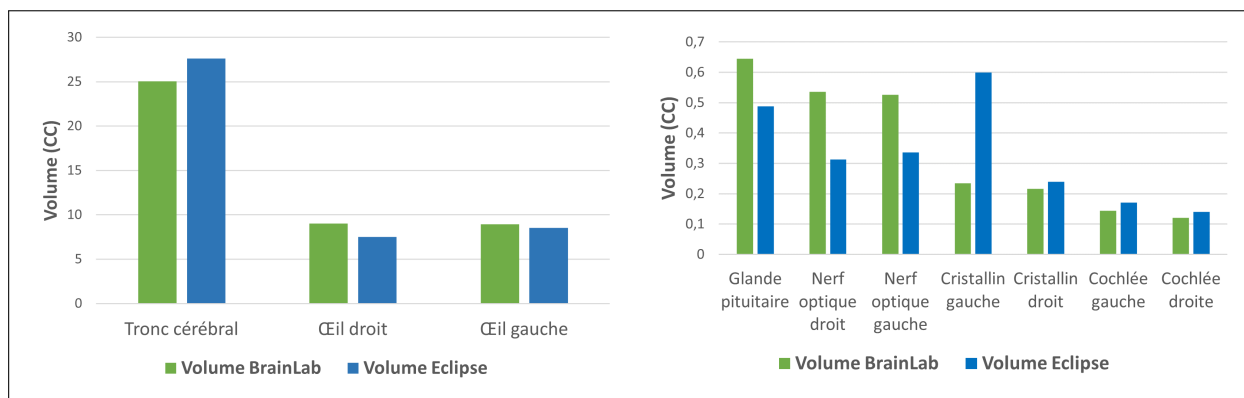


Figure 3.2 – Comparaison entre les volumes contourés sur Brainlab avec ceux corrigés manuellement sur Eclipse.

Discussion des résultats obtenus L’outil de contournage de Brainlab montre des variations de volumes pouvant atteindre jusqu’à 70 % par rapport à la correction manuelle effectuée par le radiothérapeute sur Eclipse. Initialement, Brainlab a tendance à surestimer les volumes pour certaines OAR, telles que le nerf optique gauche (0,53 cc initial vs 0,34 cc corrigé), contrairement à d’autres structures où il y a plutôt une sous-estimation des volumes, comme observé pour le tronc cérébral (25.06 cc initial vs 27.63 cc corrigé) (**Fig. 3.2**). Ces observations soulignent les limitations intrinsèques du logiciel de contournage automatique de Brainlab, qui peut manquer de précision dans la délimitation des OAR. Ces erreurs peuvent compromettre l’évaluation des plans en SRS, une structure non corrigée peut fournir des informations erronées sur la dose calculée. La perte d’information due au transfert de données entre les deux systèmes peut également amplifier ces variations, ce point sera discuté dans le paragraphe suivant.

Ces résultats nous conduisent à remettre en question l’intérêt d’utiliser les outils de contournage automatique, puisqu’ils réintroduisent une certaine variabilité via des corrections manuelles. Cependant, de nombreuses études ont montré l’avantage de cette étape. Tout d’abord, elle permet un gain de temps considérable, en plus de réduire les erreurs inter-observateurs par rapport au contournage manuel.

Directives

- L’utilisation des outils de contournage automatique pour le contournage des OAR est recommandée. Mais ces outils présentent des limitations liées aux algorithmes de recalage d’image utilisés, ce qui nécessitent une révision par le radiothérapeute pour être cliniquement précis.
- Le contournage des structures anatomiques, en particulier des OAR, doit être révisé par le physicien médical avant la planification de traitement SRS.

3.3.4 Transfert de données

Le tableau 3.6 présente les résultats des volumes des différents OAR contourés avec le logiciel de Brainlab puis transférés vers Eclipse sans aucune modification par le radiothérapeute. Les valeurs sont exprimées en centimètres cubes (cc) et incluent les écarts relatifs en pourcentage.

	Volume Brainlab (cc) \pm STD	Volume Eclipse(cc) \pm STD	Ecart relative (%)
Tronc cérébral	29.9 \pm 3.25	29.7 \pm 3.25	0.67
Œil gauche	8.12 \pm 0.04	7.95 \pm 0.00	2.15
Œil droit	7.88 \pm 0.07	7.75 \pm 0.07	1.65
Glande pituitaire	0.51 \pm 2.06	0.45 \pm 2.05	11.76
Nerf optique gauche	0.37 \pm 0.64	0.30 \pm 0.64	18.92
Nerf optique droit	0.36 \pm 0.01	0.30 \pm 0.00	16.67
Cristallin gauche	0.26 \pm 0.00	0.20 \pm 0.00	23.08
Cristallin droit	0.24 \pm 0.02	0.20 \pm 0.00	16.67
Cochlée gauche	0.14 \pm 0.01	0.10 \pm 0.00	28.57
Cochlée droite	0.10 \pm 0.12	0.05 \pm 0.07	50.00

Table 3.6 – Résultats de transfert de données de BrainLab vers Eclipse.

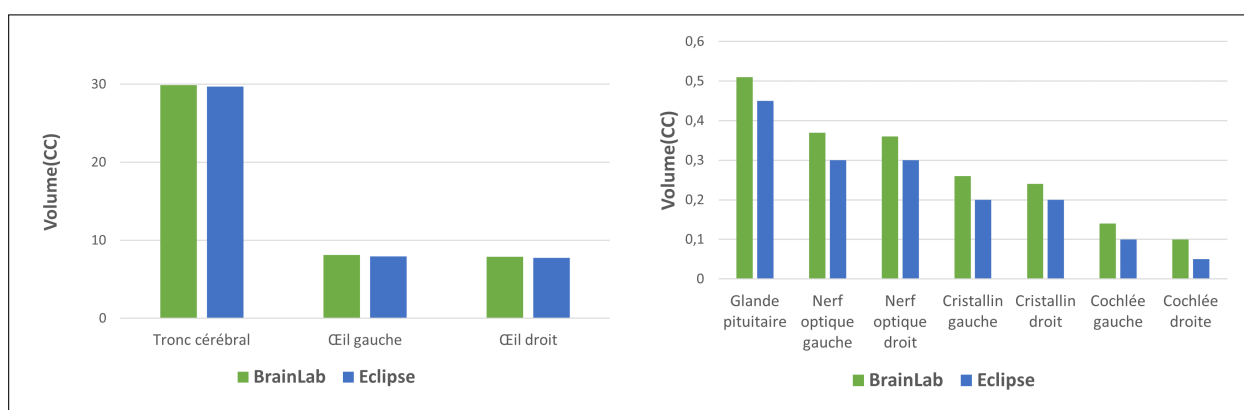


Figure 3.3 – Comparaison des volumes des OAR lors du transfert de BrainLab vers Eclipse.

