RÉPUBLIQUE ALGÉRIENNE DÉMOCRATIQUE ET POPULAIRE
MINISTÈRE DE L'ENSEIGNEMENT SUPÉRIEUR ET DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE
UNIVERSITÉ MOULOUD MAMMERI DE TIZI-OUZOU
FACULTÉ DES SCIENCES
DÉPARTEMENT DE PHYSIQUE
HÔPITAL CHAHIDS MAHMOUDI

Mémoire de Master

Spécialité : **Physique Médicale**

Présenté par : **Ouhadj Melisa**

Étude comparative des systèmes de planification Brainlab Versions 3 et 4 pour la radiothérapie stéréotaxique des métastases cérébrales multiples

O. Messaoudi	MCA	UMMTO	Président
S. Bencheikh	Physicien médical	HCM Tizi-Ouzou	Examinateur
A. Toutaoui	Docteur	HCM Tizi-Ouzou	Encadrant

Soutenu publiquement le : **08 Juillet 2025**

Remerciements

Je rends grâce à Dieu, dont le soutien m'a permis de mener ce travail à terme malgré les difficultés rencontrées.

Je remercie tous ceux qui m'ont accompagnée par leur enseignement, leurs conseils ou leur soutien, en particulier **M. A. Toutaoui**, mon encadrant, pour sa confiance et son accompagnement bienveillant, ainsi que **M. METCHAT Billal** pour sa disponibilité et sa gentillesse.

Ma gratitude va également à **M. O. Messaoudi**, président du jury, à **M. S. Benchikh**, examinateur, ainsi qu'à **Mme AIT CHIKH Sounya**, **Mme LOULEH Ryma** et **Mme Boumaza Lynda** pour leur aide précieuse.

Je remercie **Dr Mahmoudi** et toute l'équipe du service de radiothérapie de l'hôpital Chahid Mahmoudi pour leur accueil et leur accompagnement.

Merci à mes amis **souhila ,Kenza, Fatma, Melissa, Zehra, Oualid, Massi, kenza**, et à mes collègues de stage **Thabet, Silia, Nesrine, Sabrina** pour les moments partagés.

Enfin, toute ma reconnaissance à ma famille : **mes parents**, **mes frères Rayan et Oualid**, et mon **cher grand-père**, pour leur amour et leur soutien constants.

Merci à vous tous.

Dédicace

À mon père,
cet homme discret et fort, dont les sacrifices silencieux et la patience m'ont guidée sans relâche. Merci pour ton courage, ta sagesse et ton soutien indéfectible, même dans l'ombre.

À ma chère mère,
pour ton amour inépuisable, ta tendresse infinie, tes prières constantes et ta présence rassurante dans chaque moment de doute. Tu es la source de ma force et de ma persévérance.

À **Souhila** et **Soumia**,
pour votre soutien sincère, votre bienveillance et votre amitié précieuse tout au long de ce parcours.

Je vous dédie ce travail avec tout mon amour, ma reconnaissance et mon profond respect.

Table des matières

Table des figures **iii**

Liste des tableaux **v**

Introduction générale **1**

1 La radiothérapie stéréotaxique des métastases cérébrales multiples. **2**

1.1 Principe et modalités de la radiothérapie stéréotaxique 2

1.2 Planification de traitement en radiothérapie stéréotaxique : 3

1.2.1 Définition des volumes cibles selon ICRU 91 : 3

1.2.2 Évolution des méthodes de prescription selon les rapports ICRU : 4

1.2.3 Les techniques de traitement : 4

1.3 Évaluation des plans de traitement en radiothérapie stéréotaxique : 5

1.3.1 Evaluation qualitative et quantitative : 5

1.3.2 Analyse des indices dosimétriques : 6

2 Matériels et méthodes **10**

2.1 Sélection des cas cliniques 10

2.2 Outils et systèmes utilisés pour la planification : 11

2.2.1 Équipements utilisés : 11

2.2.2 Systèmes de planification : 12

2.3 Planification des plans de traitement : 13

2.4 Analyse et validation dosimétrique 13

2.5 Répartition des patients selon les critères de Classification 14

2.6 Méthode d'analyse des données : 14

3 Résultats et discussion : **15**

3.1 Évaluation des Indices de Qualité Dosimétrique : 15

3.1.1 Analyse de l'Indice de Gradient de paddick : 16

3.1.2 Analyse de l'Indice de Conformité de paddick : 18

3.1.3 Analyse de l'Indice d'homogénéité proposer par ICRU83 : . 19

3.1.4 Analyse de l'Indice de couverture proposer par RTOG : . . 20

3.2 Évaluation des Volumes Cérébraux sain Irradiés : 21
3.3 Évaluation des Unités Moniteur : 24
3.4 Évaluation des Paramètres de Distribution de Dose : 25
3.5 Corrélation entre l'indice de gradient et la distance moyenne à l'isocentre : 28
3.6 Corrélation entre l'indice de gradient et volume PTV : 31
3.7 Corrélation entre l'indice de gradient et le nombre de métastases : . 33
3.8 Corrélation entre UM et indice de couverture : 35

Bibliographie **40**

Table des figures

1.1 Quatre possibilités pour lesquelles le rapport VIR/VT est égal à 1(index proposé par le RTOG) 7
1.2 Volumes VT, VIP et VTVIP 8
1.3 Figure illustrant le gradient de dose à l'extérieur du PTV 9

2.1 Accélérateur linéaire (LINAC) Varian Clinac IX. 12
2.2 Caractéristiques spatiales et volumétriques des métastases cérébrales traitées. 14

3.1 Variation des valeurs de l'indice de gradient de la version (V3) et version (V4) en fonction du nombre d'arcs. 16
3.2 Variation de l'indice de conformité de paddick en fonction nombre d'arcs pour (V3 vs V4) 18
3.3 Variation de IHicru83 V3 vs V4) par configuration d'arc 19
3.4 Distribution des indices Q_{RTOG} par configuration d'arcs et version 20
3.5 Evolution des unité moniteur entre la version 3 et 4 en fonction de nombre d'arcs. 24
3.6 Corrélation entre indice de gradient et la distance moyenne à isocentre de deux version 3 et 4 en 3 arc 28
3.7 Corrélation entre indice de gradient et la distance moyenne à isocentre de deux version 3 et 4 en 5 arc 29
3.8 Corrélation entre indice de gradient et la distance moyenne à isocentre de deux version 3 et 4 en 7 arc 29
3.9 Corrélation entre indice de gradient et le volume PTV de deux version 3 et 4 en 3 arc 31
3.10 Corrélation entre indice de gradient et le volume PTV de deux version 3 et 4 en 5 arc. 32
3.11 Corrélation et le volume PTV de deux version 3 et 4 en 7 arc. 32
3.12 Corrélation entre indice de gradient et le nombre de métastases de deux version 3 et 4 en 3 arc 34
3.13 Corrélation entre indice de gradient et le nombre de métastases de deux version 3 et 4 en 5 arc 34

3.14 Corrélation entre indice de gradient et le nombre de métastases de deux version 3 et 4 en 7 arc 34
3.15 Corrélation entre UM et indice de couverture pour les différentes configurations d'arcs entre les versions 3 (graphique à droite) et 4 (graphique à gauche) pour une configuration de 3 arcs. 36
3.16 Corrélation entre UM et indice de couverture pour les différentes configurations d'arcs entre les versions 3 (à droite) et 4 (à gauche) pour 5 arcs. . . 36
3.17 Corrélation entre UM et indice de couverture pour les différentes configurations d'arcs entre les versions 3 et 4 POUR 7 arcs 37
3.18 Comparaison des indices de couverture QRTOG (V3 vs V4) par configuration d'arc 43
3.19 Comparaison des unité moniteur entre la version 3 et 4 en fonction de nombre d'arcs 43
3.20 Comparaison des volume irradiée V24 entre la version 3 et la version 4 . . 44
3.21 Comparaison Dmin (V3/V4)pour 5 fraction 44
3.22 Comparaison Dmoy (V3/V4)pour 5 fraction. 45
3.23 Comparaison Dmax (V3/V4)pour 5 fraction. 45
3.24 Comparaison Dmin (V3/V4)pour 3 fraction 46
3.25 Comparaison Dmoy (V3/V4)pour 3 fraction. 46
3.26 Comparaison Dmax (V3/V4)pour 3 fraction. 47

Liste des tableaux

1.1 Interprétation des valeurs de l'indice de conformité(ICRTOG) 6

2.1 Caractéristiques cliniques des patients inclus dans l'étude 11
2.2 Contraintes de dose pour les organes à risque selon le nombre de fractions . 13

3.1 Comparaison de l'indice de gradient entre version 3 et 4 du logiciel brainlab par configuration d'arcs 16
3.2 Comparaison de l'indice de conformité entre la version 3 et la version 4 par configuration d'arc 18
3.3 Comparaison de IHicru83 (V3 vs V4) par configuration d'arc. 19
3.4 Comparaison des performances entre les versions 3 et 4 selon le nombre d'arcs 20
3.5 Statistiques comparatives des volume cérébraux sain irradiés par configuration d'arcs entre la version 3 et 4 du TPS Brainlab 22
3.6 Comparaison des versions 3 et 4 par configuration d'arcs 23
3.7 Comparaison des UM entre versions 3 et 4 24
3.8 Comparaison des paramètres dosimétrique entre versions 3 et 4 pour un traitement de 5 fraction 26
3.9 Évaluation des Paramètres de Distribution de Dose (3 fractions) 27
3.10 Récapitulatif des analyses de corrélation entre l'indice de gradient et la distance moyenne à l'isocentre 29
3.11 Récapitulatif des analyses de corrélation entre les indices de gradient et le volume PTV 32
3.12 Récapitulatif des analyses de corrélation entre les indices de gradient et le nombre de métastases. 35
3.13 Résumé des corrélations UM vs indice de couverture 37
3.14 Valeurs brutes des indices de gradients V3 et V4 par patient et configuration 42
3.15 Valeurs brutes de l'indice de conformité (IC) par patient et configuration . 42

Liste des acronymes

- **SRS** : Stereotactic Radiosurgery (Radiochirurgie stéréotaxique)
- **SRT** : Stereotactic Radiotherapy (Radiothérapie stéréotaxique)
- **TPS** :Treatment Planning System.
- **AAPM** : American Association of Physicists in Medicine
- **CT** : Computed Tomography (Tomodensitométrie)
- **IRM** : Imagerie par Résonance Magnétique
- **GTV** : Gross Tumor Volume (Volume tumoral macroscopique)
- **CTV** : Clinical Target Volume (Volume cible clinique)
- **PTV** : Planning Target Volume (Volume cible de planification)
- **DVH** : Dose Volume Histogram (Histogramme dose-volume)
- **ICRU** : International Commission on Radiation Units and Measurements
- **IHICRU83** : Indice d'homogénéité selon ICRU Report 83
- **GI** : Gradient Index (Indice de gradient)
- **UM** : Unité de Moniteur
- **DCAT** : Dynamic Conformal Arc Therapy
- **VMAT** : Volumetric Modulated Arc Therapy
- **RTOG** : Radiation Therapy Oncology Group
- **WBRT** : Whole Brain Radiotherapy (Radiothérapie cérébrale totale)
- **MLC** : MultiLeaf Collimator (Collimateur multilames)
- **PET** : Positron Emission Tomography (Tomographie par émission de positons).
- **IMRT** :Intensity-Modulated Radiation Therapy.

Introduction générale

Les métastases cérébrales multiples, fréquentes chez les patients atteints de cancers avancés, compromettent gravement la qualité de vie en raison de symptômes neurologiques sévères.La prise en charge repose sur une approche pluridisciplinaire, où la radiothérapie stéréotaxique (SRT) s'impose comme une alternative de choix. Grâce à sa précision, elle permet un contrôle local efficace tout en limitant les effets secondaires cognitifs. Les systèmes de planification jouent un rôle clé dans l'optimisation des traitements stéréotaxiques. Le TPS Brainlab Elements – Multiple Brain Mets SRS, conçu pour les métastases multiples, a évolué entre les versions 3.0 et 4.0 avec des améliorations en optimisation et épargne tissulaire. Une évaluation comparative s'impose pour mesurer l'impact réel de ces évolutions sur la qualité dosimétrique. C'est dans cette optique que s'inscrit ce mémoire, dont l'objectif principal est de comparer les performances dosimétriques des versions 3.0 et 4.0 du système de planification Brainlab Elements dans le traitement de patients présentant des métastases cérébrales multiples. À travers une analyse rigoureuse de différents paramètres de qualité (indice de conformité, homogénéité, gradient de dose, volumes irradiés, unités moniteur, etc.), ce travail vise à déterminer si les améliorations de la version 4.0 se traduisent par un gain réel en qualité de planification.

Le mémoire se structure en trois chapitres principaux, chacun contribuant à la construction progressive de l'analyse. Le premier chapitre est dédié aux généralités sur les métastases cérébrales multiples ;Le deuxième chapitre expose la méthodologie de l'étude et Le troisième chapitre présente les résultats obtenus, illustrés par des tableaux et graphiques comparatifs.Il analyse l'impact des différentes versions du TPS Brainlab sur les paramètres de qualité des plans de traitement (indices de conformité, homogénéité, gradient de dose, volumes cérébraux irradiés, unités moniteur, etc.) et discute ces résultats à la lumière des données de la littérature et des exigences cliniques.

Chapitre 1

La radiothérapie stéréotaxique des métastases cérébrales multiples.

Les métastases cérébrales multiples constituent une manifestation avancée et préoccupante des pathologies oncologiques. Leur prise en charge représente un défi thérapeutique majeur, nécessitant une approche pluridisciplinaire structurée et coordonnée. L'étude des mécanismes d'implantation tumorale ainsi que des particularités anatomiques du cerveau s'avère cruciale pour mieux appréhender leur évolution. Les avancées récentes en matière de traitements locaux (chirurgie, radiothérapie) et systémiques (immunothérapie, thérapies ciblées) ont significativement modifié le pronostic de ces patients. Dans ce contexte, la mise en place d'une stratégie thérapeutique intégrée, individualisée et fondée sur une évaluation précise de chaque cas, est essentielle pour améliorer à la fois la survie globale et la qualité de vie.

1.1. Principe et modalités de la radiothérapie stéréotaxique

La **radiothérapie stéréotaxique (SRT)** : est une technique de radiothérapie externe de très haute précision, consistant à délivrer de fortes doses de rayonnements ionisants sur une zone tumorale ciblée de petite taille, tout en préservant les tissus sains avoisinants. Elle repose sur l'utilisation de multiples faisceaux de photons de petit champ souvent non coplanaires, qui convergent vers le volume tumoral avec une précision millimétrique [1]. Cette méthode permet une distribution de dose hautement conforme avec un déclin rapide de la dose en dehors du volume cible . [2]. Cette technique exige un repérage stéréotaxique rigoureux, une immobilisation stricte du patient pour minimiser les mouvements, ainsi qu'une délimitation précise des volumes cibles, conformément aux recommandations internationales [1, 2].

Initialement utilisée pour les lésions intracrâniennes, la radiothérapie stéréotaxique s'est étendue aux localisations extracrâniennes (poumon, foie, prostate, os), montrant une efficacité notable, parfois curative pour de petites tumeurs. [2].

Parmi les différentes modalités de radiothérapie stéréotaxique, on distingue :

- **La radiochirurgie stéréotaxique (SRS)** : traitement non invasif, réalisé en une seule séance, délivrant une dose très élevée (souvent supérieure à 11 Gy) [10]avec une extrême précision. Elle est principalement indiquée pour les petites lésions intracrâniennes, les tumeurs bénignes et certaines pathologies fonctionnelles.
- **La radiothérapie stéréotaxique (SRT)** : administration d'une forte dose en 3 à 10 fractions, adaptée aux grosses tumeurs ou aux lits tumoraux post-résection, permettant un meilleur contrôle local tout en réduisant la toxicité par rapport à l'irradiation encéphalique totale (WBRT).[10]

1.2. Planification de traitement en radiothérapie stéréotaxique :

La radiothérapie stéréotaxique nécessite une planification rigoureuse pour garantir l'efficacité et la sécurité du traitement. Cette planification repose sur trois éléments essentiels : la définition précise des volumes cibles, le choix des techniques de traitement adaptées, et la prise en compte des organes à risque. Chacun de ces aspects joue un rôle clé dans l'optimisation des résultats et la protection du patient.

1.2.1. Définition des volumes cibles selon ICRU 91 :

Le nouvel ICRU 91, dédié aux irradiations stéréotaxiques, s'inscrit en cohérence avec les rapports ICRU précédents [ICRU 50, 1993 ; ICRU 62, 1999 ; ICRU 83, 2010]. Il recommande l'utilisation des volumes pour la prescription ainsi que pour le rapport ou relevé de dose, en conservant les définitions classiques des volumes cibles et des organes à risque : GTV, CTV, PTV .

- GTV (Gross Tumor Volume) : c'est le volume tumoral brut, correspondant à la masse tumorale visible et identifiable sur les images médicales (scanner, IRM, PET). Il représente la tumeur macroscopique détectable.

- CTV (Clinical Target Volume) : ce volume inclut le GTV ainsi qu'une marge pour couvrir les extensions microscopiques potentielles de la tumeur qui ne sont pas visibles à l'imagerie, mais qui doivent être irradiées pour assurer un contrôle local optimal. Cependant, dans le cas spécifique des tumeurs cérébrales traitées par radiothérapie stéréotaxique (SRS), le rapport ICRU 91 souligne que l'ajout d'une marge CTV autour du GTV n'est généralement pas nécessaire. En effet, même une

marge aussi petite que 1 mm pour des tumeurs de moins de 1 cm de diamètre peut entraîner une expansion importante du volume traité, incluant autant de tissu sain que de tissu tumoral, ce qui augmente le risque de complications liées au traitement. De ce fait, souvent le GTV et le CTV sont considérés comme identiques, notamment selon les recommandations de l'AAPM TG 101 (2010).

— Le PTV (Planning Target Volume) est un concept géométrique utilisé en radiothérapie pour garantir que la dose prescrite soit effectivement délivrée au volume cible clinique (CTV), malgré les incertitudes liées aux mouvements internes des organes et aux erreurs de positionnement du patient et de l'équipement.

