Chapitre 4

Résultats et discussion

Ce chapitre est divisé en cinq sections. La première décrit les performances des différents algorithmes en termes mathématiques (convergence, conditionnement, signification physique). Cette discussion est menée sur la base d'un cas (NIP : C08). Elle est suivie par la justification de l'algorithme retenu dans chaque catégorie : algorithmes matriciels, méthodes de descente ou algorithme stochastique. Dans la troisième section, les comparaisons des résultats sont illustrées par un cas au niveau des isodoses (bidimensionnelles et tridimendionnelles), des histogrammes dose-volume, de la balistique et des probabilités de succès. On retrouve toutes ces données résumées pour chaque patient à l'annexe D. Dans la section suivante, les résultats des algorithmes d'optimisation sont comparées à un algorithme de référence pour tous les cas. Enfin la dernière section répond à la question centrale de cette étude : quel est le gain potentiel de la thérapie par collimateur micro-multilames ?

4.1 Comparaison des performances et choix des algorithmes

Dans cette section, le comportement purement mathématique des différents algorithmes va être analysé. Les résultats dosimétriques ne sont pas exposés dans cette section.

4.1.1 Algorithmes matriciels

Décomposition en valeurs singulières

Sur la figure 4.1 sont représentées les valeurs singulières obtenues pour la thérapie par arcs avec dans ce cas deux isocentres, soit 70 diadèmes dont on recherche les poids optimum. Le spectre des valeurs singulières s'étale sur plusieurs ordres de grandeur, ce qui est caractéristique d'un problème mal conditionné. Les poids obtenus, en utilisant la pseudo-inverse (voir annexe A) basée sur les 70 valeurs singulières, sont représentés sur la figure 4.2. Un grand nombre des poids sont négatifs et leur contribution est compensée par des poids positifs importants, donnant l'impression d'une répartition au hasard.

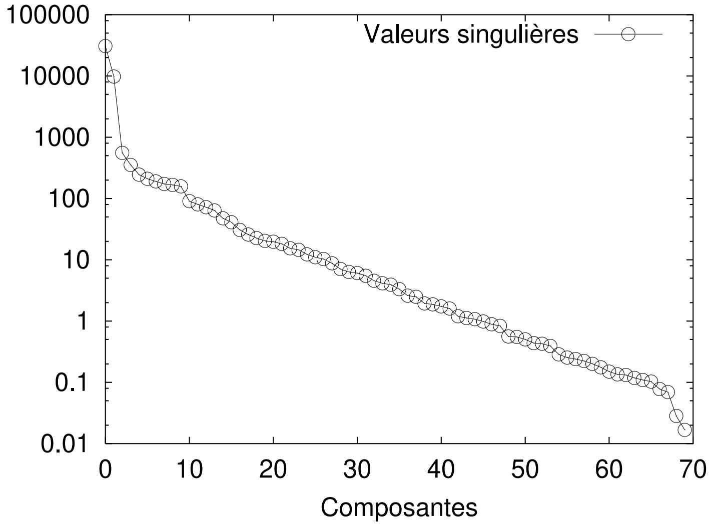


FIG. 4.1 – Valeurs singulières pour le patient C08.

La méthode DVS permet de reconditionner le problème en éliminant les valeurs singulières les plus faibles de la matrice W (équation 2.47, p. 31). Sur la figure 4.3, les poids calculés avec les dix premières valeurs singulières sont représentés (réduction du problème de 70 à 10 dimensions). Ceci améliore la situation : une grande partie des poids négatifs ont disparu.

Méthode NNLS

Les poids obtenus par la méthode NNLS sont représentés sur la figure 4.3. Une plus grande portion de ces faisceaux ont des poids nuls. D'autre part, contrairement à la méthode DVS, le résultat n'est pas arbitraire : par définition de la

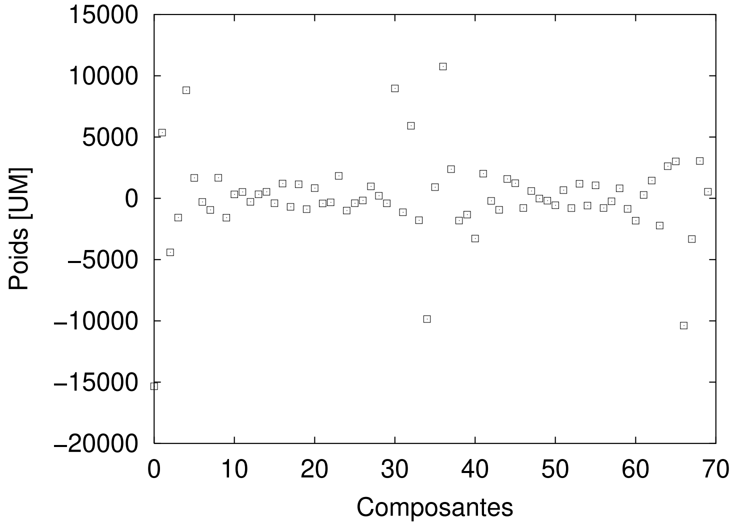


FIG. 4.2 – Poids des diadèmes calculés avec 70 valeurs singulières.

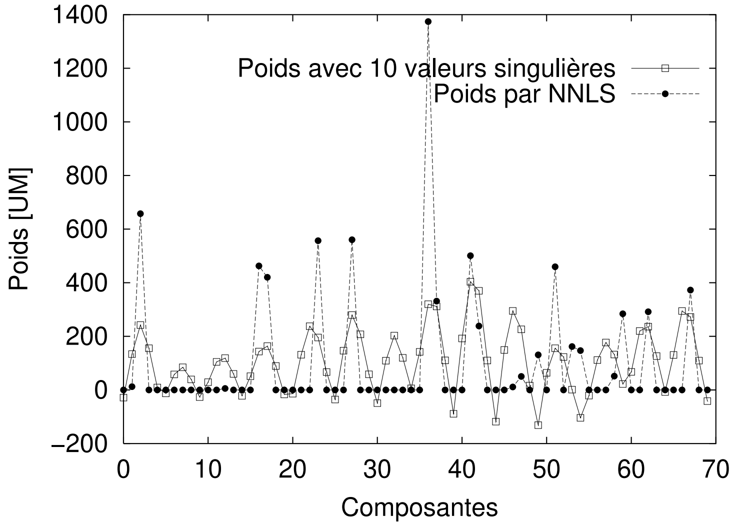


FIG. 4.3 – Poids des diadèmes calculés avec 10 valeurs singulières et par la méthode NNLS.

méthode NNLS, ces poids correspondent à l'optimum absolu du problème matriciel contraint aux poids positifs.

Les résultats présentés ici sont très représentatifs : pour tous les patients le comportement de la méthode DVS a été similaire. Elle s'est révélée particulièrement inadaptée à la radiochirurgie puisque qu'elle fournit des poids négatifs pour près de la moitié des faisceaux. D'autre part, il n'y a pas de stratégie pour déterminer le nombre de valeurs singulières à conserver et la solution en devient quelque peu arbitraire. Ainsi, l'algorithme DVS n'a pas été retenu, on lui a préféré la méthode NNLS qui est plus rapide et qui fournit dans tous les cas l'optimum absolu correspondant au problème matriciel.

4.1.2 Méthodes de descente

Méthode de quasi-Newton

Le critère d'arrêt de l'algorithme de quasi-Newton a été fixé par la norme du gradient (inférieure à 0,001 Gy^2). La fonction de coût est calculée avec 2500 points dans la lésion, 2000 dans la sphère, 3000 dans le cerveau et 400 dans chaque oeil. La figure 4.4.a illustre la décroissance de la norme du gradient en fonction des itérations pour le traitement par collimateur micro-multilames. Cette décroissance est lente puisqu'après un millier d'itérations, la norme du gradient est réduite de trois ordres de grandeur seulement. La méthode nécessite plus de 15000 itérations pour remplir la condition d'arrêt, soit plus de huit heures de calcul sur notre système.

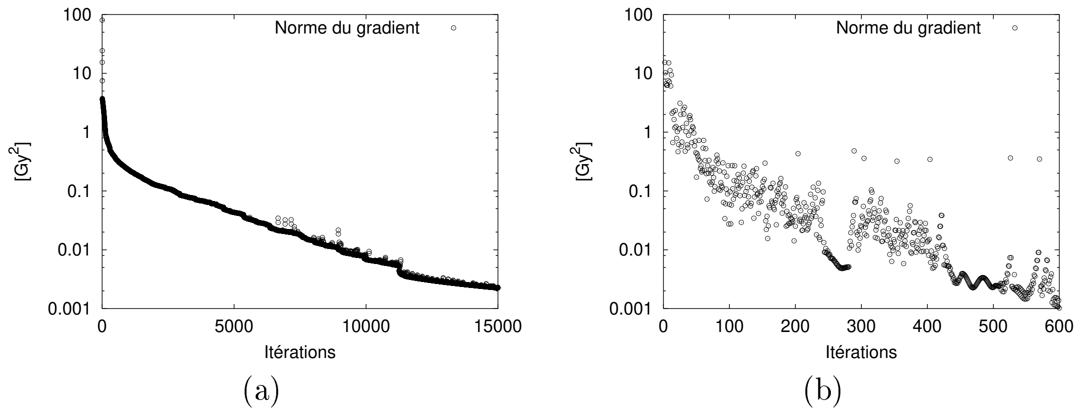


FIG. 4.4 – Évolution du gradient en fonction du nombre d'itérations avec le traitement par CMML. (a) Méthode de quasi-Newton ; (b) Méthode des gradients conjugués.