Discussion des résultats obtenus Lors du transfert des données du logiciel Brainlab vers le TPS Eclipse, les volumes des OAR ont montré des variations de 0.05 cc pour la cochlée droite à plus de 0.2 cc pour le tronc cérébral. Les volumes fournis par Eclipse étaient généralement inférieures 3.3, les différences les plus marquées en pourcentage ont été observées pour les structures les plus petites, telles que la cochlée droite qui a subi une diminution de 50 % de son volume. Cette perte d'information peut être expliquée par la différence des algorithmes utilisés pour le calcul des volumes des OAR entre les deux systèmes et les matrices de résolution associées.

Directives

- Une attention particulière doit être accordée aux organes de petits volumes, en raison de la perte d'information importante lors du transfert des données à partir du logiciel de contournage automatique vers le TPS.
- Il serait bénéfique de conduire une étude complémentaire avec un nombre important de patients pour quantifier les incertitudes dues aux transferts d'information entre les deux systèmes.

3.4 Plannification de traitement

3.4.1 Choix de l'algorithme

Le graphe de la figure 3.4 représente la moyenne calculée pour 7 patients de la dose maximale pour le volume cibles et les OAR en utilisant les algorithmes Acuros XB et AAA . Le graphe de

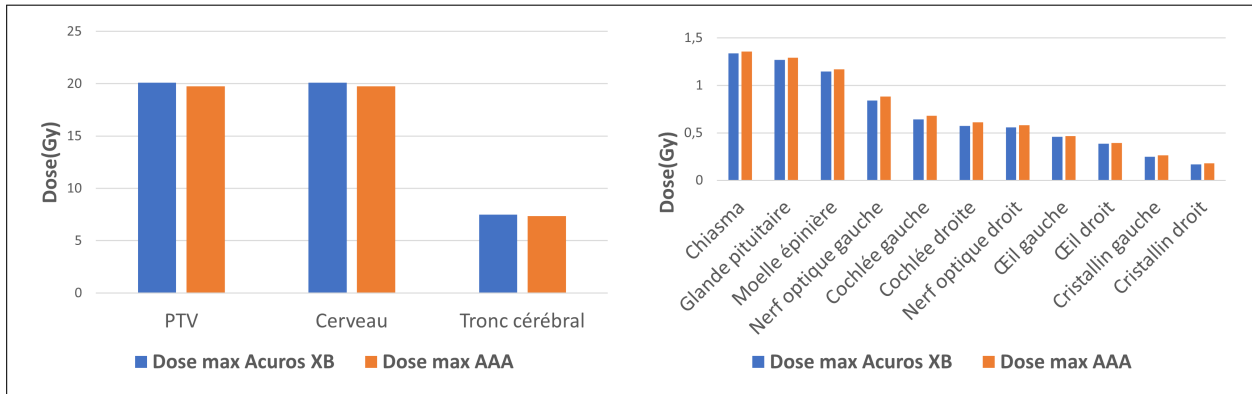


Figure 3.4 – La dose maximale du PTV et des OAR calculée avec Acuros XB et AAA.

la figure 3.5 représente la moyenne calculée pour 7 patients de la dose moyenne pour le volumes cible et les OAR en utilisant les algorithmes Acuros XB et AAA .

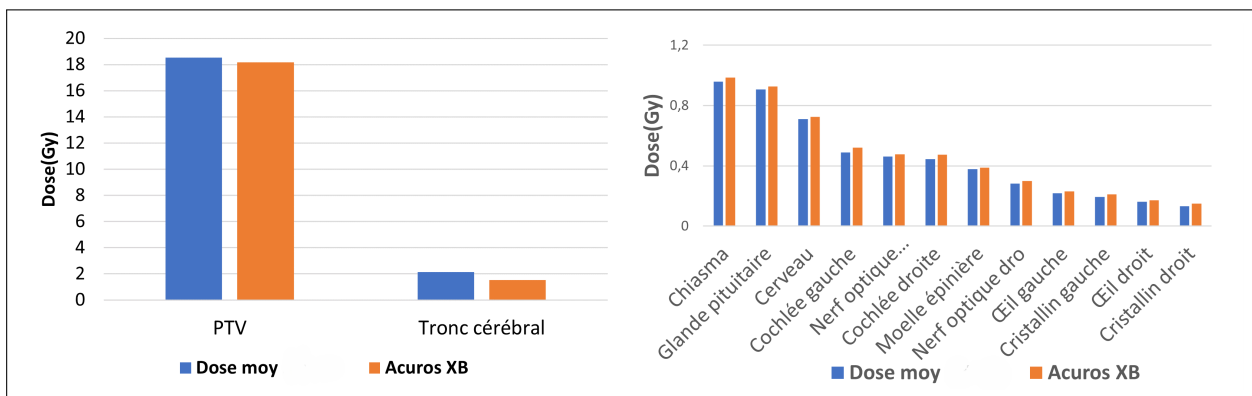


Figure 3.5 – La dose moyenne du PTV et des OAR calculée avec Acuros XB et AAA.

Discussion des résultats obtenus D'après les résultats montrés dans les graphes de la figure 3.4 et 3.5, on constate que les algorithmes AAA et Acuros XB (AXB) donnent des résultats similaires pour la couverture du PTV. En ce qui concerne la protection des OARs, on remarque que l'AAA surestime légèrement la dose par rapport à l'AXB. Ceci mène à conclure que, pour des localisations cérébrales telles que celles des patients choisis, les deux algorithmes présentent de bonnes performances en termes de précision de calcul, de couverture du PTV et d'épargne des OARs. La différence de précision entre les deux algorithmes peut être observée dans des milieux hétérogènes, où AXB montre une précision supérieure à celle de AAA [17].

Directives

- Pour une planification de traitement optimale, l'utilisation de l'algorithme de calcul Acuros XB est vivement recommandée. Celui-ci se distingue par sa capacité à garantir une précision élevée, dans des milieux homogènes et hétérogènes.

3.4.2 Taille de la matrice de calcul

Le tableau 3.7 présente les valeurs moyenne de D_{max} et D_{moy} calculées pour deux tailles de pixels (1.25 mm et 2.5 mm). L'écart relatif exprimé en % est calculé entre les deux tailles de pixels.).

