



UNIVERSITÉ MOULOUD MAMMÉRI DE
TIZI-OUZOU
FACULTÉ DES SCIENCES
DÉPARTEMENT DE PHYSIQUE



Mémoire du Projet de Fin d'Études

En vue de l'obtention du diplôme

Master 2 Professionnel

Physique Médicale

**Contrôle qualité dosimétrique en radiothérapie
stéréotaxique pour le traitement des métastases
intracrâniennes multiples**

Présenté par :

DEBCHI Oualid

Devant le jury composé de :

Mr. ZIANE Abdelhamid ^a	- <i>Président</i>
Mr. METCHAT Billal ^b	- <i>Encadrant</i>
Mme. AIT CHIKH Sounya ^c	- <i>Examinatrice</i>
Dr. TOUTAOUI Abdelkader ^d	- <i>Invité</i>

a : Professeur à l'université UMMTO | b : Physicien médical à l'HCM | c : Physicienne médicale à l'HCM
| d : Directeur de la Physique Médicale et de la Radioprotection à l'HCM

Soutenu publiquement le : 08 juillet 2025

Remerciements

Je tiens tout d'abord à exprimer ma profonde gratitude à l'ensemble du personnel de l'hôpital Chahids Mahmoudi de Tizi-Ouzou, qui m'a offert un cadre exceptionnel pour la réalisation de ce travail de fin d'études. Leur accueil, leur disponibilité et leur professionnalisme ont grandement facilité le bon déroulement de mon stage.

J'adresse mes remerciements les plus sincères au Professeur Abdelhamid ZIANE de l'Université Mouloud Mammeri de Tizi-Ouzou, président du jury, ainsi qu'au Dr. Abdelkader TOUTAOUI, Directeur de la Physique Médicale et de la Radioprotection à l'hôpital Chahids Mahmoudi de Tizi-Ouzou, pour l'honneur qu'ils m'ont fait en acceptant de faire partie du jury et pour l'intérêt qu'ils ont porté à ce travail.

J'adresse également mes sincères remerciements à Madame Sounya AIT CHIKH, Physicienne Médicale à l'hôpital Chahids Mahmoudi, pour le temps qu'elle a consacré à l'examen de mon mémoire et pour ses conseils avisés.

Ma reconnaissance va tout particulièrement à mon encadrant, Monsieur Billal MET-CHAT, Physicien Médical à l'hôpital Chahids Mahmoudi, pour sa disponibilité constante et son accompagnement tout au long de ce projet. Ses conseils pertinents et son soutien ont été essentiels à la réussite de ce travail.

Je n'oublie pas de remercier chaleureusement Madame Lynda BOUMAZA, PCR à l'hôpital Chahids Mahmoudi, pour son soutien précieux et son aide tout au long de la réalisation de ce projet.

Enfin, je remercie toutes les personnes qui, de près ou de loin, ont contribué à la réussite de ce travail.

Dédicace

Je tiens à exprimer ma profonde gratitude à l'ensemble de ma famille.

À ma mère Kahina et à mon père Mostefa, pour leur soutien sans faille tout au long de mon parcours.

À mes sœurs, Manel et Aya, pour leur présence et leur encouragement quotidien.

Une pensée particulière à ma compagne Kamelia, pour son amour, sa patience et son soutien indéfectible. Sa confiance en moi a été un moteur essentiel dans la réalisation de ce travail.

Merci à tous.

Table des matières

Table des figures

Liste des tableaux

Abréviations

Introduction	1
1 La radiothérapie stéréotaxique pour les métastases intracrâniennes	2
1.1 Les métastases intracrâniennes	2
1.2 Radiothérapie stéréotaxique :	3
1.2.1 Les incertitudes dans la radiothérapie stéréotaxique	4
1.3 Approches mono-isocentrique et multi-isocentrique en radiothérapie stéréotaxique	5
1.3.1 Approche multi-isocentrique	5
1.3.2 Approche mono-isocentrique	5
1.4 La vérification prétraitement en radiothérapie stéréotaxique	6
1.4.1 Le principe de la vérification prétraitement	8
2 Matériel et méthode	10
2.1 Introduction	10
2.2 Sélection des patients	10
2.2.1 Planification des plans de traitement mono-isocentriques	11
2.2.2 Planification des plans de traitement multi-isocentriques	12
2.3 Création des plans de vérifications prétraitement	14
2.3.1 En utilisant l'imageur portal électronique (EPID)	14
2.3.2 En utilisant le fantôme OCTAVIUS 4D	14
2.4 Exécution des plans de vérification prétraitement	16
2.4.1 Sur l'imageur portal électronique (EPID)	16
2.4.2 Sur le fantôme OCTAVIUS 4D	16
2.5 Analyse des résultats des plans de vérification prétraitement	17
2.5.1 Sur l'imageur portal électronique (EPID)	17

2.5.2	Sur le fantôme OCTAVIUS 4D	17
2.6	Représentation des résultats :	19
3	Résultats et discussion	20
3.1	Comparaison des deux critères d'évaluation gamma	20
3.1.1	EPID vs. OCTAVIUS en configuration mono-isocentrique	21
3.1.2	EPID vs. OCTAVIUS en configuration bi-isocentrique	22
3.1.3	EPID vs. OCTAVIUS en configuration tri-isocentrique	23
3.1.4	Analyse comparative des performances gamma des différentes techniques mono-, bi- et tri-isocentrique	24
3.1.5	Corrélations entre le score gamma de l'EPID vs. l'OCTAVIUS 4D	26
3.2	Influence des paramètres dosimétriques sur les performances de l'EPID et de l'OCTAVIUS 4D	30
3.2.1	Corrélations entre le score gamma et le nombre d'ARCs par plan	31
3.2.2	Corrélations entre le score gamma et le volume total des métastases cérébrales	32
3.2.3	Corrélations entre le score gamma et la surface irradiée	36
3.2.4	Corrélations entre le score gamma et l'écart inter-lésionnel maximal (en X, Y et Z)	40
3.2.5	Corrélations entre le score gamma et le nombre d'UM utilisé	46
	Conclusion	49
	Bibliographie	
	Résumé	
	Abstract	

Table des figures

1.1	Pathogénie des métastases cérébrales [<i>source</i> :(LINNERT, IVERSEN et GEHL 2012)]	3
1.2	Planification d'un patient à deux métastases avec une configuration à deux isocentres (patient 3).	6
1.3	Séquence du collimateur multilames pour le plan de traitement mono-isocentrique correspondant au même patient (patient 3).	7
1.4	Flux de génération d'un plan intégrant les erreurs de rotation pour évaluer leur impact dosimétrique, où le pCT (scanner de planification) sert à créer le plan de référence (Ref-plan), le Rot-CT (scanner enregistré intégrant les erreurs de rotation) permet de générer le Rot-plan (plan recalculé avec erreurs), et le volume isodose de prescription (V_{PD}) illustre les modifications de couverture induites par ces erreurs. [<i>source</i> :(SAGAWA et al. 2019)].	7
1.5	Représentation géométrique unidimensionnelle des critères d'évaluation des distributions de dose pour les tests de différence de dose et de distance à l'accord.	9
2.1	Planification des plans de traitement mono-isocentriques.	12
2.2	Planification d'un patient à deux métastases avec une configuration à deux isocentres.	13
2.3	Planification d'un patient à trois métastases avec une configuration à trois isocentres.	13
2.4	Création des plans de vérifications prétraitement sur EPID.	15
2.5	Création des plans de vérifications prétraitement sur OCTAVIUS 4D.	15
2.6	Vue générale de la salle de traitement équipée d'un accélérateur linéaire Clinac 2300iX avec système d'imagerie OBI kV, détecteur EPID, table de traitement 6D, et système de localisation <i>ExacTrac</i> avec caméras infrarouges pour le repositionnement précis du patient.	16
2.7	Positionnement de l'OCTAVIUS 4D.	17

2.8	L'application <i>Portal Dosimetry</i> sur le système Eclipse, utilisée pour réaliser l'analyse gamma des plans de vérification sur EPID. (A) Image de fluence mesurée, (B) image de fluence calculée, (C) différences entre les deux images, (D) distribution de la fluence le long de l'axe, (E) évaluation de la correspondance par indice gamma, et (F) paramètres et résultats de l'analyse statistique.	18
2.9	Le logiciel <i>Verisoft</i> , utilisée pour réaliser l'analyse gamma des plans de vérification sur OCTAVIUS 4D.(a) Répartition de la dose calculée par le TPS, (b) Répartition de la dose mesurée, (c) Résultats de l'évaluation 3D et (d) Répartition planaire sur le plan de l'isocentre. La flèche orange indique l'option qui permet de choisir le plan (coronal, sagittal et axiale) de la distribution de dose en 2D.	18
3.1	Comparaison des scores gamma (en pourcentage %) obtenus avec l'EPID et l'OCTAVIUS 4D en configuration mono-isocentrique.	21
3.2	Comparaison des scores gamma (en pourcentage %) obtenus avec l'EPID et l'OCTAVIUS 4D en configuration bi-isocentrique.	22
3.3	Comparaison des scores gamma (en pourcentage %) obtenus avec l'EPID et l'OCTAVIUS 4D en configuration tri-isocentrique.	23
3.4	Comparaison des scores gamma (en pourcentage %) entre les plans mono-isocentriques (1ISO) et bi-isocentriques (2ISO) mesurés par l'EPID (a) et l'OCTAVIUS 4D (b).	25
3.5	Comparaison des scores gamma (en pourcentage %) entre les plans mono-isocentriques (1 ISO), bi-isocentriques (2 ISO), et tri-isocentriques (3 ISO) mesurés par l'EPID (a) et l'OCTAVIUS 4D (b).	26
3.6	Corrélation linéaire entre les scores gamma (en pourcentage %) obtenus avec le système EPID et ceux obtenus avec OCTAVIUS 4D pour des plans mono-isocentriques, selon le critère 3%/1 mm.	27
3.7	Corrélation linéaire entre les scores gamma (en pourcentage %) obtenus avec le système EPID et ceux obtenus avec OCTAVIUS 4D pour des plans mono-isocentriques, selon le critère 2%/2 mm.	27
3.8	Corrélation linéaire entre les scores gamma (en pourcentage %) obtenus avec le système EPID et ceux obtenus avec OCTAVIUS 4D pour des plans bi-isocentriques, selon le critère 3%/1 mm.	28
3.9	Corrélation linéaire entre les scores gamma (en pourcentage %) obtenus avec le système EPID et ceux obtenus avec OCTAVIUS 4D pour des plans bi-isocentriques, selon le critère 2%/2 mm.	29

3.10	Corrélation linéaire entre les scores gamma (en pourcentage %) obtenus avec le système EPID et ceux obtenus avec OCTAVIUS 4D pour des plans tri-isocentriques, selon le critère 3%/1 mm.	29
3.11	Corrélation linéaire entre les scores gamma (en pourcentage %) obtenus avec le système EPID et ceux obtenus avec OCTAVIUS 4D pour des plans tri-isocentriques, selon le critère 2%/2 mm.	30
3.12	Corrélation entre le score gamma (en pourcentage %) en fonction du nombre d'ARCs sur EPID.	32
3.13	Corrélation entre le score gamma (en pourcentage %) en fonction du nombre d'ARCs sur OCTAVIUS 4D.	32
3.14	Corrélation entre le score gamma (en pourcentage %) et le volume total (en cc) des MC, configuration mono-isocentrique - EPID.	34
3.15	Corrélation entre le score gamma (en pourcentage %) et le volume total (en cc) des MC, configuration bi-isocentrique - EPID.	34
3.16	Corrélation entre le score gamma (en pourcentage %) et le volume total (en cc) des MC, configuration tri-isocentrique - EPID.	34
3.17	Corrélation entre le score gamma (en pourcentage %) et le volume total (en cc) des MC, configuration mono-isocentrique - OCTAVIUS.	35
3.18	Corrélation entre le score gamma (en pourcentage %) et le volume total (en cc) des MC, configuration bi-isocentrique - OCTAVIUS.	35
3.19	Corrélation entre le score gamma (en pourcentage %) et le volume total (en cc) des MC, configuration tri-isocentrique - OCTAVIUS.	35
3.20	Corrélation entre le score gamma (en pourcentage %) et la surface irradiée (en cm ²) de chaque ARC pour la configuration mono-isocentrique - EPID.	37
3.21	Corrélation entre le score gamma (en pourcentage %) et la surface irradiée (en cm ²) de chaque ARC pour la configuration bi-isocentrique - EPID.	37
3.22	Corrélation entre le score gamma (en pourcentage %) et la surface irradiée (en cm ²) de chaque ARC pour la configuration tri-isocentrique - EPID.	38
3.23	Corrélation entre le score gamma (en pourcentage %) et la surface irradiée maximale (en cm ²) de chaque plan pour la configuration mono-isocentrique - OCTAVIUS.	38
3.24	Corrélation entre le score gamma (en pourcentage %) et la surface irradiée maximale (en cm ²) de chaque plan pour la configuration bi-isocentrique - OCTAVIUS.	39
3.25	Corrélation entre le score gamma (en pourcentage %) et la surface irradiée maximale (en cm ²) de chaque plan pour la configuration tri-isocentrique - OCTAVIUS.	39
3.26	Corrélation entre le score gamma (en pourcentage %) et l'écart inter-lésionnel (en cm) en X, configuration mono-isocentrique - EPID.	41

3.27	Corrélation entre le score gamma (en pourcentage %) (en pourcentage %) (en pourcentage %) et l'écart inter-lésionnel (en cm) en X, configuration bi-isocentrique - EPID.	42
3.28	Corrélation entre le score gamma (en pourcentage %) (en pourcentage %) et l'écart inter-lésionnel (en cm) (en cm) en Y, configuration mono-isocentrique - EPID.	42
3.29	Corrélation entre le score gamma (en pourcentage %) et l'écart inter-lésionnel (en cm) en Y, configuration bi-isocentrique - EPID.	42
3.30	Corrélation entre le score gamma (en pourcentage %) et l'écart inter-lésionnel (en cm) en Z, configuration mono-isocentrique - EPID.	43
3.31	Corrélation entre le score gamma (en pourcentage %) et l'écart inter-lésionnel (en cm) en Z, configuration bi-isocentrique - EPID.	43
3.32	Corrélation entre le score gamma (en pourcentage %) et l'écart inter-lésionnel (en cm) en X, configuration mono-isocentrique - OCTAVIUS.	43
3.33	Corrélation entre le score gamma (en pourcentage %) et l'écart inter-lésionnel (en cm) en X, configuration bi-isocentrique - OCTAVIUS.	44
3.34	Corrélation entre le score gamma (en pourcentage %) et l'écart inter-lésionnel (en cm) en Y, configuration mono-isocentrique - OCTAVIUS.	44
3.35	Corrélation entre le score gamma (en pourcentage %) et l'écart inter-lésionnel (en cm) en Y, configuration bi-isocentrique - OCTAVIUS.	44
3.36	Corrélation entre le score gamma (en pourcentage %) et l'écart inter-lésionnel (en cm) en Z, configuration mono-isocentrique - OCTAVIUS.	45
3.37	Corrélation entre le score gamma (en pourcentage %) et l'écart inter-lésionnel (en cm) en Z, configuration bi-isocentrique - OCTAVIUS.	45
3.38	Corrélation entre le score gamma (en pourcentage %) et le nombre d'UMs, configuration mono-isocentrique - EPID.	47
3.39	Corrélation entre le score gamma (en pourcentage %) et le nombre d'UMs, configuration bi-isocentrique - EPID.	47
3.40	Corrélation entre le score gamma (en pourcentage %) et le nombre d'UMs, configuration tri-isocentrique - EPID.	47
3.41	Corrélation entre le score gamma (en pourcentage %) et le nombre d'UMs, configuration mono-isocentrique - OCTAVIUS.	48
3.42	Corrélation entre le score gamma (en pourcentage %) et le nombre d'UMs, configuration bi-isocentrique - OCTAVIUS.	48
3.43	Corrélation entre le score gamma (en pourcentage %) et le nombre d'UMs, configuration tri-isocentrique - OCTAVIUS.	48

Liste des tableaux

2.1	Données des patients inclus dans l'étude. Pour chaque patient, sont indiqués : le nombre total de métastases cérébrales traitées, ainsi que le volume moyen, minimum, et maximum des métastases de chaque patient.	11
3.1	Moyennes et écarts-types (sur l'ensemble des patients) des scores gamma obtenus avec l'EPID et l'OCTAVIUS 4D en configuration mono-isocentrique, selon les critères 3%/1 mm et 2%/2 mm.	21
3.2	Moyennes et écarts-types des scores gamma obtenus avec l'EPID et l'OCTAVIUS 4D en configuration bi-isocentrique, pour les critères 3%/1 mm et 2%/2 mm.	22
3.3	Moyennes et écarts-types des scores gamma obtenus avec l'EPID et l'OCTAVIUS 4D en configuration tri-isocentrique, pour les critères 3%/1 mm et 2%/2 mm.	23

Abréviations

- **AAPM** : American Association of Physicists in Medicine — Association américaine de physique médicale
- **ACR** : American College of Radiology — Collège Américain de Radiologie
- **ASTRO** : American Society for Radiation Oncology — Société américaine de radio-oncologie
- **DTA** : Distance to Agreement — Distance d'accord
- **EPID** : Electronic Portal Imaging Device — Détecteur d'imagerie portal électronique
- **IET** : Irradiation de l'encéphale en totalité (français) — Irradiation de l'encéphale en totalité
- **LINAC** : Linear Accelerator — Accélérateur linéaire médical
- **MC** : Cerebral Metastases — Métastases cérébrales
- **MCM** : Multiple Cerebral Metastases — Métastases cérébrales multiples
- **MLC** : Multi-Leaf Collimator — Collimateur multilames
- **PDIP** : Portal Dose Image Prediction — Prédiction d'image de dose portal
- **SRS** : Stereotactic Radiosurgery — Radiochirurgie stéréotaxique
- **SRT** : Stereotactic Radiotherapy — Radiothérapie stéréotaxique
- **TPS** : Treatment Planning System — Système de planification de traitement
- **VMAT** : Volumetric Modulated Arc Therapy — Arcthérapie dynamique modulée

Introduction

Les métastases cérébrales représentent une complication fréquente chez les patients atteints de cancers solides, avec un impact important sur le pronostic et la qualité de vie. Si l'irradiation encéphalique totale a longtemps constitué le traitement standard, la toxicité cognitive et les effets secondaires associés ont conduit à privilégier la radiothérapie stéréotaxique, qui permet de délivrer des doses élevées de manière très ciblée tout en épargnant les tissus sains.

En radiothérapie stéréotaxique, la prise en charge des métastases intracrâniennes multiples repose sur une précision extrême dans la délivrance de la dose prescrite à chaque métastase. Cette précision est d'autant plus cruciale en raison de la complexité des cas, du nombre variable de métastases traitées simultanément, et de la nécessité d'un alignement et d'une prise en charge inframillimétriques pour garantir l'efficacité du traitement tout en protégeant les tissus sains environnants. Pour répondre à ces exigences, des contrôles qualité et des vérifications pré-traitement rigoureuses sont indispensables. Ces vérifications permettent de s'assurer de la fiabilité et de la précision des techniques, ainsi que de la conformité entre les doses planifiées et celles réellement délivrées.

Cette étude vise à évaluer les pratiques locales en matière de contrôle qualité dosimétrique pour le traitement des métastases intracrâniennes uniques et multiples en radiothérapie stéréotaxique. L'analyse repose principalement sur l'utilisation du système d'imagerie portal électronique EPID (Electronic Portal Imaging Device), comparée avec des mesures réalisées à l'aide du système Octavius, afin d'examiner en détail les écarts entre les doses planifiées et les doses mesurées. L'enjeu majeur de ce travail réside dans l'évaluation de la concordance entre la dose planifiée et la dose effectivement délivrée pour des traitements de métastases cérébrales multiples, selon les techniques mono-isocentrique et multi-isocentrique. L'objectif est également d'explorer les différentes corrélations entre les paramètres influençant cette évaluation et les méthodes de vérification dans le cadre des traitements des cibles multiples.

Dans le chapitre 1, nous rappelons les bases de la radiothérapie stéréotaxique appliquée aux métastases intracrâniennes ; nous y détaillons les incertitudes potentielles ainsi que les approches mono- et multi-isocentriques. Le chapitre 2 décrit le cadre matériel et méthodologique de l'étude. Enfin, le chapitre 3 présente et discute les résultats.

Chapitre 1

La radiothérapie stéréotaxique pour les métastases intracrâniennes

1.1 Les métastases intracrâniennes

Définition : Une métastase cérébrale (ou intracrânienne) est une tumeur qui se développe dans le cerveau à la suite de la propagation d'une tumeur primitive depuis son site d'origine. Elle est également appelée tumeur cérébrale secondaire ou tumeur cérébrale métastatique. Les tumeurs primitives qui métastasent fréquemment au cerveau incluent le cancer du poumon, du sein, le mélanome, le cancer du rein et le cancer colorectal (MURRELL et al. 2016). Le cancer broncho-pulmonaire est la première cause de métastases cérébrales (34 %), suivi du cancer du sein (30 %) et du mélanome (LATORZEFF et al. 2016). D'autres cancers, tels que le cancer testiculaire, le lymphome et la leucémie, peuvent également métastaser au cerveau, mais à une fréquence beaucoup plus faible (MURRELL et al. 2016). Chez les patients atteints de tumeurs solides, les métastases cérébrales surviennent chez 10 à 30 % des adultes et chez 3 à 13 % des enfants (NAIK, CANAVAN et CHAO 2020).

Pathogénie des métastases cérébrales : Les métastases cérébrales se développent à travers une série d'étapes successives : les cellules tumorales issues de la tumeur primitive pénètrent dans la circulation sanguine (intravasation) et atteignent le cerveau, où elles s'attachent aux cellules endothéliales, extravasent dans le parenchyme cérébral, prolifèrent et induisent l'angiogenèse (LINNERT, IVERSEN et GEHL 2012).

La radiothérapie stéréotaxique pour le traitement des métastases intracrâniennes multiples : Le traitement traditionnel des métastases cérébrales multiples repose uniquement sur l'irradiation encéphalique totale (IET). Cependant, de nombreuses études ont montré que la toxicité cognitive et l'altération de la qualité de vie liées à l'IET étaient excessives, et la radiothérapie stéréotaxique est devenue une option de plus en plus utilisée à la place (SARAF et WANG 2020). Pour les cas de métastases cérébrales limitées (≤ 4 métastases), la radiothérapie stéréotaxique est désormais considérée comme le traitement de référence (HUO et al. 2020).

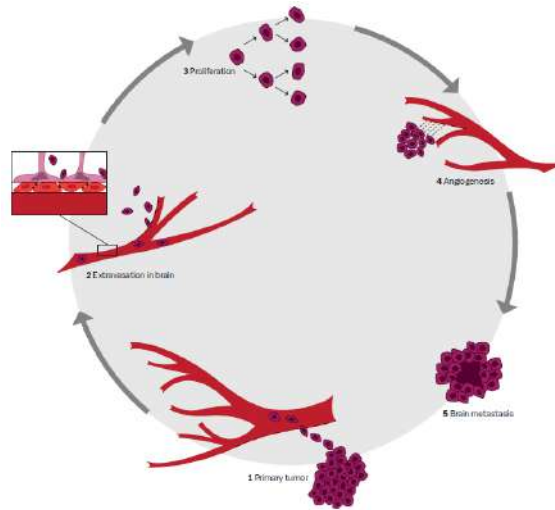


FIGURE 1.1 – Pathogénie des métastases cérébrales [source : (LINNERT, IVERSEN et GEHL 2012)]

Plusieurs études la suggèrent même à des patients avec plus de 4 métastases, au cas par cas et après discussion en réunion pluridisciplinaire (YAMAMOTO et al. 2014).

1.2 Radiothérapie stéréotaxique :

Définition La radiothérapie stéréotaxique est une technique de radiothérapie externe percutanée qui se caractérise par l'utilisation de fortes doses par fraction (généralement ≥ 6 Gy), un nombre réduit de fractions et un ciblage de haute précision afin de maximiser la dose au volume tumoral tout en épargnant les tissus sains (GUCKENBERGER et al. 2020) (MUKHERJI 2018).

Elle peut être réalisée soit en une séance : radiothérapie stéréotaxique monofractionnée aussi appelée « radiochirurgie », soit en plusieurs séances (2 à 10) : radiothérapie stéréotaxique hypofractionnée (PERROT et al. 2025). On peut délivrer également des traitements en radiothérapie stéréotaxique avec des fractionnements conventionnels (1,8Gy ou 2Gy par fraction), appelée « radiothérapie en conditions stéréotaxiques, RTS ».