Méthode des gradients conjugués

La rapidité de convergence de l'algorithme des gradients conjugués est illustrée à la figure 4.4.b. On remarque les oscillations du gradient dues à la mise à zéro périodique du paramètre β_k comme expliquée page 41. Pour ce même cas, l'évolution des poids au fur et à mesure des itérations est représentée à la figure 4.5, les poids étant initialisés à 25 UM au début de l'algorithme. Le temps de calcul est d'environ 20 minutes pour les 600 itérations.

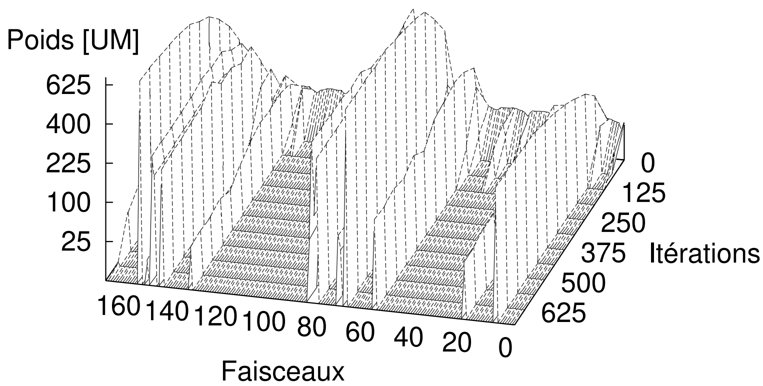


FIG. 4.5 – Évolution des poids au cours des itérations.

Dans le cas de la radiochirurgie, contrairement à l'optimisation de la modulation d'intensité, comme expliqué à la section 2.3.2, page 36, la méthode de quasi-Newton est inadaptée. L'explication réside dans le fait qu'un faisceau de radiothérapie est simulé, pour la modulation d'intensité, par des petits faisceaux élémentaires mis côte à côte et dont on recherche les poids. Ces petits faisceaux n'irradient pas tous le même volume et les équations qui en résultent sont relativement découplées. Au contraire, dans le cas de la radiochirurgie, les faisceaux convergent tous vers la lésion et les équations qui en résultent sont fortement couplées. Par exemple, en diminuant la dose sur un des faisceaux, on change forcément la dose au centre de la lésion et, en conséquence, un autre faisceau devra compenser cet écart. L'algorithme des gradients conjugués a donc été préféré pour sa rapidité de convergence. Il est en effet par construction adapté à résoudre ce problème de convergence.

4.1.3 Recuit simulé

La méthode du recuit simulé parcourt l'espace de phase avec une certaine heuristique, en disposant d'un nombre restreint de faisceaux, imitant par cela le travail du dosimétriste. L'amélioration de la probabilité de succès au cours du traitement est représentée sur la figure 4.6 pour le patient C08 traité par collimateur micro-multilames. Chaque disque noir indique une itération améliorant la probabilité de succès. Les cercles blancs indiquent les endroits approximatifs où l'algorithme a augmenté la "température" afin d'essayer d'atteindre l'optimum absolu.

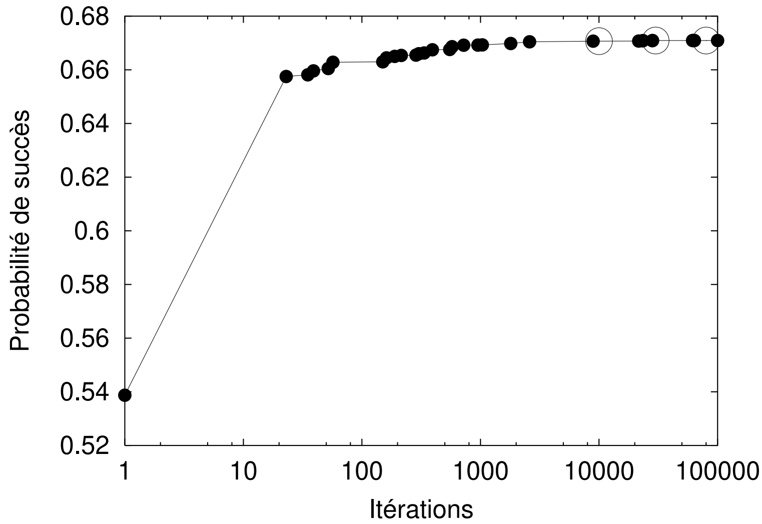


FIG. 4.6 – Amélioration de la probabilité de succès au cours des itérations.

Dans le cas de la thérapie par arcs, et pour obtenir une convergence acceptable, le nombre d'itérations est de 100'000. Les temps de calculs sont de l'ordre d'une semaine, pour un cas mono-isocentrique (18 paramètres) et de l'ordre du mois pour un cas à plusieurs isocentres ($n \times 18$ paramètres). Pour la thérapie par collimateur micro-multilames, dans tous les cas les paramètres sont au nombre de 18. Le nombre d'itérations restant le même mais le calcul de dose étant un peu plus lent, l'algorithme abouti en une dizaine de jours.

Le recuit simulé optimise directement la probabilité de succès ce qui doit l'amener à une solution meilleure que toutes les autres méthodes, dans la mesure où l'on assure la convergence. Une limite a été appliquée sur le nombre d'itérations pour des raisons pratiques. Ainsi avec un maximum d'itérations aux environs de 100'000, l'algorithme n'a pas toujours trouvé l'optimum absolu, il arrive même qu'il aboutisse à une solution moins bonne que la méthode manuelle. Cette constatation nous a dissuadé de poursuivre plus loin l'exploitation de cette méthode. À noter que l'algorithme de recuit simulé, tel qu'il a été implémenté et appliqué à tous les cas, ignore le problème de l'irradiation des yeux, ce qui aurait augmenté encore la durée des calculs.

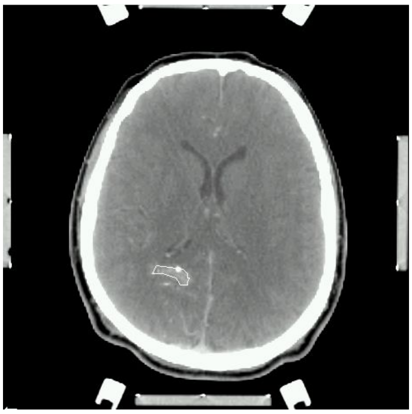
4.2 Comparaisons des résultats des algorithmes

Les résultats dosimétriques et balistiques concernant le patient C08 sont expliqués en détail dans cette section. Il s'agit des isodoses — bidimensionnelles et tridimensionnelles —, des histogrammes dose-volume, de la balistique adoptée par chaque algorithme et des probabilités d'oblitération, de complication et de succès. Rappelons que ces données sont résumées pour tous les patients dans l'annexe D.

Le tableau 4.1 indique les différents paramètres concernant ce patient : le Numéro d'Identification Personnel (NIP), l'âge, le sexe, la localisation et le volume de la lésion. Dans la dernière partie du tableau, le nombre d'isocentres utilisé pour la thérapie par arcs est indiqué ainsi que la taille des collimateurs (ici 1,5 et 1,8 cm) et les coordonnées correspondantes.

TAB. 4.1 – Résumé des paramètres concernant le patient C08.

	NIP	C08
	Âge	45
	Sexe	M
	Localisation	centrale
	Volume de la lésion	2,87 [cm^3]
	Nombre d'isoc.	2
1	diamètre [cm]	1,5
	coordonnées [cm]	-2,9 ;-3,4 ;-6,6
2	diamètre [cm]	1,8
	coordonnées [cm]	-1,2 ;-3,8 ;-6,7



4.2.1 Isodoses bidimensionnelles

Les isodoses bidimensionnelles obtenues pour la thérapie par arcs avec les différents algorithmes d'optimisation sont représentées sur la figure 4.7. Les isodoses sont superposées à l'image tomodensitométrique correspondant à la coupe centrale de la lésion. Les deux diagonales plus sombres sont des artefacts dûs aux pointes du cadre stéréotaxique. La lésion apparaît en blanc suite à l'injection de produit de contraste. Le volume cible de planification est indiqué par un contour sombre. Les isodoses sont tracées pour 300, 500, 1000, 2000 et 3000 cGy. Les axes sont gradués en distance tous les centimètres.

Les isodoses bidimensionnelles obtenues pour la thérapie par collimateur micro-multilames sont représentées sur la figure 4.8.