Taille de pixel	Dose _{max}	D _{moy}
1.25	20.53	18.60
2.25	20.09	18.53
Ecart relatif (%)	2.6	0.37

Table 3.7 – Tableau des valeurs moyennes de D_{max} et D_{moy} du PTV en fonction de la taille de pixel .

En calculant la moyenne de la dose maximale (D_{max}) et de la dose moyenne (D_{moy}) sur l'ensemble des cinq patients, l'impact de la taille des pixels n'était pas apparent sur le volume cible et les OAR. Concernant le PTV, cela peut s'expliquer par les différences de formes et de volumes, qui variaient de 0.4 cc à 1.5 cc. Pour les OAR, les localisations différentes de la tumeur entraînaient une variabilité dans la dose reçue par certaines structures, en fonction de leur distance par rapport au volume cible. Par conséquent, nous nous sommes limités à comparer les résultats du calcul de D_{max} et de D_{moy} pour deux tailles de pixels, 2.5 mm et 1.25 mm pour deux patients avec des volumes tumorales de 0.6 et 1.5cc.

Le tableau 3.8 présente les valeurs D_{max} pour deux PTV de volume 0.6 cc et 1.5 cc, calculées pour deux tailles de pixels (1.25 mm et 2.5 mm). L'écart relatif exprimé en % est calculé entre les deux tailles de pixels pour un volume donné (0.6 ou 1.5 cc).

Volume PTV (cc)	0.6		1.5	
Taille de pixel (mm)	1.25	2.5	1.25	2.5
Dmax	23.32	22.62	15.852	15.591
Écart relative (%)	3.00		1.65	

Table 3.8 – Tableau des valeurs de D_{max} en fonction de la taille de pixel et du volume du PTV.

Le tableau 3.8 présente les valeurs D_{moy} pour deux volumes de PTV différents (0,6 cc et 1,5 cc) en fonction de deux tailles de pixels (1.25 mm et 2.5 mm). L'écart relatif exprimé en % est calculé entre les deux tailles de pixels pour un volume donné (0.6 ou 1.5 cc).

Volume PTV (cc)	0.6		1.5	
Taille de pixel (mm)	1.25	2.5	1.25	2.5
Dmoy	20.538	20.137	14.956	14.877
Écart relative (%)	1.95		0.53	

Table 3.9 – Tableau des valeurs de D_{max} pour deux PTV de volumes 0.6cc et 1.5cc respectivement.

L'histogramme de la Figure 3.6 est une comparaison entre les écarts relatifs de D_{max} , et D_{moy} respectivement en fonction de la taille de la grille de calcul pour les deux volumes de PTV 0.6 cc et 1.5 cc.

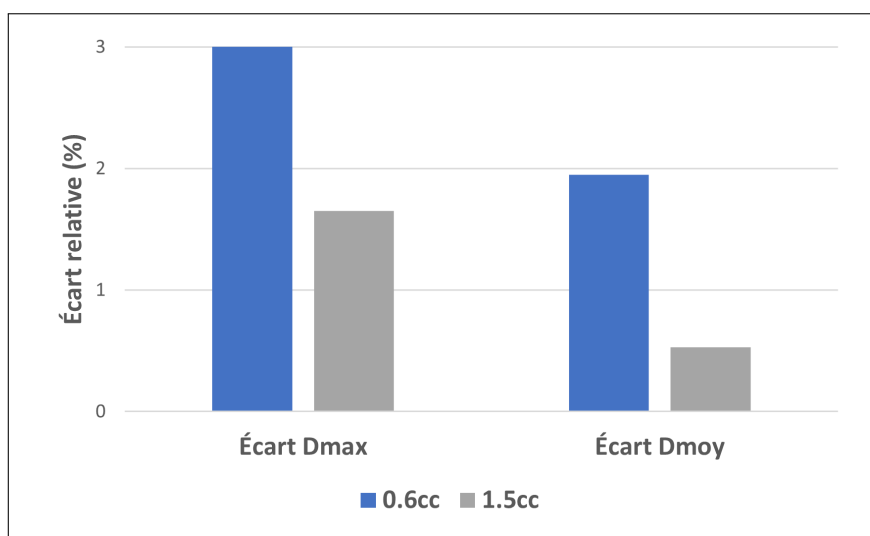


Figure 3.6 – Comparaison des écarts relatifs de D_{max} et D_{moy} pour des volumes de PTV de 0.6cc et 1.5cc.

Discussion des résultats obtenus On augmentant la taille de la grille de calcul on remarque une diminution de la dose maximale calculée, comme le montre le tableau 3.9. Cette effet est d’autant plus prononcé pour les petits volumes de PTV, avec un écart relatif de 3.00 % pour un volume de 0.6 cc par rapport à 1.65 % pour un volume de 1.5 cc. Ces observations sont en accord avec une étude précédente qui porte sur l’évaluation et la vérification de la précision du calcul de la dose avec différentes tailles de grille [18]. Par conséquent, en calculant la dose avec une taille de grille standard de 2.5 mm, l’algorithme effectue une moyenne sur l’ensemble du volume des pixels au lieu de calculer chaque pixel individuellement, comme ce serait le cas avec une grille de taille plus petite. Cela peut conduire à une sous-estimation de la dose délivrée, dans les traitements SRS où de petits volumes sont calculés.

Directives

- La taille de la grille de calcul influence sur la distribution de dose des petits volumes cibles calculée pour les traitements SRS. Une petite taille de grille ≤ 1.25 mm devrait être utilisée pour garantir la précision des calculs et la conformité avec les mesures de contrôle de qualité.
- Le physicien médical doit être vigilant lors du paramétrage de la taille de la grille pour le calcul de la dose des traitements SRS, souvent prédéfinie par défaut à 2.5 mm.

3.4.3 Exclusion d’une structure externe

	Sans la table	Avec la table	Écart relatif (%)
D _{max} (Gy)	19,68 ± 2,79	18,88 ± 3,86	4,88
D _{moy} (Gy)	20,69 ± 4,13	18,93 ± 4,13	9.29

Table 3.10 – Résultats de la dose maximale et moyenne avec et sans la table de traitement.

Discussion des résultats obtenus La figure 3.8 illustre l’impact de l’atténuation de la table de traitement sur la couverture du PTV. Des écarts relatifs de plus de 4 % pour la dose maximale et de 9 % pour la dose minimale ont été observés. De telles variations sont susceptibles de réduire la couverture du PTV, ce qui pourrait compromettre l’efficacité du traitement.