D'autres caractéristiques en comparaison avec la radiothérapie conventionnelle

- L'emploi de marges réduites (la conversion habituelle du GTV en PTV est généralement ≤ 1 mm, selon les recommandations *ICRU 91*);
- Une inhomogénéité de dose considérable au sein du volume cible. La prescription se fait à l'IDL "isodose line", qui varie entre 70% à 95 % selon le type et le volume de la tumeur, ainsi que le type de la machine de traitement ;
- Les moyens de contention et une irradiation guidée par l'image à précision infra-millimétrique afin d'éviter les erreurs de délivrance. Pour la contention de la tête, on utilise des systèmes invasifs ou non-invasifs ;

- En raison de l’hypofractionnement extrême, les doses administrées sont biologiquement équivalentes, voire souvent supérieures, aux doses utilisées en radiothérapie conventionnelle ;
- Des procédures de contrôle qualité plus strictes et des tolérances d’acceptation plus rigoureuses.

Ces caractéristiques permettent d’atteindre une dose élevée au niveau de la cible avec des gradients de dose très élevés au-delà de celle-ci. (GUCKENBERGER et al. 2020) (MUKHERJI 2018) (LEROUGE 2010).

Unités de traitement par radiothérapie stéréotaxique La radiothérapie stéréotaxique peut être réalisée à l’aide d’accélérateurs linéaires (équipés d’un collimateur multilames dont la largeur des lames est $\leq 5\text{mm}$) ou d’appareils dédiés spécifiquement à cette technique (par exemple, le Gamma Knife [Elekta AB, Stockholm, Suède]). Ces dispositifs doivent répondre aux exigences technologiques minimales en matière de qualité. Une précision géométrique avec un placement tridimensionnel de la dose dans l’espace doit respecter les marges d’erreur maximales de 1mm et une précision dosimétrique avec une différence point par point entre le plan et la mesure inférieure ou égale à 2 % à l’intérieur d’un volume cible supérieur ou égal à 2 cm^3 (GUCKENBERGER et al. 2020).

1.2.1 Les incertitudes dans la radiothérapie stéréotaxique

En raison de l’hypofractionnement extrême lors de la radiothérapie stéréotaxique, les conséquences d’une erreur de délivrance peuvent être catastrophiques. Les erreurs de délivrance peuvent être globalement classées en erreurs dosimétriques, géométriques ou mécaniques (POPPLE 2020) :

- Les erreurs dosimétriques surviennent lorsque la dose délivrée diffère de manière cliniquement significative de la dose prescrite ;
- Les erreurs géométriques surviennent lorsque la distribution de la dose est délivrée à un emplacement incorrect. Elles entraînent à la fois un sous-dosage de la cible et une surdose des tissus sains. Le sous-dosage de la cible peut conduire à un effet thérapeutique sous-optimal. Cependant, une surdose de tissu sain peut être catastrophique, car une dose ablative est délivrée au tissu sain. Particulièrement, les erreurs de positionnement, qu’elles soient rotationnelles ou translationnelles, représentent des facteurs critiques auxquels il convient de prêter une attention rigoureuse pour assurer la précision du traitement et la distribution de dose.
- Les erreurs mécaniques surviennent lorsque l’accélérateur ne fonctionne plus conformément aux performances validées lors de sa mise en service, d’où la nécessité de réaliser périodiquement des contrôles de qualité mécanique, notamment le test de Winston-Lutz, développé pour vérifier la position de l’isocentre de l’accélérateur linéaire lors des traitements stéréotaxiques crâniens.

Dans le contexte des métastases cérébrales, on distingue deux approches de planification des traitements sur Linac. Traditionnellement, l'approche adoptée était multi-isocentrique. Cependant, les avancées technologiques, notamment l'avènement de la technique VMAT (Volumetric Modulated Arc Therapy) ont permis de réaliser l'irradiation stéréotaxique de multiples métastases cérébrales avec un seul isocentre simultanément, c'est l'approche mono-isocentrique (RUSCHIN et al. 2020).

1.3 Approches mono-isocentrique et multi-isocentrique en radiothérapie stéréotaxique

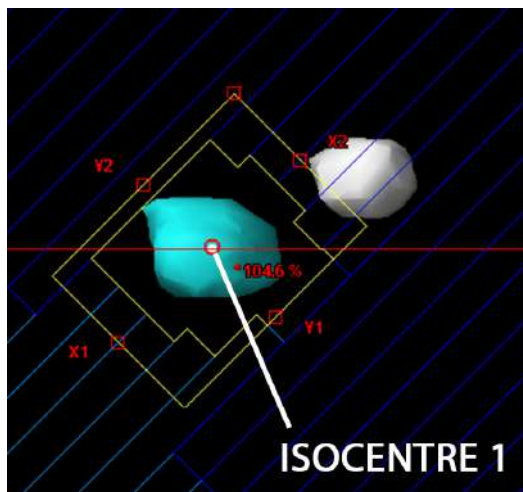
1.3.1 Approche multi-isocentrique

Avec cette approche, les métastases sont traitées avec des ARCs conformes, une par une, chaque métastase possède son propre isocentre, qui se situe au centre géométrique de cette dernière (Figure 1.2). Toutefois, plus le nombre de métastases est élevé, plus le traitement sera long. En particulier parce que les patients doivent être repositionnés à nouveau pour chaque isocentre durant le traitement. De plus, les repositionnements intra-fraction multiples accroissent le risque d'erreur de traitement ainsi que l'incertitude globale dans la délivrance de la dose (RUSCHIN et al. 2020) (KUNTZ et al. 2020).

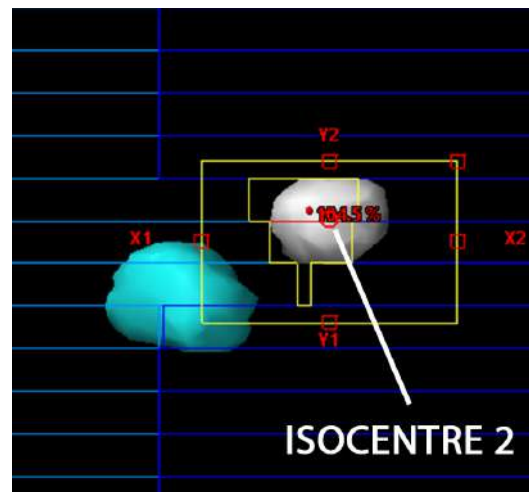
1.3.2 Approche mono-isocentrique

La techniques mono-isocentrique (Figure 1.3) ne nécessite qu'un seul repositionnement de la table de traitement, car on traite plusieurs cibles simultanément avec un seul isocentre qui est généralement positionné au centre géométrique de l'ensemble des cibles, c'est-à-dire à une localisation optimale permettant de minimiser la distance maximale entre l'isocentre et les différentes métastases, afin de réduire l'impact des erreurs de positionnement sur l'ensemble des volumes à traiter. Cela réduit considérablement la durée de la séance de traitement. Un repositionnement unique réduit également le risque d'erreur de positionnement, bien que l'impact de ces erreurs, lorsqu'elles surviennent, soit plus marqué avec cette technique. La diminution du temps de traitement réduit également le risque de mouvement intra-fraction.

Le principal danger de cette technique est un risque géométrique. Le risque lié aux erreurs de positionnement augmente considérablement lorsque la distance du volume cible par rapport à l'isocentre s'accroît ou que sa taille diminue. Il est rapporté par *Nakano et al* qu'une cible de 1cm de diamètre située à 3cm de l'isocentre, sans erreur de translation mais avec une erreur rotationnelle de 1° , présente une réduction de couverture de dose de 4,6%. Pour les mêmes paramètres, une erreur de translation de 0,5mm majore cette réduction à 15,6%. *Sagawa et al.* ont étudié l'impact que peuvent avoir des erreurs de rotation sur la couverture de dose (Figure 1.4) (NAKANO et al. 2020) (RUSCHIN et al. 2020) (KUNTZ et al. 2020) (UTO, TORIZUKA et MIZOWAKI 2022) (POPPLÉ 2020) (SUN et al. 2024) (RETIF et al. 2024).



(a) Séquence du collimateur multilames pour la première métastase.



(b) Séquence du collimateur multilames pour la deuxième métastase.

FIGURE 1.2 – Planification d’un patient à deux métastases avec une configuration à deux isocentres (patient 3).

1.4 La vérification prétraitement en radiothérapie stéréotaxique

Avant de traiter le patient, des contrôles de qualité dosimétrique sont effectués afin de confirmer la faisabilité du plan de traitement sur l’accélérateur. C’est ce qu’on appelle : la vérification prétraitement. C’est un processus important utilisé pour vérifier la précision des calculs de dose du plan de traitement, et pour détecter les erreurs cliniquement pertinentes lors de la délivrance du rayonnement, garantissant ainsi la sécurité des patients et la fidélité du traitement. Le concept d’assurance qualité spécifique au système de délivrance et aux plans patient en général est apparu avec l’introduction de la radiothérapie avec modulation d’intensité (IMRT) où les distributions de dose sont généralement beaucoup plus hétérogènes que celles des plans tridimensionnels (3D), avec des champs complexes intégrant divers degrés de modulation, toute erreur peut avoir de graves conséquences pour le patient. Un tel cas a été associé à un incident survenu à New York (BOGDANICH 2010), au cours duquel plusieurs patients ont perdu la vie. Dans cet incident, les lames MLC ne se sont pas positionnées comme prévu ; au lieu de cela, la machine a ouvert les mâchoires à leur position maximale. Après cet incident radiologique, la plupart des sociétés savantes en radiothérapie, dont l’ACR, l’ASTRO et l’AAPM, ont recommandé que tous les plans de traitement modulés soient vérifiés de manière indépendante pour chaque patient.

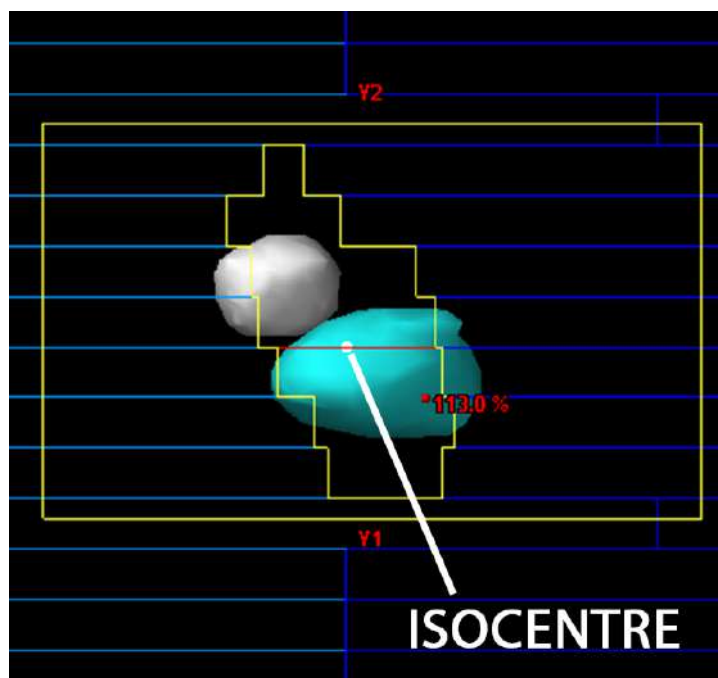


FIGURE 1.3 – Séquence du collimateur multilames pour le plan de traitement mono-isocentrique correspondant au même patient (patient 3).

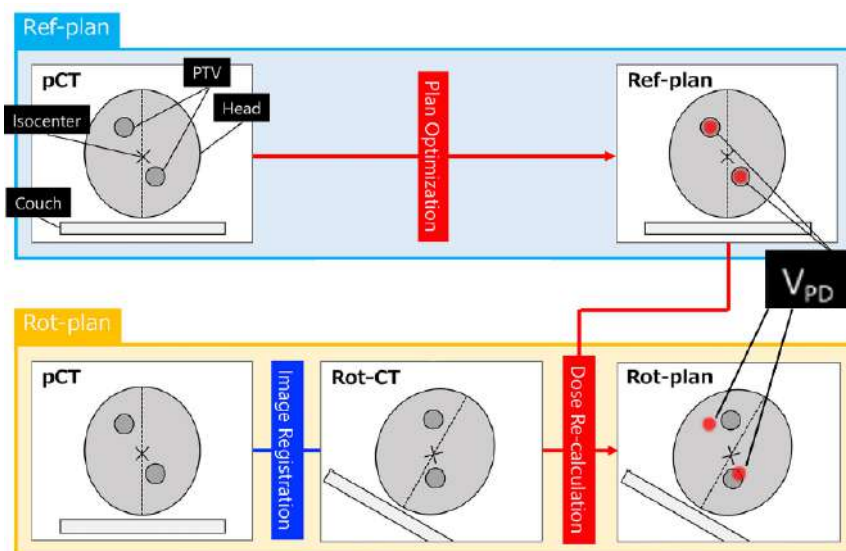


FIGURE 1.4 – Flux de génération d'un plan intégrant les erreurs de rotation pour évaluer leur impact dosimétrique, où le pCT (scanner de planification) sert à créer le plan de référence (Ref-plan), le Rot-CT (scanner enregistré intégrant les erreurs de rotation) permet de générer le Rot-plan (plan recalculé avec erreurs), et le volume isodose de prescription (V_{PD}) illustre les modifications de couverture induites par ces erreurs. [source : (SAGAWA et al. 2019)].

1.4.1 Le principe de la vérification prétraitement

Le VMAT est principalement la technique utilisée lors de la planification des traitements en radiothérapie stéréotaxique des métastases intracrâniennes multiples. Elle nécessite une délivrance dynamique via les MLC, combinée à une modulation continue (ou quantifiée) du débit de dose et du mouvement du bras de l'accélérateur. En clinique, une vérification prétraitement est systématiquement réalisée après l'approbation du plan de traitement par le radiothérapeute. Le plan de traitement, incluant la séquence des lames MLC, les angles du bras et les unités moniteurs, est recalculé sur un fantôme homogène pour estimer la dose dans la géométrie de ce dernier. Le fantôme est ensuite irradié en utilisant les mêmes paramètres de faisceau, et la dose mesurée est comparée à celle calculée. Si cette comparaison respecte les critères de tolérance sur des bases approuvées (ex. les recommandations *AAPM TG-218*), le plan est validé, ce qui garantit que la délivrance au patient sera précise et conforme aux exigences cliniques. Une autre méthode qui ne nécessite pas de fantôme est d'utiliser l'imageur portal (EPID : Electronic Portal Imaging Device). Dans ce cas, on compare une distribution de fluence, mesurée à celle prédite par le calcul.

1.4.1.1 Méthode de comparaison

La méthode la plus répandue pour valider un plan avant traitement consiste à comparer, en 2D ou en 3D, la distribution de dose calculée par le TPS à celle mesurée. Le concept de distance à l'accord (DTA : Distance to Agreement) a été introduit par Van Dyk et al. (DYK et al. 1993) dans le cadre de l'assurance qualité des systèmes de planification de traitement. Ce dernier a ensuite été développé par Low et al. (LOW et al. 1998), qui ont proposé l'indice gamma qui englobe la comparaison des matrices de dose mesurées et calculées en 3D.

L'indice gamma : L'indice gamma, proposé par Low et al., est une fonction analytique qui permet d'évaluer, point par point, la concordance entre deux distributions de dose (mesurée et calculée). Il repose sur des critères de tolérance définis à la fois en termes de différence de dose (ΔD_M) et de distance à l'accord (DTA). Pour chaque point de la distribution mesurée, noté (\mathbf{r}_m, D_m) , une recherche est effectuée dans la distribution calculée afin d'identifier s'il existe un point (\mathbf{r}_c, D_c) tel que la combinaison des écarts dosimétrique et spatial respecte une contrainte définie. La zone de tolérance est ainsi représentée par un ellipsoïde centré sur le point mesuré, à l'intérieur duquel la concordance est considérée comme acceptable (Figure 1.5). Définir les critères d'acceptation non seulement selon l'écart de dose mais aussi dans le plan des positions permet à l'indice gamma de réaliser à la fois une vérification dosimétrique et géométrique.

La fonction $\gamma(r_m, r_c)$ est définie comme le minimum de $\Gamma(r_m, r_c)$ pour tous les points r_c dans un ensemble donné :

$$\gamma(r_m) = \min \{ \Gamma(r_m, r_c) \}, \forall r_c \quad \text{où :} \quad \Gamma(r_m, r_c) = \sqrt{\frac{r^2(r_m, r_c)}{\text{DTA}^2} + \frac{\delta^2(r_m, r_c)}{\Delta D_M^2}}$$

avec :

- $r_m \equiv$ Position du point mesuré ;

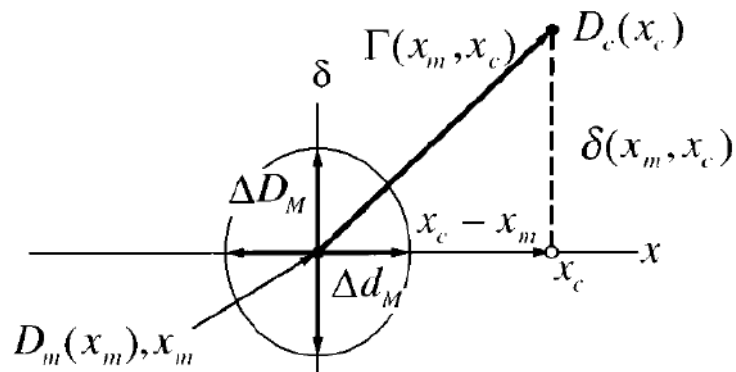


FIGURE 1.5 – Représentation géométrique unidimensionnelle des critères d'évaluation des distributions de dose pour les tests de différence de dose et de distance à l'accord.

- $r_c \equiv$ Position du point calculé ;
- $\delta \equiv$ différence entre la dose mesurée, D_m , au point r_m et la dose calculée, D_c , au point r_c ;
- $\Delta D_M \equiv$ Le critère de différence de dose ;
- DTA \equiv Le critère en terme de distance à l'accord.

et

$$\delta(r_m, r_c) = D_c(r_c) - D_m(r_m) \quad ; \quad r(r_m, r_c) = |r_c - r_m|$$

Les critères de réussite/échec deviennent donc :

$$\gamma(r_m) \leq 1 \quad \Rightarrow \quad \text{réussite} \quad ; \quad \gamma(r_m) > 1 \quad \Rightarrow \quad \text{échec du calcul}$$

Ainsi, le score gamma, qui exprime le pourcentage de points de dose respectant les critères d'acceptation, représente donc un indicateur de la qualité du plan de traitement (LOW et al. 1998) (DAS et al. 2020) (MIFTEN et al. 2018).

Chapitre 2

Matériel et méthode

2.1 Introduction

L'étude menée dans le cadre de ce travail a été réalisée au sein du service de radiothérapie de l'hôpital Chahids Mahmoudi de Tizi Ouzou. Nous avons sélectionné des patients atteints de métastases cérébrales (MC), pour lesquels on a réalisé et exécuté des plans de vérification (avec deux techniques : mono-isocentrique et multi-isocentrique) et à l'aide de deux méthodes de vérification, l'imageur portal électronique (Electronic Portal Imaging Devices, EPID) ; et le système OCTAVIUS 4D. L'objectif est de comparer, pour chaque technique, la dose délivrée à celle planifiée, de quantifier les erreurs dosimétriques et géométriques de chaque technique, et d'évaluer quelle technique présente le moins d'incertitudes lors de l'exécution du plan, et de confronter les résultats obtenus par les deux méthodes de vérification. Une attention particulière a été portée à l'analyse des différentes corrélations entre les résultats des deux méthodes de vérification et les deux techniques de traitement.

2.2 Sélection des patients

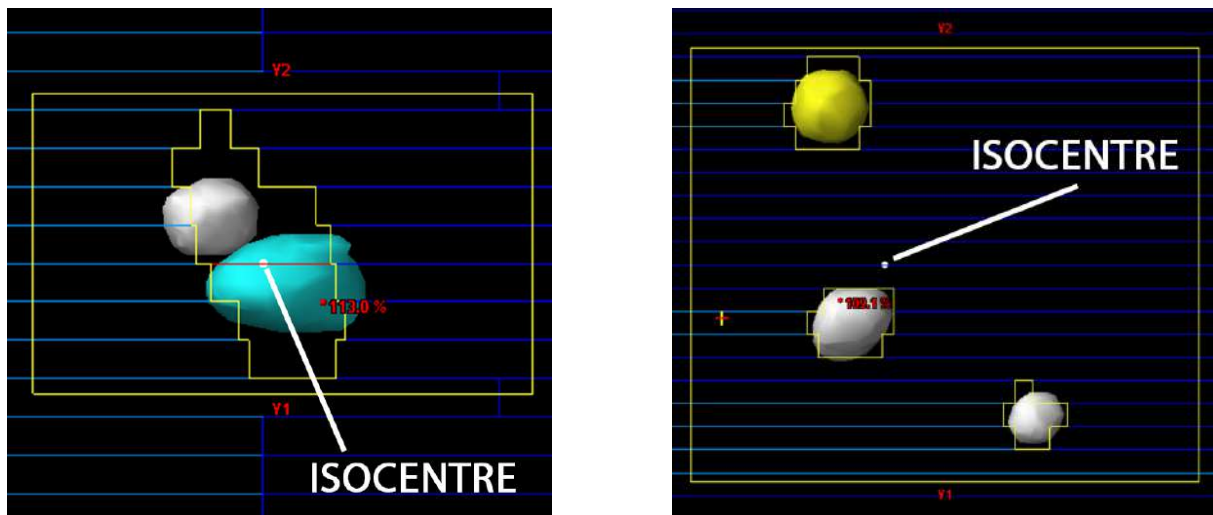
Nous avons sélectionné 14 patients, 8/14 hommes et 6/14 femmes, chacun présentant au moins deux métastases cérébrales, 7/14 patients présentent uniquement deux métastases cérébrales, 4/14 patients présentent trois MC, 1/14 patient présente cinq MC, et 2/14 présentent six MC (voir tableau 2.1). Tous les patients avaient été précédemment traités dans le service avec des plans mono-isocentriques en VMAT. Nous avons par la suite replanifié tous ces patients avec une technique multi-isocentrique.

TABLE 2.1 – Données des patients inclus dans l'étude. Pour chaque patient, sont indiqués : le nombre total de métastases cérébrales traitées, ainsi que le volume moyen, minimum, et maximum des métastases de chaque patient.

ID	Nombre de MC	Volume des MC (cc) Moyenne[min ; max]
Patient 1	2	12,6 [2,91 ; 22,29]
Patient 2	2	11 [6,54 ; 15,46]
Patient 3	2	1,56 [0,96 ; 2,17]
Patient 4	2	6,56 [0,61 ; 12,51]
Patient 5	2	6,82 [0,5 ; 13,15]
Patient 6	2	12,72 [7,29 ; 18,16]
Patient 7	2	18,79 [7,52 ; 30,07]
Patient 8	3	1,90 [0,91 ; 2,55]
Patient 9	3	9,65 [2,15 ; 18,54]
Patient 10	3	13,81 [0,96 ; 28,97]
Patient 11	3	15,63[12,48 ; 21,35]
Patient 12	5	1,06 [0,56 ; 1,77]
Patient 13	6	1,31 [0,56 ; 1,95]
Patient 14	6	8,99 [1,41 ; 21,32]
Nombre total de MC	43	
Volume moyen total [min ; max]	8,74 [0,50 ; 30,07]	

2.2.1 Planification des plans de traitement mono-isocentriques

14 plans de traitement mono-isocentriques ont été élaborés pour les 14 patients, en utilisant exclusivement des ARCs non-coplanaires et des faisceaux de photons de 6 MV, avec un débit de dose de 600 UM/min. La rotation du collimateur MLC est optimisée pour améliorer la modulation autour des différentes cibles situées à des angles variés par rapport à l'isocentre unique, tout en protégeant les tissus sains (Figure 2.1). La planification a été réalisée à l'aide du système de planification de traitement (TPS) Eclipse (Version 18) et le calcul de dose a été effectué avec l'algorithme Acuros XB (Version 18).



(a) Séquence du collimateur multilames d'un plan mono-isocentrique qui traite deux métastases.

(b) Séquence du collimateur multilames d'un plan mono-isocentrique qui traite trois métastases

FIGURE 2.1 – Planification des plans de traitement mono-isocentriques.