Pour les deux modalités de traitement, on note une ressemblance des répartitions de dose obtenues par l'algorithme NNLS et l'algorithme des gradients, avec une meilleure conformation pour ce dernier. Cette similitude s'explique par le fait que l'algorithme NNLS est un cas particulier de l'algorithme des gradients. En effet, si lors de l'optimisation par la méthode des gradients, on utilise les mêmes pondérations pour toutes les structures indiquées au tableau 3.4, page 62, et que l'on emploie la même dose minimum et maximum, la méthode fournit exactement la même réponse que l'algorithme NNLS.

Il n'est pas aisée de décider de la meilleure répartition sur ces images. En effet, seule la coupe transverse centrale est représentée : qu'en est-t-il des autres coupes transverses, sagittales et frontales ? Pour une analyse complète, il faut analyser toutes ces coupes ou une représentation tridimensionnelle de l'isodose enveloppante.

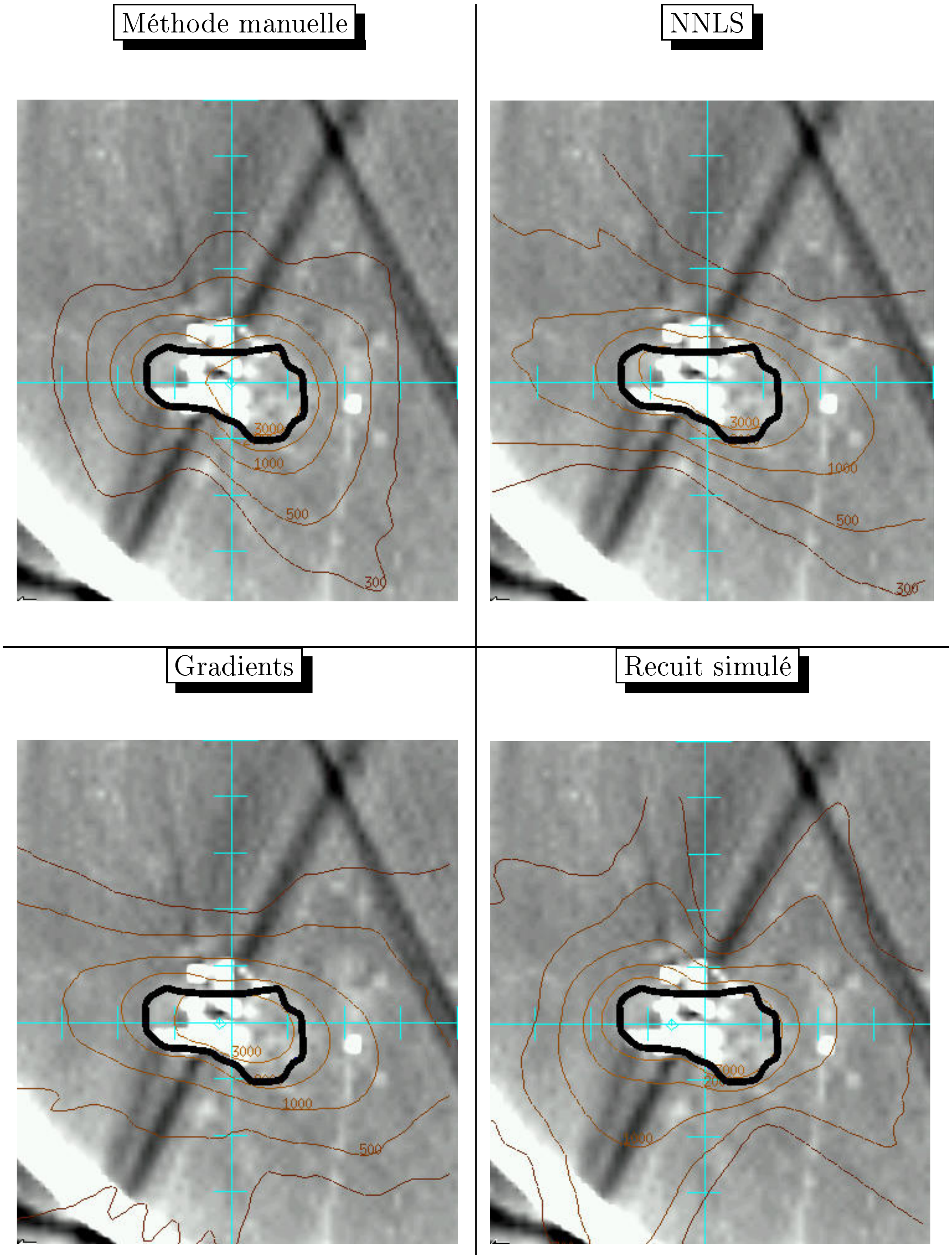


FIG. 4.7 – Isodoses bidimensionnelles pour la thérapie par arcs.

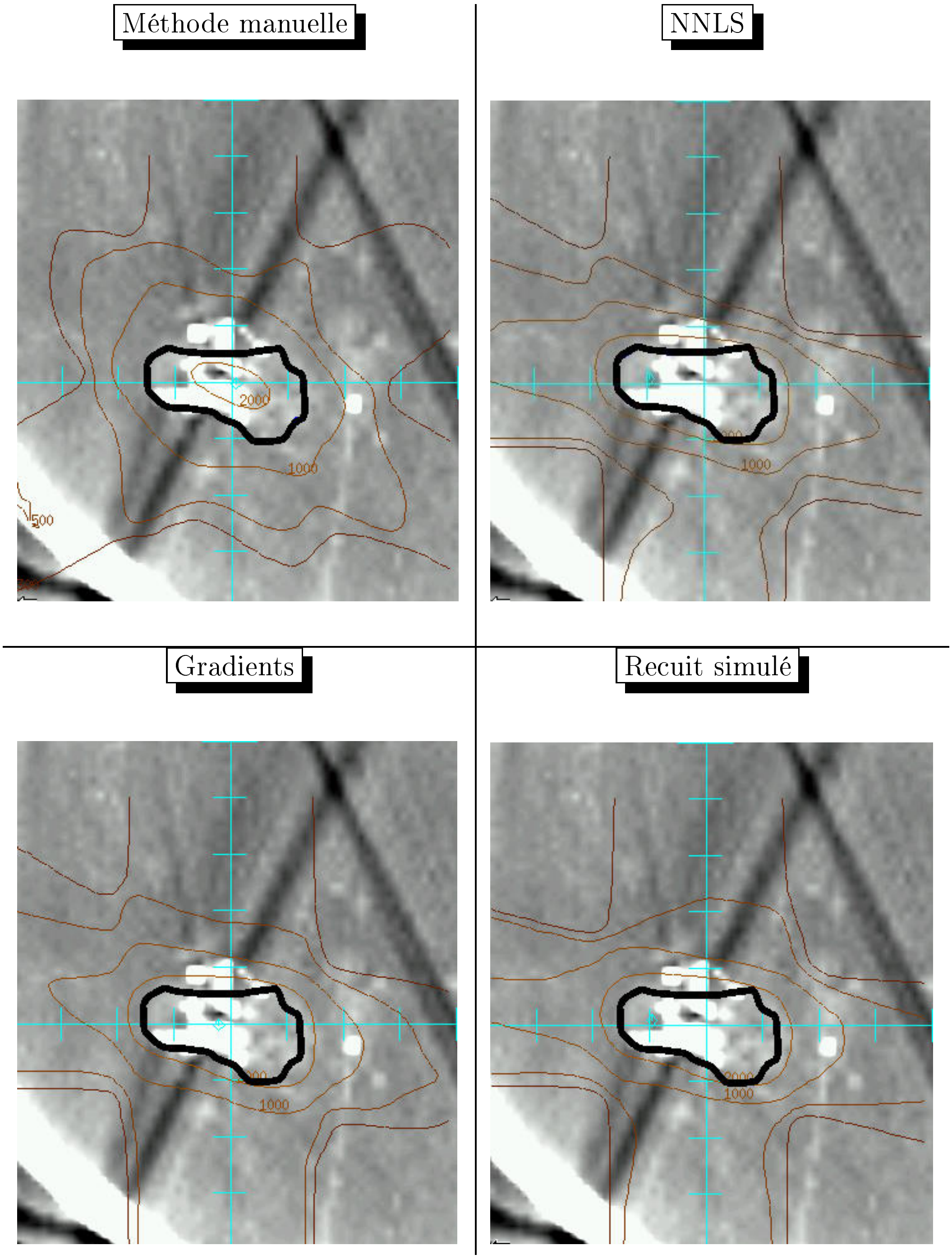


FIG. 4.8 – Isodoses bidimensionnelles pour la thérapie par collimateur micro-multilames.