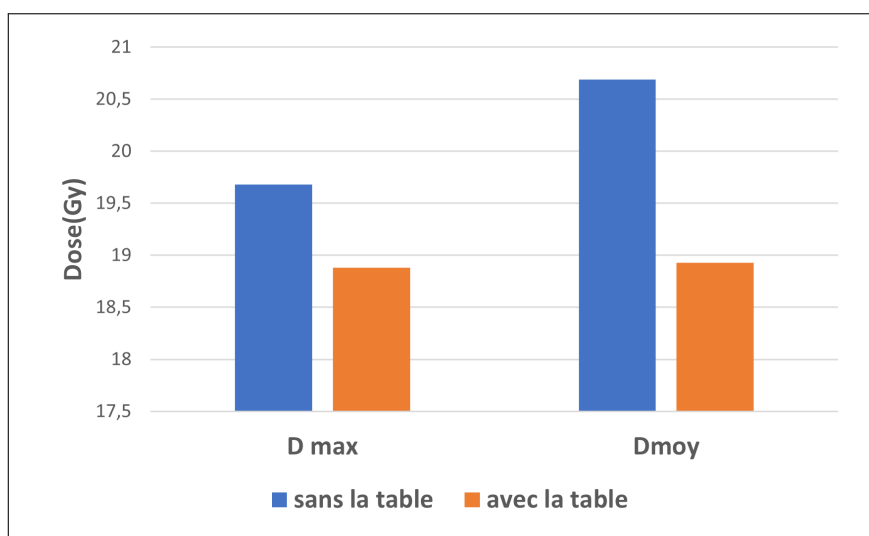


Figure 3.7 – Comparaison entre les valeurs de la dose maximale et moyenne pour le PTV avec et sans la table de traitement.

Directives

- Il est nécessaire d'inclure la table de traitement 6D dans le calcul de la dose afin de prévenir les éventuels sous-dosages au PTV dus à l'atténuation des faisceaux de traitement.
- Tout comme le volume cible et les OAR, les contours externes doivent être correctement délimités par le médecin et requièrent une vérification par le physicien médical.

3.5 Vérification prétraitement

Les vérifications des plans de traitement pour les cinq plans créés sont réalisées ARC par ARC. L'analyse gamma est calculée avec un critère de (2%, 2 mm). Les résultats obtenus de l'indice gamma moyen, exprimé en pourcentage pour des erreurs de positionnement de l'EPID allant de 1 à 4 mm dans les directions verticales, longitudinales et latérales sont repris dans le tableau 3.11.

Champs	Positions (Vert,Long,Lat) (mm) \pm STD			
	(0,1,1)	(0,2,2)	(0,3,3)	(0,4,4)
1	98,04	90,64	86,06	78,72
2	98,52	90,38	86,86	79,54
3	98,02	90,30	85,54	77,12
4	98,50	91,04	87,98	80,68
5	98,82	91,66	87,12	78,72

Table 3.11 – Résultats de l'analyse de l'indice gamma en (%)

Discussion des résultats obtenus D'après les résultats de l'analyse gamma pour des valeurs de décalage de la position de l'imageur portale allant de 1 mm jusqu'à 4 mm, on remarque que pour des valeurs de décalage de plus de 1 mm, la valeur de l'indice gamma est en dessous de la tolérance fixée à 95%. L'erreur de positionnement que nous avons simulée correspond en fait à la distance entre le centre de l'EPID et l'isocentre de la machine de traitement. Cette distance est définie lors de la calibration mécanique du détecteur. Toute erreur de positionnement à ce

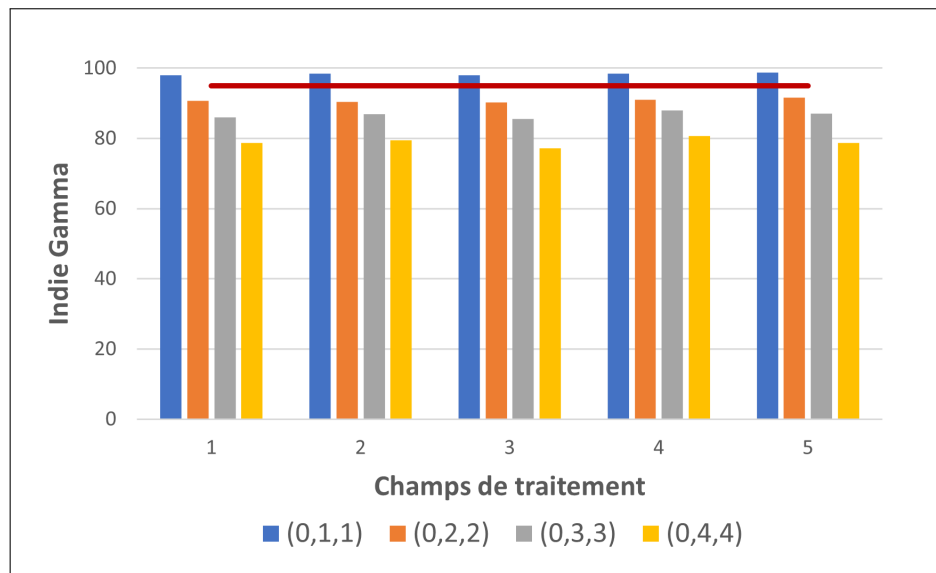


Figure 3.8 – Analyse de l'indice gamma pour les différents champs de traitement.

niveau induira une erreur systématique sur le positionnement du détecteur au quotidien. Pour les applications dosimétriques, telles que le contrôle prétraitement, il est important de quantifier ce décalage, car une correction de profils de dose est appliquée au centre de la matrice de l'Epil qui doit, en théorie, coïncider avec l'axe du faisceau. Un décalage peut alors entraîner une mauvaise correction, ce qui conduit à une vérification erronée des plans de traitement.

Directives

- Un contrôle mécanique et dosimétrique de l'imageur portal EPID doit être réalisé régulièrement pour une vérification précise des plans de traitement SRS.
- Le critère de tolérance de l'analyse de l'indice gamma pour la SRS doit être défini à (2%, 2 mm).