2.2.2 Planification des plans de traitement multi-isocentriques

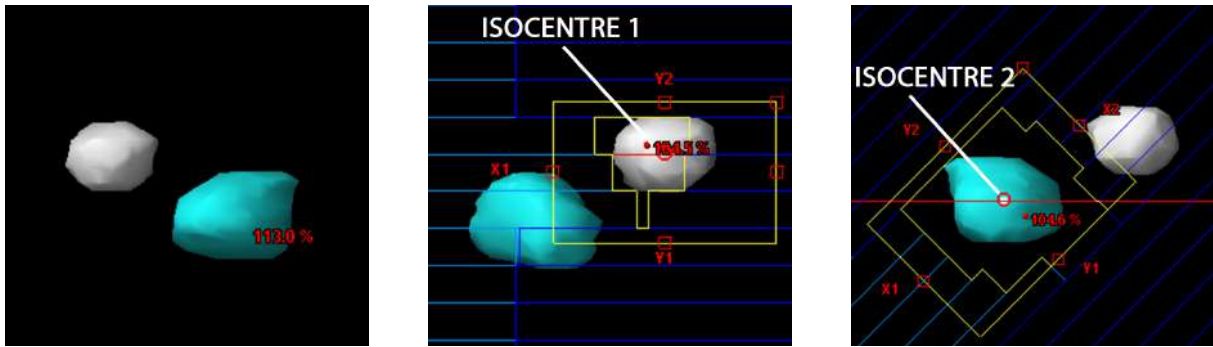
Pour chaque patient, nous avons élaboré de nouveaux plans de traitement multi-isocentriques en VMAT. Pour tous les plans, nous avons utilisé des faisceaux d'énergie photonique de 6MV, un débit de 600UM/min, et avec des ARC non coplanaires. Nous avons procédé à l'optimisation des plans (selon les recommandations *ICRU 91*), en s'assurant que les organes à risque étaient tous dans les tolérances, et que l'isodose de prescription couvre 100% du PTV, et la dose prescrite couvre 100% du GTV.

Pour notre étude, nous avons divisé les patients en deux groupes :

Les patients ayant deux métastases : Pour ce groupe de patients, la planification multi-isocentrique consistait à attribuer un isocentre distinct à chaque lésion, chaque ARC étant centré spécifiquement sur sa métastase cible (Figure 2.2). Pour l'ensemble des patients, on compte 14 plans créés avec la configuration à deux isocentres.

Les patients ayant plus de deux métastases : Avec ce groupe de patients, nous avons fait des plans avec plus de deux isocentres. Néanmoins, nous nous sommes limités à trois au maximum, car un nombre plus élevé serait cliniquement plus complexe à mettre en œuvre. Lors de la planification, nous avons privilégié le regroupement des métastases les plus proches sous un même isocentre. Toutefois, pour les patients ayant exactement trois métastases, le plan à trois isocentres consiste à attribuer un isocentre distinct à chaque métastase. Avec ce groupe, nous avons 14 plans de traitement avec la configuration à deux isocentres, et 21 plans de traitement avec la configuration à trois isocentres.

Au total, en plus des 14 plans de traitement élaborés avec la technique mono-isocentrique, on compte 49 plans de traitements avec la technique multi-isocentrique.

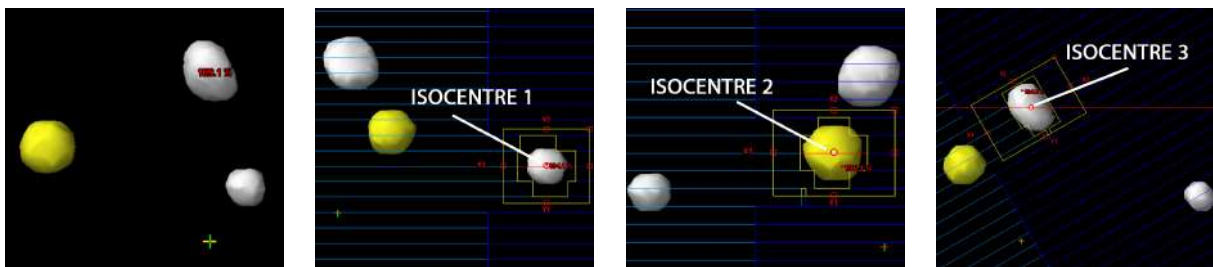


(a) Vue en BEV sur les deux métastases.

(b) Séquence du collimateur multilames pour la première métastase.

(c) Séquence du collimateur multilames pour la deuxième métastase.

FIGURE 2.2 – Planification d’un patient à deux métastases avec une configuration à deux isocentres.



(a) Vue en BEV sur les trois métastases.

(b) Séquence du collimateur multilames pour la première métastase.

(c) Séquence du collimateur multilames pour la deuxième métastase.

(d) Séquence du collimateur multilames pour la troisième métastase.

FIGURE 2.3 – Planification d’un patient à trois métastases avec une configuration à trois isocentres.

2.3 Création des plans de vérifications prétraitement

La vérification prétraitement a pour objectif de s'assurer que la dose calculée par le TPS correspond non seulement à la dose réellement délivrée par l'accélérateur linéaire, mais également à ce qu'elle soit déposée exactement à la position prévue. Au sein du service de la radiothérapie, une vérification prétraitement est systématiquement réalisée après l'approbation du plan de traitement par le radiothérapeute. Ce plan de vérification contient l'information de la distribution de dose avec les mêmes paramètres de faisceaux que le plan de traitement, recalculé sur un dispositif dédié. Ce dernier est ensuite irradié, et la distribution de dose mesurée est comparée à celle calculée. Nous avons utilisé dans notre étude deux dispositifs : l'EPID (Figure 2.4a) et l'OCTAVIUS 4D (Figure 2.5a).

2.3.1 En utilisant l'imageur portal électronique (EPID)

Présentation de l'EPID Le détecteur EPID aSi1000, attaché à l'accélérateur, est utilisé dans notre étude. Il est constitué d'un réseau de photodiodes en silicium amorphe sensibles à la lumière, réparties sur une surface active de détection de $40 \times 30 \text{ cm}^2$, soit 1024×768 pixels, avec une taille de pixel de 0,39 mm. Le module de prédiction de dose portale (*Portal Dose Image Prediction*, PDIP; Version : 18) intégré dans *Eclipse* a été utilisé pour l'analyse des plans prétraitement sur EPID.

Création des plans de vérifications prétraitement sur EPID Pour chaque plan VMAT (mono-isocentrique et multi-isocentrique) de l'ensemble des 14 patients, un plan de vérification sur EPID a été créé sur *Eclipse* en utilisant l'algorithme de prédiction de dose portale PDIP (Figure 2.4). Dans l'ensemble, 63 plans de vérification ont été réalisés, dont 14 ont été réalisés pour la technique mono-isocentrique, 28 autres pour la technique à deux isocentres, et 21 plans supplémentaires pour la technique à trois isocentres.

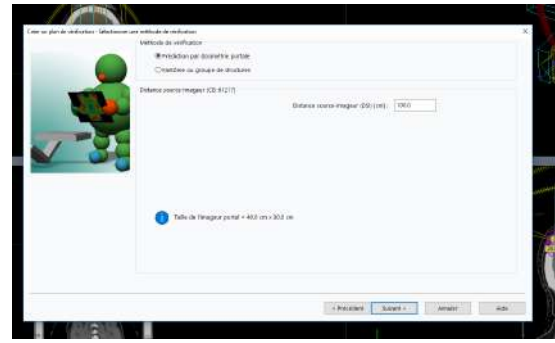
Pour chaque plan de vérification créé, une distribution de fluence énergétique à la position de l'EPID placé à une distance source-détecteur de 100 cm a été prédite, pour chaque ARC, avec un angle de bras et de collimateur à zéro degré, en conservant la même séquence de MLC, l'ouverture des mâchoires, l'énergie, le débit de dose et le nombre d'unités moniteur que dans le plan de traitement.

2.3.2 En utilisant le fantôme OCTAVIUS 4D

Présentation du fantôme OCTAVIUS 4D Le fantôme OCTAVIUS 4D (PTW, Freiberg, Allemagne) est un fantôme cylindrique constitué d'un plastique équivalent à l'eau ($1,05 \text{ g/cm}^3$). Il est équipé d'une matrice 2D PTW 1500, composée de 1405 chambres d'ionisation individuelles, disposées sur une grille de $27 \text{ cm} \times 27 \text{ cm}$. Chaque chambre individuelle couvre une surface de $4,4 \text{ mm} \times 4,4 \text{ mm}$ pour une hauteur de 3 mm, ce qui lui confère un volume actif de $0,058 \text{ cm}^3$. Le fantôme est fourni avec un inclinomètre, qui permet aux composants du fantôme de tourner de manière synchronisée avec le bras de l'accélérateur pour maintenir le positionnement de façon à



(a) Vue de l'EPID, attaché sur l'accélérateur linéaire, utilisé pour l'acquisition des images de vérification.

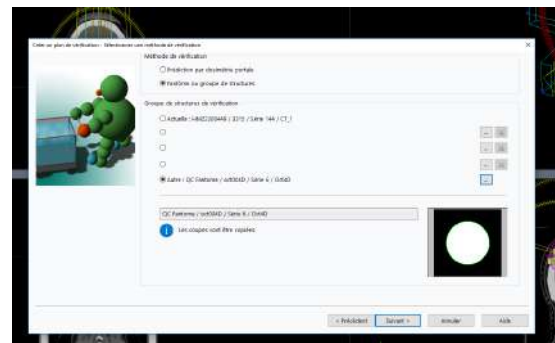


(b) La création du plan de vérification sur EPID à partir de l'espace de travail "Planification de la radiothérapie" sur Eclipse (Version 18).

FIGURE 2.4 – Création des plans de vérifications prétraitement sur EPID.



(a) En (a), le système PTW OCTAVIUS 4D utilisé pour la vérification; (b) Matrice de détecteurs 2D PTW 1500 utilisée pour la mesure des distributions de dose en 2D.



(b) La création du plan de vérification sur OCTAVIUS 4D à partir de l'espace de travail "Planification de la radiothérapie" sur Eclipse.

FIGURE 2.5 – Création des plans de vérifications prétraitement sur OCTAVIUS 4D.

ce que la matrice détectrice reste perpendiculaire au faisceau de rayonnement, ainsi qu'un logiciel appelé *Verisoft*, utilisé pour manipuler les données dosimétriques provenant de la matrice 2D (STELLJES et al. 2015).

Création des plans de vérifications prétraitement sur OCTAVIUS 4D Nous avons réalisé des plans de vérification sur OCTAVIUS 4D pour l'ensemble des patients (Figure 2.5). Comme pour l'EPID, on compte 63 plans de vérification réalisés. Le processus de génération des plans de vérification sur le fantôme OCTAVIUS 4D consiste à recalculer la distribution de dose des plans de traitement sur des images CT de ce dernier, fournit par le fabricant PTW lui même.

2.4 Exécution des plans de vérification prétraitement

Après avoir créé les plans de vérification, l'étape suivante consiste à les programmer pour pouvoir les exécuter sur l'accélérateur linéaire. L'accélérateur utilisé dans cette étude est l'un des deux accélérateurs linéaires -qui fonctionnent en miroir- disponibles au sein du service. Un modèle 2300iX de la série Clinac (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA), qui peut délivrer des faisceaux à haut débit de dose (jusqu'à 600 UM/min) photoniques d'énergie 6MV et 18MV. L'accélérateur est notamment équipé d'un système de guidage et de suivi de la position du patient *Exactrac*, et d'une table 6D (Brainlab AG, Munich, Allemagne).

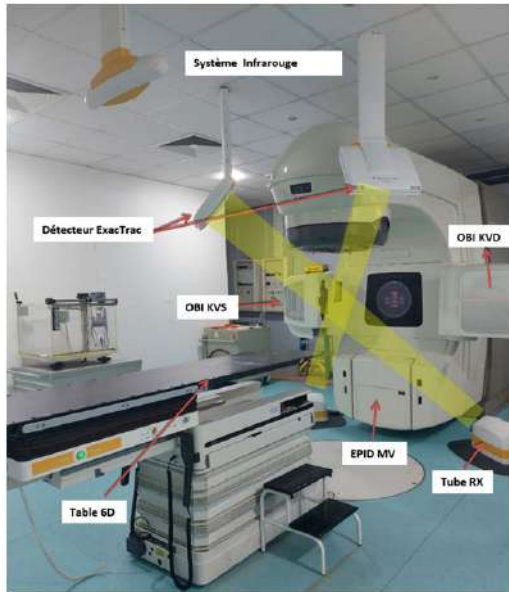


FIGURE 2.6 – Vue générale de la salle de traitement équipée d'un accélérateur linéaire Clinac 2300iX avec système d'imagerie OBI kV, détecteur EPID, table de traitement 6D, et système de localisation *Exactrac* avec caméras infrarouges pour le repositionnement précis du patient.

2.4.1 Sur l'imager portal électronique (EPID)

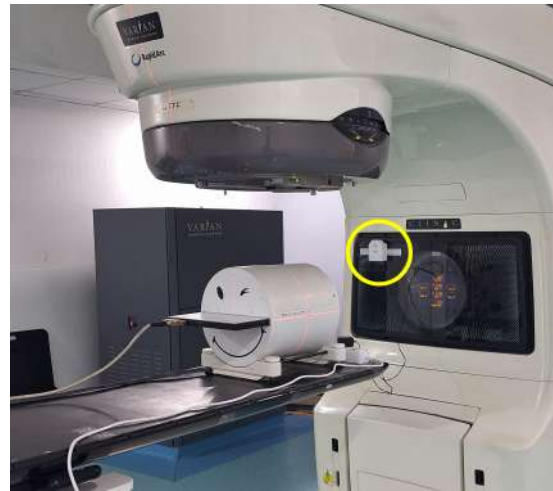
Nous avons exécuté les 63 plans de vérification sur EPID. Pendant la mesure, la fluence prédite est délivrée à l'EPID, dans la même configuration, à une distance source-détecteur de 100cm, bras et collimateur à 0°. À l'issue des acquisitions, les images ont été enregistrées puis analysées à l'aide de l'application *Portal Dosimetry* intégrée dans Eclipse TPS. »

2.4.2 Sur le fantôme OCTAVIUS 4D

Après avoir correctement positionné le fantôme sur la table de traitement, en alignant les lasers de la salle avec ses repères (Figure 2.7a), et en vérifiant que ses différents composants sont en place et fonctionnels, nous avons procédé à l'irradiation du fantôme. Comme pour l'EPID, 63 plans étaient à exécuter au total. Lors des mesures, tous les faisceaux ont été délivrés dans une configuration coplanaire (table à 0°). À l'issue des acquisitions, les mesures de dose ont été transférées sur le logiciel *Verisoft* pour l'analyse des résultats.



(a) Alignement des lasers de la salle avec les repères du fantôme lors de son positionnement sur la table de traitement.



(b) Vue de l'OCTAVIUS 4D positionné sur la table de traitement. En cercle "jaune", l'inclinomètre placé sur le bras de l'accélérateur linéaire pour vérifier l'angle de rotation pendant la mise en place du plan de traitement.

FIGURE 2.7 – Positionnement de l'OCTAVIUS 4D.

2.5 Analyse des résultats des plans de vérification prétraitement

Nous avons choisi la méthode d'évaluation gamma 2D pour l'EPID et l'analyse gamma 3D sur différents plans (transversal, coronal, sagittal) pour OCTAVIUS, afin d'analyser et de quantifier les résultats des vérifications prétraitement.

2.5.1 Sur l'imagerie portal électronique (EPID)

Après la mesure sur l'EPID, les images acquises en mode intégré ont été traitées afin de déterminer la distribution de fluence photonique, en unités calibrées (CU), à la position de l'EPID. Cette fluence a ensuite été comparée à la fluence prédite correspondante dans Eclipse à l'aide de l'application d'analyse "*Portal Dosimetry*" (Figure 2.8). La méthode d'évaluation gamma 2D a été utilisée pour analyser les résultats avec les deux critères (3%/1 mm et 2%/2 mm).

2.5.2 Sur le fantôme OCTAVIUS 4D

Après l'irradiation du fantôme OCTAVIUS 4D, les distributions de doses mesurées et reconstruites sur les trois plans (axial, sagittal, coronal), ont été analysées et comparées aux distributions de dose recalculées sur le fantôme correspondantes, exportée depuis Eclipse, à l'aide de la méthode d'évaluation Gamma 3D dans *Verisoft* (Figure 2.9) avec les mêmes critères auparavant (3%/1 mm et 2%/2 mm) dans les trois plans (transversal, coronal, sagittal).

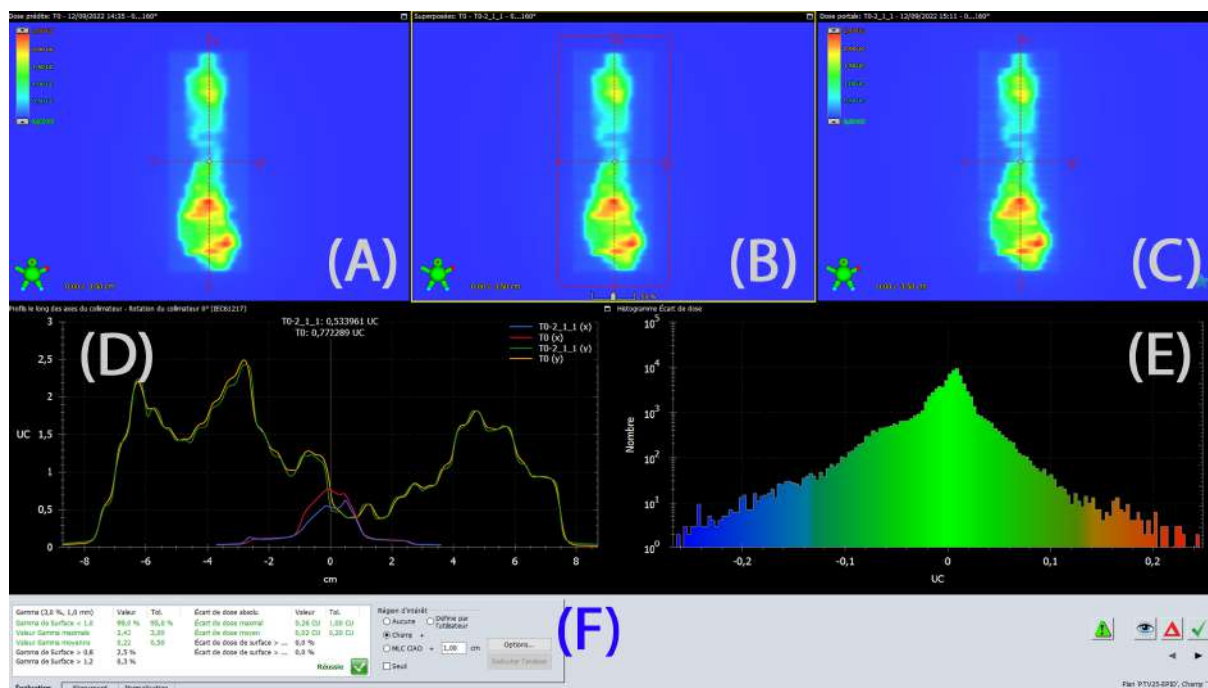


FIGURE 2.8 – L’application *Portal Dosimetry* sur le système Eclipse, utilisée pour réaliser l’analyse gamma des plans de vérification sur EPID. (A) Image de fluence mesurée, (B) image de fluence calculée, (C) différences entre les deux images, (D) distribution de la fluence le long de l’axe, (E) évaluation de la correspondance par indice gamma, et (F) paramètres et résultats de l’analyse statistique.

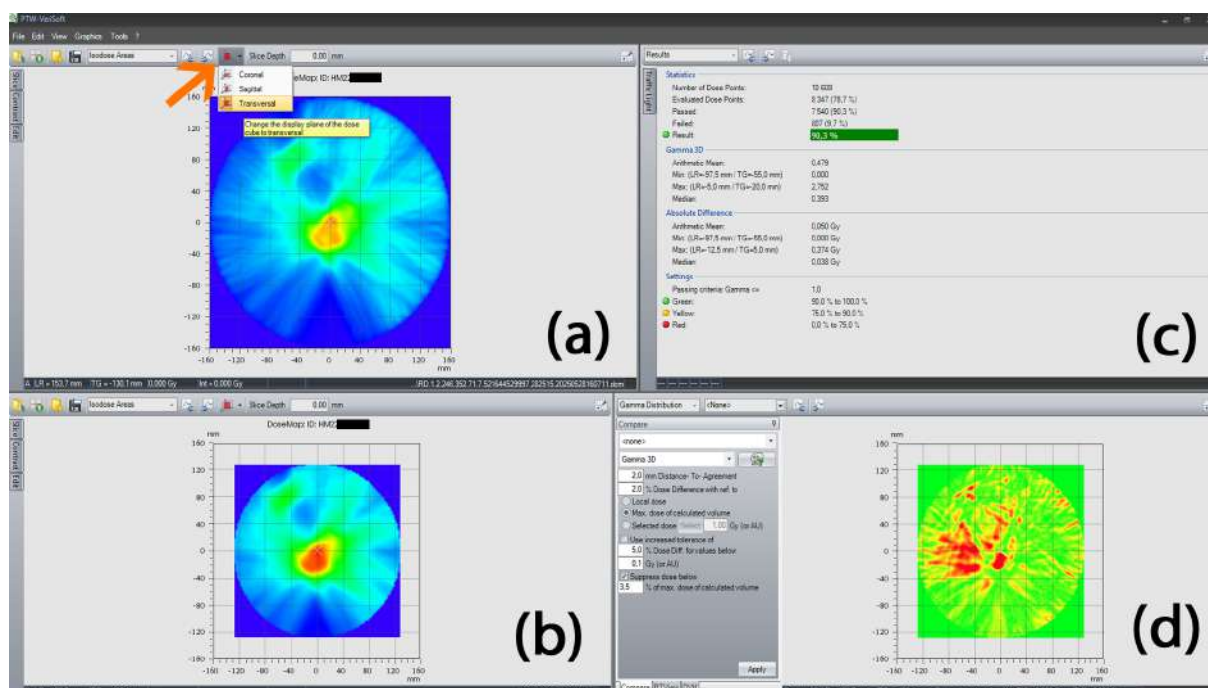


FIGURE 2.9 – Le logiciel *Verisoft*, utilisée pour réaliser l’analyse gamma des plans de vérification sur OCTAVIUS 4D.(a) Répartition de la dose calculée par le TPS, (b) Répartition de la dose mesurée, (c) Résultats de l’évaluation 3D et (d) Répartition planaire sur le plan de l’isocentre. La flèche orange indique l’option qui permet de choisir le plan (coronal, sagittal et axiale) de la distribution de dose en 2D.

2.6 Représentation des résultats :

Afin d'illustrer et d'analyser de manière claire les résultats obtenus au chapitre 3, différents types de graphes ont été utilisés dans ce mémoire. Les résultats principaux sont présentés à l'aide de boîtes à moustaches, permettant de visualiser la répartition des scores gamma selon les différentes configurations et méthodes de vérification. Dans cette représentation, la boîte indique la médiane et la dispersion, les moustaches montrent l'étendue des valeurs, et les points isolés signalent d'éventuelles valeurs extrêmes.

Les corrélations entre les scores gamma obtenus avec l'EPID et ceux issus de l'*OCTAVIUS 4D*, ainsi que les corrélations entre les paramètres dosimétriques (nombre d'ARCs, volume total des métastases, surface irradiée, écart inter-lésionnel, nombre d'unités moniteur) et les scores gamma sont représentées par des graphiques de dispersion accompagnés de droites de tendance linéaire, mettant en évidence les relations étudiées.

Chapitre 3

Résultats et discussion

Dans ce chapitre, nous présentons et analysons les résultats des évaluations gamma effectuées pour tous les plans issus des deux techniques (mono-isocentrique et multi-isocentrique), en utilisant les deux méthodes de vérification prétraitement (EPID et OCTAVIUS 4D). Nous chercherons d’abord à identifier le critère le plus adapté (en termes de Distance-To-Agreement (DTA) et de différence de dose) pour l’analyse gamma des plans de vérification dans le cas des métastases cérébrales multiples, et nous explorerons ensuite les corrélations entre la performance gamma (score gamma) entre l’EPID avec OCTAVIUS. Ainsi que les corrélations entre chacune des deux méthodes et différents paramètres dosimétriques des plans de traitement influençant les mesures des vérifications prétraitement. Cette étude permettra d’identifier les paramètres influençant les écarts de concordance entre les doses calculées et mesurées pour les deux méthodes de vérification prétraitement utilisées. Les paramètres étudiés sont : le nombre d’ARCs, la distance séparant les métastases, le volume total des cibles, le nombre d’unités moniteur et la surface irradiée.

3.1 Comparaison des deux critères d’évaluation gamma

Le but de cette étude est de comparer deux critères d’évaluation gamma proposés dans les recommandations internationales en radiothérapie stéréotaxique, afin de déterminer lequel est le plus adapté pour l’analyse des plans de vérification dans le contexte des métastases cérébrales multiples. La comparaison s’appuie sur un seuil de tolérance fixé à $\geq 90\%$ avec un objectif idéal de $\geq 95\%$ (conformément aux recommandations du *AAPM TG-218*).