1.2.2. Évolution des méthodes de prescription selon les rapports ICRU :

La prescription de dose en radiothérapie intracrânienne stéréotaxique est le résultat d'un processus pluridisciplinaire complexe, intégrant la nature de la pathologie, la localisation et la taille des lésions. L'évolution des méthodes de prescription selon les rapports ICRU reflète l'adaptation progressive des recommandations aux avancées technologiques et aux nouvelles modalités de traitement, passant d'une prescription en un point unique (ICRU 50) à une prescription volumétrique plus précise et adaptée aux distributions de dose hétérogènes.

Le rapport ICRU 91 recommande de prescrire la dose sur le volume du PTV, en choisissant une isodose de surface (par exemple, couvrant 95 % du PTV) qui assure la meilleure couverture possible, adaptée à la proximité des organes à risque. Il est toléré que certaines zones périphériques du PTV reçoivent une dose inférieure à la dose prescrite lorsque des OAR critiques sont à proximité (exemple : moelle épinière en irradiation rachidienne stéréotaxique). Le niveau exact de l'isodose de surface pour la prescription n'est pas fixé par l'ICRU 91 et dépend souvent des pratiques cliniques associées aux équipements utilisés : par exemple, le GammaKnife prescrit fréquemment sur l'isodose 50%, le CyberKnife sur l'isodose 80%, tandis que les accélérateurs linéaires conventionnels présentent une plus grande diversité.[10]

1.2.3. Les techniques de traitement :

Les principales techniques utilisées avec l'accélérateur linéaire en radiothérapie stéréotaxique sont l'Arcthérapie dynamique conformationnelle (DCAT) et l'Arcthérapie volumétrique modulée (VMAT)

La radiothérapie volumétrique modulée par arc : (VMAT) est une technique avancée de radiothérapie externe qui délivre la dose de rayonnement de manière continue

pendant une rotation complète à 360° de l'appareil autour du patient. Contrairement aux méthodes classiques où le faisceau est arrêté à certains angles précis, la VMAT ajuste en temps réel la forme du faisceau grâce au déplacement dynamique des lames mutilâmes (MLC), la vitesse de rotation du gantry, ainsi que le débit de dose, afin d'adapter précisément la dose à la forme complexe de la tumeur tout en épargnant au maximum les tissus sains environnants[9].

La radiothérapie conformationnelle à arc dynamique (DCAT) : La radiothérapie conformationnelle à arc dynamique (DCAT) est une technique de traitement par irradiation où le bras rotatif de l'accélérateur effectue une rotation complète à 360° autour de l'isocentre. Pendant cette rotation, les collimateurs multilames mobiles (MLC) ajustent en continu leur ouverture pour épouser précisément la forme du volume cible (PTV). Ce réglage progressif et synchronisé des lames permet d'adapter la surface irradiée à la morphologie de la tumeur tout au long de l'arc, minimisant ainsi l'exposition des tissus sains environnants.[11].

Cette méthode combine la précision des faisceaux conformationnels avec l'efficacité d'une irradiation en arc, assurant une distribution homogène de la dose à la périphérie de la cible. La planification repose souvent sur une approche itérative (planification directe), où les paramètres tels que l'angle du faisceau et la forme des MLC sont ajustés pour obtenir un plan optimal.

1.3. Évaluation des plans de traitement en radiothérapie stéréotaxique :

L'évaluation des plans de traitement en radiothérapie stéréotaxique est une étape cruciale pour garantir l'efficacité et la sécurité du traitement. Cette évaluation repose principalement sur des analyses dosimétriques précises, des critères cliniques et des méthodes de validation rigoureuses.

1.3.1. Evaluation qualitative et quantitative :

Évaluation qualitative : Cette étape repose principalement sur l'analyse de la distribution de dose et l'examen des courbes isodoses. Elle est essentielle pour s'assurer que la dose prescrite est bien conformée au volume cible planifié (PTV), tout en limitant l'irradiation des tissus sains environnants. Les critères clés de cette évaluation comprennent notamment la conformité, l'homogénéité et la couverture du volume cible.

Évaluation quantitative : Elles s'appuient principalement sur les histogrammes dose-volume (DVH), utiles pour évaluer la couverture tumorale et la préservation des tissus

sains, mais leur caractère unidimensionnel fait perdre les informations spatiales de la distribution de dose. Pour pallier cette limitation, plusieurs indices dosimétriques complémentaires sont utilisés dans l'évaluation des plans de traitement.

1.3.2. Analyse des indices dosimétriques :

L'évaluation des indices dosimétriques repose sur l'utilisation d'outils avancés tels que les histogrammes dose-volume (DVH) et des logiciels spécialisés. Ces outils permettent de quantifier la distribution de la dose au sein du volume cible et des organes à risque, facilitant ainsi l'optimisation des plans de traitement.

Les indices de RTOG : Le groupe d'oncologie e la radiothérapie (RTOG) a été le premier à proposer le concept d'indice de conformité dans ses lignes directrices[14]. Ils ont proposé trois indices largement utilisés pour décrire la qualité des plans de radiothérapie stériotaxique (SRT).

a) **Indice de conformité IC** :est un outil utilisé en radiothérapie externe pour évaluer la qualité de la conformation du traitement, c'est-à-dire la correspondance entre le volume irradié et le volume cible.

$$\text{Indice de Conformité} = \frac{VRI}{TV} \textbf{ (voir [14])} \tag{1.1}$$

— **TV** : Volume cible (*Target Volume*)
— **PIV** : Volume de l'isodose de prescription (*Prescription Isodose Volume*)

Bien que la valeur idéale de l'indice de conformation du RTOG soit 1, rarement atteinte en pratique clinique, son interprétation reste simple grâce aux plages de valeurs recommandées résumées dans le tableau ci-dessous.

Valeur de l'indice	**Interprétation**
Entre 1 et 2	Plan de traitement respecté
Entre 0,9 et 1 ou 2 à 2,5	Légère déviation
$< 0{,}9$ ou $> 2{,}5$	Déviation majeure

Table 1.1 – Interprétation des valeurs de l'indice de conformité(ICRTOG)

Cet indice de conformité présente cependant un défaut majeur. En aucun cas, il ne tient compte du degré d'intersection spatiale des deux volumes ni de leurs formes. À l'extrême, il pourrait être égal à 1 alors que ces deux volumes sont à distance l'un de l'autre et de formes totalement différentes.voire figure 1.1

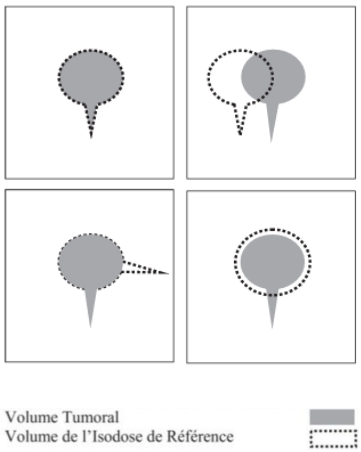

FIGURE 1.1 – Quatre possibilités pour lesquelles le rapport VIR/VT est égal à 1(index proposé par le RTOG)

b) **Indice de couverture** : L'indice de couverture, noté Q_{RTOG}, est un paramètre utilisé en radiothérapie pour évaluer la qualité de la couverture du volume cible par la dose prescrite. Il est défini par la formule :

$$\text{Indice de Couverture} = \frac{Imin}{RI} \textbf{ (voir [14])} \tag{1.2}$$

— **Imin** : isodose minimale entourant le volume cible
— **RI** : isodose de référence.

Pour l'indice de couvertur si l'isodose 90 % couvre toute la lésion tumorale, le traitement sera reconnu comme protocolaire.Si l'isodose 80 % couvre toute la lésion, la déviation sera considérée comme mineure.En revanche si l'isodose 80 % ne permet pas de couvrir la totalité de la lésion,la déviation sera majeure.[14]

c) **Indice d'homogénéité** : est un paramètre dosimétrique utilisé en radiothérapie pour évaluer l'uniformité de la distribution de la dose à l'intérieur du volume cible . Il permet de quantifier à quel point la dose délivrée est homogène, c'est-à-dire si toutes les parties du volume cible reçoivent une dose similaire, ou s'il existe des zones de sous-dosage ou de surdosage.

$$\text{Indice d'homogénéité} = \frac{Imax}{RI} \textbf{ (voir [14])} \tag{1.3}$$

— **Imax** : isodose maximale entourant le volume cible.
— **RI** : isodose de référence.

Pourl'indice d'homogénéité ,si celui-ci est inférieur ou égale à 2 le protocole est respecté.Si l'indice est entre 2 et 2,5 la déviation du protocole est mineure. En revanche, en cas de dépassement de 2,5 la déviation est majeure mais toutefois considérée comme acceptable.

Les indices proposés par Paddick :Parmi les indices d'évaluation de la conformation de dose autour du PTV, l'ICRU 91 recommande l'indice de Paddick [15], qui améliore celui du RTOG en intégrant le chevauchement entre le volume cible et l'isodose de prescription, offrant ainsi une évaluation plus rigoureuse de la conformation spatiale.

a) **CI Paddick** : L'indice de conformité de Paddick est une mesure quantitative et objective de la qualité de la conformation d'un plan de traitement en radiochirurgie. Il évalue dans quelle mesure la distribution de dose épouse à la fois la forme et la taille du volume cible, tout en minimisant l'irradiation inutile des tissus sains environnants. [15]

$$\text{Indice de conformité} = \frac{(TV_{\text{PIV}})^2}{TV \times PIV} \textbf{ (voir [15])} \tag{1.4}$$

— **TV** : Volume cible (*Target Volume*)

— **PIV** : Volume de l'isodose de prescription (*Prescription Isodose Volume*)

— $\mathbf{TV_{PIV}}$: Volume du recouvrement entre le volume cible et le volume de l'isodose de prescription (c'est-à-dire la partie du volume cible effectivement couverte par la dose prescrite)

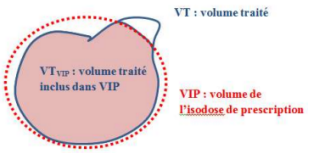

FIGURE 1.2 – Volumes VT, VIP et VTVIP

Cet indice de conformation évalue uniquement la dose au niveau de l'isodose de prescription, mais il serait pertinent de considérer également la décroissance de dose au-delà de cette isodose pour une évaluation plus complète.C'est pourquoi Paddick a également introduit un second indicateur, appelé indice de gradient.

b) **(GI Paddick)** : L'indice de gradient de Paddick est le volume de l'isodose 50 % de l'isodose de prescription (VIP1/2) divisé par le volume de l'isodose de prescription (VIP) [Paddick, 2006] est un outil puissant qui permet de mesurer objectivement la diminution de la dose à l'extérieur du PTV :

$$GI_{\text{Paddick}} = \frac{PIV_{\text{half}}}{PIV} \textbf{(voir [15])} \tag{1.5}$$

— **PIV** : Volume de l'isodose de prescription (*Prescription Isodose Volume*)

— $\mathbf{PIV}_{\text{half}}$: Volume de la moitié de l'isodose de prescription

L'indice de gradient, introduit par Paddick, permet d'évaluer la pente de décroissance de la dose en dehors du volume cible, comme l'illustre la figure ci-dessus.

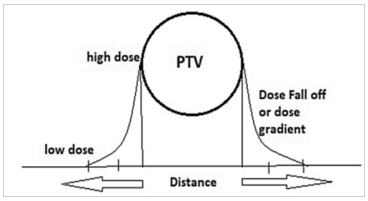

FIGURE 1.3 – Figure illustrant le gradient de dose à l'extérieur du PTV

Un IG proche de 1 traduit une chute de dose très abrupte et donc une excellente protection des tissus sains autour de la cible. En pratique, pour une lésion unique traitée par radiochirurgie stéréotaxique, un IG inférieur à 3 est considéré comme acceptable. Il n'existe cependant pas de consensus pour les valeurs optimales de l'IG lors du traitement de plusieurs lésions simultanées. À noter que l'IG ne peut pas être disponible[16] si les lésions sont très proches et que les volumes d'isodose à 50 % se chevauchent.

Les Indices d'homogénéité proposés par l'ICRU 83 : L'ICRU 83 a introduit un nouvel indice d'homogénéité, plus adapté que celui du RTOG, qui se base uniquement sur la dose maximale. Ce dernier ne reflète pas fidèlement la distribution globale de dose, surtout avec des techniques avancées comme l'IMRT, où la répartition est plus complexe.

$$HI = \frac{D_{2\%} - D_{98\%}}{D_{50\%}} \textbf{(voir [17])} \tag{1.6}$$

$D_{X\%}$ indique la dose recouvrant $X\%$ du volume du PTV.

— Un HI proche de zéro indique une distribution de dose très homogène, c'est-à-dire que la dose reçue est presque uniforme dans tout le volume cible.

— Plus l'indice est élevé, plus la dose est hétérogène ce qui peut signifier des zones de sous-dosage ou de surdosage dans la tumeur, pouvant affecter l'efficacité du traitement ou augmenter les effets secondaires.

Chapitre 2

Matériels et méthodes

Dans ce chapitre, nous présentons la méthodologie adoptée pour comparer les performances dosimétriques des versions 3.0 et 4.0 du TPS Brainlab Elements – Multiple Brain Mets SRS, appliqué au traitement de patients présentant des métastases cérébrales multiples. L'étude a été menée au sein du service de radiothérapie de l'Hôpital Chahids Mahmoudi de Tizi Ouzou, en s'appuyant sur la replanification de cas cliniques à partir d'images scanner et IRM fusionnées. L'analyse a porté sur plusieurs paramètres dosimétriques, notamment la couverture, la conformité et le gradient de dose. Les sections suivantes détaillent les outils utilisés, les étapes de planification, ainsi que les critères d'évaluation retenus.

2.1 Sélection des cas cliniques

Pour réaliser cette étude comparative entre les versions 3.0 et 4.0 du TPS Elements Multiple Brain Mets de Brainlab, nous avons sélectionné rétrospectivement un échantillon de 13 patients à partir de la base de données du service de radiothérapie. Tous étaient atteints de métastases cérébrales multiples et ont été traités entre 2020 et 2024. Chaque patient avait bénéficié d'une planification initiale sur le système Eclipse (Varian), validée cliniquement, qui a servi de référence dans notre analyse.

Les principales caractéristiques cliniques des patients inclus sont présentées dans le tableau de la page suivante :

Caractéristique	**Valeur / Distribution**
Nombre total de patients	13
Âge médian	52 ans
Sexe	8 hommes / 5 femmes
Histologie des métastases	Poumon : 8 patients (61,5%)
	Sein : 3 patients (23,1%)
	Rein : 2 patients (15,4%).
Dose prescrite	30 Gy en 5 fractions : 8 patients
	33 Gy en 3 fractions : 4 patients
	20 Gy en 5 fractions : 1 patient
Isodose de prescription (en %)	Entre 80 % et 95 %
Volume PTV médian	16,75 cm^3

TABLE 2.1 – Caractéristiques cliniques des patients inclus dans l'étude

2.2 Outils et systèmes utilisés pour la planification :

2.2.1. Équipements utilisés :

Les traitements de radiothérapie stéréotaxique ont été réalisés à l'aide d'un accélérateur linéaire (LINAC) Varian Clinac IX, délivrant des photons X d'une énergie de 6 MV. Cet appareil est équipé d'une table de traitement robotisée 6D (Brainlab), offrant six degrés de liberté, ainsi que d'un collimateur multilames (MLC Millennium) à 120 lames, réparties en 60 lames de 1 cm et 60 lames de 0,5 cm d'épaisseur.

Le positionnement précis des patients était assuré par le système ExacTrac X-ray 6D de Brainlab, qui associe deux tubes radiographiques kV au sol à deux capteurs plans au plafond, permettant l'acquisition d'images en temps réel et le repositionnement automatique de la table. Ce dispositif garantit une précision de positionnement infra-millimétrique.

FIGURE 2.1 – Accélérateur linéaire (LINAC) Varian Clinac IX.

L'immobilisation des patients était assurée à l'aide d'un masque thermoplastique Brainlab englobant la tête et les épaules, afin de minimiser les mouvements et d'optimiser la reproductibilité du positionnement.

La planification du traitement reposait sur la fusion des images de tomodensitométrie (avec une épaisseur de coupe de 1,25 mm) et d'IRM, effectuée via le module dédié du TPS *Elements* (Brainlab). Le contourage des volumes cibles et des organes à risque était réalisé avec précision, en s'appuyant sur le système d'immobilisation et le guidage ExacTrac, permettant l'application de marges réduites de 1 à 2 mm entre le CTV et le PTV.

2.2.2. Systèmes de planification :

La planification des traitements comparée dans cette étude a été entièrement réalisée à l'aide du module Elements Multiple Brain Mets de Brainlab, dans ses versions 3.0 et 4.0, spécifiquement conçu pour la radiothérapie stéréotaxique des métastases cérébrales multiples.

Le TPS Brainlab Elements est une plateforme de planification de traitement dédiée à la radiochirurgie crânienne et à la radiothérapie stéréotaxique, offrant des workflows spécifiques pour des indications précises. Il intègre des outils avancés pour la fusion d'images, la délimitation des volumes cibles et la génération automatisée de plans de traitement conformes. Brainlab Elements Multiple Brain Mets offre une solution efficace

et automatisée pour la gestion complexe des métastases cérébrales multiples, adaptée aux exigences cliniques actuelles de rapidité, précision et personnalisation des traitements.

2.3 Planification des plans de traitement :

Les images scanner et IRM des patients ont été fusionnées à l'aide de recalages rigide pour garantir une précision anatomique optimale. Les volumes cibles et les organes à risque ont été segmentés de manière semi-automatique, facilitant un contournage homogène. Un modèle tissulaire synthétique a ensuite été généré automatiquement à partir d'une bibliothèque anatomique, améliorant la qualité de la planification. Toutes les lésions ont été planifiées avec un isocentre unique et selon un protocole clinique prédéfini, intégrant les paramètres dosimétriques et géométriques, ainsi que trois configurations d'irradiation (3, 5 et 7 arcs). Les plans ont été optimisés à l'aide du TPS Brainlab Elements – Multiple Brain Mets SRS, utilisant des arcs dynamiques conformés (DCA) et l'algorithme Pencil Beam. La version 3.0 répartit les cibles et ajuste les MU, tandis que la version 4.0 introduit un mode hybride DCA/VMAT, offrant une optimisation plus fine, particulièrement adaptée aux cas complexes.