4.2.2 Isodoses tridimensionnelles

L'isodose enveloppante est représentée à la figure 4.9 pour la thérapie par arcs et le traitement par CMML optimisés avec la méthode des gradients. Les angles d'incidence des représentations sont indiqués à la figure D.1, page 114. On constate, et ceci est valable pour tous les patients, que l'isodose par CMML est plus conforme à la silhouette de la lésion que celle de la thérapie pendulaire. De ce point de vue, le traitement par CMML est, de manière inhérente, supérieur à la thérapie par arcs. Les autres algorithmes d'optimisation ne sont pas représentés car les résultats sont toujours identiques.

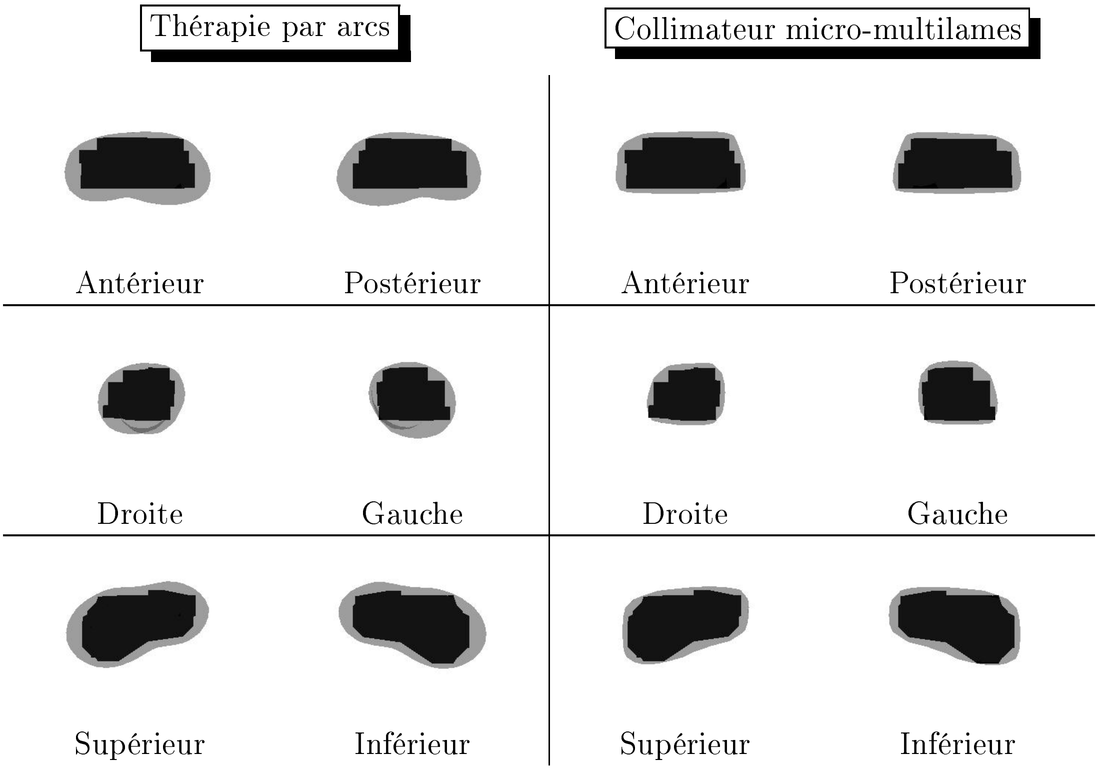


FIG. 4.9 – Isodose tridimensionnelle par la méthode des gradients conjugués.

4.2.3 Histogrammes dose-volume

Thérapie par arcs

Les histogrammes de la lésion calculés pour la thérapie par arcs sont représentés à la figure 4.10. Les doses moyennes obtenues par les différents algorithmes peuvent être assez différentes selon l'homogénéité de la répartition de dose. En effet, l'optimisation a lieu sur la probabilité de succès, et ceci impose une contrainte forte sur la dose minimum dans la lésion qui détermine la probabilité d'oblitération. Si le volume cible avait été une tumeur, la situation aurait pu être assez différente car la probabilité de contrôle de la tumeur ne dépend pas de la dose minimum mais plutôt de la dose moyenne dans le volume cible.

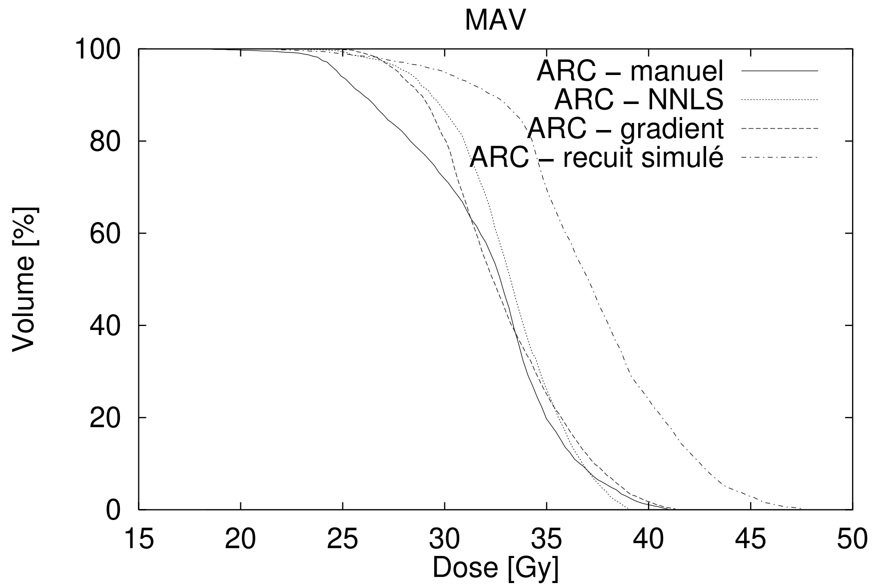


FIG. 4.10 – Histogrammes dose-volume de la lésion calculés pour la thérapie pendulaire.

Les méthodes manuelles ont toujours été appliquées avant les autres algorithmes afin que le dosimétriste ne soit pas influencé par leur réponse. Ainsi, il décide d'arrêter le processus itératif d'optimisation lorsqu'il pense avoir un traitement acceptable et difficilement améliorable. Dans cet exemple, la décision était correcte.

L'algorithme de recuit simulé pour la thérapie par arcs n'a pas abouti à une bonne solution (la dose est encore moins homogène que par la méthode manuelle). En fait, la limitation du nombre d'itérations à 100'000 (plus d'une semaine de calcul) n'a pas permis à l'algorithme de converger.

Les histogrammes des organes à risque calculés pour la thérapie par arcs sont représentées aux figures 4.11 à 4.14. On retrouve le même phénomène que sur l'histogramme dose-volume de la lésion, à savoir un traitement à une dose moyenne plus élevée pour le recuit simulé.

Bien que les yeux soit irradiés très en-dessous de la dose de tolérance dans tous les cas, l'algorithme des gradients conjugués leur délivre une dose systématiquement plus faible. Il est, en effet, le seul a réellement optimiser la répartition de dose en vue de les épargner. Pour l'optimisation manuelle, la consigne est d'éviter

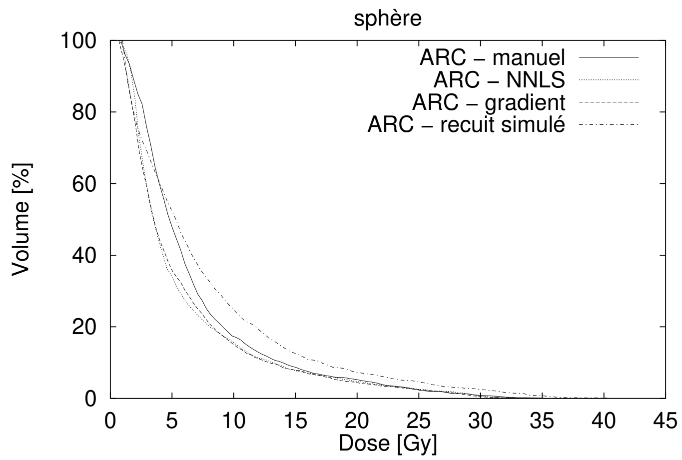


FIG. 4.11 – Histogrammes dose-volume calculés pour la thérapie par arcs.

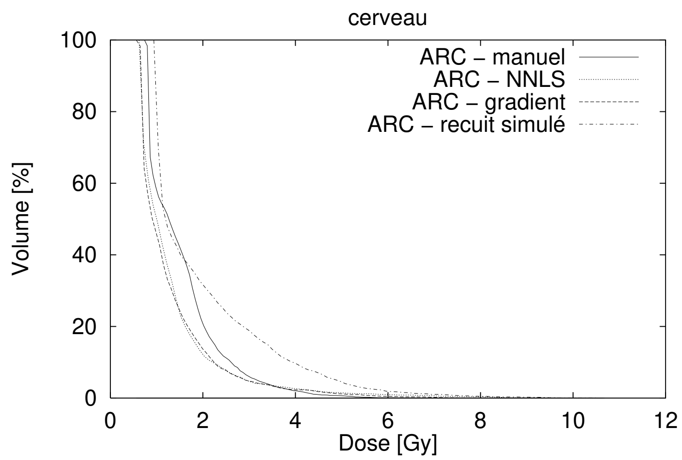


FIG. 4.12 – Histogrammes dose-volume calculés pour la thérapie par arcs.