Les deux critères gamma retenus, fréquemment utilisés et validés pour la radiothérapie stéréotaxique dans la littérature (MIFTEN et al. 2018 ; HEILEMANN, POPPE et LAUB 2013), sont :

- 3% en termes de différence de dose et 1 mm en termes de DTA (3%/1 mm) ;
- 2% en termes de différence de dose et 2 mm en termes de DTA (2%/2 mm).

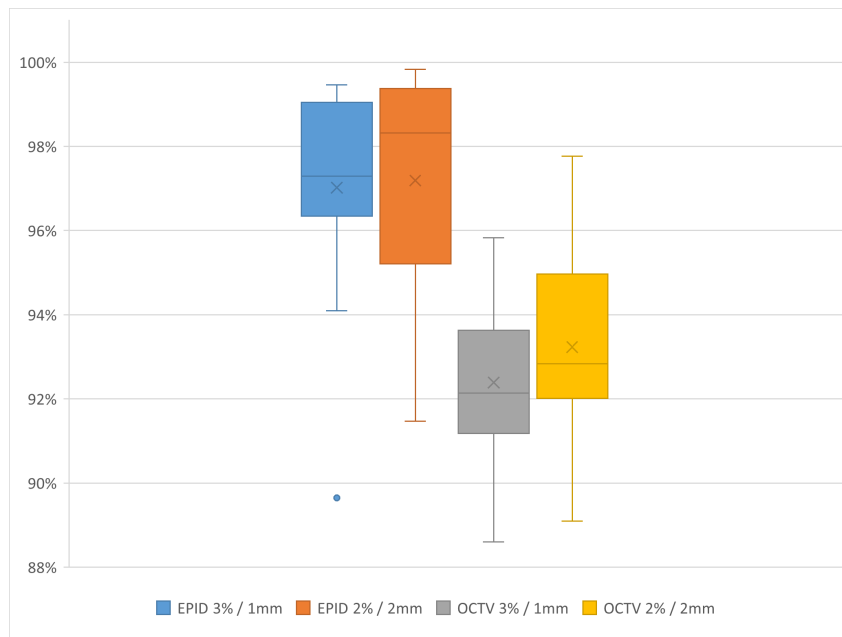


FIGURE 3.1 – Comparaison des scores gamma (en pourcentage %) obtenus avec l'EPID et l'OCTAVIUS 4D en configuration mono-isocentrique.

3.1.1 EPID vs. OCTAVIUS en configuration mono-isocentrique

Nous avons réalisé une évaluation des scores gamma sur 14 plans de vérification prétraitement. Les résultats obtenus sont illustrés par un graphique en boîtes (Figure 3.1).

TABLE 3.1 – Moyennes et écarts-types (sur l'ensemble des patients) des scores gamma obtenus avec l'EPID et l'OCTAVIUS 4D en configuration mono-isocentrique, selon les critères 3%/1 mm et 2%/2 mm.

Configuration à 1 isocentre (mono-isocentrique)			
EPID		OCTAVIUS	
EPID 3% / 1mm	EPID 2% / 2mm	OCTV 3% / 1mm	OCTV 2% / 2mm
Moyenne			
97,02%	97,19%	92,39%	93,23%
SD			
0,03	0,03	0,02	0,02

L'analyse des résultats obtenus montre que les scores gamma sont systématiquement plus élevés avec l'EPID qu'avec l'OCTAVIUS 4D, quel que soit le critère utilisé (Tableau 3.1). En moyenne, les scores gamma atteignent 97,02% (EPID 3%/1 mm) et 97,19% (EPID 2%/2 mm), contre 92,39% (OCTAVIUS 3%/1 mm) et 93,23% (OCTAVIUS 2%/2 mm). Cette tendance s'explique d'une part par la nature de la mesure, l'EPID réalise une projection 2D à haute résolution (0,39 mm/pixel), ce qui permet une détection fine des écarts. Tandis que l'OCTAVIUS avec la matrice PTW 2D 1500 (7,1 mm entre chambres (centre à centre)) reconstruit la dose en 3D, rendant l'analyse plus sensible aux incertitudes locales et au positionnement. De plus, l'EPID étant intégré à l'accélérateur, il bénéficie d'une stabilité mécanique supérieure par rapport à l'OCTAVIUS qui repose sur un système de rotation indépendant. Enfin, un critère plus strict, comme 1 mm en DTA, permet de détecter davantage d'incertitudes ou de petites discordances entre la dose mesurée et la dose calculée, alors qu'une DTA de 2 mm est plus tolérante vis-à-vis

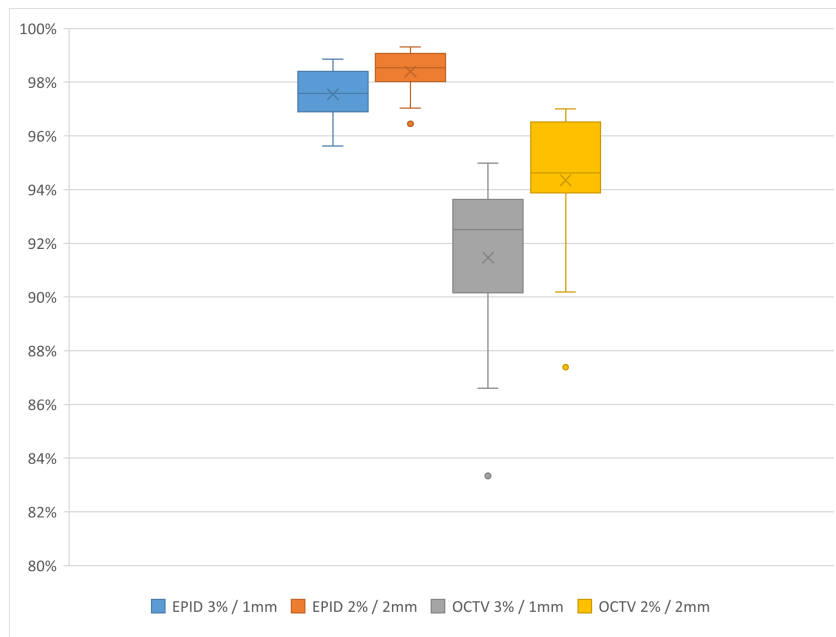


FIGURE 3.2 – Comparaison des scores gamma (en pourcentage %) obtenus avec l'EPID et l'OCTAVIUS 4D en configuration bi-isocentrique.

des écarts de positionnement ou de résolution spatiale, cette différence étant particulièrement marquée sur OCTAVIUS.

3.1.2 EPID vs. OCTAVIUS en configuration bi-isocentrique

La même comparaison a été réalisée sur les mêmes patients en configuration bi-isocentrique (Tableau 3.2). Au total, 28 plans ont été évalués. Les résultats sont illustrés par un graphique en boîtes (Figure 3.2).

TABLE 3.2 – Moyennes et écarts-types des scores gamma obtenus avec l'EPID et l'OCTAVIUS 4D en configuration bi-isocentrique, pour les critères 3%/1 mm et 2%/2 mm.

Configuration à 2 isocentres			
EPID		OCTAVIUS	
EPID 3% / 1mm	EPID 2% / 2mm	OCTV 3% / 1mm	OCTV 2% / 2mm
Moyenne			
97,55%	98,39%	91,47%	94,35%
SD			
0,01	0,01	0,03	0,03

L'analyse des résultats pour les plans bi-isocentriques confirme que les scores gamma sont systématiquement plus élevés avec le critère 2%/2 mm qu'avec le critère 3%/1 mm, aussi bien sur l'EPID que sur l'OCTAVIUS 4D (Tableau 3.2). Cette différence reste particulièrement marquée sur l'OCTAVIUS, où l'écart moyen atteint près de 3%. Sur l'ensemble des 28 plans, tous dépassent le seuil idéal de 95 % sur l'EPID, quel que soit le critère, tandis que sur l'OCTAVIUS, deux plans n'atteignent pas le seuil de tolérance de 90 % avec le critère 3%/1 mm, contre aucun avec le critère 2%/2 mm. Les distributions illustrées par le graphique en boîtes (Figure 3.2) montrent également une dispersion plus importante des scores sur OCTAVIUS, en particulier avec le critère le plus strict. Ces tendances rejoignent celles observées en configuration mono-isocentrique et

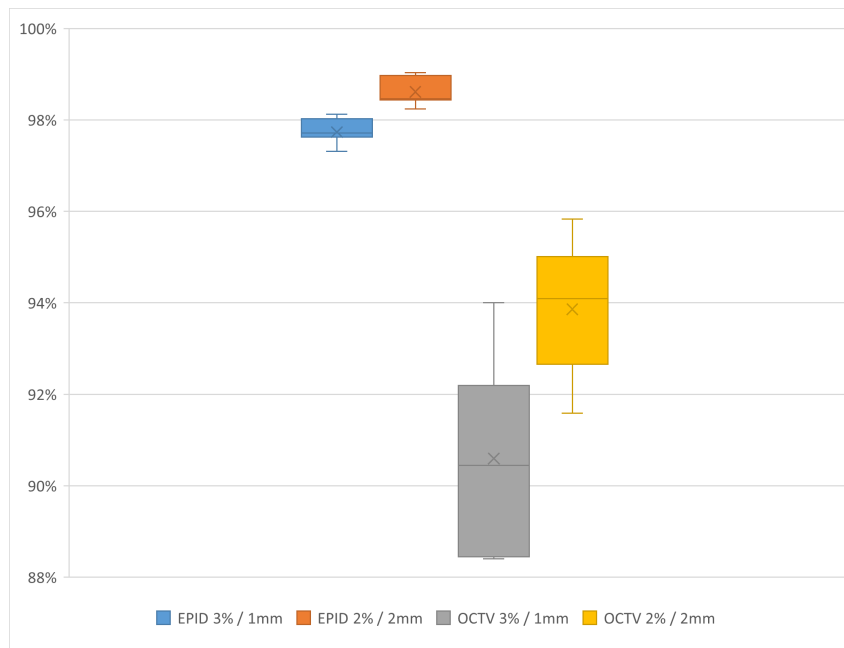


FIGURE 3.3 – Comparaison des scores gamma (en pourcentage %) obtenus avec l'EPID et l'OCTAVIUS 4D en configuration tri-isocentrique.

traduisent l'impact du choix du critère gamma sur la sensibilité de l'évaluation, ainsi que les différences inhérentes aux deux systèmes de mesure.

3.1.3 EPID vs. OCTAVIUS en configuration tri-isocentrique

La même comparaison a été réalisée également sur les 7 patients pour lesquels des plans tri-isocentriques ont été élaborés (Tableau 3.3). Les résultats obtenus sont illustrés par un graphique en boîtes (Figure 3.3).

TABLE 3.3 – Moyennes et écarts-types des scores gamma obtenus avec l'EPID et l'OCTAVIUS 4D en configuration tri-isocentrique, pour les critères 3%/1 mm et 2%/2 mm.

Configuration à 3 isocentres			
EPID		OCTAVIUS	
EPID 3% / 1mm	EPID 2% / 2mm	OCTV 3% / 1mm	OCTV 2% / 2mm
Moyenne			
97,74%	98,61%	90,60%	93,86%
SD			
0,43	0,35	0,40	0,33

L'analyse des résultats pour la configuration tri-isocentrique montre une nouvelle fois que le critère 2%/2 mm conduit à des scores gamma plus élevés que le critère 3%/1 mm, aussi bien sur l'EPID que sur l'OCTAVIUS 4D (Figure 3.3). Cette différence est particulièrement marquée sur OCTAVIUS, où l'on observe non seulement une augmentation moyenne notable (+3,26%), mais aussi une plus grande dispersion des scores avec le critère le plus strict. Deux plans, en particulier, n'atteignent pas le seuil de tolérance avec le critère 3%/1 mm sur OCTAVIUS, alors qu'ils le dépassent avec 2%/2 mm. Sur l'EPID. Ces tendances rejoignent celles observées dans les configurations précédentes, et s'expliquent par les mêmes raisons déjà détaillées lors des comparaisons mono- et bi-isocentriques.

Conclusion Dans les trois configurations (mono-, bi- et tri-isocentrique), le critère 2%/2 mm conduit systématiquement à des scores gamma plus élevés que le critère 3%/1 mm, avec un écart moyen pouvant atteindre +3,26 % sur OCTAVIUS en configuration tri-isocentrique. Cette différence s'explique par une tolérance spatiale plus large, qui réduit l'impact des incertitudes géométriques et des petites discordances entre la dose mesurée et la dose calculée, en particulier sur OCTAVIUS, dont la sensibilité aux erreurs de positionnement est plus prononcée. L'EPID, quant à lui, présente des performances globalement stables et des écarts plus modérés, tout en suivant la même tendance d'amélioration des scores gamma avec un critère moins strict.

3.1.4 Analyse comparative des performances gamma des différentes techniques mono-, bi- et tri-isocentrique

Cette section est consacrée à l'évaluation comparative des scores gamma selon la technique de traitement utilisée : mono-isocentrique, bi-isocentrique ou tri-isocentrique, en utilisant le critère gamma 2%/2 mm comme référence. L'objectif est d'analyser l'évolution des scores gamma sur les deux systèmes de mesure (EPID et OCTAVIUS 4D), en fonction de la complexité croissante de la distribution de dose induite par l'augmentation du nombre d'isocentres. Les comparaisons sont menées en deux étapes : d'abord entre les techniques mono- et bi-isocentriques sur 14 patients, puis en intégrant également la configuration tri-isocentrique pour les 7 patients pour lesquels des plans tri-isocentriques ont été réalisés.

3.1.4.1 Mono-isocentrique vs. Bi-isocentrique

Les résultats sont présentés sous forme de boîtes (Figure 3.4), ainsi que sous forme de moyennes statistiques ci-dessous.

Résultats EPID : La moyenne des scores gamma pour les plans mono-isocentriques est de 97,19 % (min = 91,47 %, max = 99,83 %), tandis qu'elle est de 98,39 % (min = 96,45 %, max = 99,32 %) pour les plans bi-isocentriques. Cet écart de +1,2 % en faveur de la technique bi-isocentrique indique une meilleure concordance entre la dose calculée et la dose mesurée avec cette configuration, bien que les deux techniques soient largement au-dessus du seuil idéal de 95 % pour la majorité des cas.

Résultats OCTAVIUS 4D : Les scores gamma mesurés par l'OCTAVIUS 4D confirment cette tendance. La moyenne pour les plans mono-isocentriques est de 92,62 % (min = 89,10 %, max = 97,77 %), contre 94,96 % (min = 87,38 %, max = 97,00 %) pour les plans bi-isocentriques. L'écart moyen est de +2,34 % en faveur de la technique à deux isocentres, un plan de vérification seulement descend à 87,38 %, mais la majorité restent au-dessus du seuil de 90 %. Il est à noter que certains plans mono-isocentriques ont obtenu des scores proches ou en dessous du seuil de tolérance (90 %), ce qui peut traduire une limitation de cette approche dans certaines situations géométriques complexes.



FIGURE 3.4 – Comparaison des scores gamma (en pourcentage %) entre les plans mono-isocentriques (1ISO) et bi-isocentriques (2ISO) mesurés par l'EPID (a) et l'OCTAVIUS 4D (b).

Conclusion : L'amélioration observée, sur EPID et OCTAVIUS, avec la configuration bi-isocentrique s'explique par le fait que chaque cible est mesurée séparément, les mouvements des MLC sont ainsi limités à un seul volume cible à la fois, ce qui réduit la complexité du plan et augmente la précision de la délivrance de la dose. Cette approche favorise une meilleure concordance entre la dose calculée et la dose mesurée, d'où des scores gamma globalement plus élevés.

3.1.4.2 Mono-isocentrique Vs. Bi-isocentrique Vs. Tri-isocentrique

Les résultats sont présentés sous forme de boîtes (Figure 3.5) ainsi que sous forme de moyennes statistiques ci-dessous.

Résultats EPID : La moyenne des scores gamma est de 97,55 % pour les plans mono-isocentriques (min = 92,80 %, max = 99,83 %), 98,92 % pour les plans bi-isocentriques (min = 98,30 %, max = 99,32 %) et 98,61 % pour les plans tri-isocentriques (min = 98,24 %, max = 99,03 %). On observe une progression entre la technique mono et bi-isocentrique (+1,37 %), puis une légère diminution en tri-isocentrique (-0,31 %), tout en restant dans une plage très élevée. Toutes les valeurs sont nettement supérieures au seuil idéal de 95 %, avec une excellente stabilité dans les techniques à plusieurs isocentres.

Résultats OCTAVIUS 4D : Avec le système OCTAVIUS, la moyenne des scores gamma est de 92,63 % pour les plans mono-isocentriques (min = 89,10 %, max = 95,15 %), 95,60 % pour les plans bi-isocentriques (min = 93,80 %, max = 97,00 %) et 93,86 % pour les plans tri-isocentriques (min = 91,59 %, max = 95,83 %). Le passage de 1 à 2 isocentres améliore nettement

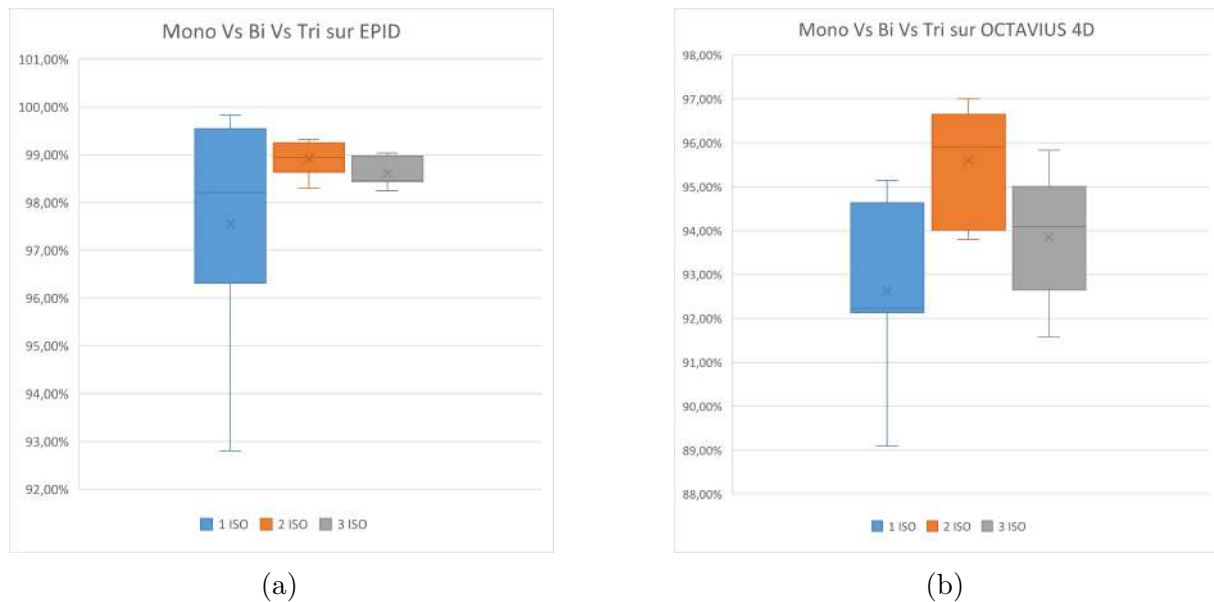


FIGURE 3.5 – Comparaison des scores gamma (en pourcentage %) entre les plans mono-isocentriques (1 ISO), bi-isocentriques (2 ISO), et tri-isocentriques (3 ISO) mesurés par l’EPID (a) et l’OCTAVIUS 4D (b).

les performances (+2,97%), alors que l’augmentation à 3 isocentres entraîne une légère baisse (−1,74%) tout en restant au-dessus du seuil de tolérance. La variabilité est plus marquée qu’avec l’EPID, notamment dans les configurations les plus complexes.

3.1.4.3 Conclusion

Les résultats montrent que les configurations bi- et tri-isocentriques permettent d’obtenir des scores gamma plus élevés que la configuration mono-isocentrique, en particulier avec le système EPID. L’amélioration est nette lors du passage de la technique mono- à bi-isocentrique, tandis que la configuration tri-isocentrique présente des performances intermédiaires, probablement en lien avec une complexité géométrique accrue des plans, les chevauchements d’ARCs et les surfaces irradiées quand on a des cibles proches, et d’autres paramètres dosimétriques qui seront analysés par la suite. Le système EPID se distingue par des résultats plus homogènes et globalement plus élevés, alors que l’OCTAVIUS 4D met en évidence une plus grande dispersion des scores, comme cela a déjà été discuté lors de la comparaison entre les deux méthodes. Globalement, l’analyse comparative des différentes configurations montre que la technique bi-isocentrique offre, en moyenne, les meilleures performances gamma et une meilleure stabilité géométrique et dosimétrique sur les deux systèmes de mesure.

3.1.5 Corrélations entre le score gamma de l’EPID vs. l’OCTAVIUS 4D

Notre objectif dans cette section est d’analyser la corrélation entre les résultats des vérifications prétraitement obtenus avec l’EPID et l’OCTAVIUS 4D. Pour cela, nous avons comparé les

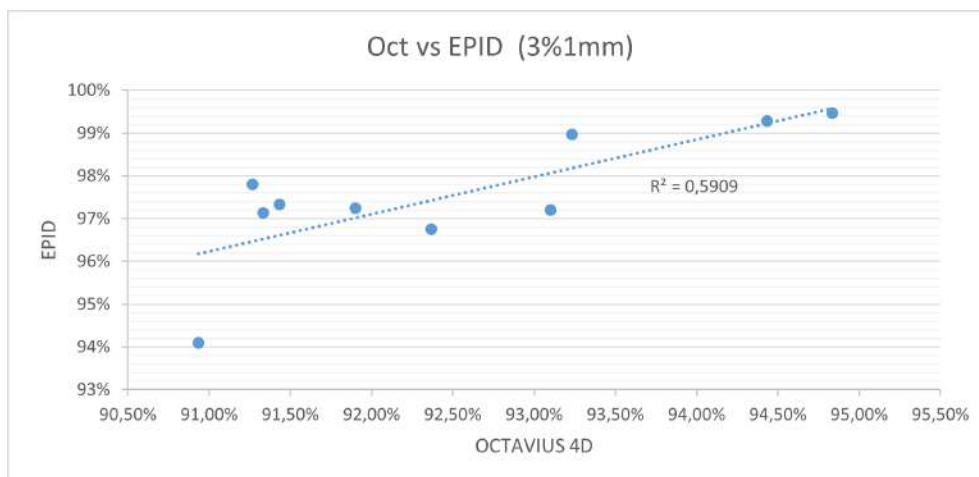


FIGURE 3.6 – Corrélation linéaire entre les scores gamma (en pourcentage %) obtenus avec le système EPID et ceux obtenus avec OCTAVIUS 4D pour des plans mono-isocentriques, selon le critère 3%/1 mm.

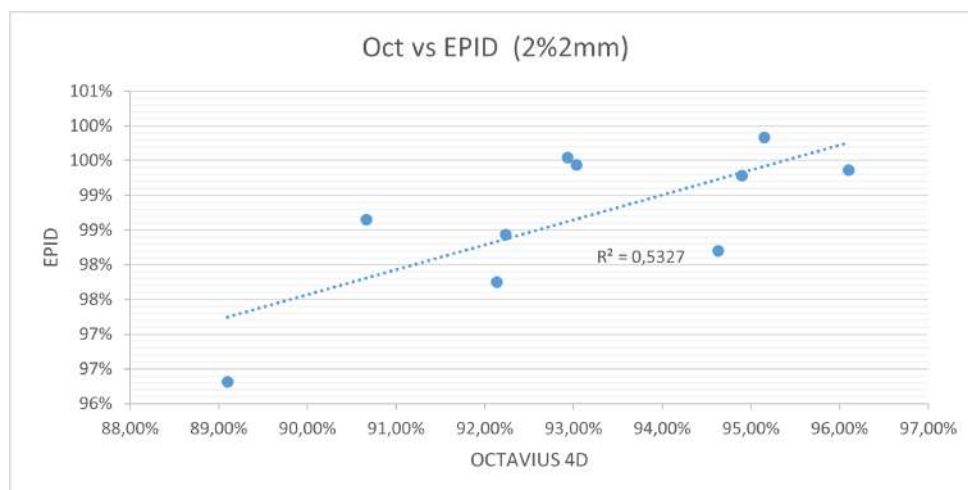


FIGURE 3.7 – Corrélation linéaire entre les scores gamma (en pourcentage %) obtenus avec le système EPID et ceux obtenus avec OCTAVIUS 4D pour des plans mono-isocentriques, selon le critère 2%/2 mm.

scores gamma issus des deux systèmes pour l'ensemble des techniques de traitement étudiées (mono-isocentriques, bi-isocentriques et tri-isocentriques), en appliquant les critères 3%/1 mm et 2%/2 mm. Cette analyse vise à évaluer le degré de concordance entre les deux méthodes de contrôle qualité et à mettre en évidence d'éventuels écarts systématiques dans l'évaluation des plans de traitement.