2.4 Analyse et validation dosimétrique

Après calcul de dose, les isodoses sont visualisées et les critères dosimétriques (couverture, conformité, gradient de dose, respect des contraintes sur les organes à risque) sont analysés. Cette étape permet de valider la qualité du plan avant son exportation vers l'accélérateur linéaire pour traitement. Les contraintes de dose pour les organes à risque concernés sont présentées dans le tableau ci-dessous pour les traitements hypo-fractionnés en 3 et 5 fractions.

Organe à risque	**3 fractions**	**5 fractions**
Cerveau	$V_{24\,\mathrm{Gy}} \leq 10\,\mathrm{cm}^3$	$V_{30\,\mathrm{Gy}} \leq 10\,\mathrm{cm}^3$
Chiasma	$D_{\max} \leq 17\,\mathrm{Gy}$	$D_{\max} \leq 25\,\mathrm{Gy}$
Cochlée	$D_{\max} \leq 17\,\mathrm{Gy}$	$D_{\max} \leq 25\,\mathrm{Gy}$
Cristallin	$D_{\max} \leq 5\,\mathrm{Gy}$	$D_{\max} \leq 6\,\mathrm{Gy}$
Nerf optique	$D_{\max} \leq 17\,\mathrm{Gy}$	$D_{\max} \leq 25\,\mathrm{Gy}$
Tronc cérébral	$D_{\max} \leq 23\,\mathrm{Gy}$	$D_{\max} \leq 31\,\mathrm{Gy}$
Œil	$D_{\max} \leq 17\,\mathrm{Gy}$	$D_{\max} \leq 25\,\mathrm{Gy}$

TABLE 2.2 – Contraintes de dose pour les organes à risque selon le nombre de fractions

2.5 Répartition des patients selon les critères de Classification

Afin de garantir une analyse comparative pertinente entre les plans générés à l'aide des versions 3.0 et 4.0 du TPS Elements de Brainlab, une classification rigoureuse des patients a été réalisée. Cette stratification repose sur des critères cliniques et dosimétriques directement liés à la complexité du traitement des métastases cérébrales multiples. Les trois critères principaux retenus sont les suivants :

— Le nombre de métastases traitées
— Le volume tumoral total (volume PTV)
— La distance moyenne des cibles par rapport à l'isocentre

Cette approche permet d'assurer une répartition équilibrée des patients dans les différents groupes comparés et d'analyser l'influence de ces paramètres sur la qualité dosimétrique des plans. La répartition des patients dans la cohorte étudiée selon ces critères est détaillée dans les graphiques ci-dessous.

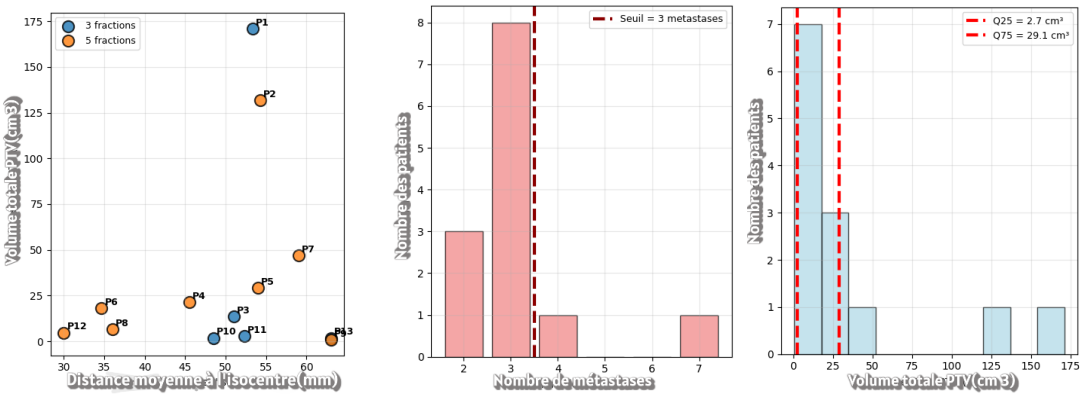

FIGURE 2.2 – Caractéristiques spatiales et volumétriques des métastases cérébrales traitées.

2.6 Méthode d'analyse des données :

Afin de comparer les performances dosimétriques entre les deux versions du TPS Brainlab, une analyse statistique a été réalisée à l'aide du test de Wilcoxon Par ailleurs, des analyses de corrélation ont été menées à l'aide des coefficients de Pearson, afin d'explorer les relations entre les différents paramètres d'évaluation utilisés dans la comparaison dosimétrique des deux versions.

Chapitre 3

Résultats et discussion :

Dans ce chapitre, nous comparons les versions 3.0 et 4.0 du TPS Brainlab Elements pour le traitement des métastases cérébrales multiples. Pour chaque patient (n = 13), trois plans par version ont été générés avec 3, 5 et 7 arcs non coplanaires, afin d'évaluer l'influence du nombre d'arcs sur la qualité dosimétrique. Les principaux paramètres analysés incluent les paramaitres de distribution de dose , les indices de conformité , gradient et d'homogénéité, ainsi que les volumes de cerveau sain recevant V24Gy, V28.8Gy et V30Gy. Le nombre d'unités moniteurs (UM). Enfin, des analyses de corrélation (Pearson) ont été réalisées entre les différents paramètres pour mieux comprendre les liens entre couverture, complexité technique et efficacité des plans.

3.1 Évaluation des Indices de Qualité Dosimétrique :

Dans cette section, nous procédons à l'analyse comparative de plusieurs indices dosimétriques essentiels à l'évaluation de la qualité des plans de traitement en fonction du nombre d'arcs (3, 5 et 7) ainsi que les différences entre les versions 3 et 4 du système de planification Brainlab.

3.1.1. Analyse de l'Indice de Gradient de paddick :

Config.	V3 μ	V3 Med	V3 σ	V4 μ	V4 Med	V4 σ	p-value
3 arcs	3.95	3.90	0.57	3.16	3.00	0.71	0.0012
5 arcs	3.72	3.60	0.61	3.01	2.89	0.75	0.0012
7 arcs	3.53	3.50	0.64	2.75	2.56	0.86	0.0017

TABLE 3.1 – Comparaison de l'indice de gradient entre version 3 et 4 du logiciel brainlab par configuration d'arcs .

Différence statistiquement significative ($p < 0{,}05$) **σ** : écart type **Med** : médiane . **μ** : moyenne . **V3 et V4** : version 3 et version 4

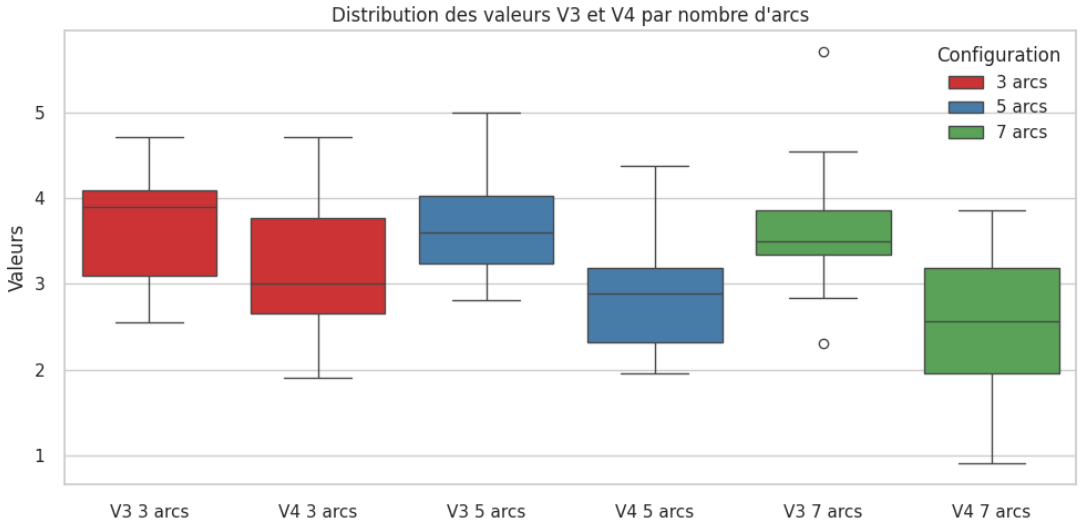

FIGURE 3.1 – Variation des valeurs de l'indice de gradient de la version (V3) et version (V4) en fonction du nombre d'arcs.

La figure ci-dessus représente, sous forme de **boîtes à moustaches (boxplots)**, la distribution des valeurs de l'indice de gradient (IG) pour deux versions du système de planification (Brainlab V3 et V4), en fonction du nombre d'arcs utilisés (3, 5 et 7). Chaque boîte illustre la dispersion des données : la **médiane** (trait central), les **quartiles** Q_1 et Q_3 (bords de la boîte), les **moustaches** (extrémités des valeurs non aberrantes) et les **outliers** (valeurs extrêmes).

À ces données graphiques s'ajoute un **tableau statistique comparatif**. Ces résultats montrent que la version **V4 permet systématiquement une réduction de l'IG**, avec des valeurs moyennes et médianes inférieures à celles de la V3, quel que soit le nombre d'arcs. Cette amélioration est **statistiquement significative** ($p < 0{,}01$ dans tous les cas). Il est également notable que **plus le nombre d'arcs augmente**, plus l'indice de

gradient diminue, traduisant une **meilleure concentration de la dose autour de la cible**, ce qui est favorable en radiothérapie stéréotaxique.

Par ailleurs, ces valeurs peuvent être comparées à la **valeur de référence idéale** de l'indice de gradient, généralement fixée à **3** pour un plan optimisé. On observe que la version V3 dépasse souvent cette valeur, surtout avec 3 ou 5 arcs, tandis que la version V4 tend à s'en rapprocher ou à la franchir favorablement, notamment avec 7 arcs ($\mu = 2{,}75$, Med = 2,56). Cela démontre l'intérêt de la V4 pour **atteindre les critères de qualité attendus**.

Cette diminution de l'indice de gradient s'explique notamment par l'optimisation 4π intégrée à la V4 : elle explore automatiquement la sphère complète des angles (gantry, table, collimateur), afin de maximiser la dose sur la tumeur et de minimiser la dispersion vers les tissus sains.De plus, l'association de plusieurs arcs non coplanaires optimisés via 4π permet d'augmenter la pente de décroissance de dose en périphérie, ce qui se traduit par une réduction encore plus grande de l'IG à mesure que le nombre d'arcs croît.

Cependant, quelques **cas particuliers** méritent une attention spécifique (voir annexe 3.8"). Par exemple, le **patient P9** présente des valeurs d'IG très proches entre les deux versions, ce qui peut s'expliquer par une **anatomie simple** ou une **planification déjà bien optimisée** avec la version 3, limitant ainsi le gain potentiel avec la V4. À l'inverse, le **patient P2** montre un indice de gradient **paradoxalement plus élevé avec la version 4**, ce qui peut sembler contre-intuitif. Ce résultat s'explique par la **très petite taille de la cible** $V = 0{,}802$ cc (min : 0,08 cc, max : 0,538 cc), qui rend le calcul de dose en périphérie **plus sensible aux différences d'algorithmes**. En effet, la version 4, fondée sur un **modèle physique plus précis**, modélise plus finement la **diffusion de la dose hors cible**, tandis que la version 3 tend à la sous-estimer. Ce cas met en évidence l'influence des **caractéristiques anatomiques et dosimétriques propres à chaque patient** dans l'évaluation des performances entre les deux systèmes.

3.1.2. Analyse de l'Indice de Conformité de paddick :

Config.	V3 μ	V3 Med	V3 σ	V4 μ	V4 Med	V4 σ	p-value
3 arcs	1.611	1.440	0.534	1.224	1.19	0.096	0.0012
5 arcs	1.521	1.420	0.601	1.222	1.19	0.085	0.0056
7 arcs	1.509	1.350	0.504	1.215	1.19	0.086	0.0024

TABLE 3.2 – Comparaison de l'indice de conformité entre la version 3 et la version 4 par configuration d'arc

Différence statistiquement significative (p < 0,05) **σ** : écart type **Med** : médiane . **μ** : moyenne . **V3 et V4** : version 3 et version 4

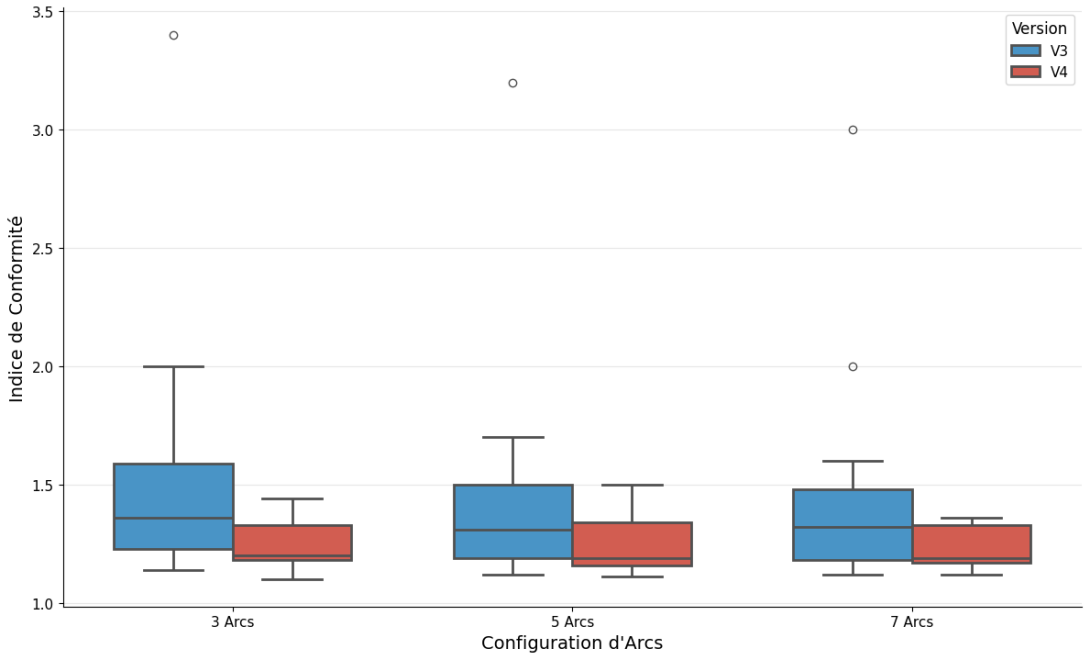

FIGURE 3.2 – Variation de l'indice de conformité de paddick en fonction nombre d'arcs pour (V3 vs V4)

Le graphique et le tableau montrent que, pour chaque configuration (3, 5 ou 7 arcs), l'indice de conformité (IC) moyen et médian est systématiquement plus faible avec la version V4 (≈ 1.22 / 1.19), comparé à la version V3 (≈ 1.51–1.61 / 1.35–1.44). On observe également une nette réduction de l'écart type (≈ 0.09 contre ≈ 0.50–0.60) , ce qui témoigne de plans plus reproductibles. Ces différences sont statistiquement hautement significatives ($p < 0{,}01$) et se retrouvent également pour l'indice de gradient (IG).

Le même raisonnement s'applique à l'indice de gradient : l'optimisation 4π, en élargissant l'espace angulaire exploité, permet de mieux concentrer la dose sur la cible, réduisant ainsi

la dose aux structures saines avoisinantes. Cela conduit à des valeurs d'IG plus faibles, tout en assurant une meilleure reproductibilité des plans.

Globalement, les résultats montrent que la version 4 offre de meilleures performances en termes d'indice de conformité par rapport à la version 3 . Toutefois, l'évolution de l'indice de conformité en fonction du nombre d'arcs n'est pas linéaire ni monotone.(voir annexe 3.8") En effet, des configurations à 3 ou 7 arcs peuvent dans certains cas offrir une optimisation supérieure à celle obtenue avec 5 arcs, ce qui souligne l'importance d'une approche individualisée dans le choix des paramètres de planification, en tenant compte des spécificités anatomiques de chaque patient.

3.1.3. Analyse de l'Indice d'homogénéité proposer par ICRU83 :

Configuration	V3 μ	V3 Med	V3 σ	V4 μ	V4 Med	V4 σ	p-value
3 arc	0.2439	0.2295	0.0736	0.1913	0.1913	0.0606	**0.0001**
5 arc	0.2359	0.2268	0.0923	0.1962	0.1934	0.0423	**0.0011**
7 arc	0.2365	0.2246	0.1054	0.1963	0.1935	0.0495	**0.0005**

TABLE 3.3 – Comparaison de IHicru83 (V3 vs V4) par configuration d'arc.
Différence statistiquement significative ($p < 0{,}05$) **σ** :écart type **Med** : mediane . **μ** : moyenne . **V3 et V4** : version 3 et version 4

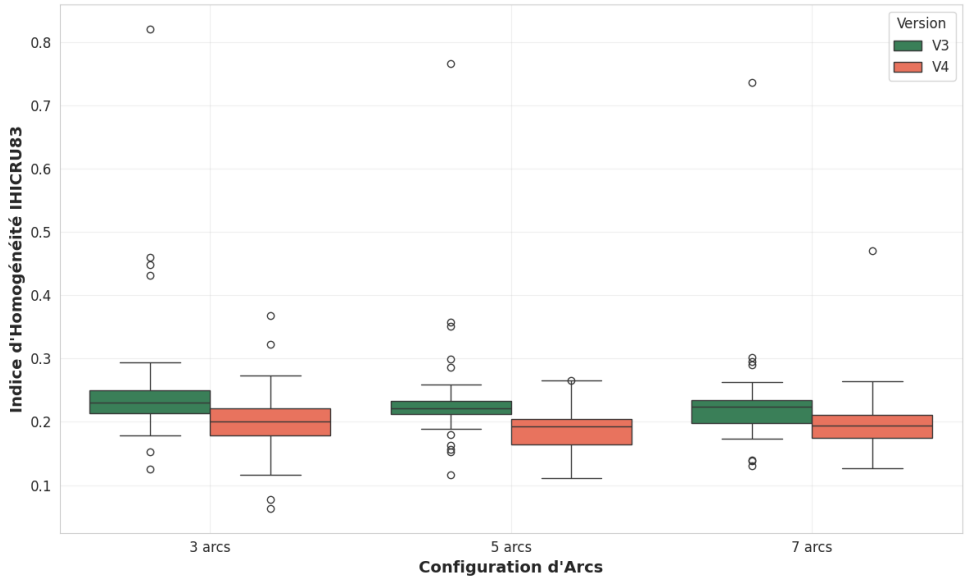

FIGURE 3.3 – Variation de IHicru83 V3 vs V4) par configuration d'arc .