3.6 Mise en place

3.6.1 Analyse de données Exactrac lors de la mise en place

Les résultats des déplacements en translation et en rotation des 10 patients traités par SRS sont présentés dans les graphes 3.9, 3.12. Les valeurs XC, YC, ZC représentent les positions initiales avant la correction pour différentes positions de la table avec le système Exactrac, et XV, YV, ZV correspondent aux vérifications effectuées pour chaque position du patient avec Exactrac. Nous avons maintenu l'axe Y fixe (longitudinal pour les déplacements de la table et tangage pour l'angulation) dans nos graphes, en faisant varier les autres paramètres le long de l'axe X pour analyser les diverses variations de position.

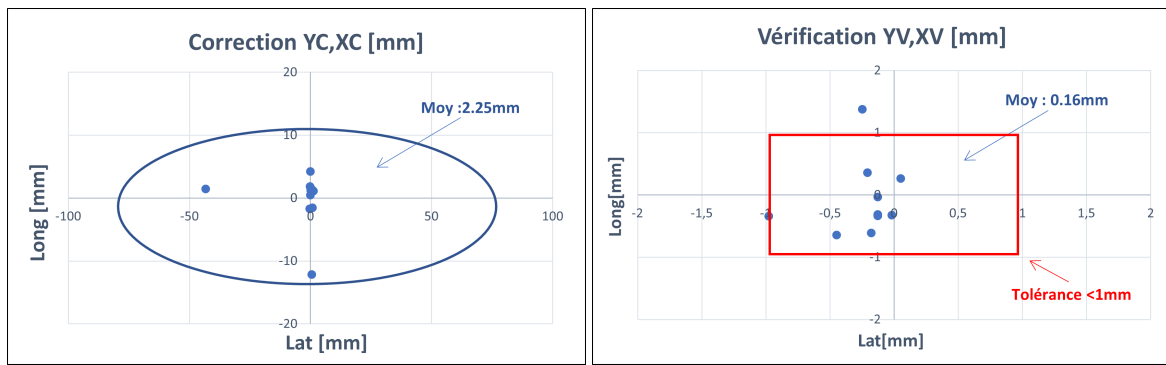


Figure 3.9 – Correction et vérification de position longitudinale, latérale du patient.

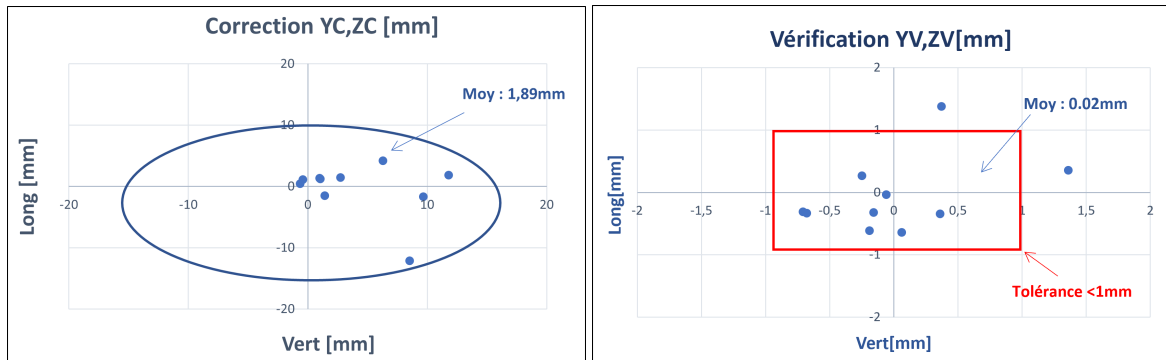


Figure 3.10 – Correction et vérification de position longitudinale, verticale de patient.

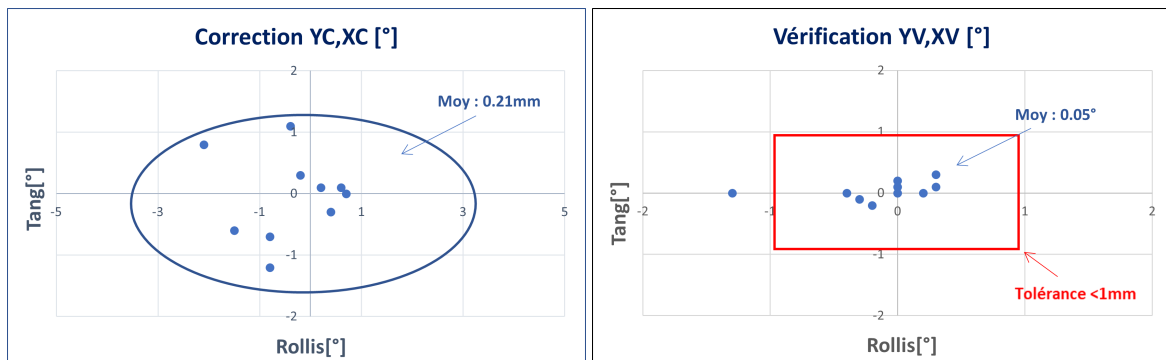


Figure 3.11 – Correction et vérification de la position roulis, tangage de patient.

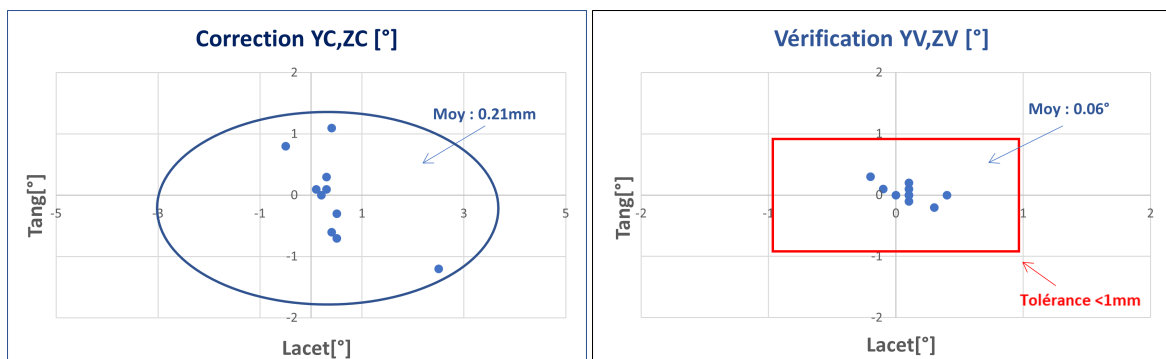


Figure 3.12 – Correction et vérification de la position roulis, lacet de patient.