3.1.5.1 En mono-isocentrique

Les résultats obtenus ainsi que les corrélations entre les deux systèmes pour la configuration mono-isocentrique, sont présentés dans les figures 3.6 et 3.7.

L'analyse des résultats pour les plans mono-isocentriques met en évidence une corrélation positive entre les scores gamma obtenus avec l'EPID et l'OCTAVIUS 4D, pour les deux critères

étudiés. Pour le critère 3%/1 mm, le coefficient de détermination R^2 est de 0,60, et de 0,53 pour le critère 2%/2 mm. Ces valeurs montrent que, bien qu'il existe une dispersion des données, les deux systèmes présentent une tendance concordante dans l'évaluation des plans.

3.1.5.2 En bi-isocentrique

Dans la continuité de l'analyse, nous présentons les résultats obtenus et les corrélations entre les deux systèmes pour la configuration bi-isocentrique dans les figures 3.8 et 3.9

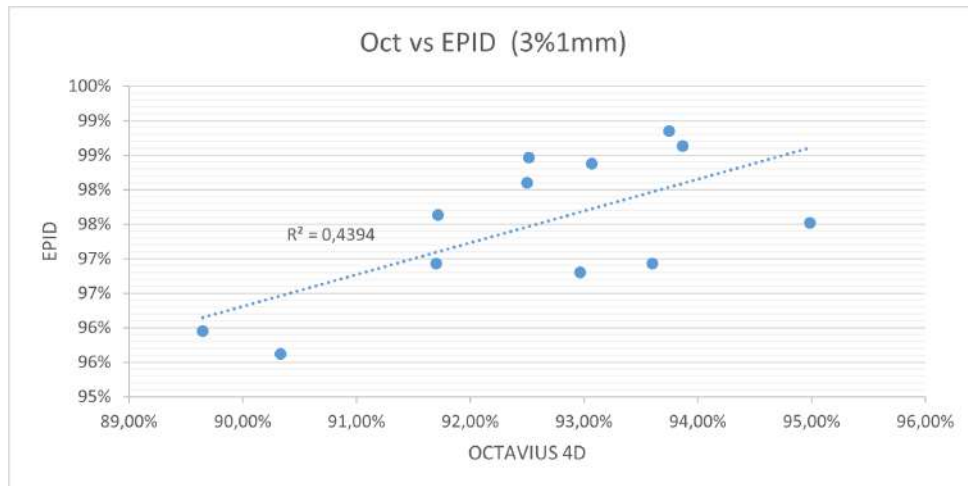


FIGURE 3.8 – Corrélation linéaire entre les scores gamma (en pourcentage %) obtenus avec le système EPID et ceux obtenus avec OCTAVIUS 4D pour des plans bi-isocentriques, selon le critère 3%/1 mm.

L'analyse met en évidence une corrélation modérée entre les scores gamma obtenus avec l'EPID et l'OCTAVIUS 4D. Pour le critère 3%/1 mm, le coefficient de détermination R^2 atteint 0,44, traduisant une relation linéaire assez nette entre les deux systèmes. En revanche, pour le critère 2%/2 mm, la corrélation est plus faible, avec un R^2 de 0,17, indiquant une plus grande dispersion des résultats entre l'EPID et l'OCTAVIUS. Ainsi, bien que l'on retrouve une certaine cohérence globale dans l'évaluation des plans, la concordance entre les deux dispositifs dépend du critère gamma appliqué, et reste plus marquée pour le critère 3%/1 mm.

3.1.5.3 En tri-isocentrique

Enfin, nous avons appliqué la même méthodologie aux plans tri-isocentriques. Les résultats obtenus ainsi que les corrélations entre les deux systèmes sont présentés dans les figures 3.10 et 3.11.

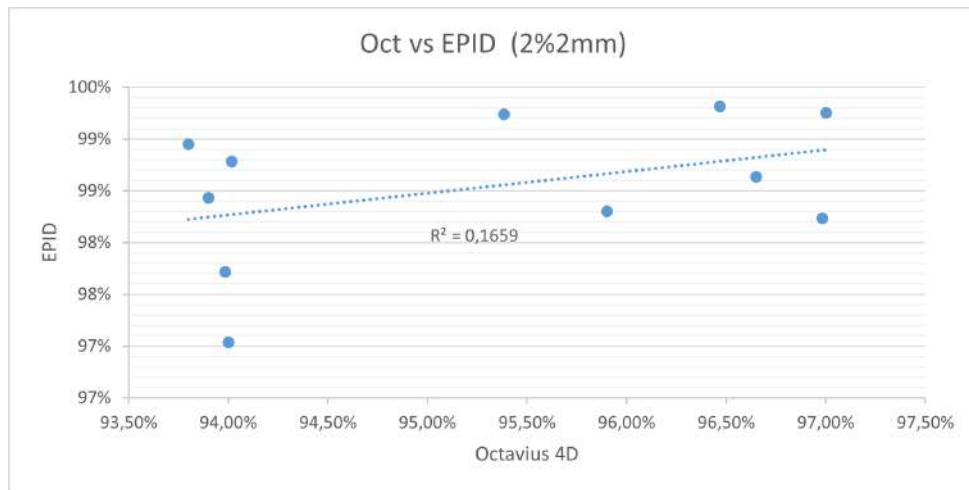


FIGURE 3.9 – Corrélation linéaire entre les scores gamma (en pourcentage %) obtenus avec le système EPID et ceux obtenus avec OCTAVIUS 4D pour des plans bi-isocentriques, selon le critère 2%/2 mm.

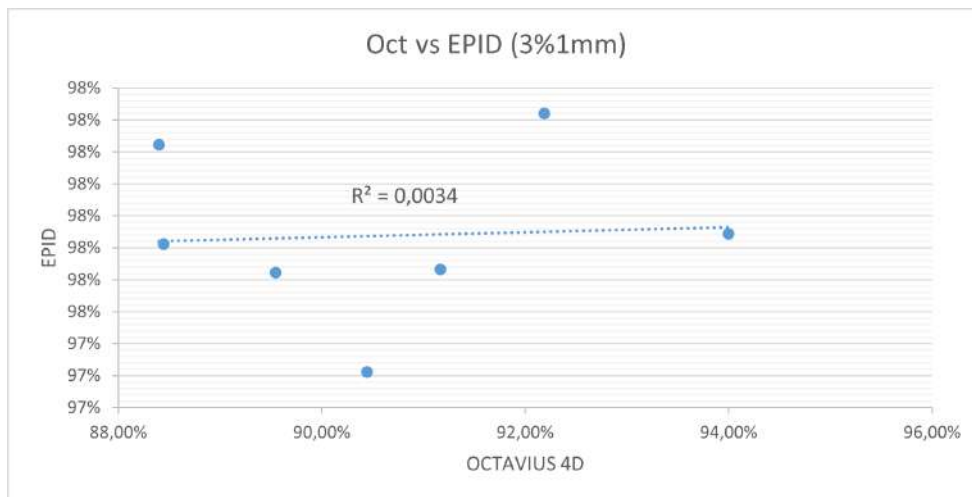


FIGURE 3.10 – Corrélation linéaire entre les scores gamma (en pourcentage %) obtenus avec le système EPID et ceux obtenus avec OCTAVIUS 4D pour des plans tri-isocentriques, selon le critère 3%/1 mm.

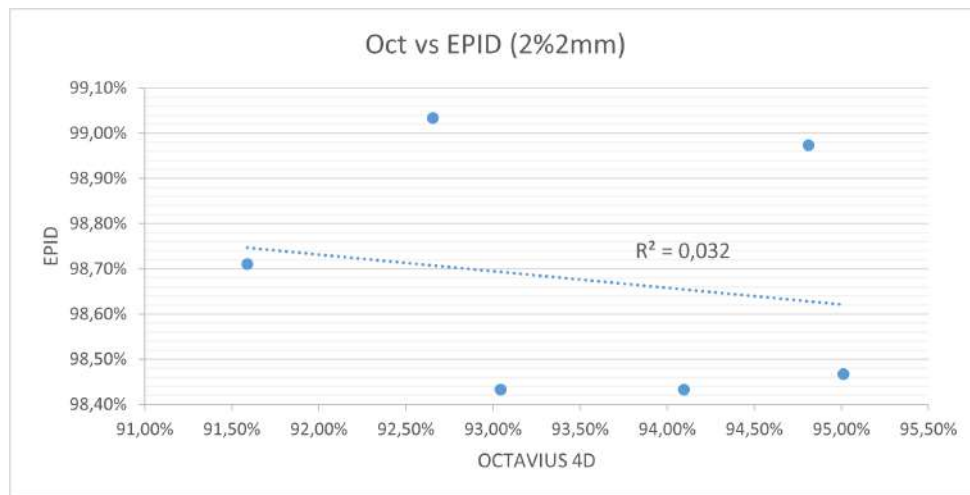


FIGURE 3.11 – Corrélation linéaire entre les scores gamma (en pourcentage %) obtenus avec le système EPID et ceux obtenus avec OCTAVIUS 4D pour des plans tri-isocentriques, selon le critère 2%/2 mm.

Pour les plans tri-isocentriques, l'analyse des corrélations entre les scores gamma de l'EPID et de l'OCTAVIUS 4D révèle une corrélation très faible, quel que soit le critère utilisé. Pour le critère 3%/1 mm, le coefficient de détermination R^2 est de 0,003, et de 0,03 pour le critère 2%/2 mm. Malgré des scores gamma globalement élevés, les variations observées entre l'EPID et l'OCTAVIUS 4D ne suivent pas une tendance commune, ce qui traduit une forte dispersion des résultats et une faible concordance pour les plans tri-isocentriques.

Conclusion : Les scores gamma mesurés avec l'EPID restent systématiquement plus élevés que ceux obtenus avec l'OCTAVIUS 4D, avec des écarts moyens allant de +4 % à +7 % selon la complexité du plan. En configuration mono-isocentrique, la corrélation positive entre les deux systèmes est visible, ce qui signifie que l'EPID peut indiquer une concordance plus élevée entre dose calculée et dose mesurée, en particulier lorsque les scores sont proches du seuil de tolérance de 90 %. Dans ces cas, il est donc recommandé de compléter la vérification avec l'OCTAVIUS 4D afin de s'assurer de la validité du plan. À l'inverse, lorsque le nombre d'isocentres augmente (bi- et tri-isocentrique), la corrélation entre les deux méthodes devient faible à très faible, mais les deux systèmes aboutissent globalement aux mêmes conclusions concernant la validation des plans. Ainsi, pour le traitement de métastases multiples avec plusieurs isocentres, l'utilisation de l'EPID ou de l'OCTAVIUS 4D apparaît équivalente pour le contrôle qualité prétraitement.

3.2 Influence des paramètres dosimétriques sur les performances de l'EPID et de l'OCTAVIUS 4D

Afin de mieux comprendre les résultats de la première partie, l'objectif est d'analyser l'impact des différents paramètres dosimétriques sur les scores gamma, dans le cadre des traitements de cibles multiples, selon le critère 2%/2 mm, obtenus avec l'EPID et l'OCTAVIUS 4D, en utilisant

les techniques mono- et multi-isocentriques. Parmi ces paramètres figurent notamment le nombre d'ARCs, la distance séparant les métastases, le volume total des cibles, le nombre d'unités moniteurs et la surface irradiée. Pour cela, nous avons étudié les corrélations entre les scores gamma mesurés sur chaque système et ces différents paramètres, afin d'identifier les facteurs les plus influents sur la qualité dosimétrique et la concordance entre la dose calculée et la dose mesurée.

3.2.1 Corrélations entre le score gamma et le nombre d'ARCs par plan

Cette section présente l'analyse de la corrélation entre le score gamma et le nombre d'ARCs utilisés lors de la planification du traitement des cibles multiples. Les figures 3.12 et 3.13 illustrent graphiquement la corrélation observée. L'analyse détaillée des résultats est présentée séparément pour l'EPID et pour l'OCTAVIUS 4D ci-dessous.

Sur EPID : L'analyse des scores gamma sur EPID en fonction du nombre d'ARCs utilisés met en évidence une tendance générale à l'amélioration des scores gamma avec l'augmentation du nombre d'ARCs. Cette tendance, illustrée par la régression linéaire ($R^2 = 0,31$), suggère qu'un plus grand nombre d'ARCs permet une modulation plus fine du faisceau, conduisant à une meilleure concordance entre la dose calculée et la dose mesurée. Une analyse plus détaillée montre que les plans multi-isocentriques (à deux et trois isocentres) présentent des scores gamma plus homogènes et élevés, même pour des nombres d'ARCs similaires. Cela suggère que la configuration isocentrique elle-même joue un rôle important dans la stabilité dosimétrique, en réduisant la complexité géométrique de l'irradiation pour chaque faisceau.

Sur OCTAVIUS 4D : L'analyse des scores gamma obtenus avec OCTAVIUS 4D montre une corrélation très faible entre le nombre d'ARCs et le score gamma, comme en témoigne la valeur du coefficient de détermination ($R^2 = 0,01$). Les scores gamma varient dans une plage relativement étroite, de 91,63% à 95,27%, quel que soit le nombre d'ARCs, y compris pour les plans mono-isocentriques. Cela indique que d'autres facteurs influencent plus significativement le score gamma obtenu avec OCTAVIUS 4D. Par ailleurs, pour les plans à deux isocentres, les scores gamma sont en moyenne plus élevés (95,27% pour 6 ARCs), mais une légère baisse est observée pour 10 ARCs (90,98%). Cela suggère que le nombre d'ARCs optimal dépend de la configuration isocentrique et de la complexité géométrique du plan. Enfin, pour les plans à trois isocentres, on observe une amélioration modeste des scores gamma avec l'augmentation du nombre d'ARCs, mais la variation reste faible, confirmant que des paramètres tels que la distribution géométrique des cibles et la complexité du plan sont probablement plus déterminants que le seul nombre d'ARCs.

Conclusion : En conclusion, l'analyse des corrélations entre le score gamma et le nombre d'ARCs par plan montre que ce paramètre a une influence notable sur l'évaluation dosimétrique lorsque l'EPID est utilisé comme système de vérification, en particulier dans le cas de cibles

multiples. À l'inverse, avec l'OCTAVIUS 4D, la corrélation reste très faible, indiquant que le nombre d'ARCs n'a pas d'impact significatif sur la qualité mesurée. Cette différence s'explique par la méthodologie propre à chaque système : l'EPID permet une évaluation ARC par ARC, alors que l'OCTAVIUS 4D réalise une analyse globale plan par plan, ce qui limite la sensibilité à la modulation du nombre d'ARCs. Il serait possible d'effectuer des mesures et des analyses ARC par ARC avec le système OCTAVIUS 4D, mais cette approche nécessiterait un temps de mesure nettement plus important.

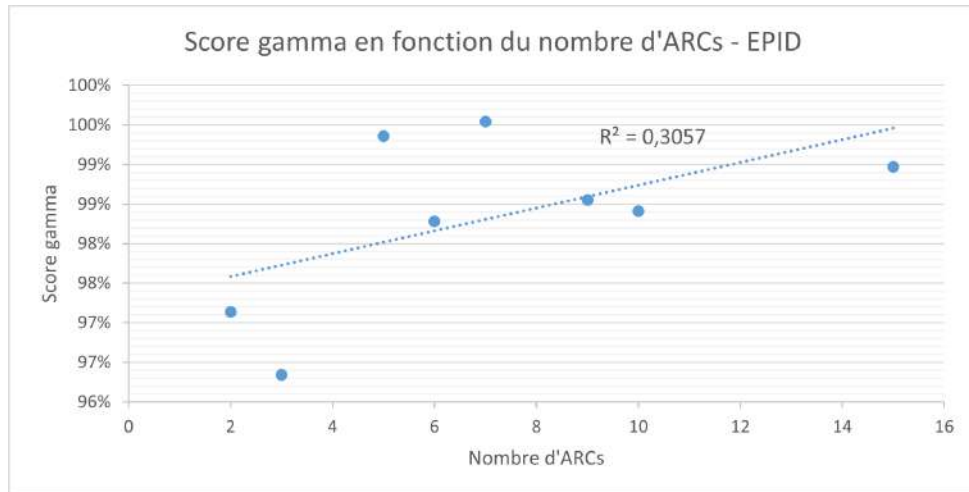


FIGURE 3.12 – Corrélation entre le score gamma (en pourcentage %) en fonction du nombre d'ARCs sur EPID.

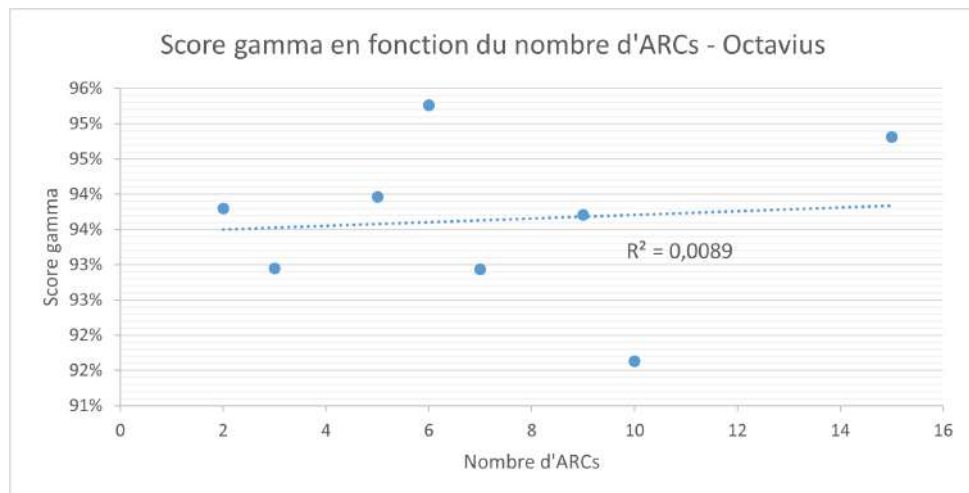


FIGURE 3.13 – Corrélation entre le score gamma (en pourcentage %) en fonction du nombre d'ARCs sur OCTAVIUS 4D.

3.2.2 Corrélations entre le score gamma et le volume total des métastases cérébrales

Cette section présente l'analyse de la corrélation entre le score gamma et le volume total des métastases cérébrales pour chaque patient. L'analyse détaillée des résultats, ainsi que les figures

illustrant les corrélations observées, sont présentées ci-dessous.

Sur EPID : Les résultats obtenus avec l'EPID montrent que le score gamma en fonction du volume total des métastases cérébrales présente une corrélation faible à modérée, particulièrement en configuration mono-isocentrique (Figure 3.14). Cette tendance s'explique en partie par la nature même de la mesure avec EPID. Cette dernière est réalisée en projection 2D. Cette projection simplifie la complexité spatiale des plans, ce qui peut atténuer l'impact du volume total des cibles sur les scores gamma. En configurations bi- et tri-isocentriques, la corrélation augmente davantage et exprime une tendance légèrement positive (Figures 3.15 et 3.16), reflétant une augmentation légère de sensibilité sur EPID aux variations géométriques des métastases multiples (R^2 mono-isocentrique = 0,08 ; R^2 bi-isocentrique = 0,12 ; R^2 tri-isocentrique = 0,28). Ceci s'explique par le fait qu'en multi-isocentrique, chaque cible a son propre plan qui est mesurée séparément, ce qui rend la mesure plus sensible aux variations de volume. Enfin, la limitation intrinsèque de la mesure en 2D peut ainsi expliquer la faible influence du volume total sur la qualité dosimétrique perçue par l'EPID, malgré la complexité croissante des plans.

Sur OCTAVIUS 4D : En revanche, les résultats issus du système OCTAVIUS 4D révèlent des corrélations plus marquées entre le score gamma et le volume total des métastases, avec une tendance positive en mono-isocentrique (Figure 3.17) et une tendance négative plus nette en configurations bi- et tri-isocentriques (Figures 3.18 et 3.19). Cette différence s'explique par le fait qu'OCTAVIUS 4D réalise une mesure volumique en 3D, permettant une collecte de données plus complète et une évaluation plus précise de la distribution de la dose dans l'espace. Ainsi, l'augmentation du volume total des cibles, particulièrement en multi-isocentrique, se traduit par une complexité géométrique et dosimétrique accrue, qui impacte négativement la concordance entre dose calculée et dose mesurée (R^2 mono-isocentrique = 0,30 ; R^2 bi-isocentrique = 0,26 ; R^2 tri-isocentrique = 0,57). La capacité d'OCTAVIUS 4D à détecter ces variations spatiales complexes explique la meilleure sensibilité de ce système aux effets du volume total sur la qualité dosimétrique, contrairement à l'EPID.

Conclusion : Nous avons mis en évidence que le volume total des métastases cérébrales exerce une influence modérée sur les scores gamma, avec des différences notables selon le système de contrôle qualité utilisé et la configuration isocentrique. Sur l'EPID, cette influence reste faible à modérée, traduisant une sensibilité limitée à l'augmentation du volume total. En revanche, avec l'OCTAVIUS 4D, nous avons observé une corrélation plus marquée, notamment une diminution du score gamma en configurations bi- et tri-isocentriques lorsque le volume total augmente. Ces résultats montrent que l'impact du volume total dépend à la fois de la méthode de mesure et de la complexité géométrique du plan.

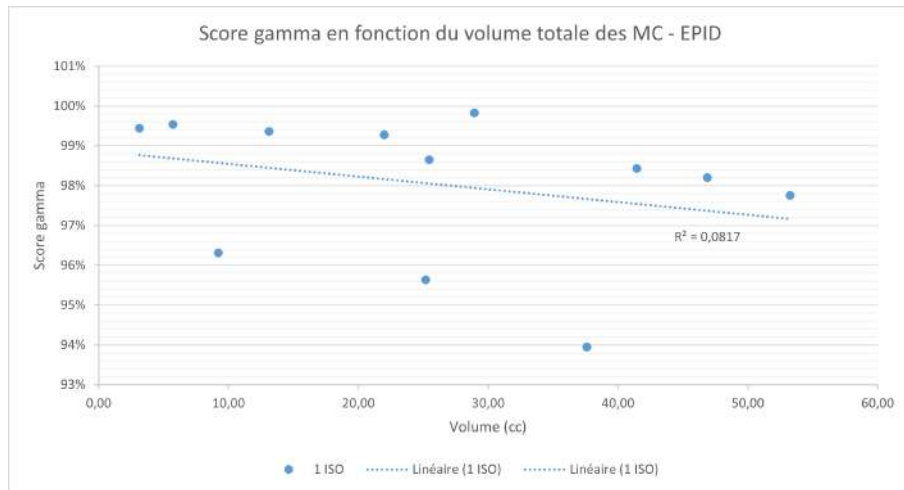


FIGURE 3.14 – Corrélation entre le score gamma (en pourcentage %) et le volume total (en cc) des MC, configuration mono-isocentrique - EPID.

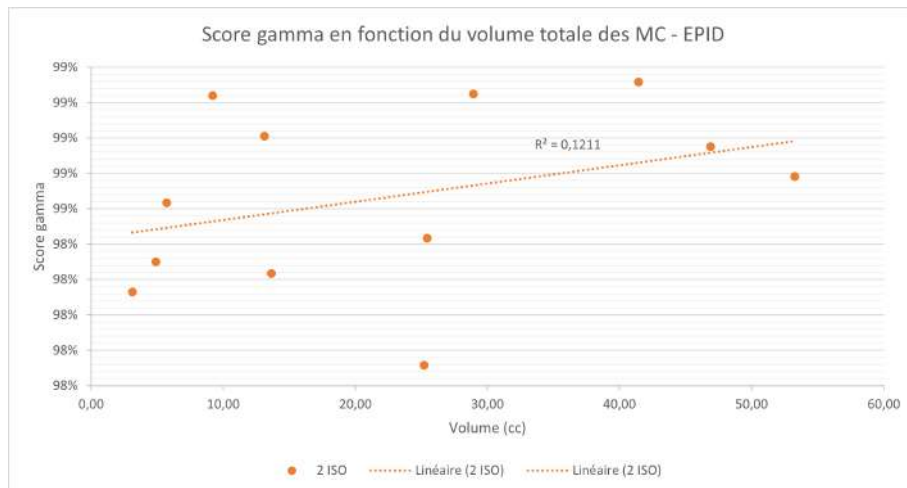


FIGURE 3.15 – Corrélation entre le score gamma (en pourcentage %) et le volume total (en cc) des MC, configuration bi-isocentrique - EPID.