Le graphique en boîte (figure ci-dessus) compare l'indice d'homogénéité (IH, selon ICRU 83) entre les versions 3 (V3) et 4 (V4) du TPS Brainlab pour trois configurations d'arcs (3, 5 et 7 arcs). Dans chaque configuration, la boîte représentant V4 est systématiquement située plus bas que celle de V3, indiquant une distribution de dose plus homogène

(les valeurs d'IH plus faibles proche de 0 ce qui est l'idéale). Les résultats du tableau correspondant confirment cette tendance : en configuration 3 arcs, l'IH moyen passe de 0,2439 (médiane 0,2295, écart-type 0,0736) à 0,1913 (médiane 0,1913, écart-type 0,0606), avec une différence hautement significative ($p = 0{,}0001$). Pour 5 arcs, l'IH moyen passe de 0,2359 à 0,1962 ($p = 0{,}0011$), et pour 7 arcs de 0,2365 à 0,1963 ($p = 0{,}0005$).

Ces résultats s'expliquent principalement par l'évolution de l'algorithme d'optimisation, à la précision accrue du calcul de dose, et à une meilleure modulation du faisceau. Ces améliorations permettent de répartir la dose de façon plus uniforme dans le volume cible, quelle que soit la complexité du plan (3, 5 ou 7 arcs), améliorant ainsi la qualité du traitement.

3.1.4. Analyse de l'Indice de couverture proposer par RTOG :

Configuration	Version	n	Moyenne ± ET	Médiane	Min - Max	p-valeur
3 arcs	Version 3	13	0,876 ± 0,051	0,880	0,800 - 0,980	0,0002*
	Version 4	13	0,896 ± 0,051	0,900	0,820 - 1,000	
5 arcs	Version 3	13	0,926 ± 0,055	0,930	0,810 - 1,000	0,0002*
	Version 4	13	0,946 ± 0,055	0,950	0,830 - 1,020	
7 arcs	Version 3	13	0,934 ± 0,053	0,930	0,850 - 1,000	0,0002*
	Version 4	13	0,954 ± 0,053	0,950	0,870 - 1,020	

TABLE 3.4 – Comparaison des performances entre les versions 3 et 4 selon le nombre d'arcs

Différence statistiquement significative (p < 0,05) ET :écart type

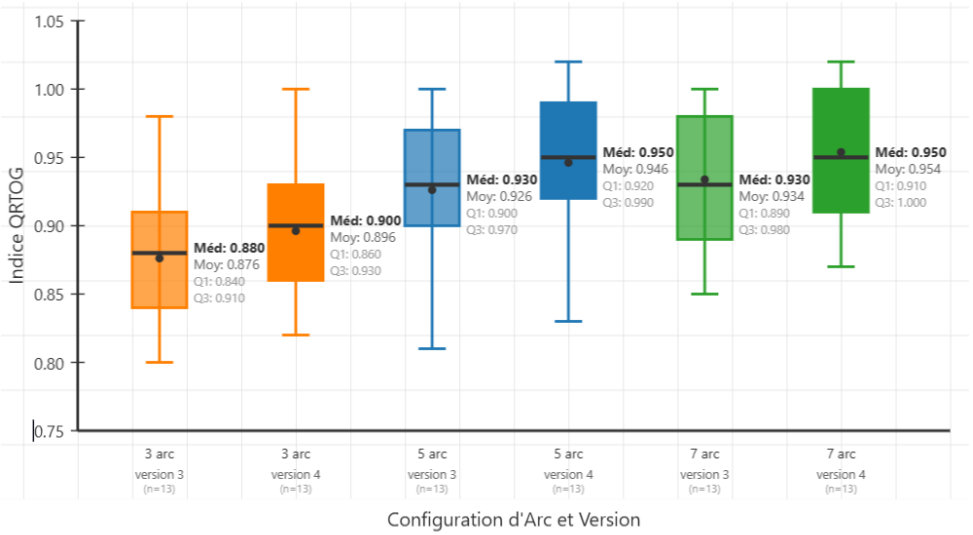

FIGURE 3.4 – Distribution des indices Q_{RTOG} par configuration d'arcs et version .

Le graphique en boîte présenté ci-dessus compare les valeurs de l'indice de couverture entre les versions 3 (V3) et 4 (V4) du TPS Brainlab, selon les configurations à 3, 5 et 7 arcs. Il révèle que Q_{RTOG} s'améliore systématiquement avec V4 : les médianes passent de 0,880 $\rightarrow$ 0,900 (3 arcs), de 0,930 $\rightarrow$ 0,950 (5 arcs) et de 0,930 $\rightarrow$ 0,950 (7 arcs), le test de Wilcoxon confirmant la significativité statistique de ces différences ($p = 0{,}0002$). Par ailleurs, la version 4 se rapproche de la valeur idéale (1), témoignant d'une couverture quasi parfaite. même si aucun plan n'atteint la perfection. Un $Q_{\mathrm{RTOG}} \geq 0{,}9$ est considéré comme acceptable, mais reste en dessous de l'idéal (1) [14].

Cette amélioration de l'indice de couverture observée avec Brainlab V4 s'explique physiquement par deux avancées majeures : d'une part, le lent découpage des arcs en segments pondérés (Segment Weight Optimization), qui ajuste le nombre des unités moniteurs délivrés selon l'angle du gantry pour compenser les variations géométriques source–cible ; d'autre part, l'optimisation segmentaire des formes MLC (Segment Shape Optimization), qui adapte la forme de chaque ouverture au contour projeté du PTV à un angle donné. Ces deux mécanismes synchronisés permettent à chaque arc de mieux couvrir les zones périphériques et de superposer les profils de dose de manière homogène. Par conséquent, L'ajout d'un arc supplémentaire renforce le maillage angulaire, comble les sous-dosage et améliore progressivement l'indice Q_{RTOG} dans la version 4 comparativement à la version 3 (augmentation du Q_{RTOG} de 0,880 à 0,900 pour 3 arcs, puis de 0,930 à 0,950 pour 5 et 7 arcs ; test de Wilcoxon, $p = 0{,}0002$).

Néanmoins, certains cas individuels méritent une attention particulière. Par exemple, le patient P9 (voir annexe 3.8") . le plan V4 présente un indice Q_{RTOG} de couverture inférieur à la version 3. Cette différence provient de la stratégie technique adoptée : la V4 utilise une approche hybride combinant VMAT pour une métastase et DCAT pour l'autre.

La moindre modularité du DCAT comparé au VMAT explique cette réduction de performance, particulièrement marquée pour les petits volumes cibles. La version 3, utilisant probablement le DCAT pour les deux lésions, permettait une distribution de dose plus symétrique et équilibrée.

3.2 Évaluation des Volumes Cérébraux sain Irradiés :

Cette section présente une analyse des volumes de cerveau sain irradié (V28.8 et V30) chez les patients traités en 5 fractions, selon le nombre d'arcs (3, 5 et 7). La comparaison entre les versions 3 et 4 du TPS brainlab a été effectuée à l'aide du test de Wilcoxon pour paires appariées. Les résultats sont illustrés par un tableau statistique .

Configuration	Volume (cc)	Version	Moyenne	Médiane	p-value
3 Arcs	V28.8	V3	2.751	1.517	
		V4	1.377	0.912	0.1235
	V30	V3	1.866	0.773	
		V4	0.659	0.612	0.0687
5 Arcs	V28.8	V3	1.823	1.251	
		V4	1.031	0.536	0.1235
	V30	V3	1.789	0.533	
		V4	0.505	0.118	0.0251
7 Arcs	V28.8	V3	1.110	0.512	
		V4	0.981	0.523	0.0357
	V30	V3	1.555	0.512	
		V4	0.464	0.118	0.0251

TABLE 3.5 – Statistiques comparatives des volume cérébraux sain irradiés par configuration d'arcs entre la version 3 et 4 du TPS Brainlab

D'après les résultats du tableau, les volumes de cerveau sain exposés à des doses élevées ($V_{28.8}$ et V_{30}) sont systématiquement plus faibles avec la version 4 du logiciel par rapport à la version 3, et ce pour toutes les configurations d'arcs (3, 5 et 7). Par exemple, pour une configuration à 5 arcs, le volume cérébral sain exposé à 30 Gy (V_{30}) passe en moyenne de 1,789 cm^3 en version 3 à 0,505 cm^3 en version 4, soit une réduction relative de plus de 71 %, avec une différence statistiquement significative ($p = 0{,}0251$). De même, pour 3 arcs, le V_{30} est réduit de 1,866 cm^3 à 0,659 cm^3 (réduction de 64,7 %), et le $V_{28.8}$ diminue de 2,751 cm^3 à 1,377 cm^3 (réduction de 49,9 %), même si ces différences ne sont pas statistiquement significatives ($p > 0{,}05$). Pour une version donnée, on observe également une amélioration progressive en fonction du nombre d'arcs. En version 4, le V_{30} moyen passe de 0,659 cm^3 avec 3 arcs, à 0,505 cm^3 avec 5 arcs, puis à 0,464 cm^3 avec 7 arcs, traduisant une réduction relative de 29,6 % entre 3 et 7 arcs. Le même comportement est observé pour le $V_{28.8}$, qui diminue de 1,377 cm^3 (3 arcs) à 0,981 cm^3 (7 arcs), soulignant l'effet bénéfique de l'augmentation de la complexité angulaire sur la limitation des volumes irradiés à haute dose.

Ce double gain dosimétrique résulte de deux améliorations majeures. D'une part, la version 4 intègre un algorithme 4π optimisé, capable d'ajuster plus finement les trajectoires non coplanaires tout en intégrant davantage les contraintes géométriques et les organes à risque. Cette évolution améliore la focalisation de la dose, limite sa diffusion dans les tissus sains et se traduit par de meilleures performances dosimétriques, notamment sur le gradient de dose, la conformité et l'indice de Paddick que nous avons trouvés comme résultats . [18]. D'autre part, l'ajout d'arcs supplémentaires augmente la diversité angulaire, renforce la convergence des faisceaux sur la cible, réduit les zones de surdosage (hotspots), et, selon nos observations, améliore également l'homogénéité intra-cible .

En complément de cette évaluation, les volumes recevant 24 Gy (V24) ont également été analysés pour les patients ayant bénéficié d'un fractionnement en 3 séances (soit 4 patients dans cette étude). Cette analyse vise à comparer les performances dosimétriques des deux versions du logiciel dans ce schéma thérapeutique spécifique en fonction de nombre d'arc.

Pour une meilleure visualisation, les résultats individuels des patients ont été représentés sous forme de graphiques en nuage de points (voir annexe 3.8"), illustrant directement les différences entre les deux versions. Le tableau statistique récapitulatif ainsi que les figures correspondantes sont présentés ci-dessous.

Arc	**Version**	**Moyenne**	**Médiane**	**p-value**	**Significatif**
3	V3	5.56	6.40	0.0625	Non
3	V4	3.79	3.63		
5	V3	5.51	6.06	0.0625	Non
5	V4	3.80	3.56		
7	V3	5.77	6.52	0.0625	Non
7	V4	3.60	3.26		

TABLE 3.6 – Comparaison des versions 3 et 4 par configuration d'arcs

Le tableau statistique basé sur le test de Wilcoxon compare les volumes de cerveau sain irradiés à 24 Gy (V24) entre la version 3 et la version 4 du logiciel, pour les configurations à 3, 5 et 7 arcs. La p-value est 0,0625 légèrement au-delà du seuil significatif de 0,05. En conclusion, aucune différence statistiquement significative n'est démontrée entre les deux versions du logiciel concernant ces volumes il n'y a donc pas de preuve formelle d'un effet systématique de la version 4 sur le V24.

Même si le test statistique de Wilcoxon ne montre pas de différence significative entre la version 3 et la version 4 du logiciel, l'analyse du graphique met en évidence une tendance intéressante : pour la majorité des patients, le volume du cerveau exposé à une dose élevée (V24) est plus faible avec la version 4, ce qui est bénéfique pour la protection du tissu sain. Cette tendance se reflète par la position de la plupart des points en dessous de la droite d'égalité sur le graphique. Toutefois, un cas particulier se détache nettement : le patient P1 présente, quel que soit le type d'arc utilisé, un volume irradié beaucoup plus élevé en version 4. Cette situation s'explique par le choix de la technique VMAT lors de la planification du traitement pour ce patient, qui présentait deux métastases et un volume tumoral total important.

Cette observation trouve un écho dans la littérature : bien que la VMAT offre une modulation fine autour des cibles, elle peut augmenter les volumes de cerveau sain exposés aux faibles et moyennes doses, notamment autour de V12. Par exemple, Jiang et al [19] rapportent que les plans DCAT présentent un V12Gy significativement plus faible que les plans VMAT. Bien que le V24 ne soit pas directement étudié dans cet article, les conclusions sur le V12 sont révélatrices d'un phénomène général : la VMAT en raison de sa nature volumétrique, peut entraîner une diffusion plus large de la dose dans le tissu sain, en particulier dans des cas de volumes tumoraux importants ou multiples — comme illustré chez le patient P1.

3.3 Évaluation des Unités Moniteur :

Dans cette section compare les unités moniteurs (UM) totales délivrées selon le nombre d'arcs (3, 5, 7) et la version du logiciel (V3 vs V4). Un test de Wilcoxon apparié a évalué la significativité des écarts. Les valeurs individuelles par patient sont représentées par des nuages de points pour visualiser directement les différences entre les deux versions.

Arcs	Stat.	V3 (UM)	V4 (UM)	Diff.	p-value	Sig.
3	M ± σ	11360 ± 3291	8430 ± 1931	2930 ± 3560	0.007	*
	Méd.	10314	8360	2954		
5	M ± σ	10147 ± 3165	8688 ± 2288	1459 ± 2839	0.012	*
	Méd.	10065	8790	1325		
7	M ± σ	10442 ± 3149	8595 ± 2127	1847 ± 3189	0.011	*
	Méd.	10550	8740	1810		

TABLE 3.7 – Comparaison des UM entre versions 3 et 4

* différence significative ($p < 0.05$) **Note :** • **M** : Moyenne • σ : Écart-type • **Méd.** : Médiane • **Diff.** : Différence (V3-V4)

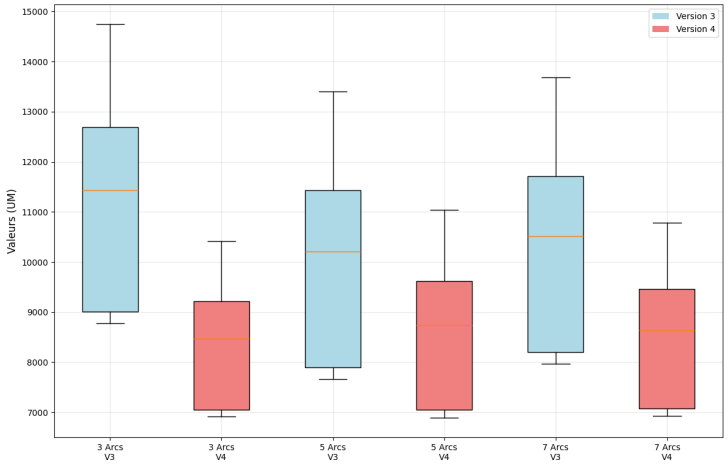

FIGURE 3.5 – Evolution des unité moniteur entre la version 3 et 4 en fonction de nombre d'arcs.

On observe que la version 4 délivre systématiquement moins d'unités moniteurs (UM) que la version 3, quelle que soit la configuration d'arcs. Cette réduction moyenne varie entre 1459 et 2930 UM selon les plans, avec une significativité statistique confirmée ($p < 0{,}05$), traduisant une nette amélioration de l'efficacité dosimétrique.

Le graphique en boîte renforce cette observation : les distributions d'UM de la version 3 (en bleu) sont toujours plus élevées et plus dispersées que celles de la version 4 (en rouge). Cette différence s'explique physiquement par une optimisation moins avancée dans la version 3, qui requiert davantage d'UM pour assurer la couverture tumorale, notamment en raison de trajectoires angulaires moins efficaces. À l'inverse, la version 4, grâce à l'optimisation 4Pi, propose des angles d'irradiation mieux répartis et mieux adaptés aux contraintes anatomiques, ce qui permet de concentrer la dose plus efficacement sur les cibles, de limiter les fuites vers les tissus sains, et donc de réduire le nombre d'UM. Cette réduction des UM se traduit directement par un temps de traitement plus court, ce qui améliore le confort du patient, diminue les risques de mouvements durant l'irradiation, et renforce la précision globale du traitement.

Par ailleurs, on constate que l'augmentation du nombre d'arcs influence différemment les deux versions : en version 3, les UM restent élevées et plus variables même avec 5 ou 7 arcs, traduisant un rendement angulaire moins maîtrisé. En revanche, en version 4, les UM tendent à se stabiliser au-delà de 5 arcs, suggérant une saturation du gain géométrique permis par l'optimisation 4Pi. Cela montre que le système exploite plus efficacement les ressources angulaires disponibles.

3.4 Évaluation des Paramètres de Distribution de Dose :

Dans cette section, nous procédons à une analyse comparative des paramètres dosimétriques essentiels, notamment la dose maximale ($D_{\max}$), la dose minimale ($D_{\min}$) et la dose moyenne (Dmoy). Cette évaluation porte sur des plans de traitement délivrés en 3 et 5 fractions, en fonction du nombre d'arcs utilisés (3, 5 et 7), et vise également à comparer les performances des versions 3 et 4 du système de planification Brainlab.