Discussion des résultats obtenus Les résultats de notre étude sur dix images de patients traités par la technique SRS montrent des valeurs hors tolérance (1mm,1°) pour les correc-

tions de translations longitudinales, latérales et longitudinales, verticales (2.25 mm, 1.89 mm respectivement). Ces résultats étaient prévus car les corrections ont été apportées après l'acquisition d'une image lors de séance de la mise en place. Cette image a fourni des valeurs de décalage de référence qui étaient utilisées par le système ExacTrac pour effectuer ces corrections de positionnement. Une première vérification a été réalisée par la suite pour confirmer le bon positionnement du patient, suivi d'une autre pour mesurer à nouveau les erreurs de positionnement. Les résultats de ces vérifications ont montré une convergence vers l'origine (0,0) avec une moyenne de moins de 0,16 mm, 0,06 °. Par conséquent, les données analysées indiquent clairement que le système ExacTrac est efficace pour réduire les erreurs de positionnement des traitements de radiochirurgie stéréotaxique, assurant ainsi une administration précise de la dose à la cible prévue.

Directives

- Le système ExacTrac 6D doit être contrôlé régulièrement pour assurer sa précision dans la vérification du positionnement des traitements par la technique SRS.
- L'ensemble du personnel impliqué doit maîtriser les protocoles de vérification et de correction, avec une formation régulière sur les repères anatomique et l'utilisation du système ExacTrac. Cela est indispensable pour maintenir une qualité de traitement en accord avec les exigences de la SRS.

3.6.2 Calcul de marge

En analysant les erreurs de positionnements de l'ensemble des patients, nous avons constaté des valeurs dépassant les seuils de tolérance dans les mouvements de translation pour deux patients sur une seule direction. Ainsi, nous avons déterminé les marges en appliquant les formules de Van Herk et Stroom, en considérant d'abord ces erreurs, puis en excluant les patients concernés. Les tableaux 3.12, 3.13 présentent les résultats obtenus.

	Translation			Rotation			Moyenne
	Lat	Long	Vert	Lat	Long	Vert	
Marge de Van Herk (mm)	4.48	8.42	8.63	3.41	2.65	1.63	4.87
Marge de Stroom (mm)	1.81	3.44	3.42	1.86	1.08	0.93	2.09

Table 3.12 – Marges calculées pour les patients présentant des décalages hors tolérance.

	Translation			Rotation			Moyenne
	Lat	Long	Vert	Lat	Long	Vert	
Marge de Van Herk (mm)	2.80	2.12	1.28	1.10	1.39	0.61	1.35
Marge de Stroom (mm)	1.45	1.25	1.19	0.96	0.80	0.68	1.20

Table 3.13 – Marges calculées pour les patients en excluant les patients présentant des décalages hors tolérance.

Discussion des résultats obtenus Les données du tableau 3.12 indiquent que les marges moyennes estimées excèdent les valeurs attendues (1-2 mm). Cette observation peut être expliquée par l'inclusion des patients présentant des valeurs hors tolérance, ce qui a influencé

les résultats globaux.

La marge estimée pour les patients, excluant les erreurs hors tolérance, était en moyenne de 1.35 mm selon la méthode de Van Herk, ce qui est conforme à la littérature où une moyenne de 1.33 mm a été rapportée. En revanche, la méthode de Stroom a montré des valeurs nettement plus élevées, avec une moyenne de 3.21 mm, comparé à nos résultats obtenus (1.20 mm)[14].

Les valeurs que nous avons obtenues sont dans les tolérances des erreurs de positionnement en SRS (1-2 mm). Il convient de souligner également que seules ces erreurs ont été considérées dans nos calculs. Intégrer les incertitudes liées à la délimitation du GTV (erreurs inter-observateurs) pourrait également améliorer la précision de la marge.

Notre approche ne vise pas à valider les équations de Van Herk (1) ou de Stroom (2). Les formules de marge peuvent alors être employées à des fins de confirmation uniquement. Dans notre cas, ces formules nous ont permis de vérifier que 95 % de la dose prescrite est bien délivrée au PTV en utilisant les masques de Brainlab et le système ExacTrac.

Directives

- Le calcul des marges GTV-PTV, selon les formules suggérées par la littérature, peut fournir une estimation de la distribution de la dose dans le PTV.
- Le système ExacTrac et le masque de Brainlab doivent être utilisés pour assurer une distribution précise de la dose dans le volume cible en tenant compte des marges exigées en SRS.

3.7 Traitement : Positionnement pendant le traitement

Le tableau 3.14 représente les résultats de la dose mesurée et la dose calculée par le TPS et l'écart relatif en % entre les deux.

Dose mesurée (Gy)	Dose Calculée (Gy)	Ecart relatif (%)
1.40	1.27	9.23

Table 3.14 – Les résultats de la mesure de la dose avec la chambre et celle calculée avec le TPS.

Discussion des résultats obtenus L'écart relatif de 9.23 % entre la dose mesurée (1.40 Gy) et la dose calculée (1.27 Gy) montre l'impact que peut avoir un erreur de positionnement de 1.5 mm sur la précision de la dose administrée.

Dans une situation réelle, une telle erreur de positionnement peut avoir des conséquences graves car la dose administrée pourrait ne pas être correctement délivrée au niveau du PTV. Cela pourrait entraîner un sous-dosage ou un surdosage au niveau de la tumeur et les OAR, compromettant ainsi l'efficacité du traitement et augmentant le risque d'effets secondaires pour le patient.

Directives

- Une attention particulière doit être accordée par les manipulateurs lors du positionnement des patients pendant les traitements SRS.

- Les médecins médicaux doivent prendre des mesures pour quantifier les incertitudes sur la dose administrée liées aux erreurs de positionnement.

3.8 Analyse de risque

Le tableau 3.15 présente les résultats de l'analyse de risque pour les traitements SRS pratiqués à l'Hôpital Chahid Mahmoudi. Pour chaque source d'incertitude identifiée, un indice de criticité est calculé en fonction de la gravité, de la fréquence et de la détectabilité de ces incertitudes.