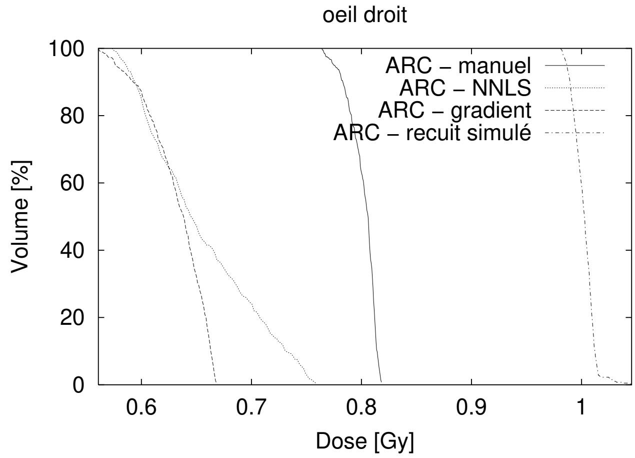


FIG. 4.13 – Histogrammes dose-volume calculés pour la thérapie par arcs.

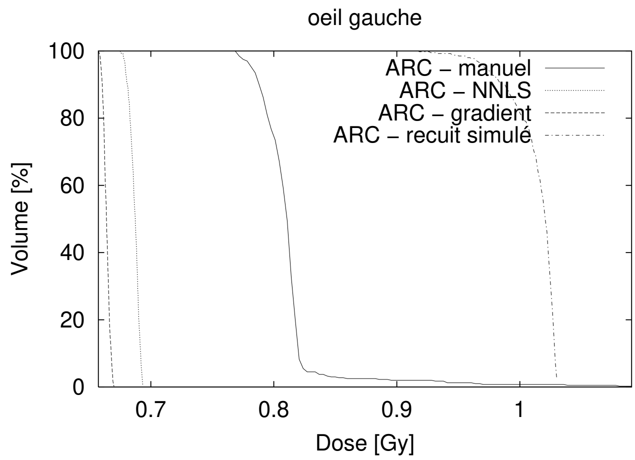


FIG. 4.14 – Histogrammes dose-volume calculés pour la thérapie par arcs.

les yeux, mais le rayonnement diffusé d'un faisceau passant à proximité de l'oeil n'est pas pris en compte. L'algorithme NNLS ne peut faire de différence entre les yeux et le cerveau, car il n'y a pas de possibilité de pondérer différemment les contraintes sur ces organes à risque. Quant au recuit simulé, il ignore la présence des yeux et l'on remarque une irradiation plus importante pour les patients P01, P04, P06, C01, C04, C05, C06, C07, C09, C12, C13 et C16 (voir annexe D).

Collimateur micro-multilames

Les histogrammes de la lésion calculés pour le collimateur micro-multilames sont représentés à la figure 4.15. La décision prise par le dosimétriste lors de l'optimisation manuelle n'était certainement pas optimale, en comparaison des autres algorithmes, qui ont tous produit une dose moyenne plus élevée. Avec la balistique choisie manuellement, augmenter la dose à la lésion conduisait à élever fortement la probabilité de complication dans le tissu sain et, par conséquent, à diminuer la probabilité de succès. Sans indication supplémentaire, le dosimétriste a choisi de conserver cette dose (optimum de la balistique en cours), bien qu'elle soit éloignée de l'optimum absolu comme le montre les histogrammes. D'autre part, la thérapie par CMML (voir fig. 4.10 et 4.15) irradie de façon plus homogène la lésion, ceci est caractéristique d'un patient traité en thérapie pendulaire par plus d'un isocentre (les points chauds entre les isocentres créent un surdosage de la MAV).

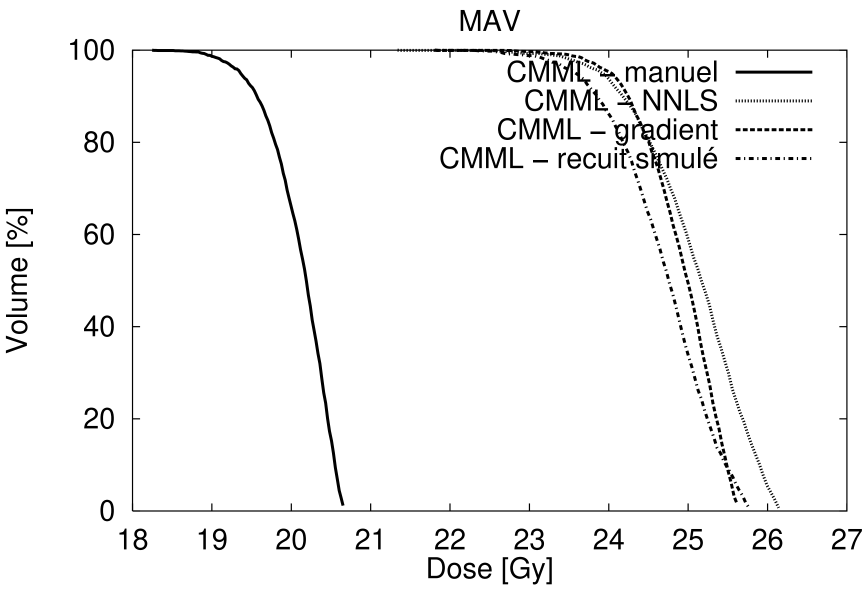


FIG. 4.15 – Histogrammes dose-volume de la lésion calculés pour les collimateurs micro-multilames.

Les histogrammes des organes à risque calculés pour le collimateur micro-multilames sont représentées aux figures 4.16 à 4.19. Les valeurs auxquelles sont irradiés les yeux sont très inférieures aux doses de tolérance.

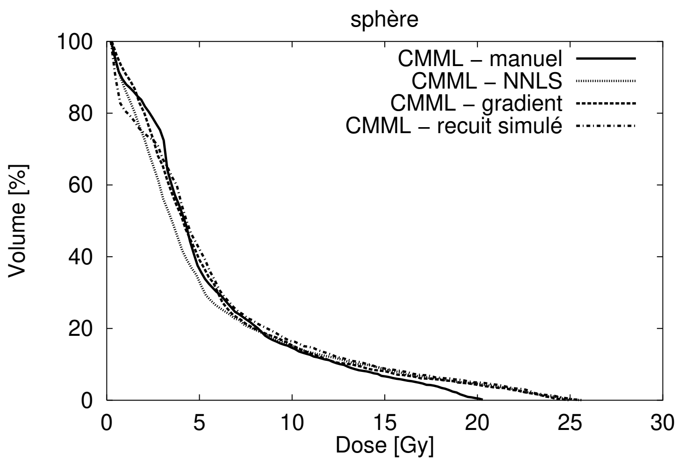


FIG. 4.16 – Histogrammes dose-volume calculés pour les collimateurs micro-multilames.

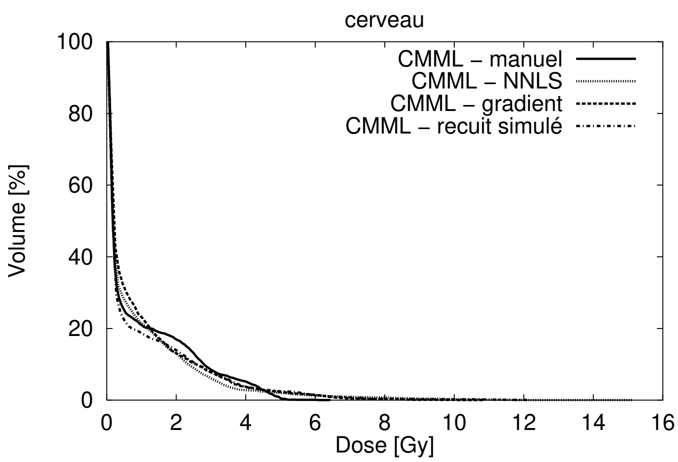


FIG. 4.17 – Histogrammes dose-volume calculés pour les collimateurs micro-multilames.

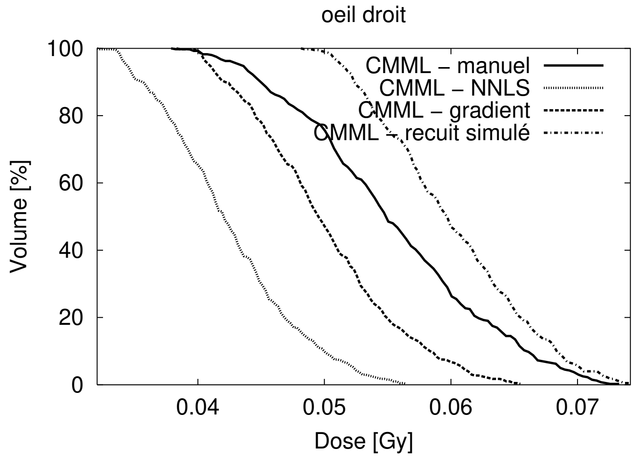


FIG. 4.18 – Histogrammes dose-volume calculés pour les collimateurs micro-multilames.