Nb. arcs	Param.	V3 (M±SD)	V4 (M±SD)	Diff.	p	Sig.
3	$D_{\max}$	36.14 ± 3.21	33.05 ± 2.98	-3.09	0.002	**
	D_{moy}	32.76 ± 2.87	30.84 ± 2.45	-1.92	0.018	*
	$D_{\min}$	26.82 ± 1.12	27.45 ± 1.67	+0.63	0.104	
5	$D_{\max}$	35.62 ± 3.45	33.91 ± 2.76	-1.71	0.032	*
	D_{moy}	32.34 ± 2.91	31.02 ± 2.53	-1.32	0.041	*
	$D_{\min}$	26.93 ± 1.24	27.68 ± 1.85	+0.75	0.049	*
7	$D_{\max}$	35.28 ± 3.67	33.17 ± 2.81	-2.11	0.006	**
	D_{moy}	32.18 ± 2.79	30.95 ± 2.38	-1.23	0.023	*
	$D_{\min}$	26.75 ± 1.35	27.52 ± 1.72	+0.77	0.038	*

TABLE 3.8 – Comparaison des paramètres dosimétrique entre versions 3 et 4 pour un traitement de 5 fraction

*** $p < 0.01$; * $p < 0.05$; NS = Non significatif ($p \geq 0.05$). M :moyenne ; SD :déviation standard ;sig :significativité*

En comparant les versions 3 et 4, on constate que $D_{\max}$ et D_{moy} diminuent systématiquement, tandis que $D_{\min}$ augmente, ce qui reflète une conformité accrue et une couverture tumorale améliorée, corroborée par un meilleur indice d'homogénéité $\text{IH}_{\text{ICRU83}}$ en version 4. Ces écarts sont particulièrement nets pour les configurations à 3 et 7 arcs, alors que la configuration à 5 arcs présente une progression moins régulière. Cela s'explique par la combinaison de deux phénomènes physiques : d'une part, chaque arc ajoute un angle de projection, répartissant la dose de façon plus uniforme autour du volume cible, ce qui a pour effet de réduire les zones de surdosage ($D_{\max}$) et de combler les zones sous-dosées ($D_{\min}$). D'autre part, la version 4 capitalise mieux sur ces degrés de liberté, modulant plus finement la fluence en fonction de l'angle, grâce à un algorithme optimisé. À 3 arcs, cette modulation conjointe permet d'abaisser efficacement les pics de dose tout en relevant les doses minimales ; à 5 arcs, l'ajout d'angles sans ajustement algorithmique engendre des chauvechements inutiles , créant des points chauds malgré la montée de $D_{\min}$; et à 7 arcs, la complexité est pleinement exploitée, aboutissant à un plan équilibré avec faible $D_{\max}$ et D_{moy} et haut $D_{\min}$. Ces résultats démontrent que l'efficacité physique dépend non seulement du nombre d'arcs, mais surtout de la capacité d'un algorithme à moduler précisément chaque faisceau, un potentiel manifestement mieux exploité en version 4. Les études antérieures confirment que la modulation angulaire accrue améliore la couverture et l'homogénéité.

Ces tendances sont illustrées par les nuages de points (voir annexe 3.8") : la majorité des points des graphiques Dmax et Dmoy se situent sous la diagonale (indiquant une baisse des doses), tandis que ceux de Dmin sont au-dessus, traduisant une amélioration de la couverture. Ces résultats confirment que la version 4 améliore globalement la qualité

dosimétrique, notamment en termes de conformité, de couverture tumorale, et d'homogénéité. C'est ce qui a été observé lors de la première analyse des indices, où la majorité des plans générés avec la version 4 ont présenté des valeurs d'indice de conformité plus faibles (meilleures), une meilleure couverture du volume cible, et une tendance à une répartition plus homogène de la dose par rapport à la version 3.

Un cas particulier, le patient P9, s'écarte de la tendance générale, avec une hausse de D_{max} et D_{moy} et une baisse de D_{min} en version 4, probablement en lien avec un nombre élevé de métastases et un volume tumoral important rendant l'optimisation plus complexe. Globalement, l'analyse révèle que les plans à 3 et 7 arcs offrent les meilleurs compromis entre simplicité et efficacité, tandis que les plans à 5 arcs montrent des résultats plus variables, suggérant une transition moins stable entre les deux extrêmes.

Arc	Paramètre	V3 (Moy ± SD)	V4 (Moy ± SD)	Différence	p-value	Signif.
3 arcs	D_{max}	41.21 ± 1.05	38.50 ± 0.58	-2.71	0.002	**
	D_{moy}	38.53 ± 0.58	38.49 ± 0.12	-0.04	0.980	NS
	D_{min}	33.52 ± 0.60	33.61 ± 0.80	-4.91	0.950	NS
5 arcs	D_{max}	41.21 ± 0.24	41.53 ± 0.07	+0.32	0.042	*
	D_{moy}	38.58 ± 0.42	38.45 ± 0.23	-0.13	0.610	NS
	D_{min}	33.80 ± 0.98	31.46 ± 0.15	-2.34	0.028	*
7 arcs	D_{max}	41.43 ± 0.64	41.88 ± 0.57	+0.45	0.047	*
	D_{moy}	38.78 ± 0.48	38.37 ± 0.68	-0.41	0.210	NS
	D_{min}	33.97 ± 1.12	31.45 ± 0.13	-2.52	0.018	*

TABLE 3.9 – Évaluation des Paramètres de Distribution de Dose (3 fractions)

Le tableau ci-dessus présente une comparaison des paramètres dosimétriques D_{max}, D_{moy} et D_{min} pour les traitements de 3 fraction entre les versions 3 et 4 de logiciel, en fonction du nombre d'arcs (3, 5, 7). Pour chaque configuration, les moyennes ± écarts-types, les différences entre versions, les valeurs de p et leur significativité sont indiquées.

Les données du tableau révèlent une évolution contrastée des paramètres dosimétriques entre les versions 3 et 4 du système, selon le nombre d'arcs utilisés. Avec **3 arcs**, une réduction modérée mais statistiquement significative de la D_{max} est observée ($-2{,}71$ Gy ; $p = 0{,}002$), tandis que la D_{moy} et la D_{min} présentent des variations minimes et non significatives. Pour les plans à **5 arcs**, la D_{max} augmente légèrement ($+0{,}32$ Gy ; $p = 0{,}042$), et la D_{min} diminue significativement ($-2{,}34$ Gy ; $p = 0{,}028$), suggérant une réduction de la dose minimale reçue dans le volume cible. Enfin, avec **7 arcs**, une tendance similaire est constatée : légère hausse de la D_{max} ($+0{,}45$ Gy ; $p = 0{,}047$) et diminution significative de la D_{min} ($-2{,}52$ Gy ; $p = 0{,}018$), tandis que la D_{moy} reste globalement inchangée.

Ces résultats sont visuellement confirmés par les graphiques en nuages de points (voir annexe 3.8"), dans lesquels tous les points sont situés en dessous de la diagonale X = Y pour $D_{\max}$, D_{moy} et $D_{\min}$. Cela indique que, de façon générale, la version 4 de l'algorithme délivre des doses inférieures à celles de la version 3, ce qui témoigne d'une meilleure maîtrise de la distribution. Cette tendance dominante illustre la volonté d'optimisation du nouvel algorithme, cherchant à limiter les doses inutiles tout en respectant les contraintes cliniques.

Un cas particulier se distingue : le patient P1, dont les valeurs se trouvent au-dessus de la diagonale pour les trois paramètres. Cette augmentation s'explique par le choix d'une optimisation hybride ciblée, appliquée uniquement à une des deux métastases dans la version 4. Ce ciblage prioritaire, réalisé par la technique VMAT, a entraîné une élévation volontaire et localisée des doses afin de renforcer la couverture de la lésion sélectionnée.

3.5 Corrélation entre l'indice de gradient et la distance moyenne à l'isocentre :

Dans cette section, nous analysons la relation entre l'indice de gradient (GI) et la distance moyenne à l'isocentre , en tenant compte des deux versions de logiciel (V3 et V4) ainsi que des différentes configurations d'arcs (3, 5 et 7 arcs). Pour chaque configuration, deux courbes sont tracées, représentant les valeurs de GI issues des versions 3 et 4, en fonction de la . L'objectif est d'évaluer visuellement et statistiquement l'existence d'une corrélation entre la concentration de dose autour de la cible (reflétée par le GI) et l'éloignement moyen des métastases par rapport à l'isocentre. Cette approche permet également de mesurer l'influence du nombre d'arcs et de la version de l'algorithme sur la qualité du gradient de dose, selon la complexité géométrique des cas.

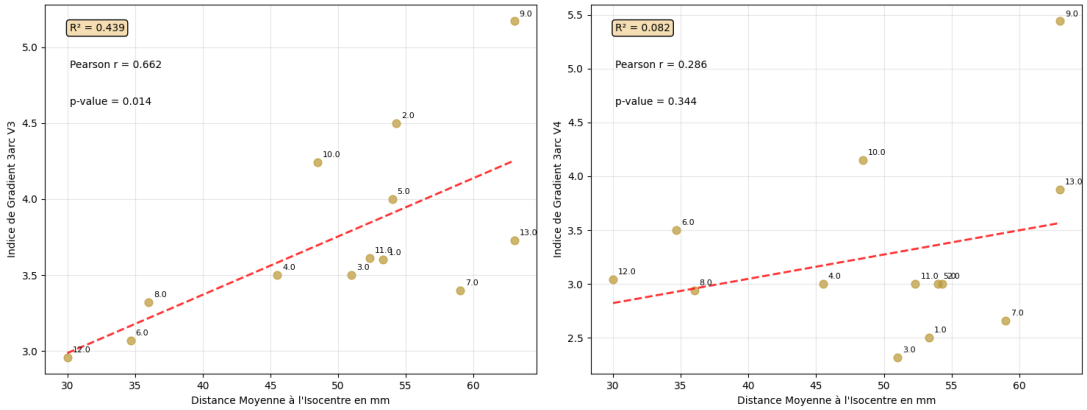

FIGURE 3.6 – Corrélation entre indice de gradient et la distance moyenne à isocentre de deux version 3 et 4 en 3 arc

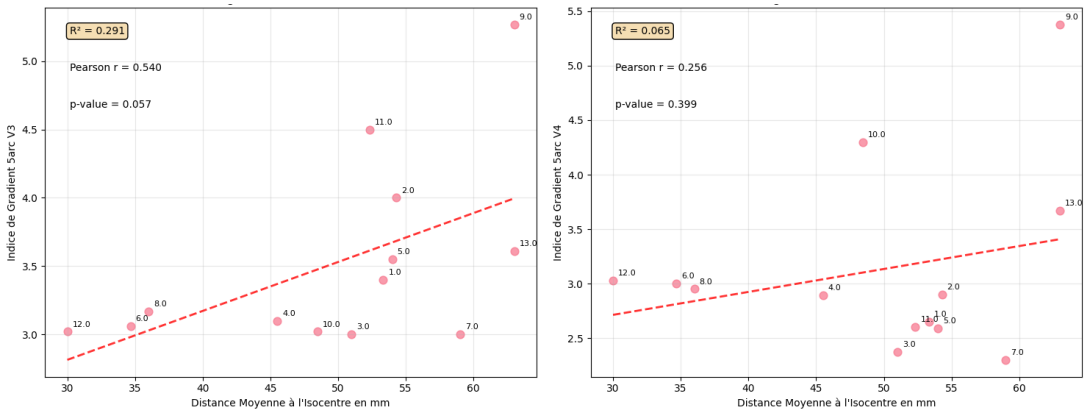

FIGURE 3.7 – Corrélation entre indice de gradient et la distance moyenne à isocentre de deux version 3 et 4 en 5 arc

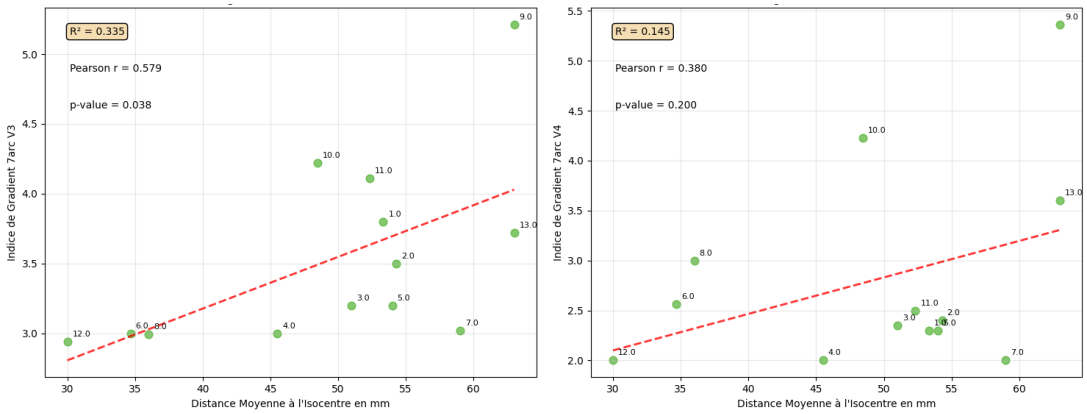

FIGURE 3.8 – Corrélation entre indice de gradient et la distance moyenne à isocentre de deux version 3 et 4 en 7 arc

Configuration	R²	Pearson r	p-value	Pente
3arc_V3	0.439	0.662	0.014*	0.038*
3arc_V4	0.082	0.286	0.344	0.023
5arc_V3	0.291	0.540	0.057	0.036
5arc_V4	0.065	0.256	0.399	0.021
7arc_V3	0.335	0.579	0.038*	0.037*
7arc_V4	0.145	0.380	0.200	0.037

TABLE 3.10 – Récapitulatif des analyses de corrélation entre l'indice de gradient et la distance moyenne à l'isocentre

* Significatif à $p < 0.05$
Les valeurs en gras indiquent les corrélations statistiquement significatives.

Les six graphiques ci-dessus illustrent, pour chaque configuration d'arcs (3, 5 et 7), la relation entre l'indice de gradient (IG) et la distance moyenne à l'isocentre, en comparant les versions 3 et 4 de TPS. Chaque point représente un patient, et une droite de régression

linéaire permet de visualiser la tendance, accompagnée des coefficients R^2, du coefficient de corrélation de Pearson (r) ainsi que de la *p-value*.

De manière générale, l'analyse par configuration met en évidence que la version V3 présente une tendance à l'augmentation de l'IG avec la distance moyenne à l'isocentre, particulièrement marquée pour les configurations à 5 et 7 arcs. Cette tendance se traduit par des corrélations modérées à fortes ($r = 0{,}662, 0{,}579$) et significatives ($p < 0{,}05$), suggérant une dégradation du gradient de dose lorsque les cibles s'éloignent de l'isocentre, probablement en raison d'un contrôle dosimétrique moins précis dans les zones périphériques.

En revanche, la version V4 montre des corrélations plus faibles, non significatives, et des valeurs de R^2 très basses. Cela reflète une plus grande stabilité de l'IG, indépendamment de la distance moyenne à l'isocentre, suggérant que l'algorithme V4 gère mieux la dispersion géographique des métastases.

Cependant, certains points s'écartent notablement de la droite de régression. Ces *outliers* méritent une attention particulière, car ils indiquent que, pour certains patients, l'indice de gradient est anormalement élevé ou faible par rapport à ce que la distance moyenne laisserait attendre.

Ces écarts peuvent être liés à d'autres facteurs influençant l'IG, tels que :

— Le volume total ou individuel des métastases, qui peut compliquer le contrôle du gradient indépendamment de leur éloignement ;
— Une distribution spatiale non uniforme (par exemple, des groupes de lésions très éloignés ou des cibles proches mais volumineuses) ;
— Des limitations techniques du système de planification ou des contraintes cliniques particulières appliquées au plan.

Ainsi, la seule distance moyenne ne permet pas toujours de prédire efficacement l'IG, en particulier lorsque des facteurs anatomiques ou techniques viennent interférer. Cela justifie l'intérêt de l'algorithme avancés comme celui de la version 4, capables de mieux s'adapter à des géométries complexes.

L'analyse du comportement de l'indice de gradient selon la distance à l'isocentre permet de tirer les observations suivantes :

— **Pour les petites distances** (par exemple, ≤ 40 mm), l'indice de gradient reste généralement plus faible et stable, quelle que soit la version utilisée, reflétant une couverture dosimétrique plus homogène.
— **Pour les grandes distances** (par exemple, ≥ 50 mm), la version V3 montre

une augmentation de l'IG, traduisant une perte de contrôle de la chute de dose. À l'inverse, la version V4 tend à maintenir l'IG plus constant, démontrant une meilleure robustesse.

— **Entre 40 et 50 mm**, on observe une variabilité plus marquée, où le logiciel utilisé devient un facteur déterminant de la qualité du plan.

En conclus, plus la distance moyenne des cibles à l'isocentre augmente, plus la version V3 tend à produire un gradient défavorable, effet d'autant plus prononcé que le nombre d'arcs est élevé. La version V4, en revanche, atténue cette dépendance, offrant un meilleur contrôle du gradient même en présence de cibles spatialement dispersées, et ce quel que soit le nombre d'arcs utilisés.

3.6 Corrélation entre l'indice de gradient et volume PTV :

Dans cette section, nous analysons la relation entre l'indice de gradient (IG) et le volume du PTV, en tenant compte des deux versions du TPS brainlab (V3 et V4) ainsi que des différentes configurations d'arcs (3, 5 et 7 arcs). Pour chaque configuration, deux courbes sont tracées, représentant les valeurs de l'IG issues des versions 3 et 4, en fonction du volume PTV. L'objectif est d'évaluer visuellement et statistiquement l'existence d'une corrélation entre la qualité de dégradation de dose en périphérie de la cible (reflétée par l'IG) et l'ampleur du volume tumoral traité. Cette analyse permet également de mieux cerner l'impact du nombre d'arcs et de la version de l'algorithme sur le comportement dosimétrique en fonction de la taille des cibles, notamment dans des contextes cliniques de complexité variable.