	Étapes de processus	Source d'incertitude	G	F	D	G×F×D
	Simulation IRM	Distorsions géométriques	3	4	3	36
Directives	<ul style="list-style-type: none"> — Les lignes directrices et recommandations pour l'IRM en SRS doivent être strictement suivies pour minimiser les risques associés à la distorsion géométrique, en particulier pour l'IRM à 3T. — Les protocoles IRM optimisés doivent être appliqués pour les indications de planification de traitement SRS. Ces protocoles standardisés doivent être caractérisés par une description d'étude unique et facilement compréhensible (par exemple, "Planification de traitement RT - métastases cérébrales"). — Une correction des distorsions géométriques résiduelles par un algorithme intégré dans la machine doit être appliquée lors de l'acquisition d'images IRM pour la planification des traitements SRS. — Il est impératif de maintenir toutes les distorsions géométriques, incluant celles corrigées par la machine et celles induites par le patient, en dessous de 1 mm. — Les protocoles IRM doivent inclure au moins une séquence 3D avec un rapport signal sur bruit (SNR) suffisant (par exemple, FSPGR BRAVO T1) pour la délimitation de la cible. — La principale séquence 3D doit être isovolumétrique avec une taille de voxel 1mm³. 					
	Simulation CT	Asymétrie de positionnement	2	4	1	8
Directives	<ul style="list-style-type: none"> — Les manipulateurs doivent respecter les instructions des médecins et des médecins médicaux relatives à la position du patient pendant la simulation en SRS, afin que celle-ci puisse être fidèlement reproduite dans la salle de traitement. — Pendant la mise en place du masque, il faut veiller à ce que le patient reste immobile pour garantir le maintien de la position recommandée par le radiothérapeute. 					
	Délimitation des volumes	Algorithme de recalage	4	3	2	24
Directives	<ul style="list-style-type: none"> — L'incertitude du recalage d'image IRM-CT doit être quantifiée et prise en compte lors de la détermination des marges du volume cible. — Il est nécessaire d'exiger l'emploi des protocoles d'imagerie IRM optimisés pour la SRS, en plus de l'utilisation de l'algorithme de correction du logiciel Brainlab, afin de minimiser les distorsions géométriques et réduire par conséquent les erreurs de recalage des images IRM-CT. — Avant le recalage d'image, il est fortement conseillé de procéder à des ajustements manuels comme la définition d'un volume d'intérêt (VOI) pour délimiter précisément la région de la tumeur. — Il est recommandé d'effectuer l'acquisition d'images IRM dans la position de traitement. 					
		Variabilité interobservateurs	3	4	2	24
Directives	<ul style="list-style-type: none"> — L'application des protocoles d'imagerie et des lignes directrices de délimitation des volumes cibles pour les traitements SRS. Ces pratiques doivent être suivies de manière obligatoire dans le cadre des études cliniques et recommandées dans la pratique quotidienne. — Les directives de délimitation des volumes cibles doivent être uniformisées dans les différentes institutions pour maximiser la fiabilité des rapports de dose et la comparaison des résultats des traitements. — L'utilisation d'une taille de voxel de $\leq 1 \text{ mm}^3$ pour la résolution des images IRM-CT est recommandée pour limiter l'effet de volume partiel. 					

		Algorithme de correction	3	3	2	18
Directives	<ul style="list-style-type: none"> — L'utilisation des outils de contourage automatique pour le contourage des OAR est recommandée. Mais ces outils présentent des limitations liées aux algorithmes de recalage d'image utilisés, ce qui nécessitent une révision par le radiothérapeute pour être cliniquement précis. — Le contourage des structures anatomiques, en particulier des OAR, doit être révisé par le physicien médical avant la planification de traitement SRS. 					
		Transfert des données	2	3	4	24
Directives	<ul style="list-style-type: none"> — Une attention particulière doit être accordée aux organes de petits volumes, en raison de la perte d'information importante lors du transfert des données à partir du logiciel de contourage automatique vers le TPS. — Il serait bénéfique de conduire une étude complémentaire avec un nombre important de patients pour quantifier les incertitudes dues aux transferts d'information entre les deux systèmes. 					
	Planification de traitement	Choix de l'algorithme	1	1	4	4
Directives	<ul style="list-style-type: none"> — Pour une planification de traitement optimale, l'utilisation de l'algorithme de calcul Acuros XB est vivement recommandée. Celui-ci se distingue par sa capacité à garantir une précision élevée, dans des milieux homogènes et hétérogènes. 					
		Taille de grille de calcul	2	4	4	32
Directives	<ul style="list-style-type: none"> — La taille de la grille de calcul influence sur la distribution de dose des petits volumes cibles calculée pour les traitements SRS. Une petite taille de grille ≤ 1.25 mm devrait être utilisée pour garantir la précision des calculs et la conformité avec les mesures de contrôle de qualité. — Le physicien médical doit être vigilant lors du paramétrage de la taille de la grille pour le calcul de la dose des traitements SRS, souvent prédéfinie par défaut à 2.5 mm. 					
		Exclusion d'une structure externe	2	4	2	16
Directives	<ul style="list-style-type: none"> — Il est nécessaire d'inclure la table de traitement 6D dans le calcul de la dose afin de prévenir les éventuels sous-dosages au PTV dus à l'atténuation des faisceaux de traitement. — Tout comme le volume cible et les OAR, les contours externes doivent être correctement délimités par le médecin et requièrent une vérification par le physicien médical. 					
	Vérification prétraitement	Precision mécanique de l'EPID	3	2	2	12
Directives	<ul style="list-style-type: none"> — Un contrôle mécanique et dosimétrique de l'imager portal EPID doit être réalisé régulièrement pour une vérification précise des plans de traitement SRS. — Le critère de tolérance de l'analyse de l'indice gamma pour la SRS doit être défini à (2%, 2 mm). 					
	Mise en place	Repositionnement du patient avec le système ExacTrac	4	2	1	8
Directives	<ul style="list-style-type: none"> — Le système ExacTrac 6D doit être contrôlé régulièrement pour assurer sa précision dans la vérification du positionnement des traitements par la technique SRS. — L'ensemble du personnel impliqué doit maîtriser les protocoles de vérification et de correction, avec une formation régulière sur l'utilisation du système Exactrac. Cela est indispensable pour maintenir une qualité de traitement en accord avec les exigences de la SRS. 					
	Traitement	Positionnement pendant le traitement	4	1	4	16
Directives	<ul style="list-style-type: none"> — Une attention particulière doit être accordée par les manipulateurs lors du positionnement des patients pendant les traitements SRS. — Les physiciens médicaux doivent prendre des mesures pour quantifier les incertitudes sur la dose administrée liées aux erreurs de positionnement. 					

Table 3.15 – Résultats de l'analyse de risque pour les traitements SRS.