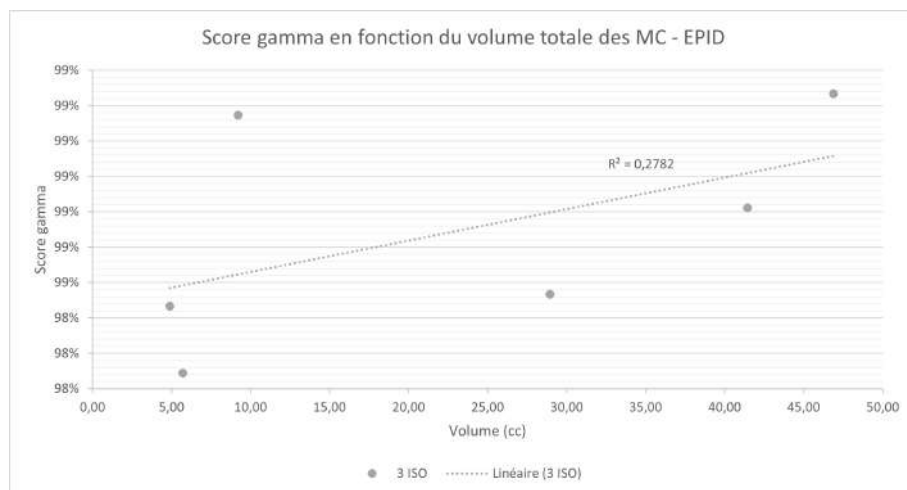


FIGURE 3.16 – Corrélation entre le score gamma (en pourcentage %) et le volume total (en cc) des MC, configuration tri-isocentrique - EPID.

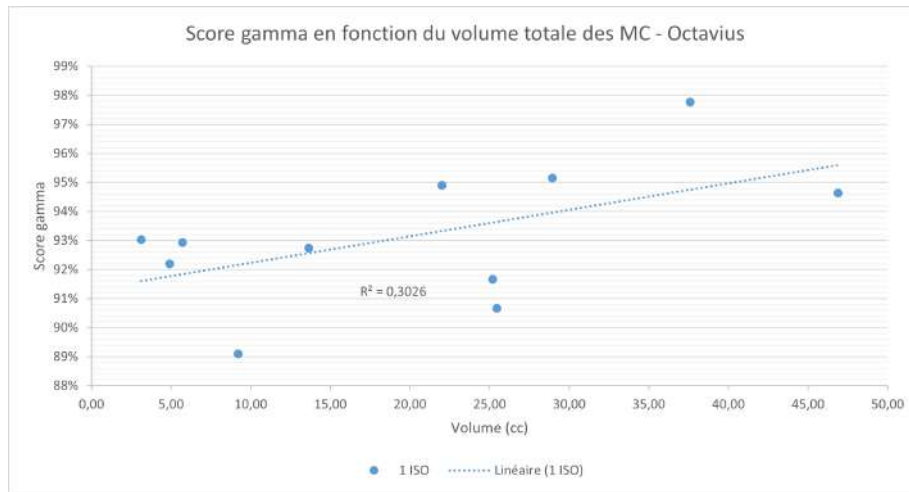


FIGURE 3.17 – Corrélation entre le score gamma (en pourcentage %) et le volume total (en cc) des MC, configuration mono-isocentrique - OCTAVIUS.

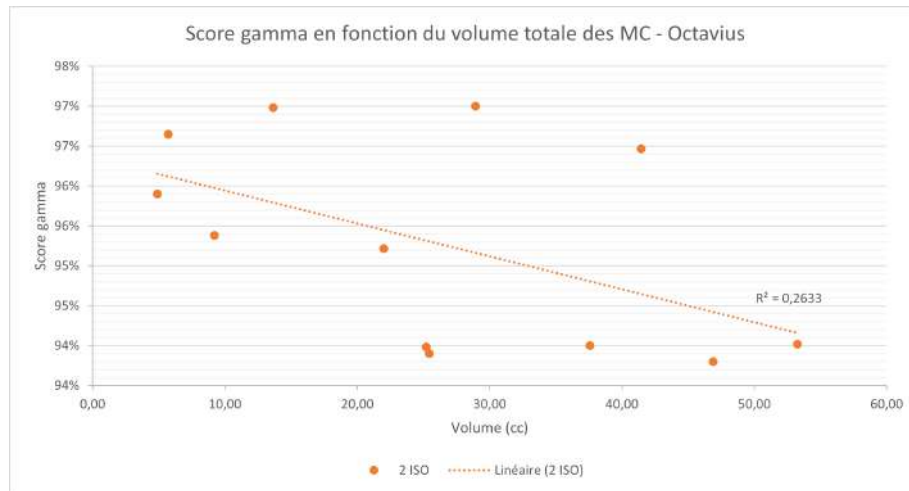


FIGURE 3.18 – Corrélation entre le score gamma (en pourcentage %) et le volume total (en cc) des MC, configuration bi-isocentrique - OCTAVIUS.

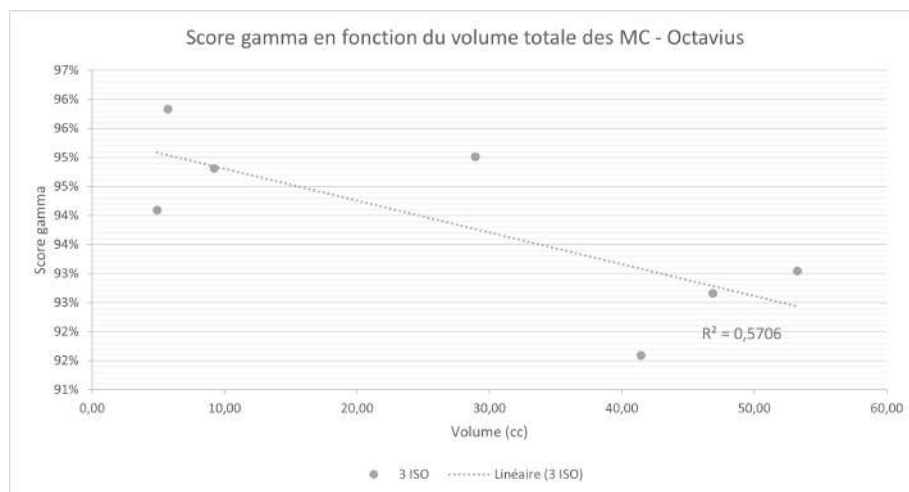


FIGURE 3.19 – Corrélation entre le score gamma (en pourcentage %) et le volume total (en cc) des MC, configuration tri-isocentrique - OCTAVIUS.

3.2.3 Corrélations entre le score gamma et la surface irradiée

L'objectif de cette section est d'analyser la corrélation entre le score gamma et la surface irradiée du plan. Les résultats, ainsi que les figures illustrant graphiquement les corrélations observées, sont présentés ci-dessous. Il est important de souligner que, par l'expression "*surface irradiée*", on entend la surface formée par l'ouverture des mâchoires (X1–X2 et Y1–Y2) pour chaque ARC, exprimée en cm^2 .

Résultats sur EPID : L'analyse des scores gamma en fonction de la surface irradiée sur EPID montre une tendance nette selon la configuration utilisée. En mono-isocentrique, les surfaces irradiées peuvent atteindre des valeurs élevées (jusqu'à quasiment 200 cm^2), et l'on observe que le score gamma diminue lorsque la surface irradiée augmente (Figure 3.20). Cette diminution s'explique par le fait qu'un champ plus large expose le système à davantage d'erreurs mécaniques liées aux mouvements des lames du MLC, en particulier lors de la modulation (vitesse des MLC, mouvement de l'ARC et gestion simultanée de multiples cibles). À l'inverse, dans les configurations multi-isocentriques (bi- et tri-isocentrique), chaque cible est traitée séparément avec une surface irradiée plus réduite (Figures 3.21 et 3.22). Les scores gamma restent alors très élevés et plus homogènes, et l'on observe même une légère tendance à l'augmentation du score gamma avec la diminution de la surface. Cela reflète le fait que des champs plus petits, centrés sur chaque cible, réduisent les incertitudes et permettent une meilleure concordance entre la dose calculée et la dose mesurée sur EPID.

Résultats sur OCTAVIUS : Pour OCTAVIUS 4D, la corrélation entre le score gamma et la surface irradiée est beaucoup moins marquée. Les scores gamma restent globalement élevés et stables, quelle que soit la surface irradiée, aussi bien en mono-isocentrique qu'en configurations multi-isocentriques (Figures 3.23, 3.24, et 3.25). Cette stabilité s'explique par la nature volumique de la mesure sur OCTAVIUS, qui est moins sensible aux variations de la taille du champ irradié et moins impactée par l'étendue spatiale du faisceau sur un plan donné. Ainsi, contrairement à l'EPID, la performance gamma mesurée par OCTAVIUS - qui réalise une vérification 3D - dépend peu de la surface irradiée.

Conclusion : Les résultats montrent que la surface irradiée influence différemment le score gamma selon la configuration utilisée. En mono-isocentrique, une grande surface irradiée, notamment lorsqu'on traite plusieurs cibles en même temps avec un seul isocentre, est associée à une diminution du score gamma, traduisant une sensibilité accrue de l'EPID aux incertitudes lorsque le champ est large. À l'inverse, dans les configurations multi-isocentriques, la réduction de la surface irradiée pour chaque cible s'accompagne d'une homogénéité et d'une élévation des scores gamma, reflétant une meilleure concordance dosimétrique. Ainsi, la segmentation des champs en multi-isocentrique permet de limiter les effets des incertitudes et d'améliorer la concordance dose mesurée/calculée.

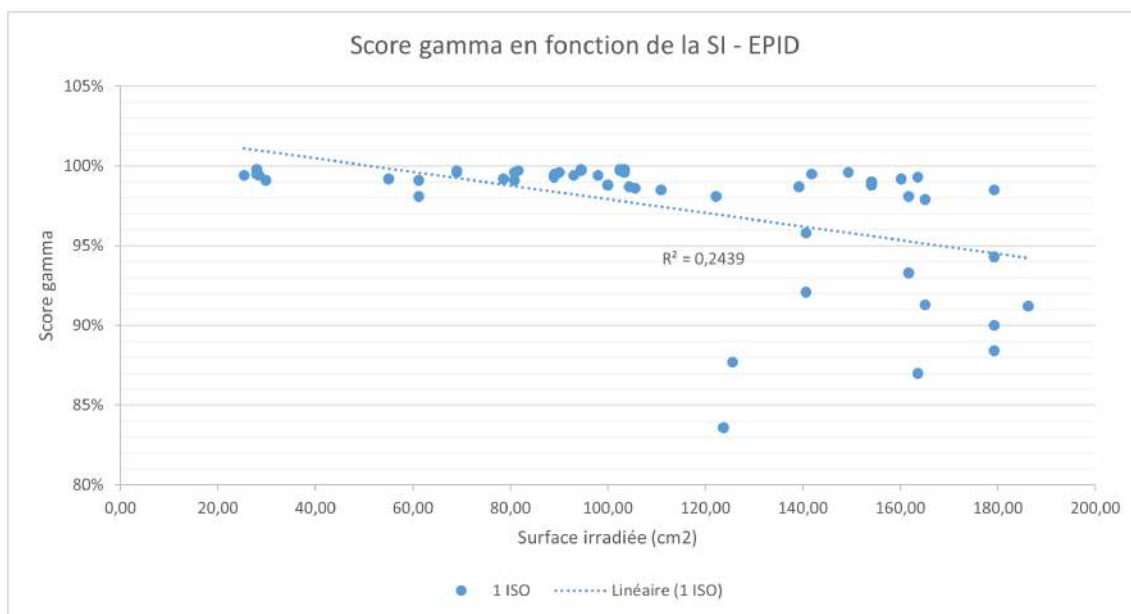


FIGURE 3.20 – Corrélation entre le score gamma (en pourcentage %) et la surface irradiée (en cm²) de chaque ARC pour la configuration mono-isocentrique - EPID.

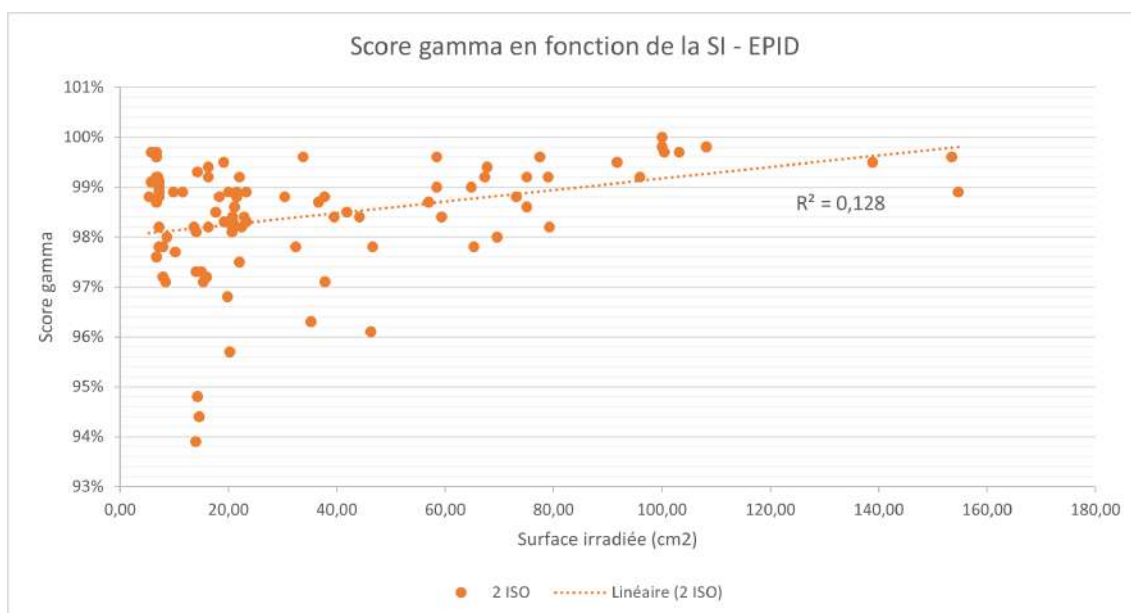


FIGURE 3.21 – Corrélation entre le score gamma (en pourcentage %) et la surface irradiée (en cm²) de chaque ARC pour la configuration bi-isocentrique - EPID.

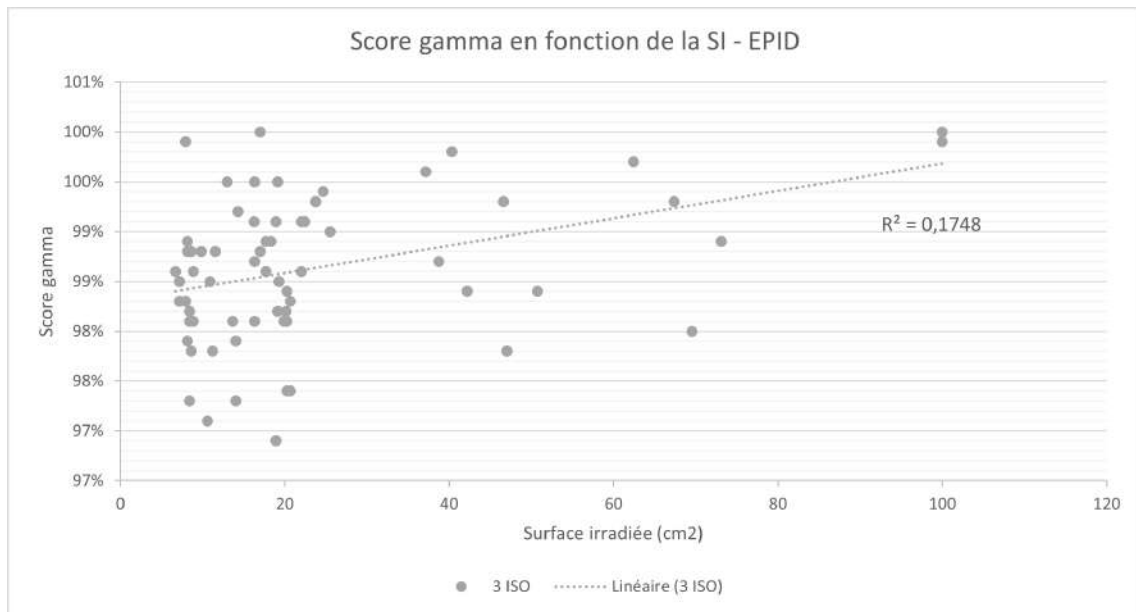


FIGURE 3.22 – Corrélation entre le score gamma (en pourcentage %) et la surface irradiée (en cm²) de chaque ARC pour la configuration tri-isocentrique - EPID.

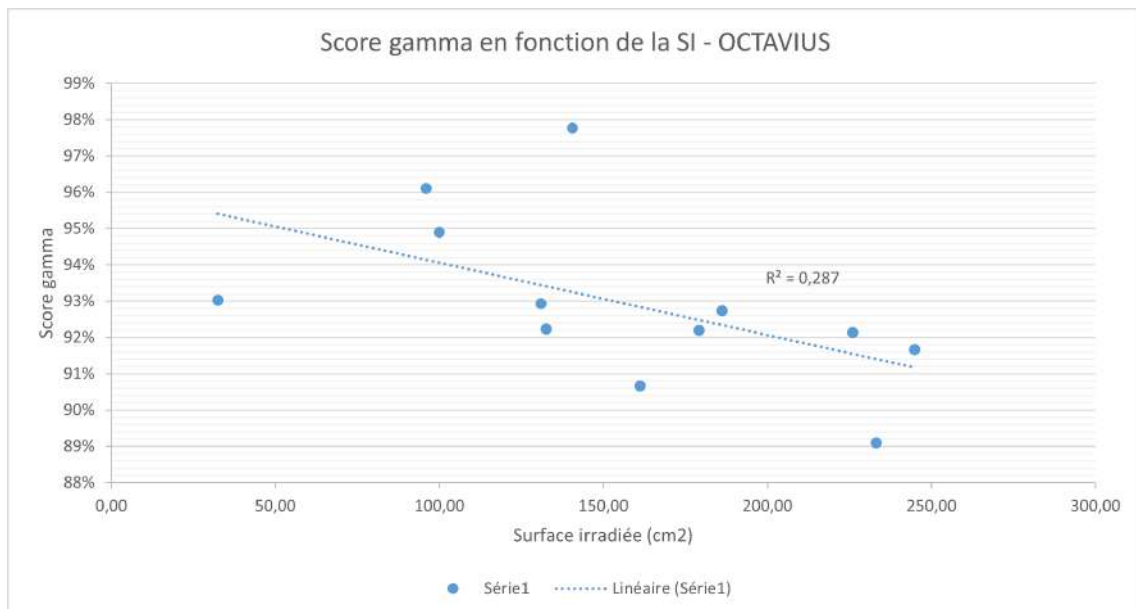


FIGURE 3.23 – Corrélation entre le score gamma (en pourcentage %) et la surface irradiée maximale (en cm²) de chaque plan pour la configuration mono-isocentrique - OCTAVIUS.

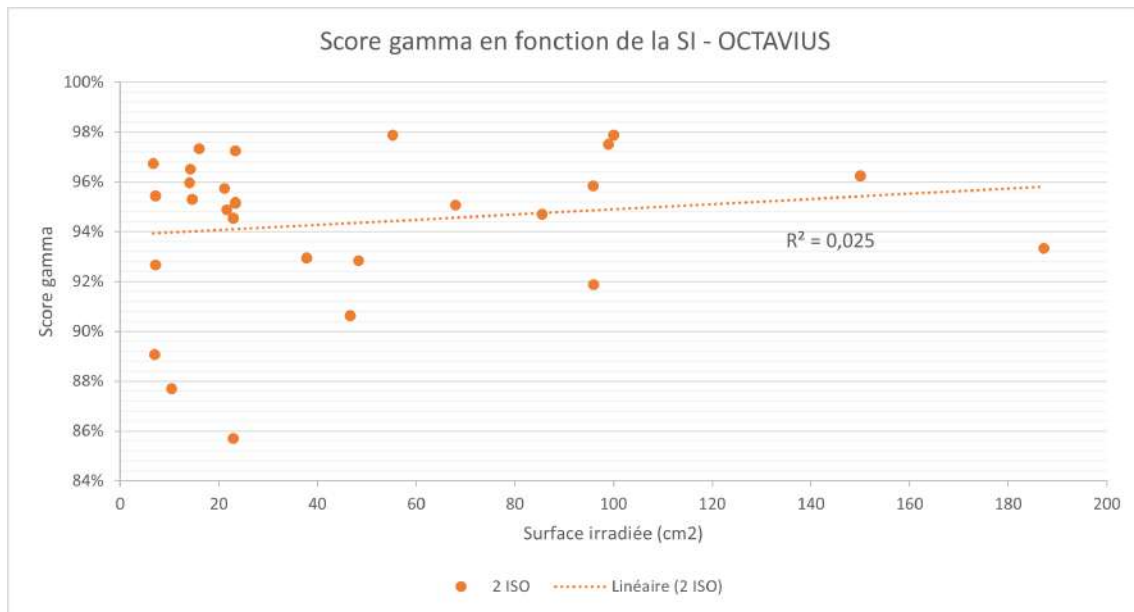


FIGURE 3.24 – Corrélation entre le score gamma (en pourcentage %) et la surface irradiée maximale (en cm²) de chaque plan pour la configuration bi-isocentrique - OCTAVIUS.

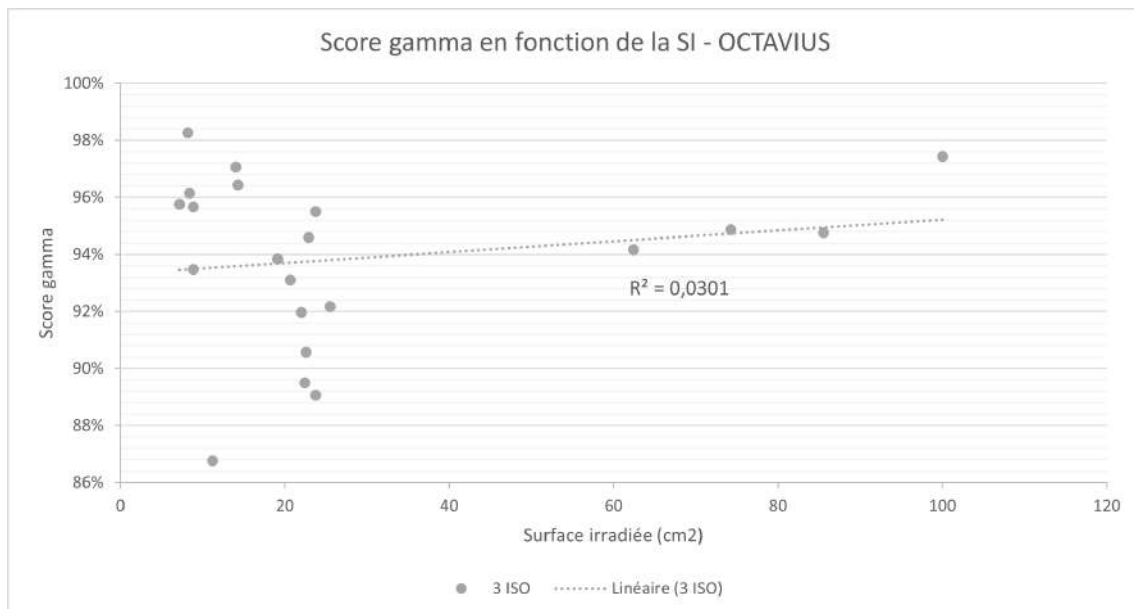


FIGURE 3.25 – Corrélation entre le score gamma (en pourcentage %) et la surface irradiée maximale (en cm²) de chaque plan pour la configuration tri-isocentrique - OCTAVIUS.

3.2.4 Corrélations entre le score gamma et l'écart inter-lésionnel maximal (en X, Y et Z)

L'objectif de cette analyse est d'évaluer les performances gamma en fonction de l'écart inter-lésionnel maximal selon les trois axes (X, Y et Z). Dans le système de planification *Eclipse*, l'axe X correspond à la direction gauche-droite, l'axe Y à la direction crânio-caudale (tête-pieds) et l'axe Z à la direction antéro-postérieure (ventre-dos). Pour cette analyse, nous nous sommes limités aux sept patients présentant deux métastases cérébrales, car cela permet de définir un unique écart inter-lésionnel par axe. Avec trois cibles ou plus, il faudrait analyser plusieurs distances entre chaque paire de lésions, ce qui complexifie fortement l'analyse. Les figures illustrant graphiquement les corrélations observées entre le score gamma -sur chaque méthode de vérification- et les écarts inter-lésionnel, ainsi que la discussion des résultats sont présentées ci-dessous.

Sur EPID : Sur l'EPID, l'analyse des résultats montre que, pour les axes X (gauche-droite) et Z (antéro-postérieur), que ce soit en technique mono- (Figures 3.26, 3.30) ou multi-isocentrique (Figures 3.27, 3.31), il existe une corrélation linéaire faible à modérée entre la distance inter-lésionnelle et le score gamma. Cela s'explique par le fait que, dans notre série, les écarts en X restent relativement faibles (compris entre 0 et 2,5 cm), ce qui limite l'impact sur la performance gamma, tandis qu'en Z, la mesure en mode DSD (distance source-détecteur fixe) fait que le détecteur ne « voit » pas de changement significatif en profondeur.