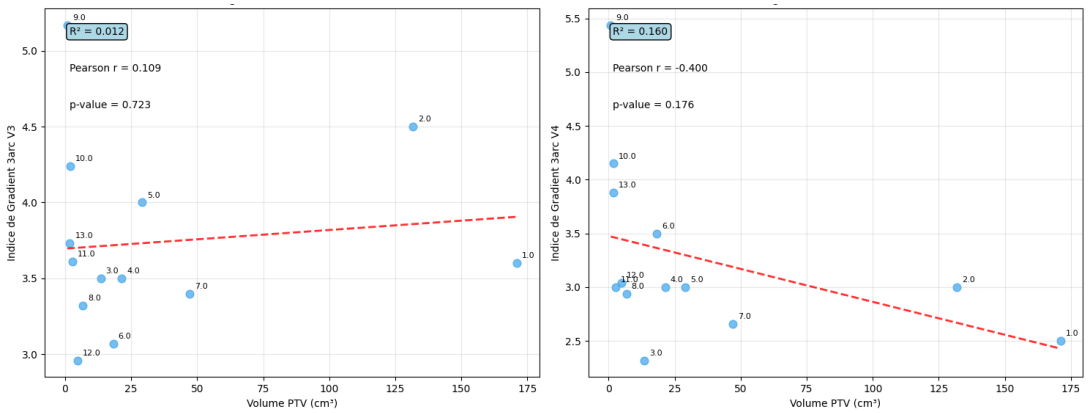

FIGURE 3.9 – Corrélation entre indice de gradient et le volume PTV de deux version 3 et 4 en 3 arc

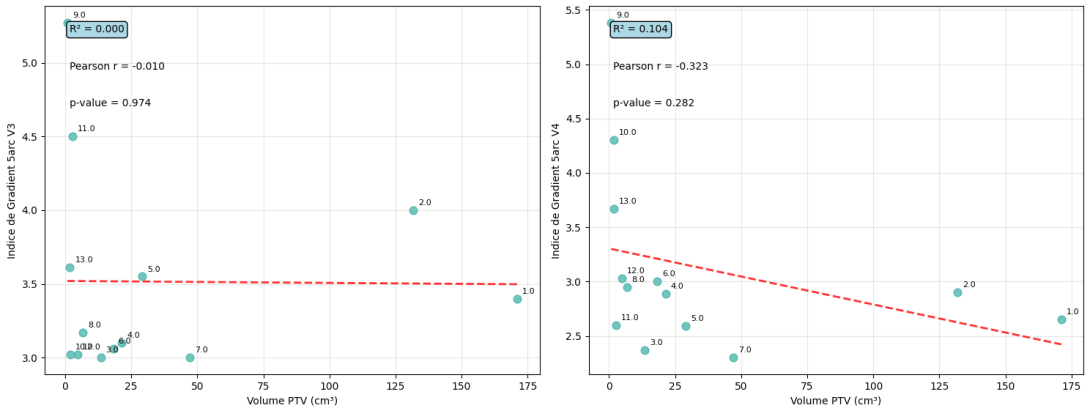

FIGURE 3.10 – Corrélation entre indice de gradient et le volume PTV de deux version 3 et 4 en 5 arc.

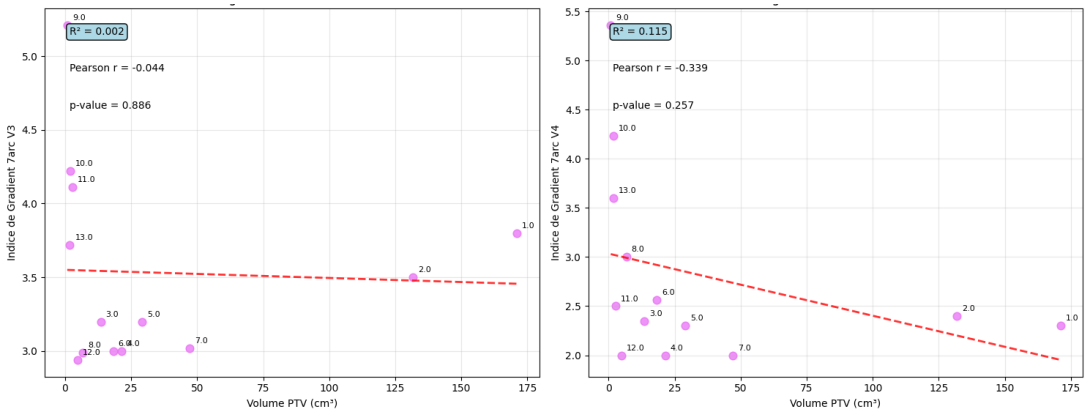

FIGURE 3.11 – Corrélation et le volume PTV de deux version 3 et 4 en 7 arc.

Configuration	Variable	R^2	Pearson r	p-value	Pente
5arc_V3	Volume_PTV	0.000	−0.010	0.974	0.000
5arc_V4	Volume_PTV	0.104	−0.323	0.282	−0.005
3arc_V3	Volume_PTV	0.012	0.109	0.723	−0.001
3arc_V4	Volume_PTV	0.160	−0.400	0.176	−0.006
7arc_V3	Volume_PTV	0.002	−0.044	0.886	−0.001
7arc_V4	Volume_PTV	0.115	−0.339	0.257	−0.006

TABLE 3.11 – Récapitulatif des analyses de corrélation entre les indices de gradient et le volume PTV

Les six graphiques ci-dessus illustrent la corrélation entre le volume du PTV (en cm^3) et l'indice de gradient (IG), pour les configurations à 3, 5 et 7 arcs, en comparant la version 3 (colonne gauche) et la version 4 (colonne droite) du logiciel Brainlab. Chaque point correspond à un patient, et une droite de régression linéaire (en rouge) permet de visualiser la tendance. Les coefficients de corrélation de Pearson (r), les valeurs de R^2

ainsi que les *p-values* sont indiqués pour évaluer la force et la significativité de chaque relation.

L'analyse met en évidence une absence de corrélation entre l'indice de gradient et le volume PTV dans la version 3, quel que soit le nombre d'arcs. Les valeurs très faibles de r et R^2 confirment cette absence de relation linéaire.

À l'inverse, la version 4 montre une tendance modérément négative, notamment pour les configurations à 3 arcs ($r = -0{,}400$), 5 arcs ($r = -0{,}323$) et 7 arcs ($r = -0{,}339$). Ces résultats suggèrent une diminution progressive de l'IG lorsque le volume du PTV augmente, bien que cette tendance ne soit pas statistiquement significative (*p-value* $>$ 0,05 dans tous les cas). Cette évolution pourrait refléter une optimisation algorithmique plus efficace de la gestion du gradient de dose dans la version 4, notamment pour les volumes cibles plus importants.

On observe également la présence de plusieurs points dispersés loin de la droite de régression, traduisant une variabilité inter-patient significative. Cette dispersion peut résulter de facteurs anatomiques, de la géométrie des lésions ou de contraintes dosimétriques particulières. Elle suggère qu'une analyse plus fine, tenant compte d'autres paramètres cliniques ou techniques, serait pertinente.

Ainsi, même si les corrélations observées dans la version 4 ne sont pas statistiquement significatives, elles révèlent une tendance intéressante à une meilleure modulation du gradient en fonction de la taille des volumes. Cette tendance reste à confirmer sur une cohorte plus large, mais elle témoigne d'une évolution prometteuse du système de planification vers une adaptation plus précise aux caractéristiques géométriques des cibles.

3.7 Corrélation entre l'indice de gradient et le nombre de métastases :

Dans cette section, nous analysons la relation entre l'indice de gradient (IG) et le nombre de métastases, en tenant compte les deux versions du logiciel (V3 et V4) ainsi que des différentes configurations d'arcs (3, 5 et 7 arcs). Pour chaque configuration, deux courbes sont tracées, représentant les valeurs de l'IG issues des versions 3 et 4, en fonction du nombre de métastases par patient.

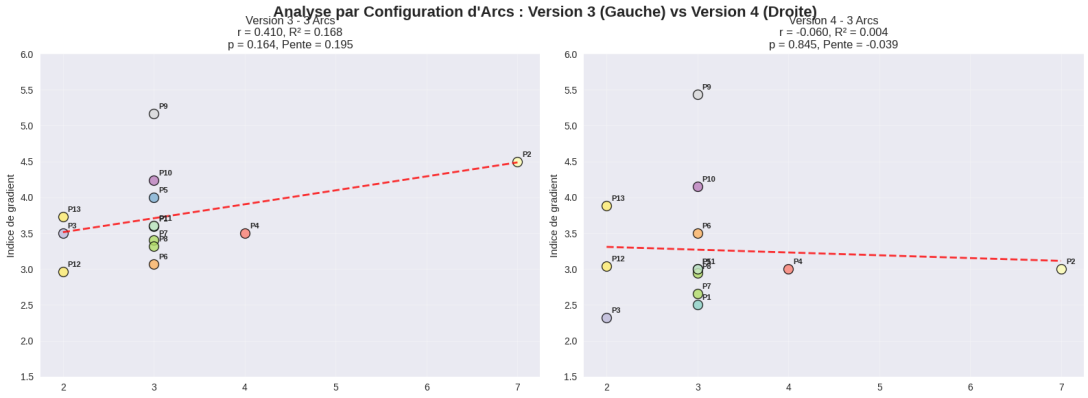

FIGURE 3.12 – Corrélation entre indice de gradient et le nombre de métastases de deux version 3 et 4 en 3 arc

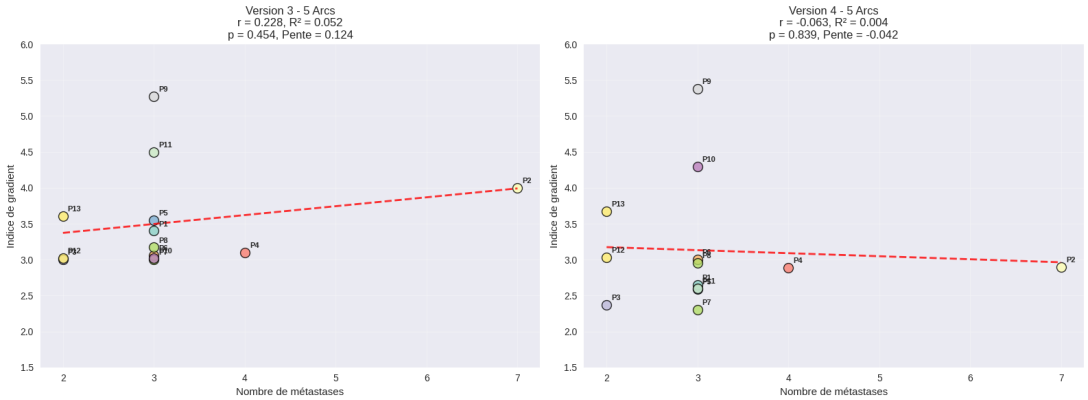

FIGURE 3.13 – Corrélation entre indice de gradient et le nombre de métastases de deux version 3 et 4 en 5 arc

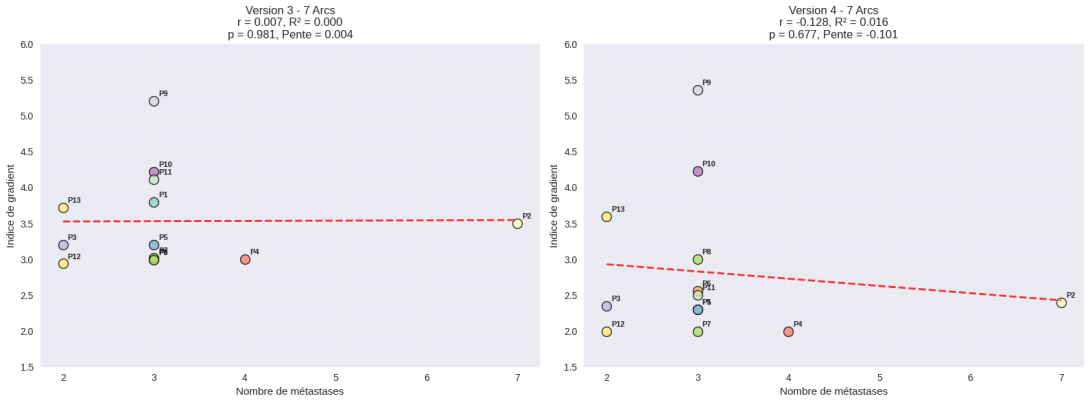

FIGURE 3.14 – Corrélation entre indice de gradient et le nombre de métastases de deux version 3 et 4 en 7 arc

Configuration	Version	R^2	Pearson_r	p_value	Pente
3 arcs	V3	0.1680	0.4099	0.1642	0.1946
3 arcs	V4	0.0036	-0.0603	0.8448	-0.0390
5 arcs	V3	0.0518	0.2277	0.4544	0.1239
5 arcs	V4	0.0039	-0.0625	0.8392	-0.0422
7 arcs	V3	0.0001	0.0074	0.9807	0.0039
7 arcs	V4	0.0163	-0.1278	0.6774	-0.1006

TABLE 3.12 – Récapitulatif des analyses de corrélation entre les indices de gradient et le nombre de métastases.

Les six figures ci-dessus représentent l'évolution de l'indice de gradient (IG) en fonction du nombre de métastases pour deux versions du TPS *Brainlab Elements* (version 3 à gauche et version 4 à droite), selon trois configurations d'arcs : 3, 5 et 7. Dans la version 3, on observe une légère tendance à l'augmentation de l'IG avec le nombre de métastases, en particulier avec la configuration à 3 arcs, où la pente de régression est positive (0,195), bien que cette corrélation ne soit pas statistiquement significative. Cette élévation de l'IG traduit une chute de dose moins abrupte autour des cibles lorsque le nombre de lésions augmente, ce qui suggère une perte d'efficacité du plan dans le confinement spatial de la dose. Cette tendance décroît avec l'augmentation du nombre d'arcs : à 5 arcs, la pente reste positive mais diminue, et à 7 arcs, elle devient quasi nulle, indiquant que l'ajout d'arcs permet de mieux compenser la complexité liée au nombre de cibles. En revanche, la version 4 montre une stabilité remarquable de l'indice de gradient, quelle que soit la configuration. Les pentes des droites de régression sont toutes proches de zéro, voire légèrement négatives, ce qui traduit l'absence d'impact du nombre de métastases sur l'IG. Cette constance reflète une nette amélioration algorithmique dans la version 4, capable de maintenir une chute de dose rapide et homogène autour des cibles, même en présence de plusieurs métastases. Cela s'explique par une optimisation plus avancée, intégrant une meilleure modulation angulaire et une répartition plus fine des contraintes de dose, permettant de préserver la qualité dosimétrique indépendamment de la complexité géométrique du cas.

3.8 Corrélation entre UM et indice de couverture :

Dans cette section, nous analysons la relation entre les unités moniteurs (UM) totales délivrées et l'indice de couverture , en tenant compte des deux versions du TPS (V3 et V4) ainsi que des différentes configurations d'arcs (3, 5 et 7 arcs). Pour chaque configuration, deux courbes sont tracées, représentant les valeurs des UM issues des versions 3 et 4, en fonction de l'indice de couverture obtenu pour chaque patient. L'objectif est d'évaluer visuellement et statistiquement l'existence d'une corrélation entre la quantité

de Unités Moniteur nécessaires à la réalisation du traitement et la qualité de couverture des cibles.Les résultats sont représentés ci-dessous dans les figures et le tableau correspondants.

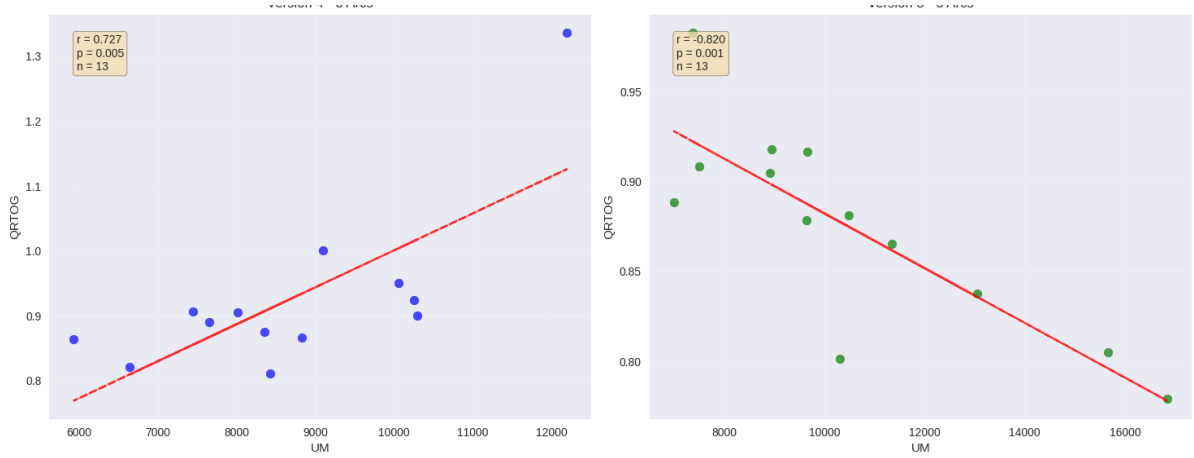

FIGURE 3.15 – Corrélation entre UM et indice de couverture pour les différentes configurations d'arcs entre les versions 3 (graphique à droite) et 4 (graphique à gauche) pour une configuration de 3 arcs.

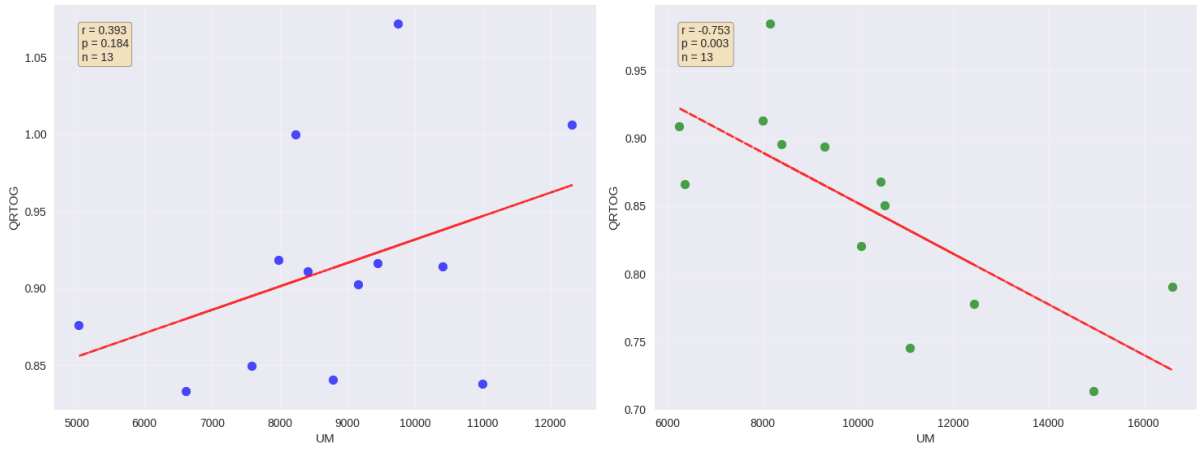

FIGURE 3.16 – Corrélation entre UM et indice de couverture pour les différentes configurations d'arcs entre les versions 3 (à droite) et 4 (à gauche) pour 5 arcs.