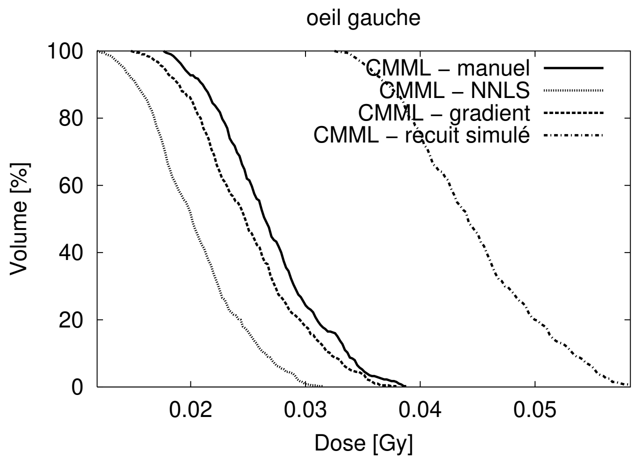


FIG. 4.19 – Histogrammes dose-volume calculés pour les collimateurs micro-multilames.

4.2.4 Balistique des traitements

Thérapie par arcs

Les diagrammes des figures 4.20 représentent la géométrie d'irradiation ainsi que les poids associés aux faisceaux. Chaque petit disque correspond à un faisceau et le rayon du disque est proportionnel au poids de ce faisceau. Les irradiations pendulaires sont simulées par une série de faisceaux espacés tous les dix degrés.

Dans le cas de l'optimisation manuelle, le dosimétriste ne décide pas de la pondération de chaque diadème, il prend le même nombre d'unités moniteur pour tous les faisceaux. Ceci se traduit par le fait que tous les petits disques ont le même rayon. On remarque également une certaine parenté entre les diagrammes des algorithmes NNLS et des gradients conjugués. Comme expliqué plus haut, ceci provient du fait que NNLS est un cas particulier de l'algorithme des gradients. À noter que la géométrie d'irradiation obtenue par la méthode du recuit simulé peut être très particulière car les poids des faisceaux sont plus rapides à converger vers des valeurs correctes que la balistique d'irradiation qui peut être «gelée» par la limite imposée à 100'000 itérations.

Le problème géométrique général correspond à irradier une petite sphère (MAV) placée dans une plus grande sphère (cerveau) que l'on veut protéger : il n'y a pas vraiment de balistique particulière qui amène une solution ; ainsi, en général, les diagrammes ne présentent pas une grande similitude. Dans le cas des lésions très allongées, on observe un alignement des faisceaux selon l'axe principale du volume cible (voir le patient C05, annexe D).

Collimateur micro-multilames

Les diagrammes de la figure 4.21 représentent la géométrie d'irradiation ainsi que les poids associés aux faisceaux, pour le cas de la thérapie par CMML.

Alors que l'algorithme des gradients utilise 169 faisceaux dont il cherche les poids optimum, rendant l'application clinique délicate si le nombre de faisceaux présentant un poids non-nul est important, la méthode manuelle et le recuit simulé utilisent six faisceaux (ou diadèmes) facilement applicables en clinique.

Afin de comparer les méthodes d'optimisation avec un même nombre de faisceaux, une modification de l'algorithme des gradients conjugués a été apportée, pour ce cas. Elle a permis d'éliminer les faisceaux présentant les poids les plus faibles. La démarche consiste à éliminer le faisceau de poids le plus faible et à optimiser avec les faisceaux restant jusqu'à n'en retenir que six. La balistique

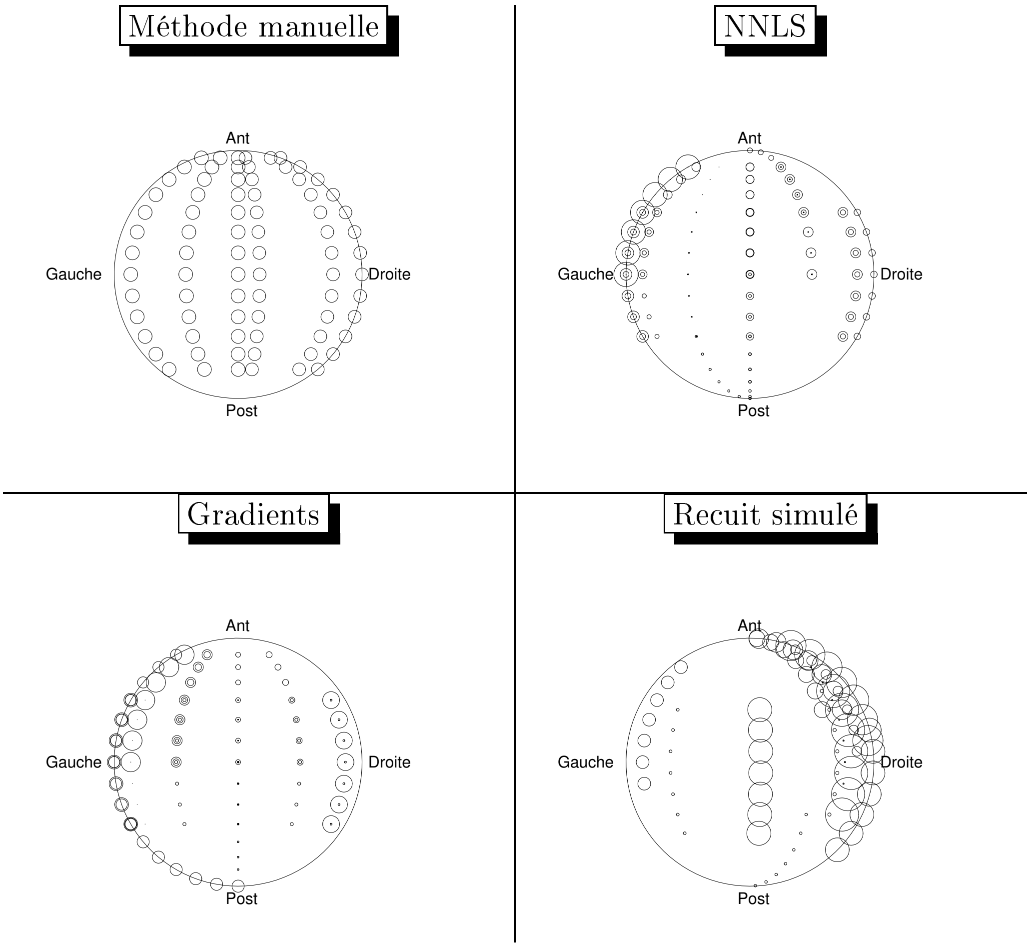


FIG. 4.20 – Diagramme représentant la géométrie d'irradiation.

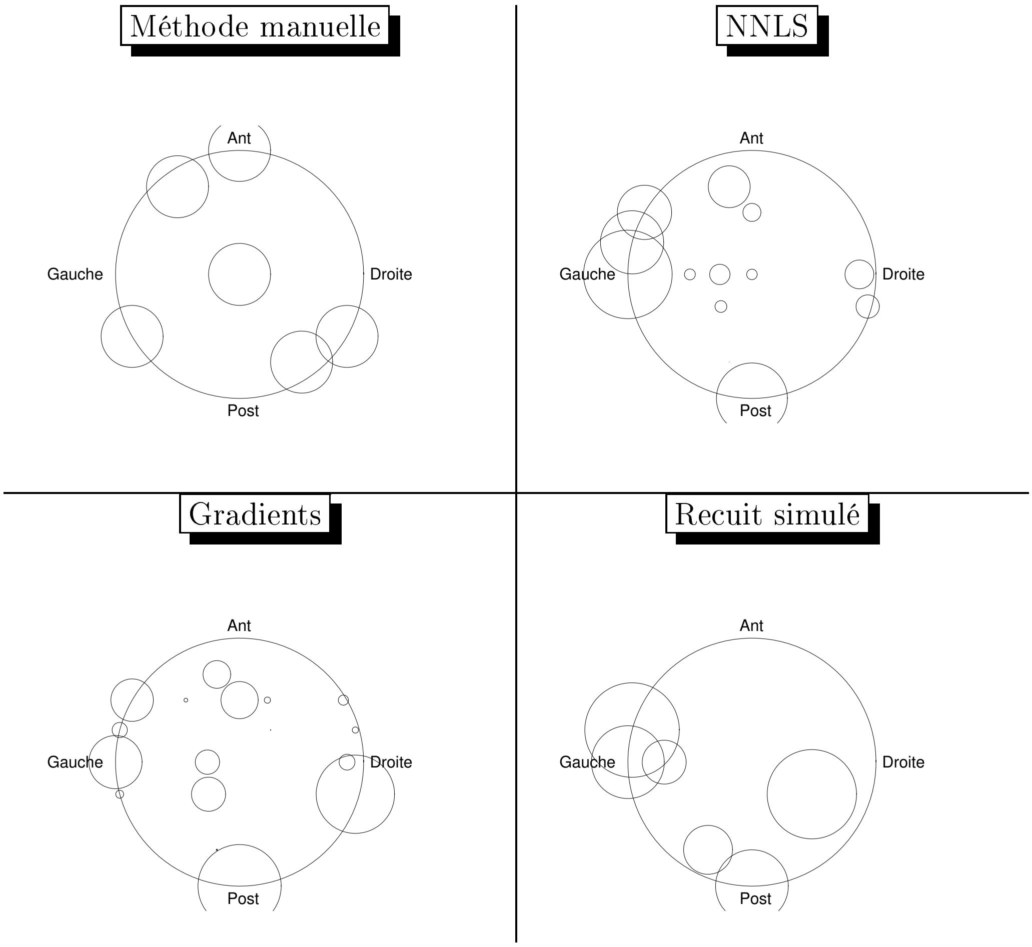


FIG. 4.21 – Diagramme représentant la géométrie d'irradiation.