En revanche, pour l'axe Y (crânio-caudal), on observe une forte corrélation négative entre la distance inter-lésionnelle et le score gamma, aussi bien en mono-isocentrique ($R^2 = 0,79$, Figure 3.28) qu'en multi-isocentrique ($R^2 = 0,25$, Figure 3.29). Cette influence marquée s'explique par le fait que, lorsque l'écart en Y augmente (jusqu'à 10 cm dans notre série), le champ irradié s'étend davantage sur le détecteur 2D, l'exposant à des incertitudes mécaniques liées à la complexité des mouvements des lames du MLC, qui doivent se déplacer à des vitesses élevées et de manière synchronisée sur de larges champs, surtout lorsqu'il s'agit de traiter simultanément plusieurs cibles. L'effet est particulièrement prononcé en mono-isocentrique, car les deux lésions sont traitées simultanément, ce qui accentue l'impact de la distance sur la concordance dosimétrique et géométrique mesurée par l'EPID.

Sur OCTAVIUS 4D : Sur OCTAVIUS, qui réalise une analyse 3D volumique, l'impact de la distance inter-lésionnelle varie selon les axes. En multi-isocentrique, plus l'écart en Y (crânio-caudal) est important, plus le score gamma tend à augmenter, avec une corrélation modérée à forte ($R^2 = 0,62$, Figure 3.35). Cela s'explique par un recentrage plus précis de chaque faisceau autour de chaque cible, limitant les recouvrements complexes et améliorant la concordance dosimétrique. En X (gauche-droite), la corrélation est modérée en mono-isocentrique ($R^2 = 0,42$, Figure 3.32), traduisant une complexité géométrique accrue lorsque les cibles sont latéralement éloignées.

En revanche, pour l'axe Z (antéro-postérieur), la corrélation entre la distance inter-lésionnelle et le score gamma est négative, et relativement faible (Figures 3.36 et 3.37). Cela s'explique par le

fait que, contrairement aux axes X et Y où la mesure est directe, la reconstruction de la dose en Z repose sur un algorithme de recalcul volumique dont la résolution de reconstruction est de $2,5 \text{ mm} \times 2,5 \text{ mm} \times 2,5 \text{ mm}$, ce qui introduit davantage d'incertitudes et de fluctuations dans la restitution du score gamma, car il fait des interpolations entre les points mesurés. Ainsi, la précision de la mesure en Z dépend fortement de la qualité de la reconstruction 3D, ce qui peut expliquer la tendance à la baisse observée pour cet axe.

Conclusion Nous constatons que la géométrie inter-lésionnelle influence différemment la performance dosimétrique selon le système de vérification utilisé. L'EPID, du fait de sa nature 2D, est particulièrement sensible à l'allongement du champ irradié, notamment selon l'axe Y, De plus, la moindre erreur mécanique du détecteur peut entraîner une mesure de la dose à un emplacement incorrect, ce qui se traduit par des scores gamma plus faibles lorsque la distance entre les cibles augmente. À l'inverse, l'analyse volumique 3D de l'OCTAVIUS bénéficie d'une meilleure séparation des cibles en configuration multi-isocentrique, permettant d'optimiser la concordance entre la dose calculée et la dose mesurée lorsque les cibles sont éloignées, en particulier sur l'axe Y.

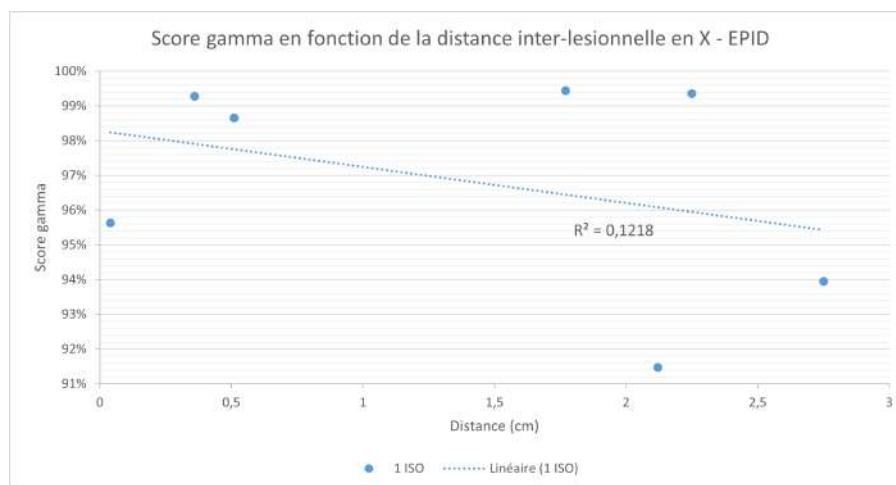


FIGURE 3.26 – Corrélation entre le score gamma (en pourcentage %) et l'écart inter-lésionnel (en cm) en X, configuration mono-isocentrique - EPID.

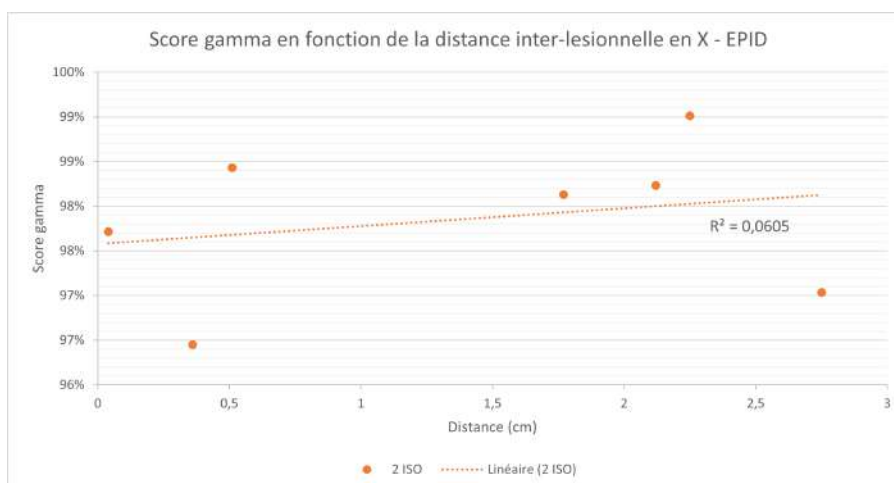


FIGURE 3.27 – Corrélation entre le score gamma (en pourcentage %) (en pourcentage %) et l'écart inter-lésionnel (en cm) en X, configuration bi-isocentrique - EPID.

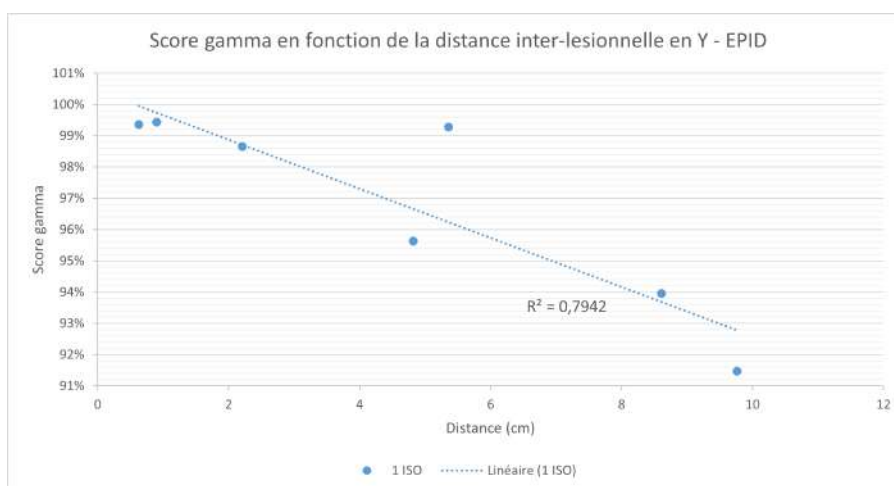


FIGURE 3.28 – Corrélation entre le score gamma (en pourcentage %) (en pourcentage %) et l'écart inter-lésionnel (en cm) (en cm) en Y, configuration mono-isocentrique - EPID.

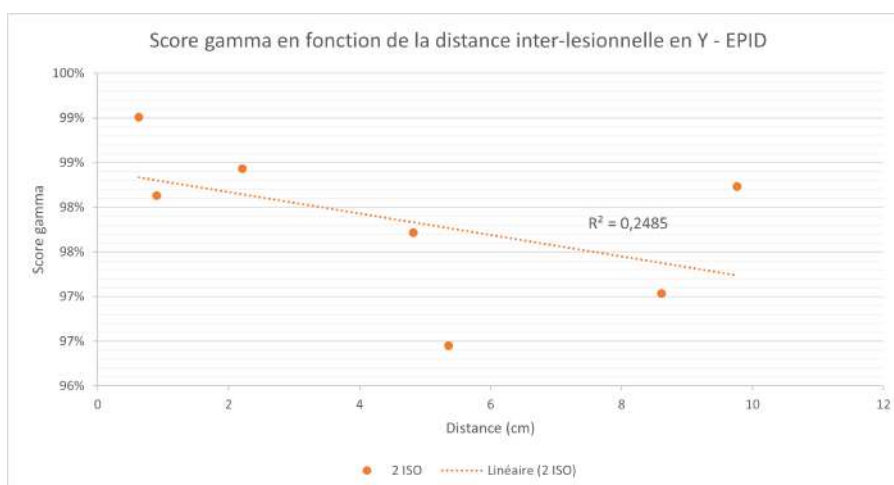


FIGURE 3.29 – Corrélation entre le score gamma (en pourcentage %) et l'écart inter-lésionnel (en cm) en Y, configuration bi-isocentrique - EPID.

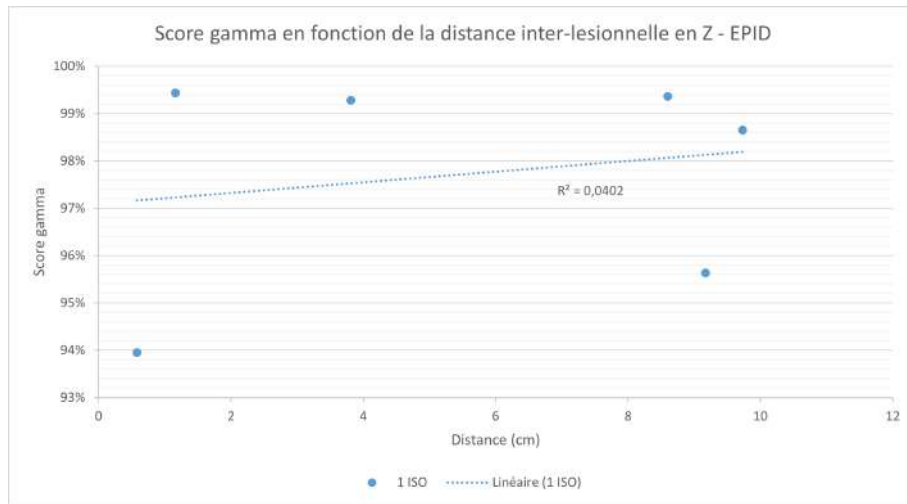


FIGURE 3.30 – Corrélation entre le score gamma (en pourcentage %) et l'écart inter-lésionnel (en cm) en Z, configuration mono-isocentrique - EPID.

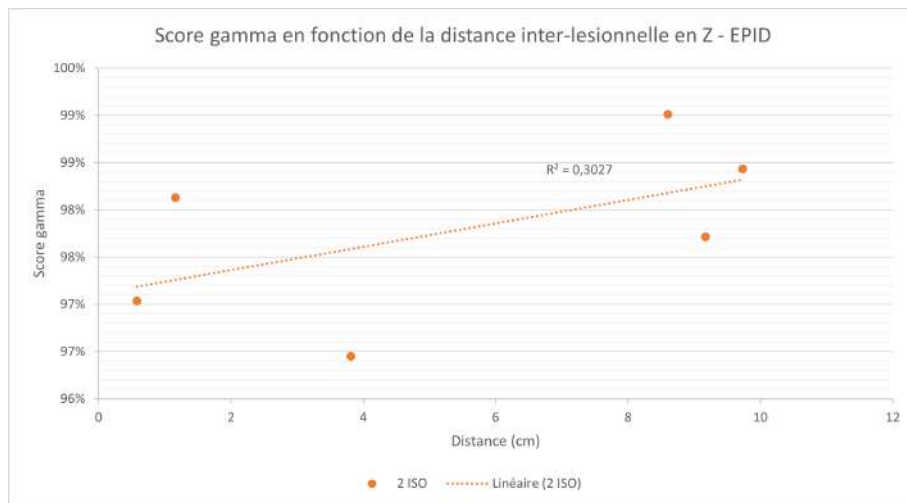


FIGURE 3.31 – Corrélation entre le score gamma (en pourcentage %) et l'écart inter-lésionnel (en cm) en Z, configuration bi-isocentrique - EPID.

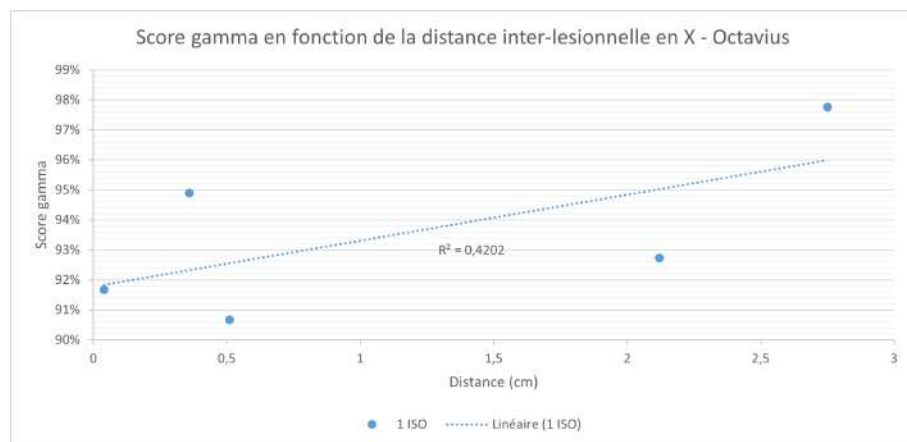


FIGURE 3.32 – Corrélation entre le score gamma (en pourcentage %) et l'écart inter-lésionnel (en cm) en X, configuration mono-isocentrique - OCTAVIUS.

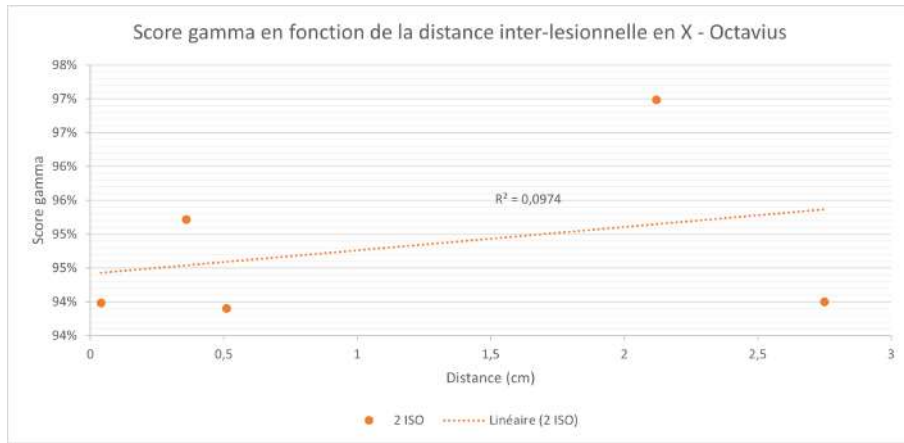


FIGURE 3.33 – Corrélation entre le score gamma (en pourcentage %) et l'écart inter-lésionnel (en cm) en X, configuration bi-isocentrique - OCTAVIUS.

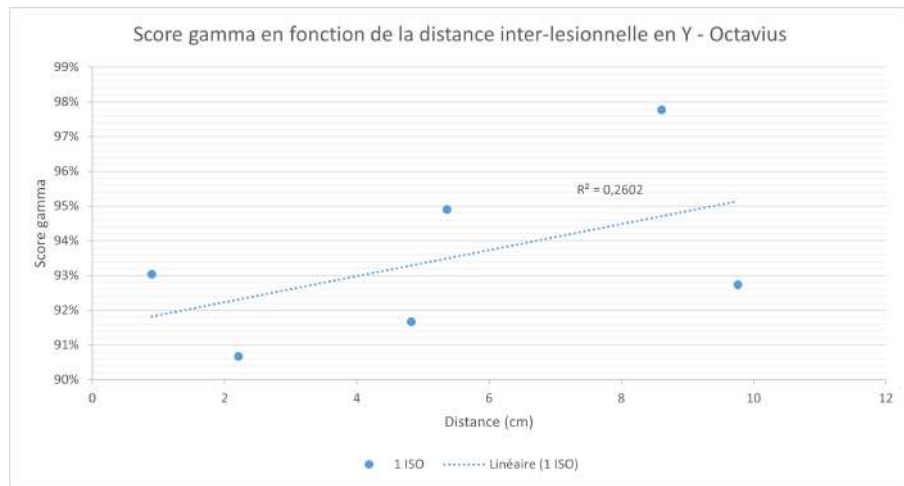


FIGURE 3.34 – Corrélation entre le score gamma (en pourcentage %) et l'écart inter-lésionnel (en cm) en Y, configuration mono-isocentrique - OCTAVIUS.

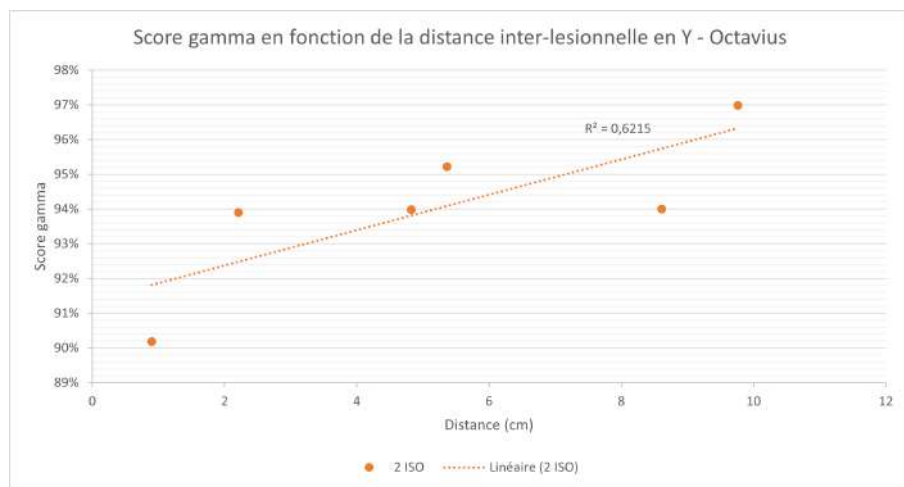


FIGURE 3.35 – Corrélation entre le score gamma (en pourcentage %) et l'écart inter-lésionnel (en cm) en Y, configuration bi-isocentrique - OCTAVIUS.

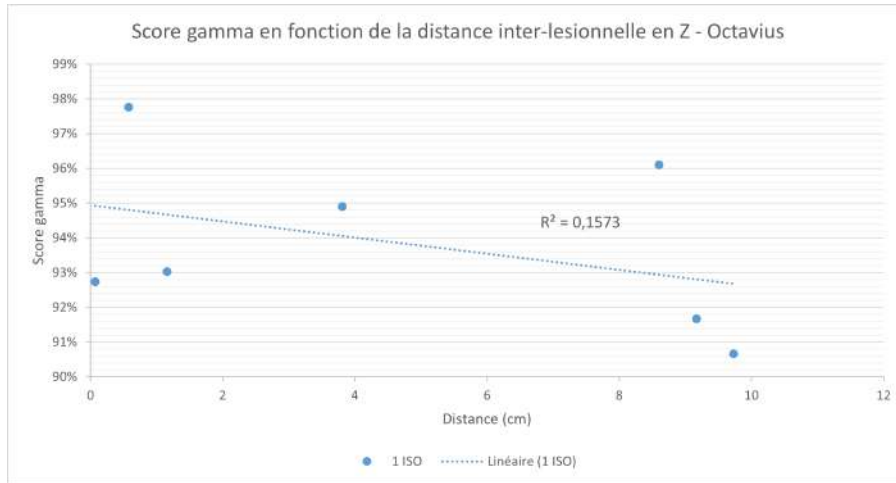


FIGURE 3.36 – Corrélation entre le score gamma (en pourcentage %) et l'écart inter-lésionnel (en cm) en Z, configuration mono-isocentrique - OCTAVIUS.

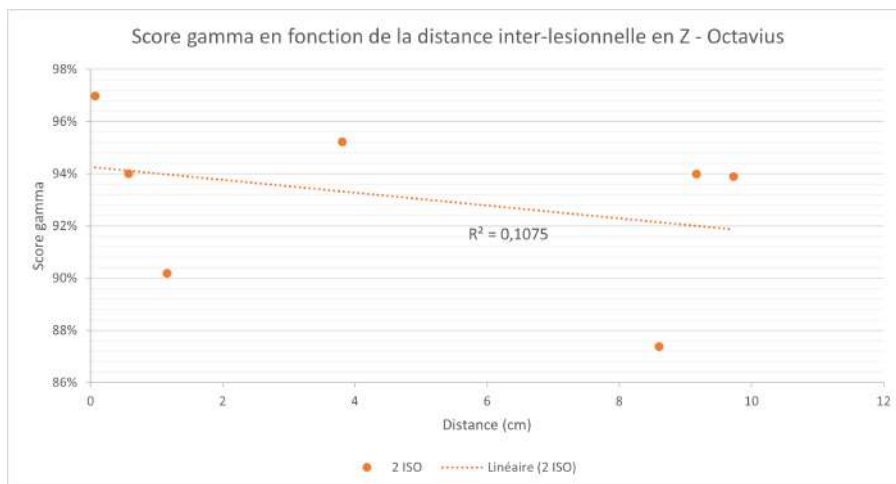


FIGURE 3.37 – Corrélation entre le score gamma (en pourcentage %) et l'écart inter-lésionnel (en cm) en Z, configuration bi-isocentrique - OCTAVIUS.

3.2.5 Corrélations entre le score gamma et le nombre d'UM utilisé

Cette section présente l'analyse de la corrélation entre le score gamma et le nombre moyen d'unités moniteur utilisés pour chaque plan de vérification prétraitement. Les corrélations observées sont illustrées graphiquement et présentées dans les figures ci-dessous, en plus de l'analyse détaillée des résultats.

Sur EPID : Sur l'EPID, nous avons observé une corrélation croissante entre le score gamma et le nombre d'unités moniteur selon la configuration : la corrélation est faible en mono-isocentrique ($R^2 = 0,15$, Figure 3.38), modérée en bi-isocentrique ($R^2 = 0,25$, Figure 3.39) et devient très forte en tri-isocentrique ($R^2 = 0,84$, Figure 3.40). Cette évolution s'explique par le fait qu'avec l'augmentation du nombre d'isocentres, le nombre total d'UM délivrés augmente également, ce qui multiplie les points de mesure et améliore la représentativité de l'évaluation gamma, plus le nombre de points mesurés est élevé, plus l'estimation du score gamma devient fiable.

Sur OCTAVIUS 4D : Avec OCTAVIUS 4D, nous observons une corrélation modérée entre le score gamma et le nombre d'unités moniteur pour les trois configurations : mono-isocentrique ($R^2 = 0,31$, Figure 3.41), bi-isocentrique ($R^2 = 0,37$, Figure 3.42) et tri-isocentrique ($R^2 = 0,43$, Figure 3.43). Cela indique que le score gamma mesuré par OCTAVIUS 4D est influencé par le nombre d'UM, quel que soit le nombre d'isocentres, mais cette influence reste modérée. Plus le nombre d'UM est élevé, plus le nombre de points de mesure augmente, ce qui améliore la précision statistique de l'évaluation gamma et la fiabilité de l'estimation globale du score.

Conclusion : Nous avons montré que le nombre d'unités moniteur influence les scores gamma sur les deux systèmes de vérification, mais avec des degrés de corrélation distincts selon la configuration. Sur l'EPID, la corrélation entre le score gamma et le nombre d'UM devient très forte en tri-isocentrique, ce qui s'explique par l'augmentation du nombre de points de mesure et donc une meilleure représentativité statistique de l'évaluation gamma, rendant l'estimation du score plus fiable à mesure que la complexité du plan augmente. À l'inverse, avec OCTAVIUS 4D, la corrélation reste modérée et relativement stable quel que soit le nombre d'isocentres, traduisant la capacité du système 3D à intégrer un grand nombre de points de mesure tout en maintenant une évaluation homogène. Ainsi, l'augmentation du nombre d'UM, souvent liée à des plans plus complexes, améliore l'estimation du score gamma, tout en soulignant l'importance de la méthodologie de mesure propre à chaque système.