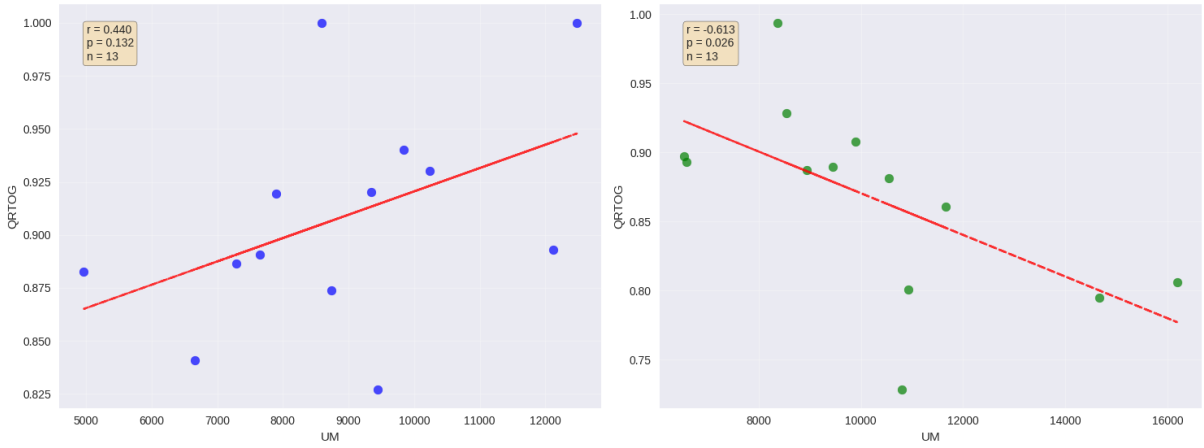

FIGURE 3.17 – Corrélation entre UM et indice de couverture pour les différentes configurations d'arcs entre les versions 3 et 4 POUR 7 arcs

Configuration	Version	N	Corrélation		Résultat
			r	p-value	
3 Arcs	V4	13	0.7269	0.0049	Significatif
3 Arcs	V3	13	-0.8198	0.0006	Significatif
5 Arcs	V4	13	0.3927	0.1843	Non significatif
5 Arcs	V3	13	-0.7528	0.0030	Significatif
7 Arcs	V4	13	0.4404	0.1320	Non significatif
7 Arcs	V3	13	-0.6129	0.0259	Significatif

TABLE 3.13 – Résumé des corrélations UM vs indice de couverture .

La figure ci-dessus illustre une analyse de corrélation entre les unités moniteurs (UM) et l'indice de couverture selon la définition RTOG Q_{RTOG}, en comparant deux versions du TPS Brainlab (V3 et V4) pour trois configurations d'arcs (3, 5 et 7 arcs). Chaque sous-graphique présente un nuage de points correspondant aux couples (UM, Q_{RTOG}) pour chaque patient, accompagné d'une droite de régression linéaire en rouge indiquant la tendance générale. Une boîte d'annotation fournit des informations clés : le coefficient de corrélation de Pearson (r), la p-valeur du test statistique associé (p), ainsi que le nombre d'échantillons analysés (n). Les points bleus représentent les données issues de la version 4, tandis que les points verts correspondent à la version 3.

Les résultats de corrélation entre les unités moniteurs (UM) et l'indice de couverture Q_{RTOG} révèlent des tendances contrastées entre les versions 3 et 4 du logiciel *Brainlab*. Pour la version 4 (courbes bleues à gauche), une corrélation positive forte et significative est observée avec 3 arcs ($r = 0{,}727$, $p = 0{,}005$), suggérant que l'augmentation des UM est associée à une meilleure couverture tumorale. En revanche, avec 5 arcs ($r = 0{,}393$,

$p = 0{,}184$) et 7 arcs ($r = 0{,}440$, $p = 0{,}132$), la corrélation reste modérée mais non significative, indiquant un effet moins marqué de l'augmentation des UM sur le Q_{RTOG}.

Pour la version 3 (courbes vertes à droite), les résultats montrent une corrélation négative forte et significative pour 3 arcs ($r = -0{,}820$, $p = 0{,}001$) et 5 arcs ($r = -0{,}753$, $p = 0{,}003$), ainsi qu'une corrélation négative modérée significative pour 7 arcs ($r = -0{,}613$, $p = 0{,}026$), ce qui suggère qu'une augmentation des UM s'accompagne d'une dégradation de la couverture selon l'indice Q_{RTOG} dans cette version. Ces observations traduisent une différence notable d'efficacité entre les deux versions du TPS en termes d'optimisation dosimétrique.

L'analyse révèle une différence nette entre les versions 3 et 4 du TPS Brainlab en matière d'optimisation dosimétrique. Avec la version 4, une corrélation positive entre UM et Q_{RTOG} est observée, surtout en 3 arcs, ce qui indique qu'une augmentation des UM améliore la couverture tumorale. Ce lien s'affaiblit avec plus d'arcs, probablement au profit d'une modulation plus fine pour épargner les tissus sains. À l'inverse, la version 3 montre une corrélation négative : plus d'UM s'accompagnent d'une couverture réduite, traduisant une optimisation moins efficace. Ainsi, la version 4 apparaît plus performante, notamment dans les plans simples, en assurant un meilleur équilibre entre qualité de couverture et gestion de la dose.

Au final, on peut en déduire que dans la version 4, une augmentation des UM améliore la couverture tumorale, notamment avec 3 arcs, ce qui témoigne d'une optimisation plus efficace. À l'inverse, dans la version 3, l'augmentation des UM s'accompagne d'une diminution de la couverture, révélant une optimisation moins performante.

Conclusion générale :

Cette étude a comparé les performances dosimétriques des versions 3.0 et 4.0 du TPS Brainlab Elements dans la planification des traitements stéréotaxiques des métastases cérébrales multiples. L'analyse a porté sur plusieurs indices et paramètres dosimétrique : conformité, gradient, homogénéité, couverture, volume cérébral irradié et unités moniteurs (UM), en lien avec le volume tumoral (PTV), le nombre de métastases et la distance à l'isocentre.

Les résultats montrent que la version 4 offre des améliorations significatives en termes de conformité, de gradient, d'homogénéité de dose et de préservation du tissu sain, en particulier dans les plans complexes. Elle utilise également les UM de manière plus efficiente pour améliorer la couverture tumorale.

Concernant l'indice de gradient, des corrélations positives ont été observées avec le volume tumoral, le nombre de métastases et la distance à l'isocentre dans la version 3, traduisant une dégradation de la qualité dosimétrique dans les cas complexes. Ces corrélations ne sont pas retrouvées avec la version 4, indiquant une meilleure stabilité géométrique et une performance plus constante quel que soit le contexte anatomique.

Toutefois, la version 4 ne s'avère pas optimale dans tous les cas. Le choix de la stratégie de planification doit être adapté à la géométrie des métastases et aux objectifs cliniques spécifiques. Cette étude souligne ainsi l'importance d'une approche personnalisée pour chaque patient, afin d'assurer un équilibre optimal entre efficacité thérapeutique et sécurité.

Bibliographie

[1] International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU). *Prescribing, Recording, and Reporting of Stereotactic Treatments with Small Photon Beams*. ICRU Report 91, Journal of the ICRU. 2017 ;17(1) :1–52.

[2] Kirkpatrick, J.P., Kelsey, C.R., Palta, M., et al. *Stereotactic body radiotherapy : A critical review for non-radiation oncologists*. Cancer. 2014 ;120(7) :942–954.

[3] Bortfeld T., Schmidt-Ullrich R.K., De Neve W., Molls M. *Image-Guided IMRT : A Clinical Perspective*. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2006.

[4] Kumar, A., Dwivedi, V., Sahu, A., et al. *Ionizing radiation–induced DNA damage and repair : A review*. World Journal of Nuclear Medicine. 2016 ;15(4) :283–288.

[5] Feinendegen, L.E. *Microenvironment and radiation effects*. Cellular and Molecular Life Sciences. 2012 ;69(2) :295–314.

[6] Bentzen, S.M., Chang, Y., Joiner, M.C., et al. *Genetics and genomics of radiotherapy toxicity*. Genome Medicine. 2010 ;2(10) :89.

[7] Baskar, R., Lee, K.A., Yeo, R., Yeoh, K.W. *Biological response of cancer cells to radiation treatment*. Frontiers in Molecular Biosciences. 2014 ;1 :24.

[8] Patel K.R., Burri S.H., Pascoe S.C., et al. *Comparison of WBRT alone, SRS alone, and their combination in the treatment of brain metastases : review and meta-analysis*. Radiation Oncology 2017 ; publication.

[9] Volumetric modulated arc therapy (VMAT) : A modern radiotherapy technique. *PMC*, 2021.

[10] Société Française de Physique Médicale (SFPM), Société Française de Radiothérapie Oncologique (SFRO).
Assurance de qualité en curiethérapie : Techniques par projecteur de sources et implants permanents prostatiques. Rapport SFPM n°27, 2020.

[11] Dosimetric benefits of dynamic conformal arc therapy compared with VMAT for lung SBRT. *PubMed*, 2021.

[12] Shin, S., Sze, H., Santo, A., et al. *Investigation of dose falloff for intact brain metastases and surgical cavities in LINAC-based SRS*. Technology in Cancer Research Treatment. 2015 ;14(3) :317–324.

[13] Clark, C.H., Dong, L., Sheng, K., et al. *Impact of the high-definition multileaf collimator on dose fall-off for SRS/SBRT plans*. Radiotherapy and Oncology Practice. 2016 ;22 :e35.

[14] Venugopal Menon S., Paramu R., Bhasi S., Kesavan Nair R. *Evaluation of Plan Quality Metrics in Stereotactic Radiosurgery/Radiotherapy in the Treatment Plans of Arteriovenous Malformations*.

[15] Paddick, I. *A simple scoring ratio to index the conformity of radiosurgical treatment plans*. Technical Note, *Journal of Neurosurgery*, 2000 ;93(Suppl 3) :219–222.

[16] Chabert, M., Rousseau, P., Durdux, C., Loiseau, H., Supiot, S., & Carré, J.M. *Comparaison dosimétrique des plans mono-isocentriques et multi-isocentriques pour les métastases oligo-cérébrales* : Une Cancer/Radiothérapie, Volume 25, Supplément 1, 2021, Pages S90–S91.

[17] Kataria, T., Sharma, K., Subramani, V., Karrthick, K. P., & Bisht, S. S. *Homogeneity Index : An objective tool for assessment of conformal radiation treatments*. Journal of Medical Physics, 2012 ;37(4) :207–213. doi :10.4103/0971-6203.103606.

[18] Narayanasamy, G., Shrestha, N., Bimali, M. & Xia, F. *(2025). Producing high-quality cranial SRS plans with 4Pi planning technique in a commercial clinical solution.* Journal of Applied Clinical Medical Physics, early view. DOI :10.1002/acm2.70115

[19] Jiang et al . *Dosimetric and radiobiological evaluation of stereotactic radiosurgery using volumetric modulated arc therapy and dynamic conformal arc therapy for multiple brain metastases*. Journal of Radiation Oncology, 2020, 15 :123-135.

[20] Yoon JW, Park S, Cheong KH, et al. Combined effect of dose gradient and rotational error on prescribed dose coverage for single isocenter multiple brain metastases... Radiat Oncol. 2021 ;16 :169.

[21] Gao J. Distance to Isocenter Directly Affects Margin... Int J Med Phys Clin Eng Radiat Oncol. 2022 ;11 :113–123.

Annexe

Patient	V3_3arc	V4_3arc	V3_5arc	V4_5arc	V3_7arc	V4_7arc
P1	3.32	2.91	3.17	2.86	2.96	2.77
P2	5.17	5.44	5.27	5.38	5.21	5.36
P3	4.30	3.13	4.15	3.06	4.13	3.02
P4	3.80	2.70	3.60	2.65	3.70	2.30
P5	4.00	3.00	3.55	2.59	3.20	2.30
P6	3.07	3.04	3.06	3.00	3.00	2.56
P7	3.40	2.66	3.00	2.30	3.02	2.00
P8	4.50	3.00	4.11	2.60	3.56	2.50
P9	3.50	3.40	3.30	3.20	3.10	3.00
P10	3.90	3.04	3.40	3.00	2.96	2.99
P11	3.88	2.73	3.74	2.72	3.67	2.61
P12	4.50	3.00	4.00	2.90	3.50	2.40
P13	4.05	3.00	4.01	2.89	3.89	2.00

TABLE 3.14 – Valeurs brutes des indices de gradients V3 et V4 par patient et configuration

Patient	V3			V4		
	3 arcs	5 arcs	7 arcs	3 arcs	5 arcs	7 arcs
1	1.36	1.23	1.21	1.2	1.19	1.18
2	3.40	3.20	3.00	1.10	1.13	1.19
3	2.00	1.70	1.60	1.24	1.22	1.20
4	1.47	1.50	1.46	1.19	1.17	1.13
5	1.50	1.44	1.35	1.19	1.19	1.13
6	2.00	1.60	1.9	1.36	1.38	1.35
7	1.14	1.14	1.13	1.13	1.11	1.12
8	1.23	1.17	1.17	1.31	1.38	1.31
9	1.44	1.42	1.41	1.34	1.30	1.33
10	1.33	1.31	1.32	1.20	1.16	1.17
11	1.59	1.50	1.48	1.33	1.34	1.33
12	1.33	1.31	1.31	1.16	1.14	1.16
13	1.21	1.19	1.18	1.18	1.16	1.17

TABLE 3.15 – Valeurs brutes de l'indice de conformité (IC) par patient et configuration

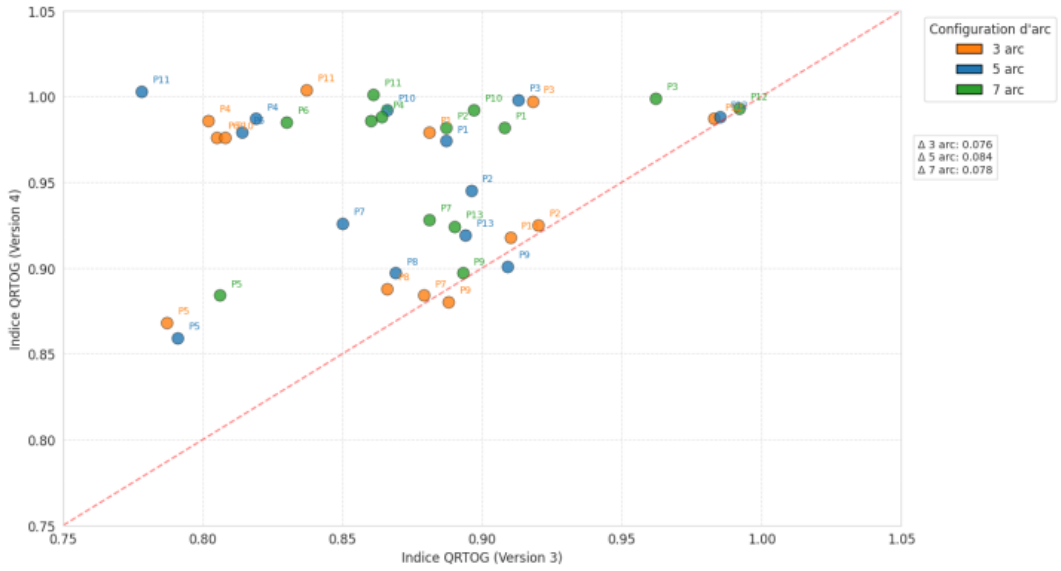

FIGURE 3.18 – Comparaison des indices de couverture QRTOG (V3 vs V4) par configuration d'arc

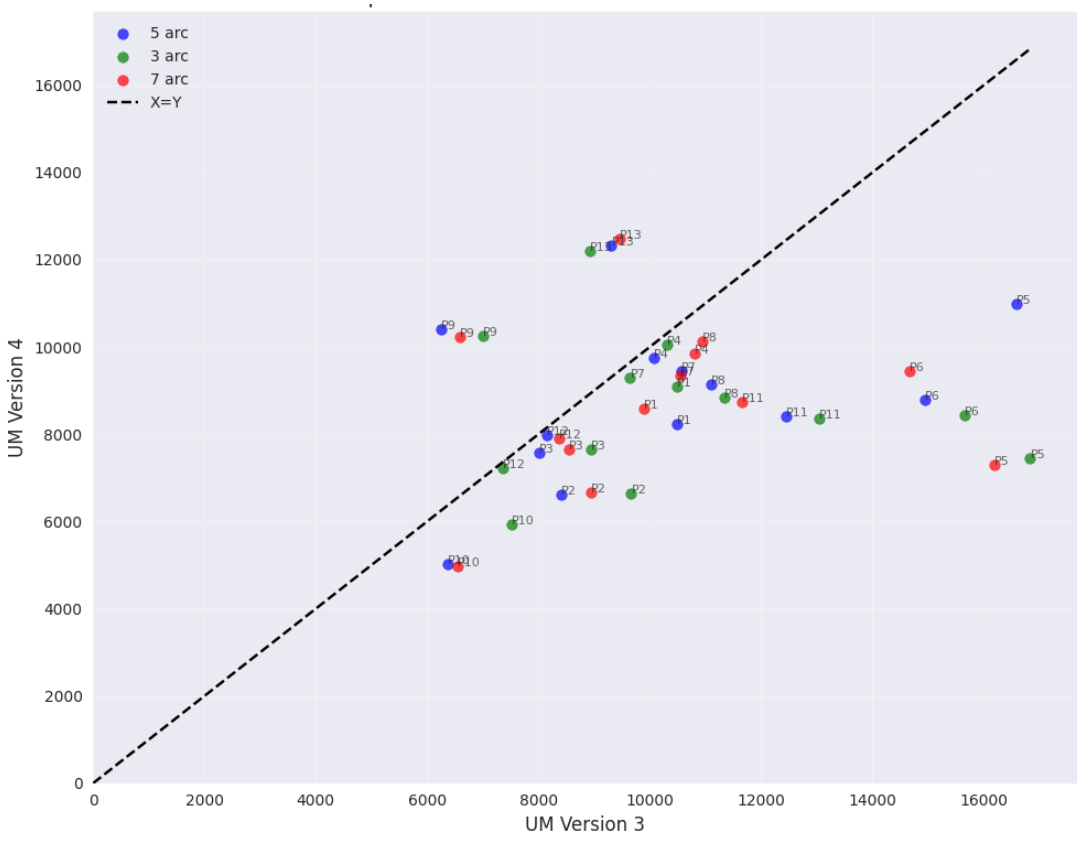

FIGURE 3.19 – Comparaison des unité moniteur entre la version 3 et 4 en fonction de nombre d'arcs