Conclusion générale

Le traitement par la technique de la radiochirurgie stéréotaxique (SRS) est un processus qui vise à traiter le volume tumoral avec des marges réduites (de l'ordre du millimètre) et un fort gradient de dose autour de celui-ci. Pour toute la chaîne de traitement, il est essentiel de garantir une vérification et une précision très pointues de l'imagerie de simulation jusqu'à la délivrance du traitement. Cela doit être fait et établi dans des protocoles standard, impliquant toute l'équipe.

Cette précision de la SRS est contrariée par les incertitudes présentes à chaque étape de la préparation et de la réalisation du traitement, qui doivent être quantifiées et contrôlées. L'hôpital Chahids Mahmoudi, pratiquant des traitements SRS, se doit donc à ce jour d'avoir mis en place une démarche de qualité des traitements vu le nombre important de patients. L'objectif final de ce travail était d'établir un guideline pour le service de la radiothérapie afin de standardiser les pratiques de cette technique et d'assurer une meilleure qualité de traitement en suivant les normes définies. Pour cela, nous avons suivi la méthode proposée par l'ASN pour l'évaluation des risques en radiothérapie. Nous avons identifié dans ce travail les sources d'incertitudes les plus fréquentes à chaque étape du traitement, puis réalisé toutes les mesures nécessaires pour quantifier ces incertitudes. Les étapes les plus importantes de la chaîne de traitement de la SRS sont couvertes par ces directives.

Cependant, ce guideline que nous avons réalisé n'inclut pas tous les programmes de contrôle qualité des machines, ni le commissioning. Cela exige une analyse plus approfondie et davantage de temps. Ce sera la continuité de notre projet actuel. Cette étape est essentielle pour l'élaboration de nouvelles guidelines qui devront être développées par technique et par pathologie, telles que les traitements SRS des métastases.

Bibliographie

- [1] A. Lisbona and M. Valero, “Analyse des risques a priori en pratique,” *Cancer/Radiothérapie*, vol. 19, no. 6-7, pp. 629–633, 2015.
- [2] V. Dedieu, G. Beldjoudi, C. Bramouille, C. Jenny, S. Josset, J. Mazurier, D. Autret, J. Bellec, I. Buchheit, J. Darreon, *et al.*, “Quality and safety of radio-surgeries and stereotactic radio-therapies. sfpn report n. 35, february 2019,” 2019.
- [3] J. P. Kirkpatrick, S. G. Soltys, S. S. Lo, K. Beal, D. C. Shrieve, and P. D. Brown, “The radiosurgery fractionation quandary : single fraction or hypofractionation,” *Neuro-Oncology*, 2017.
- [4] I. Fedorcsák, A. Bajcsay, and L. Jánváry, “Stereotactic radiosurgery of brain tumors,” *Magyar Onkologia*, vol. 68, no. 1, pp. 53–59, 2023.
- [5] C. X. Yu, “Intensity-modulated arc therapy with dynamic multileaf collimation : an alternative to tomotherapy,” *Physics in Medicine & Biology*, vol. 40, no. 9, p. 1435, 1995.
- [6] J. P. Kirkpatrick, S. G. Soltys, S. S. Lo, K. Beal, D. C. Shrieve, and P. D. Brown, “The radiosurgery fractionation quandary : single fraction or hypofractionation,” *Neuro-Oncology*, 2017.
- [7] P. Hinault, *Mise en place de l’imagerie tri-modalité (TEP-CT-IRM) en radiothérapie stéréotaxique*. PhD thesis, Normandie Université, 2022.
- [8] J. Seuntjens, “Prescribing, recording, and reporting of stereotactic treatments with small photon beams, icru report 91,” tech. rep., 2017.
- [9] D. A. Low, W. B. Harms, S. Mutic, and J. A. Purdy, “A technique for the quantitative evaluation of dose distributions,” *Medical physics*, vol. 25, no. 5, pp. 656–661, 1998.
- [10] C. Meyrieux, R. Garcia, N. Pourel, A. Mège, and V. Bodez, “Analyse des risques a priori du processus de prise en charge des patients en radiothérapie : exemple d’utilisation de la méthode amdec,” *Cancer/Radiothérapie*, vol. 16, no. 7, pp. 613–618, 2012.
- [11] D. Grishchuk, A. Dimitriadis, A. Sahgal, A. De Salles, L. Fariselli, R. Kotecha, M. Levivier, L. Ma, B. E. Pollock, J. Regis, *et al.*, “Isrs technical guidelines for stereotactic radiosurgery : Treatment of small brain metastases),” *Practical Radiation Oncology*, vol. 13, no. 3, pp. 183–194, 2023.
- [12] A. Fogliata, G. Nicolini, A. Clivio, E. Vanetti, and L. Cozzi, “Dosimetric evaluation of acuros xb advanced dose calculation algorithm in heterogeneous media,” *Radiation oncology*, vol. 6, pp. 1–15, 2011.
- [13] K. Hamedi, “Optimisation des séquences d’acquisition des images irm pour la radiothérapie stéréotaxique,” *Thèse de master*, juillet 2023.
- [14] E. Infusino, L. Trodella, S. Ramella, R. M. D’Angelillo, C. Greco, A. Iurato, L. E. Trodella, A. Nacca, P. Cornacchione, and A. Mameli, “Estimation of patient setup uncertainty using brainlab exatrac x-ray 6d system in image guided radiotherapy,” *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, vol. 16, no. 2, pp. 99–107, 2015.

-
- [15] S. Masitho, F. Putz, V. Mengling, L. Reißig, R. Voigt, T. Bäuerle, R. Janka, R. Fietkau, and C. Bert, “Accuracy of mri-ct registration in brain stereotactic radiotherapy : Impact of mri acquisition setup and registration method,” *Zeitschrift für Medizinische Physik*, vol. 32, no. 4, pp. 477–487, 2022.
- [16] H. Sandström, H. Jokura, C. Chung, and I. Toma-Dasu, “Multi-institutional study of the variability in target delineation for six targets commonly treated with radiosurgery,” *Acta Oncologica*, vol. 57, no. 11, pp. 1515–1520, 2018.
- [17] A. Çakir, “Dosimetric comparison of anisotropic analytical algorithm and acuros xb in stereotactic body radiotherapy and effect of calculation grid size,” *Turkish Journal of Oncology*, vol. 32, no. 3, 2017.
- [18] C. Han and T. Schultheiss, “Su-e-t-374 : Evaluation and verification of dose calculation accuracy with different dose grid sizes for intracranial stereotactic radiosurgery,” *Medical Physics*, vol. 42, no. 6Part18, pp. 3419–3419, 2015.