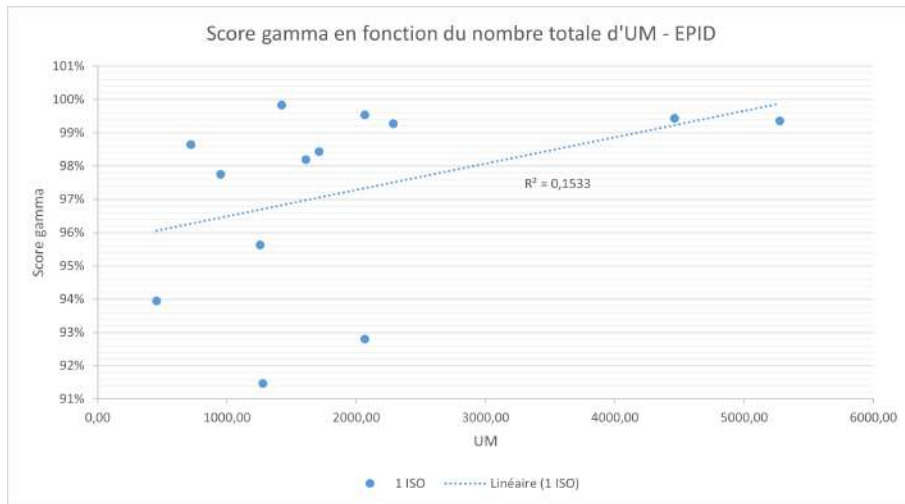


FIGURE 3.38 – Corrélation entre le score gamma (en pourcentage %) et le nombre d’UMs, configuration mono-isocentrique - EPID.

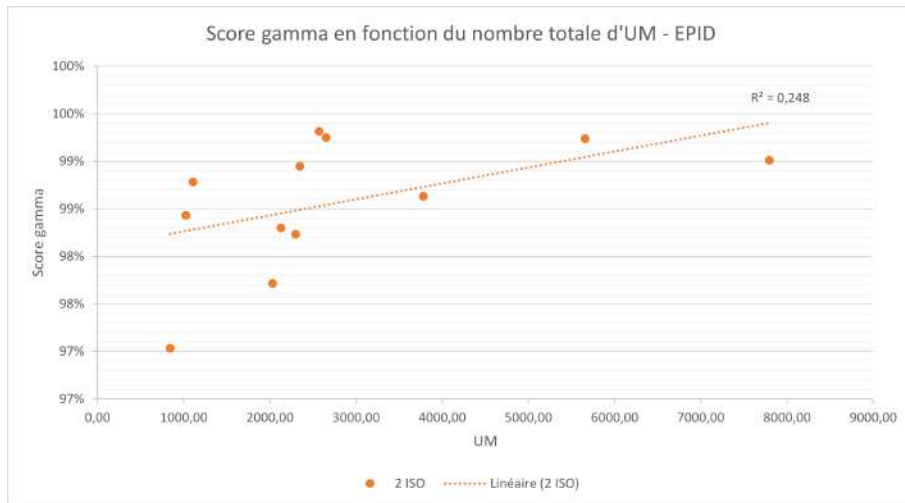


FIGURE 3.39 – Corrélation entre le score gamma (en pourcentage %) et le nombre d’UMs, configuration bi-isocentrique - EPID.

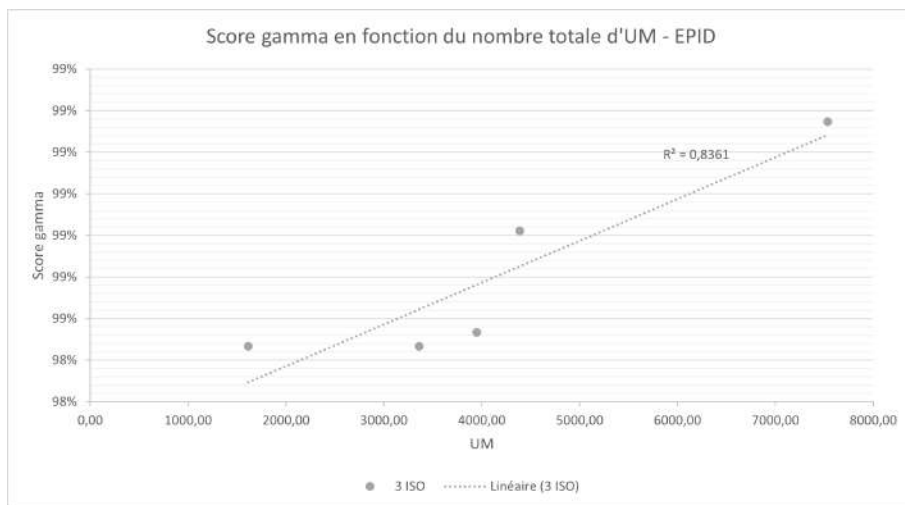


FIGURE 3.40 – Corrélation entre le score gamma (en pourcentage %) et le nombre d’UMs, configuration tri-isocentrique - EPID.

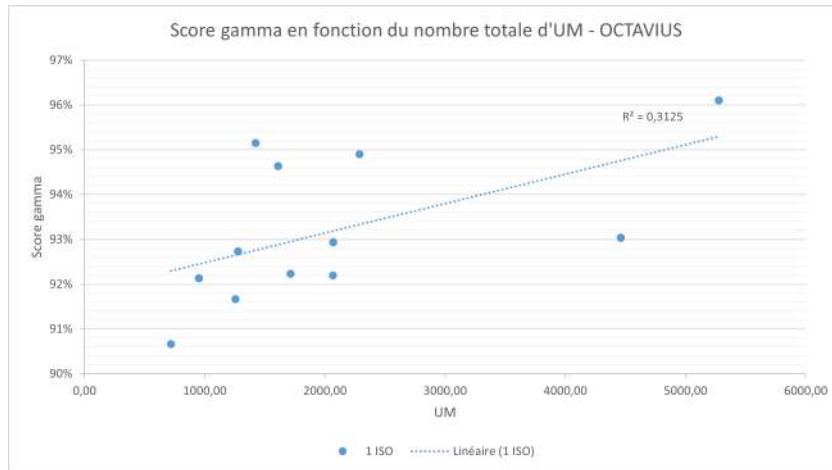


FIGURE 3.41 – Corrélation entre le score gamma (en pourcentage %) et le nombre d'UMs, configuration mono-isocentrique - OCTAVIUS.

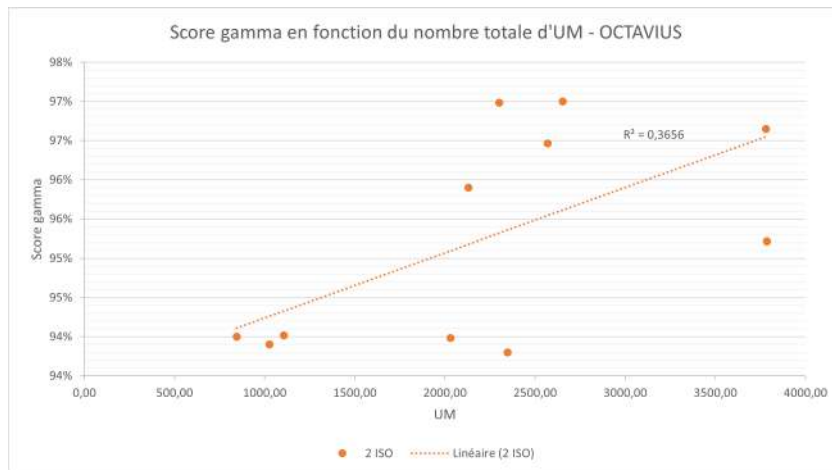


FIGURE 3.42 – Corrélation entre le score gamma (en pourcentage %) et le nombre d'UMs, configuration bi-isocentrique - OCTAVIUS.

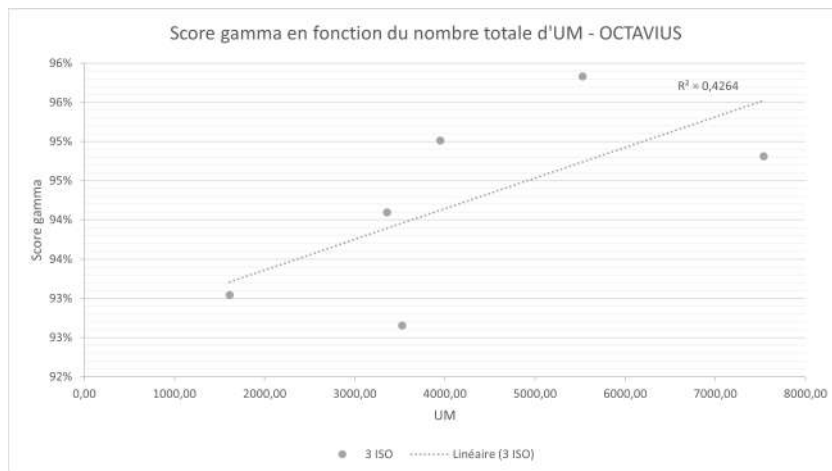


FIGURE 3.43 – Corrélation entre le score gamma (en pourcentage %) et le nombre d'UMs, configuration tri-isocentrique - OCTAVIUS.

Conclusion

Dans cette étude, nous avons analysé la vérification pré-traitement des deux techniques en radiothérapie stéréotaxique pour les cibles intracrâniennes multiples : la technique mono-isocentrique, qui permet de traiter plusieurs lésions à partir d'un seul isocentre, et la technique multi-isocentrique, qui repose sur l'utilisation d'un isocentre distinct pour chaque cible. Dans tous les cas, la précision du traitement reste un élément fondamental en radiothérapie stéréotaxique, où les marges de sécurité sont très réduites et la dose délivrée est très ciblée. Une haute précision est donc indispensable pour assurer une efficacité maximale du traitement tout en limitant les effets indésirables sur les tissus sains environnants.

Pour évaluer la qualité des plans de traitement, deux méthodes de vérification dosimétrique ont été utilisées : le système EPID et le dispositif Octavius. Ces deux outils permettent d'analyser l'adéquation entre la dose calculée par le système de planification et la dose réellement délivrée, à travers des indices gamma qui tiennent compte à la fois des écarts de dose et des différences spatiales. Ce travail nous a permis d'identifier les avantages et les limites propres à chaque méthode de vérification. Il a également mis en évidence différentes corrélations entre les paramètres de planification (nombre d'arcs, taille des champs, surface irradiée, etc.) et les résultats obtenus par EPID et Octavius. Ces observations soulignent l'importance du choix de la méthode de vérification en fonction des caractéristiques du plan de traitement et de la complexité géométrique des cibles.

L'étude a notamment révélé une corrélation intéressante entre les évaluations gamma obtenues avec l'EPID et celles obtenues avec Octavius. Parmi les différents critères analysés, le critère gamma $2\%/2\text{ mm}$ s'est avéré le plus pertinent pour les deux méthodes, car il présente une moindre dispersion des résultats. Ce critère semble ainsi le mieux adapté pour détecter de potentielles erreurs géométriques ou dosimétriques dans la distribution de la dose, en offrant un bon compromis entre sensibilité et robustesse.

En perspective, ce travail ouvre la voie à l'intégration d'autres méthodes de vérification afin de consolider et élargir nos résultats. L'utilisation de fantômes orthomorphiques ainsi que de films radiochromiques permettra d'enrichir l'évaluation de la qualité dosimétrique, en apportant une validation supplémentaire des observations faites avec EPID et Octavius. Ces approches complémentaires pourraient ainsi renforcer la fiabilité du contrôle qualité en radiothérapie stéréotaxique des métastases cérébrales multiples.

Bibliographie

- [1] D. H. MURRELL et al. « Brain Metastasis : Basic Biology, Clinical Management, and Insight From Experimental Model Systems ». In : *Introduction to Cancer Metastasis*. Elsevier Inc., déc. 2016, p. 317-333. ISBN : 9780128040331. DOI : [10.1016/B978-0-12-804003-4.00017-7](https://doi.org/10.1016/B978-0-12-804003-4.00017-7).
- [2] I. LATORZEFF et al. *Radiothérapie des métastases cérébrales*. Sept. 2016. DOI : [10.1016/j.canrad.2016.07.041](https://doi.org/10.1016/j.canrad.2016.07.041).
- [3] Mihir NAIK, Joycelin F. CANAVAN et Samuel T. CHAO. « Brain Metastases : Introduction ». In : *Radiotherapy in Managing Brain Metastases : A Case-Based Approach*. Sous la dir. d'Yoshiya YAMADA et al. Cham : Springer International Publishing, 2020, p. 7-19. ISBN : 978-3-030-43740-4. DOI : [10.1007/978-3-030-43740-4_2](https://doi.org/10.1007/978-3-030-43740-4_2). URL : https://doi.org/10.1007/978-3-030-43740-4_2.
- [4] Mette LINNERT, Helle K. IVERSEN et Julie GEHL. *Multiple brain metastases - Current management and perspectives for treatment with electrochemotherapy*. 2012. DOI : [10.2478/v10019-012-0042-y](https://doi.org/10.2478/v10019-012-0042-y).
- [5] Anurag SARAF et Tony J. C. WANG. « Indications for Stereotactic Radiosurgery : Multiple Brain Metastases ». In : *Radiotherapy in Managing Brain Metastases : A Case-Based Approach*. Sous la dir. d'Yoshiya YAMADA et al. Cham : Springer International Publishing, 2020, p. 109-125. ISBN : 978-3-030-43740-4. DOI : [10.1007/978-3-030-43740-4_9](https://doi.org/10.1007/978-3-030-43740-4_9). URL : https://doi.org/10.1007/978-3-030-43740-4_9.
- [6] Michael HUO et al. « Indications for Whole-Brain Radiation Therapy ». In : *Radiotherapy in Managing Brain Metastases : A Case-Based Approach*. Sous la dir. d'Yoshiya YAMADA et al. Cham : Springer International Publishing, 2020, p. 165-184. ISBN : 978-3-030-43740-4. DOI : [10.1007/978-3-030-43740-4_12](https://doi.org/10.1007/978-3-030-43740-4_12). URL : https://doi.org/10.1007/978-3-030-43740-4_12.
- [7] Masaaki YAMAMOTO et al. « Stereotactic radiosurgery for patients with multiple brain metastases (JLGK0901) : A multi-institutional prospective observational study ». In : *The Lancet Oncology* 15 (4 2014), p. 387-395. ISSN : 14745488. DOI : [10.1016/S1470-2045\(14\)70061-0](https://doi.org/10.1016/S1470-2045(14)70061-0).

- [8] Matthias GUCKENBERGER et al. *Definition and quality requirements for stereotactic radiotherapy : consensus statement from the DEGRO/DGMP Working Group Stereotactic Radiotherapy and Radiosurgery*. Mai 2020. DOI : [10.1007/s00066-020-01603-1](https://doi.org/10.1007/s00066-020-01603-1).
- [9] Ashutosh MUKHERJI. « Planning Stereotactic and Adaptive Radiotherapy ». In : *Basics of Planning and Management of Patients during Radiation Therapy : A Guide for Students and Practitioners*. Singapore : Springer Singapore, 2018, p. 221-240. ISBN : 978-981-10-6659-7. DOI : [10.1007/978-981-10-6659-7_16](https://doi.org/10.1007/978-981-10-6659-7_16). URL : https://doi.org/10.1007/978-981-10-6659-7_16.
- [10] E PERROT et al. *Référentiel sur les Métastases cérébrales : actualisation 2025*. <https://referentiels-aristot.com/>. ARISTOT 2025. 2025. URL : <https://referentiels-aristot.com/>.
- [11] D. LEROUGE. « Radiothérapie stéréotaxique des métastases cérébrales ». In : *Revue des Maladies Respiratoires Actualites* 2 (3 sept. 2010), p. 224-229. ISSN : 18771203. DOI : [10.1016/S1877-1203\(10\)70066-5](https://doi.org/10.1016/S1877-1203(10)70066-5).
- [12] Richard A. POPPLE. « Safety Procedures and Checklists for Radiosurgery ». In : *Radiotherapy in Managing Brain Metastases : A Case-Based Approach*. Sous la dir. d'Yoshiya YAMADA et al. Cham : Springer International Publishing, 2020, p. 323-334. ISBN : 978-3-030-43740-4. DOI : [10.1007/978-3-030-43740-4_21](https://doi.org/10.1007/978-3-030-43740-4_21). URL : https://doi.org/10.1007/978-3-030-43740-4_21.
- [13] Mark RUSCHIN et al. « General Techniques for Radiosurgery ». In : *Radiotherapy in Managing Brain Metastases : A Case-Based Approach*. Sous la dir. d'Yoshiya YAMADA et al. Cham : Springer International Publishing, 2020, p. 231-247. ISBN : 978-3-030-43740-4. DOI : [10.1007/978-3-030-43740-4_16](https://doi.org/10.1007/978-3-030-43740-4_16). URL : https://doi.org/10.1007/978-3-030-43740-4_16.
- [14] L. KUNTZ et al. « Dosimetric comparison of mono-isocentric and multi-isocentric plans for oligobrain metastases : A single institutional experience ». In : *Cancer/Radiothérapie* 24 (1 fév. 2020), p. 53-59. ISSN : 17696658. DOI : [10.1016/j.canrad.2019.10.003](https://doi.org/10.1016/j.canrad.2019.10.003).
- [15] Hisashi NAKANO et al. « Effect of setup error in the single-isocenter technique on stereotactic radiosurgery for multiple brain metastases ». In : *Journal of Applied Clinical Medical Physics* 21 (12 déc. 2020), p. 155-165. ISSN : 15269914. DOI : [10.1002/acm2.13081](https://doi.org/10.1002/acm2.13081).
- [16] Megumi UTO, Daichi TORIZUKA et Takashi MIZOWAKI. *Single isocenter stereotactic irradiation for multiple brain metastases : current situation and prospects*. Oct. 2022. DOI : [10.1007/s11604-022-01333-7](https://doi.org/10.1007/s11604-022-01333-7).

- [17] Xiaohuan SUN et al. « Impact of setup errors on the robustness of linac-based single-isocenter coplanar and non-coplanar VMAT plans for multiple brain metastases ». In : *Journal of Applied Clinical Medical Physics* 25 (7 juill. 2024). ISSN : 15269914. DOI : [10.1002/acm2.14317](https://doi.org/10.1002/acm2.14317).
- [18] Paul RETIF et al. « Integrating cine EPID, dynamic delivery, and the off-axis Winston-Lutz test to enhance quality control in multiple brain metastasis stereotactic radiotherapy ». In : *Physica Medica* 120 (avr. 2024). ISSN : 1724191X. DOI : [10.1016/j.ejmp.2024.103343](https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2024.103343).
- [19] Tomohiro SAGAWA et al. « Dosimetric effect of rotational setup errors in stereotactic radiosurgery with HyperArc for single and multiple brain metastases ». In : *Journal of Applied Clinical Medical Physics* 20 (10 oct. 2019), p. 84-91. ISSN : 15269914. DOI : [10.1002/acm2.12716](https://doi.org/10.1002/acm2.12716).
- [20] Walt BOGDANICH. *Radiation Offers New Cures, and Ways to Do Harm*. Consulté le 12 juin 2025. The New York Times. 23 jan. 2010. URL : <https://www.nytimes.com/2010/01/24/health/24radiation.html>.
- [21] J Van DYK et al. *Physics Original Contribution COMMISSIONING AND QUALITY ASSURANCE OF TREATMENT PLANNING COMPUTERS**. Rapp. tech. 1993, p. 26-273.
- [22] Daniel A. LOW et al. « A technique for the quantitative evaluation of dose distributions ». In : *Medical Physics* 25 (5 1998), p. 656-661. ISSN : 00942405. DOI : [10.1118/1.598248](https://doi.org/10.1118/1.598248).
- [23] Indra J DAS et al. « Quality assurance and verification ». In : *Intensity Modulated Radiation Therapy*. 2053-2563. IOP Publishing, 2020, 12-1 to 12-21. ISBN : 978-0-7503-1335-3. DOI : [10.1088/978-0-7503-1335-3ch12](https://doi.org/10.1088/978-0-7503-1335-3ch12). URL : <https://dx.doi.org/10.1088/978-0-7503-1335-3ch12>.
- [24] Moyed MIFTEN et al. « Tolerance limits and methodologies for IMRT measurement-based verification QA : Recommendations of AAPM Task Group No. 218 ». In : *Medical Physics* 45 (4 avr. 2018), e53-e83. ISSN : 24734209. DOI : [10.1002/mp.12810](https://doi.org/10.1002/mp.12810).
- [25] T. S. STELLJES et al. « Dosimetric characteristics of the novel 2D ionization chamber array OCTAVIUS Detector 1500 ». In : *Medical Physics* 42 (4 avr. 2015), p. 1528-1537. ISSN : 24734209. DOI : [10.1118/1.4914151](https://doi.org/10.1118/1.4914151).
- [26] G. HEILEMANN, B. POPPE et W. LAUB. « On the sensitivity of common gamma-index evaluation methods to MLC misalignments in Rapidarc quality assurance ». In : *Medical Physics* 40 (3 2013). ISSN : 00942405. DOI : [10.1118/1.4789580](https://doi.org/10.1118/1.4789580).

Résumé

Ce mémoire traite de l'assurance qualité dosimétrique en radiothérapie stéréotaxique pour le traitement de métastases intracrâniennes multiples. L'objectif est d'évaluer la conformité entre la dose effectivement délivrée par l'accélérateur linéaire et la dose calculée par le système de planification, en utilisant à la fois des techniques mono-isocentriques et multi-isocentriques. La vérification est effectuée à l'aide de deux méthodes : le dispositif d'imagerie portale électronique (EPID) et le fantôme Octavius 4D. L'étude a été réalisée sur 14 patients, chacun présentant au moins deux métastases cérébrales, pour lesquels des plans de traitement mono- et multi-isocentriques ont été élaborés, puis vérifiés à l'aide des deux dispositifs.

Les résultats montrent que l'EPID fournit systématiquement des scores gamma plus élevés et plus homogènes que l'Octavius 4D, quelle que soit la configuration isocentrique ou le critère d'évaluation appliqué (3%/1 mm ou 2%/2 mm). Le critère 2%/2 mm s'est révélé le plus adapté pour l'analyse des plans, car il permet une meilleure détection des écarts dosimétriques et géométriques, tout en limitant la dispersion des résultats. Globalement, l'approche bi-isocentrique a obtenu la meilleure concordance entre les doses calculées et mesurées, à la fois avec l'EPID et l'Octavius 4D.

L'analyse des paramètres dosimétriques (nombre d'arcs, volume tumoral total, surface irradiée, distance inter-lésionnelle et nombre d'unités moniteur) a mis en évidence leur impact sur la qualité de délivrance, en particulier pour les plans complexes. Ces résultats soulignent l'importance du choix d'une méthode de vérification appropriée et d'un critère d'analyse gamma adapté à la configuration du plan et à la complexité des cibles. Enfin, l'intégration d'outils de contrôle qualité complémentaires — tels que les films radiochromiques ou les fantômes orthomorphiques — est recommandée pour renforcer davantage la fiabilité de la radiothérapie stéréotaxique chez les patients présentant plusieurs métastases cérébrales.

Abstract

This master's thesis addresses the dosimetric quality assurance in stereotactic radiotherapy for the treatment of multiple intracranial metastases. The objective is to evaluate the conformity between the dose that will be actually delivered by the treatment unit and the dose calculated by the planning system, using both mono-isocentric and multi-isocentric techniques. The verification is conducted with two methods : the Electronic Portal Imaging Device (EPID) and the Octavius 4D phantom. The study was carried out on 14 patients, each with at least two brain metastases, for whom mono- and multi-isocentric treatment plans were created and then verified using both devices.

The results show that EPID consistently yields higher and more homogeneous gamma scores than Octavius 4D, regardless of the isocentric configuration or the evaluation criterion applied (3%/1 mm or 2%/2 mm). The 2%/2 mm criterion proved to be the most suitable for plan analysis, offering better detection of dosimetric and geometric discrepancies while limiting result dispersion. Overall, the bi-isocentric approach achieved the best concordance between calculated and measured doses on both EPID and Octavius 4D.

Analysis of the dosimetric parameters (number of arcs, total tumor volume, irradiated surface, and inter-lesion distance) revealed their impact on delivery quality, especially for complex plans. These findings underscore the importance of selecting an appropriate verification method and gamma-analysis criterion based on plan configuration and target complexity. Finally, the integration of complementary quality-control tools—such as radiochromic films or orthomorphic phantoms—is recommended to further enhance the reliability of stereotactic radiotherapy for patients with multiple brain metastases.