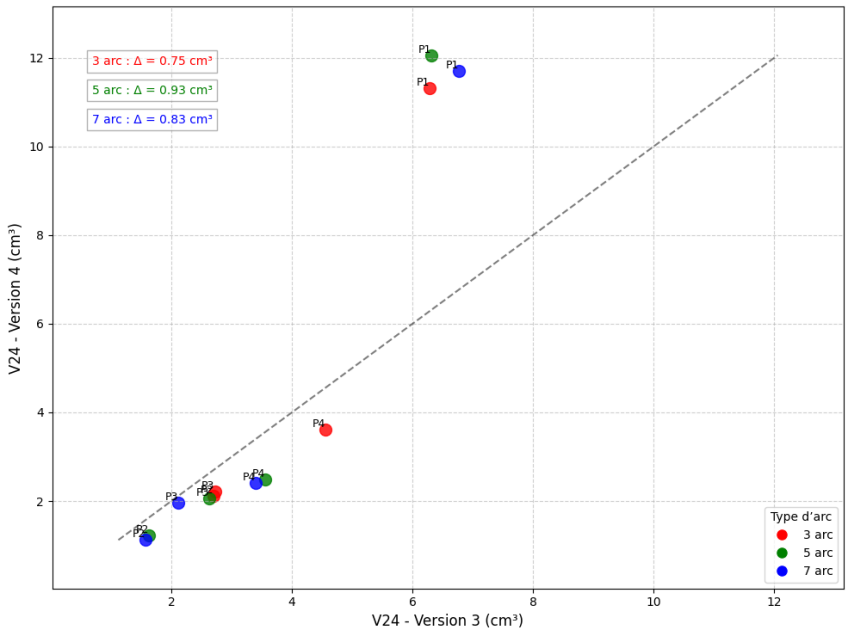

FIGURE 3.20 – Comparaison des volume irradiée V24 entre la version 3 et la version 4

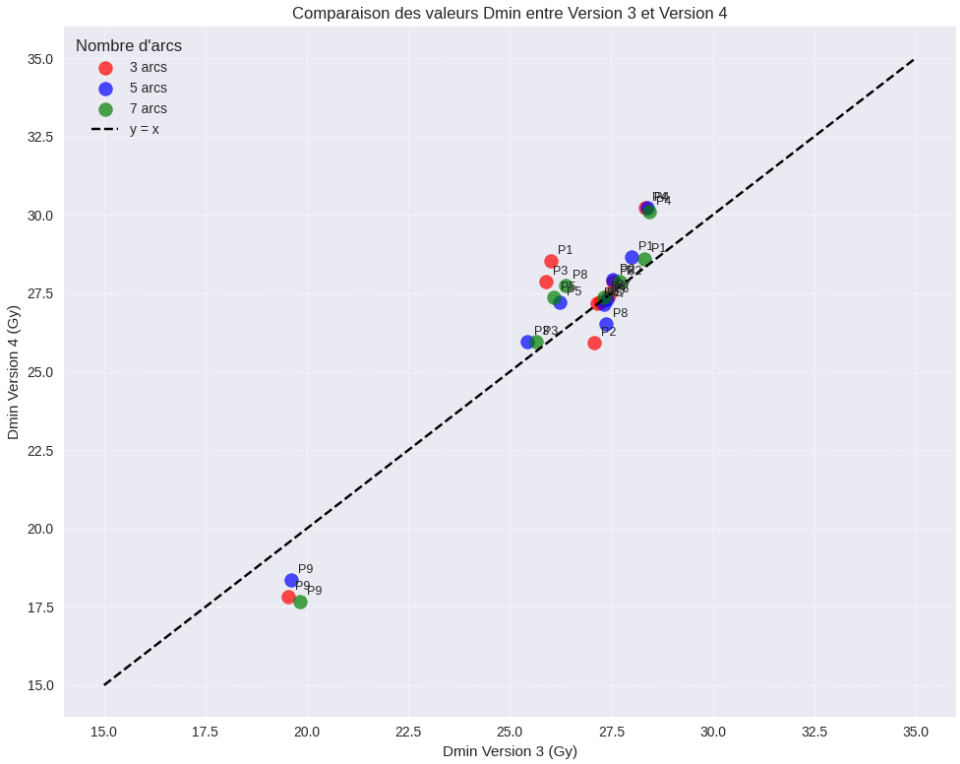

FIGURE 3.21 – Comparaison Dmin (V3/V4)pour 5 fraction

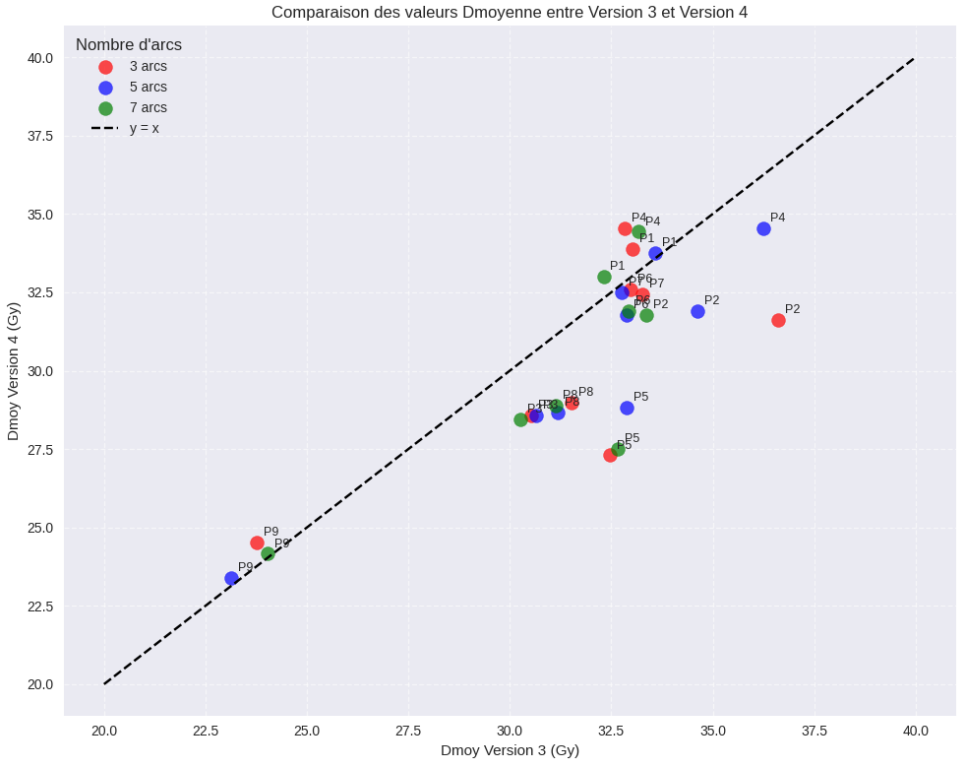

FIGURE 3.22 – Comparaison Dmoy (V3/V4)pour 5 fraction.

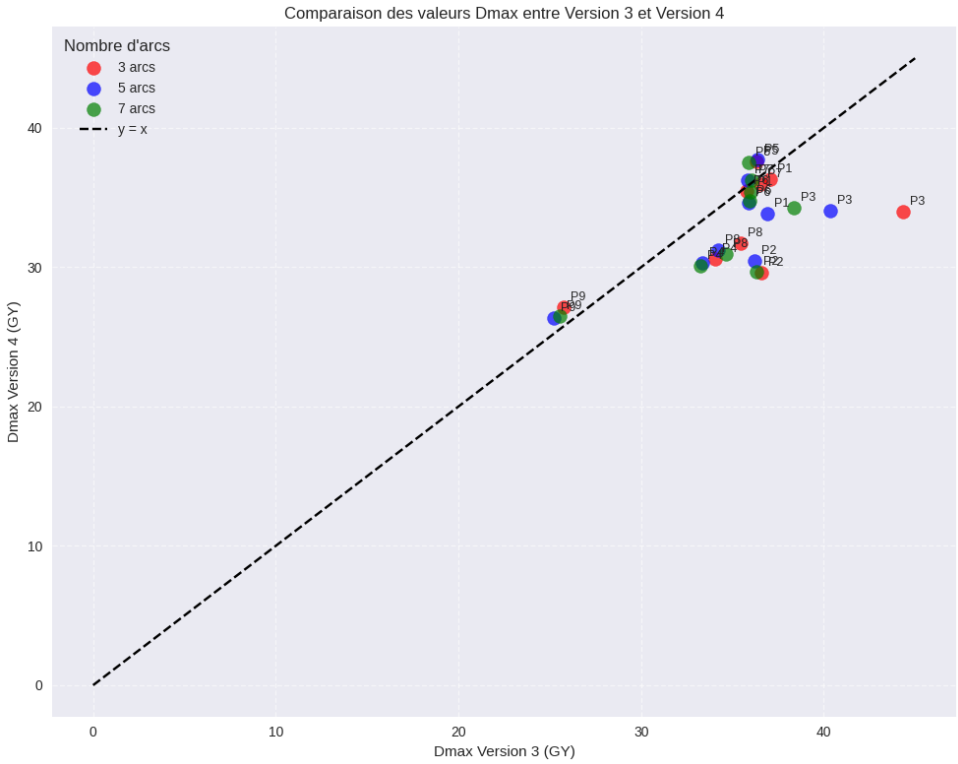

FIGURE 3.23 – Comparaison Dmax (V3/V4)pour 5 fraction.

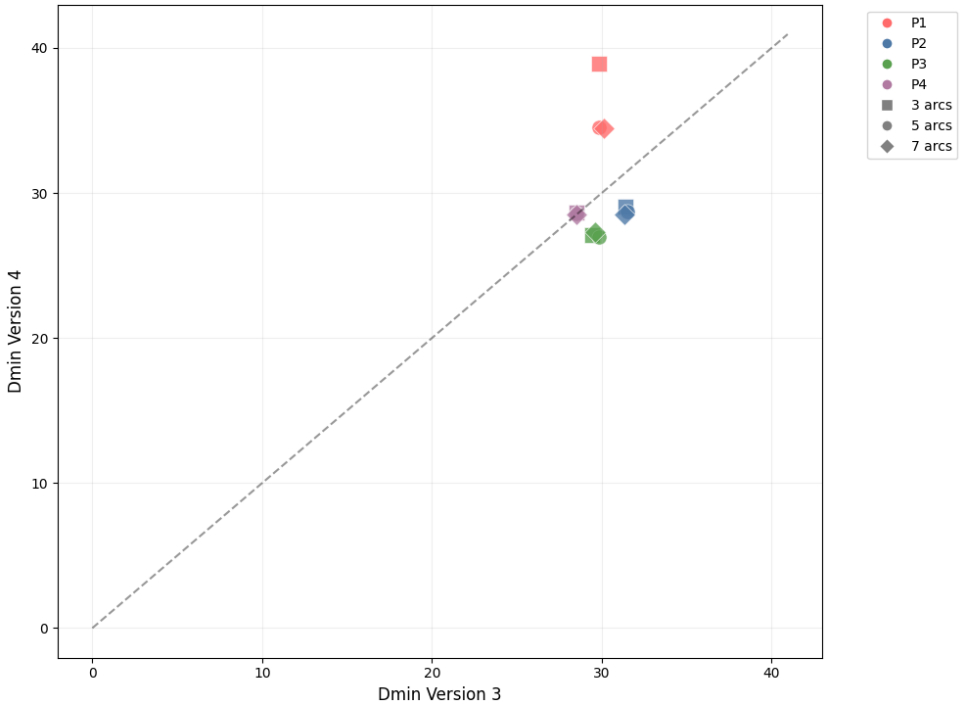

FIGURE 3.24 – Comparaison Dmin (V3/V4)pour 3 fraction

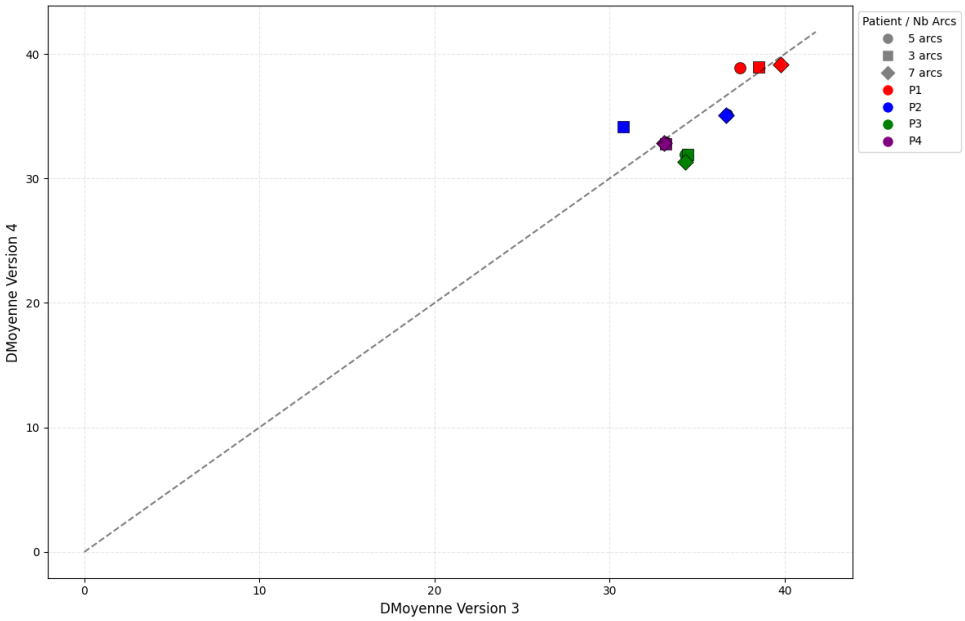

FIGURE 3.25 – Comparaison Dmoy (V3/V4)pour 3 fraction.

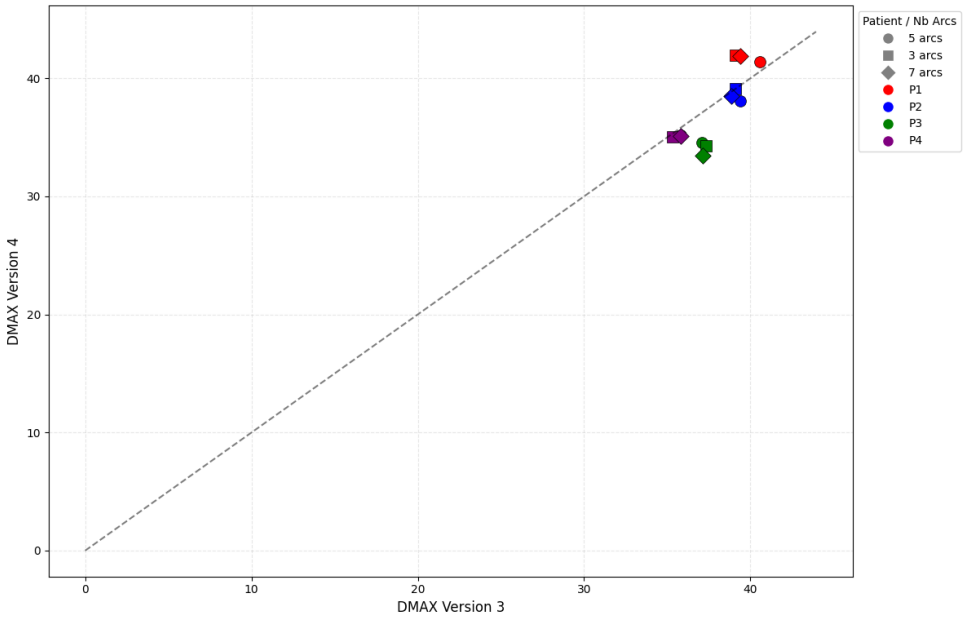

FIGURE 3.26 – Comparaison Dmax (V3/V4)pour 3 fraction.

Résumé

Les métastases cérébrales multiples sont une complication fréquente des cancers avancés. La radiothérapie stéréotaxique (SRT) permet un traitement précis tout en épargnant les tissus sains. Ce mémoire compare les versions 3.0 et 4.0 du logiciel *Brainlab Elements – Multiple Brain Mets SRS* sur 13 patients. Les résultats montrent que la version 4 améliore la couverture, la conformité, l'homogénéité et réduit l'irradiation du cerveau sain, en particulier avec 5 ou 7 arcs.

Mots-clés : SRT, métastases cérébrales, indice dosimétrique, nombre d'arcs.

Abstract

Multiple brain metastases are a common complication in advanced cancers. Stereotactic radiotherapy (SRT) enables precise treatment while sparing healthy tissue. This thesis compares versions 3.0 and 4.0 of the *Brainlab Elements – Multiple Brain Mets SRS* system in 13 patients. Results show that version 4 improves target coverage, conformity, homogeneity, and reduces healthy brain irradiation, especially with 5 or 7 arcs.

Keywords : SRT, brain metastases, dosimetric index, number of arcs.