résultante est présentée à la figure 4.22 côte à côte avec le cas obtenu par l'algorithme standard des gradients conjugués. On constate que les faisceaux présentant les poids les plus forts ont absorbé les contributions des autres faisceaux.

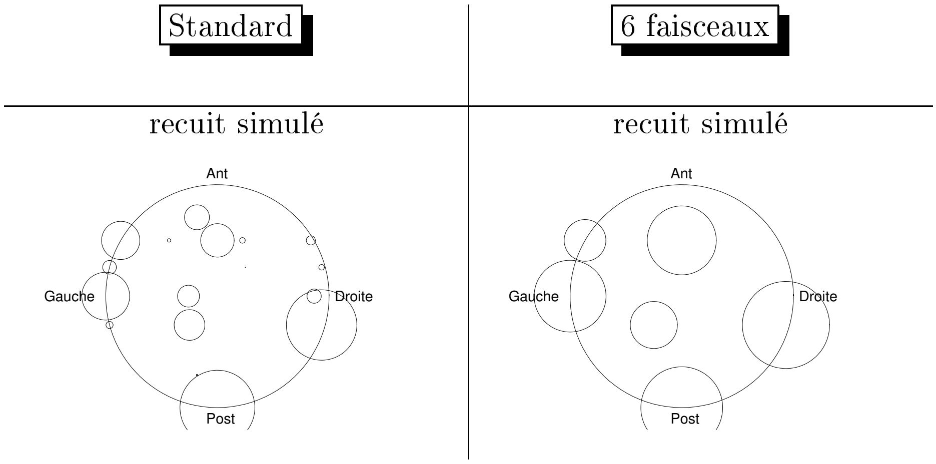


FIG. 4.22 – Diagramme représentant la géométrie d'irradiation obtenue par l'algorithme des gradients conjugués selon le cas standard et avec une limitation à six faisceaux.

D'autre part, la répartition des isodoses bidimensionnelles est très similaire (voir fig. 4.23). Les probabilités des différents effets sont comparées à la section suivante (voir tab. 4.3).

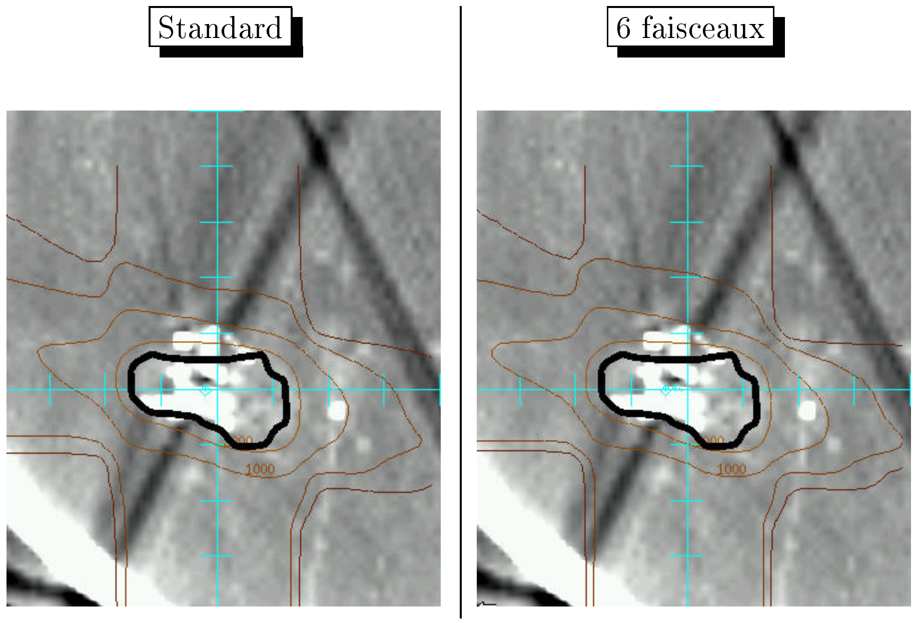


FIG. 4.23 – Isodoses bidimensionnelles pour la thérapie par collimateur micro-multilames selon le cas standard et avec une limitation à six faisceaux.

4.2.5 Probabilités de succès du traitement

La table 4.2 indique les probabilités pour les différents effets. Les probabilités de complication sont très élevées par rapport aux valeurs habituellement considérées en radio-oncologie. Ceci provient du fait que même les effets transitoires, dont on a pu mettre en évidence un lien avec l'irradiation sont comptabilisés par Karlsson [1996].

La probabilité de succès est la plus faible pour l'algorithme de recuit simulé dans le cas de la thérapie par arcs. Ceci confirme ce que l'on a déjà dit à propos des HDV : le recuit simulé n'a pas trouvé l'optimum, il fait même moins bien que l'optimisation manuelle.

Le dosimétriste n'a pas obtenu une bonne conformation pour la thérapie par arcs ; en effet avec la probabilité d'oblitération la plus faible des quatre algorithmes, il obtient une probabilité de complication supérieure aux algorithmes NNLS et des gradients.

Pour les deux modalités de traitement les probabilités d'oblitération sont identiques en ce qui concerne les algorithmes NNLS et des gradients. Par conséquent, la différence dans la probabilité de succès provient des probabilités de complication. On remarque que la probabilité de complication dans la sphère est presque équivalente dans les deux modalités de traitement, ceci indique une bonne conformation de l'isodose enveloppant la lésion. La probabilité de complication dans le cerveau est plus faible lors de la thérapie par arcs. Toutefois, elle est très faible en valeur absolue. Ainsi, pour ce cas l'écart entre les deux modalités de traitement provient surtout de la probabilité de complication dans la lésion : ce cas étant traité en pendulaire par deux isocentres, le surdosage résultant dans la lésion est responsable de la différence de probabilité de succès.

Pour certains patients, il existe une autre raison pour expliquer les écarts entre les probabilités de succès : la variation provient d'une différence de conformation et la probabilité de complication dans le cerveau est plus élevée pour la modalité la moins conformationnelle. Par exemple, pour le patient C05, la probabilité de complication totale est de 17,5% en thérapie par arcs alors qu'elle est de 10,8% pour le CMML (méthode des gradients conjugués). Les valeurs dans la lésion sont respectivement de 2,1% et 1,5%. La plus grande différence provient du cerveau où les probabilités de complication dans la sphère entourant la lésion sont de 13% et 8,6%, et dans le cerveau (sphère exclue) de 3,3% et 0,8%.

TAB. 4.2 – Probabilités d'oblitération, de complication et de succès.

		Probabilité de l'effet selon l'algorithme			
Technique	**Effet**	**manuel**	**NNLS**	**gradient**	**recuit simulé**
Thérapie par arcs	oblitération	0,73	0,78	0,79	0,77
	complication (lésion)	0,035	0,037	0,036	0,042
	complication (sphère)	0,121	0,105	0,105	0,169
	complication (cerveau)	0,003	0,012	0,006	0,028
	complication totale	0,154	0,149	0,143	0,226
	succès	**0,62**	**0,66**	**0,67**	**0,60**
Collimateur micro-multilames	oblitération	0,73	0,78	0,79	0,79
	complication (lésion)	0,019	0,026	0,025	0,025
	complication (sphère)	0,084	0,098	0,097	0,108
	complication (cerveau)	0,004	0,023	0,016	0,021
	complication totale	0,105	0,141	0,134	0,148
	succès	**0,65**	**0,67**	**0,68**	**0,67**

Les marges d'erreurs à appliquer aux valeurs de ces probabilités sont difficiles à estimer. Elles dépendent des paramètres décrivant les probabilités d'oblitération et de complications (voir table 2.1, page 26). En admettant les paramètres comme valides, c'est-à-dire en se limitant à une comparaison relative des traitements, l'erreur statistique sur la valeur des probabilités a été estimée par des calculs avec 100 échantillonnages de points différents pour le patient C08 et le traitement par CMML optimisé manuellement. Les histogrammes sont présentés aux figures 4.24 à 4.26. L'écart-type pour la probabilité de succès vaut 0,0044. Sur cette base, l'erreur statistique correspondant à 2 écarts-type, évaluée à 0,01, a été retenue pour tous les cas.

Les probabilités des différents effets de la thérapie par collimateur micro-

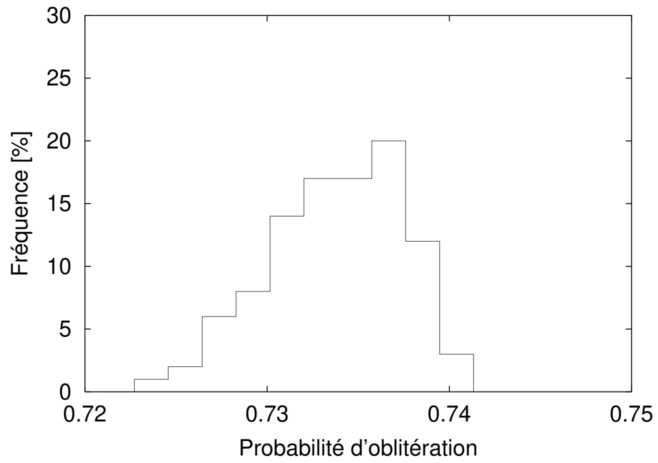


FIG. 4.24 – Histogramme des probabilités d'oblitération pour le patient C08 (PO).

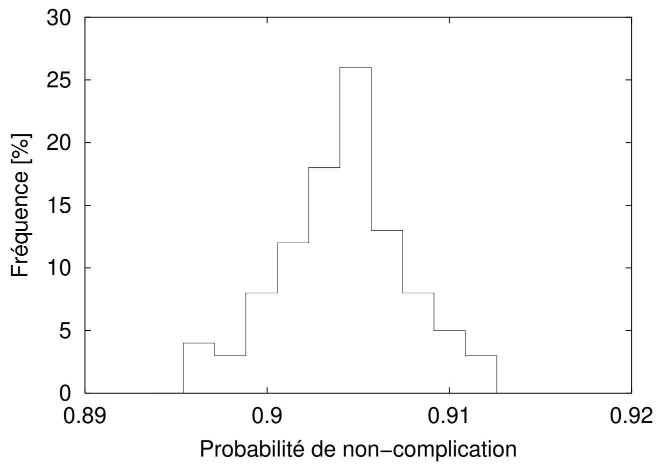


FIG. 4.25 – Histogramme des probabilités de non-complication pour le patient C08 ($1 - PCTS$).

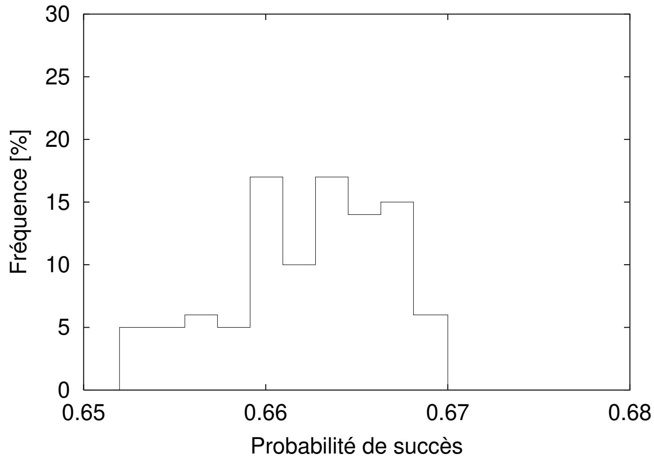


FIG. 4.26 – Histogramme des probabilités de succès pour le patient C08 (PS).

multilames sont représentées à la table 4.3 pour l'algorithme des gradients modifié afin de ne conserver que les six faisceaux présentant le poids le plus fort. La probabilité d'oblitération est inchangée par rapport au cas standard. La probabilité de complication est plus élevée pour la sphère et pour le reste du cerveau. C'est ce qui est attendu car le nombre de faisceaux étant plus restreint, le dose est moins bien répartie autour de la lésion. La différence n'est toutefois pas importante. La probabilité de succès est inférieure d'un pour-cent au cas standard.

TAB. 4.3 – Probabilités d'oblitération, de complication et de succès, pour le patient C08 par la méthode des gradients conjugués.

		Probabilité de l'effet	
Technique	**Effet**	**standard**	**six faisceaux**
Collimateur micro-multilames	oblitération	0,79	0,79
	complication (lésion)	0,025	0,025
	complication (sphère)	0,097	0,098
	complication (cerveau)	0,016	0,027
	complication totale	0,134	0,145
	succès	**0,68**	**0,67**

4.3 Comparaison des méthodes d'optimisation

La comparaison est effectuée sur l'ensemble du collectif, l'algorithme des gradients conjugués servant de référence.

La comparaison des probabilités de succès obtenues par la méthode manuelle et celle des gradients est illustrée à la figure 4.27. Sur ce graphique, on a représenté le rapport de la probabilité de succès de la méthode manuelle par celle des gradients. Une valeur inférieure à 1 indique que la méthode des gradients est meilleure. On constate que toutes les valeurs sont inférieures ou égales à 1.

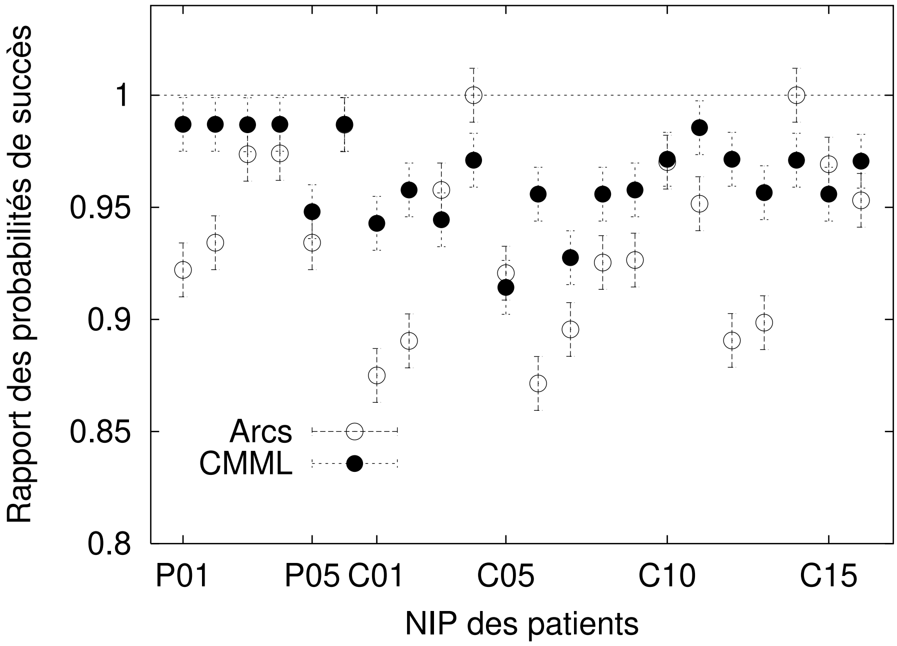


FIG. 4.27 – Comparaison manuel—gradients conjugués : la probabilité de succès de la méthode manuelle est divisée par la probabilité de succès de la méthode des gradients.

La souplesse de l'algorithme des gradients conjugués par rapport à l'algorithme NNLS permet d'une part de choisir une structure (dans notre cas les yeux) pour l'épargner en sacrifiant une autre structure (cerveau) par le biais de pondérations et d'autre part, de fixer des bornes inférieure et supérieure pour la répartition de dose dans chaque structure. Dans l'intervalle de ces bornes, l'optimisation est inutile. Ainsi, on peut s'attendre à ce que l'algorithme des gradients soit supérieur à l'algorithme NNLS. Les rapports entre les probabilités de succès obtenues par l'algorithme NNLS et l'algorithme des gradients sont présentés à la figure 4.28. Seul les patients C04 et C05 calculés pour la thérapie par arcs présentent une probabilité de succès meilleure avec l'algorithme NNLS. Le patient C04 est une lésion relativement frontale où l'algorithme NNLS a choisi d'irradier plus fortement les yeux. La dose maximum à oeil droit est de 1,67 Gy et à l'oeil gauche de 1,29 Gy, alors que l'algorithme des gradients conjugués a calculé une dose maximum à l'oeil droit de 1,06 Gy et à l'oeil gauche de 0,58 Gy. Le patient C05 présente une lésion très allongée sur l'axe antérieur-postérieur ce qui privilégie les faisceaux ayant cette direction. Ceci correspond également à irradier les yeux. Donc dans les deux cas, l'algorithme des gradients a épargné un peu les yeux tout en sacrifiant le cerveau d'où une probabilité de succès inférieure car elle ne tient pas compte des yeux.

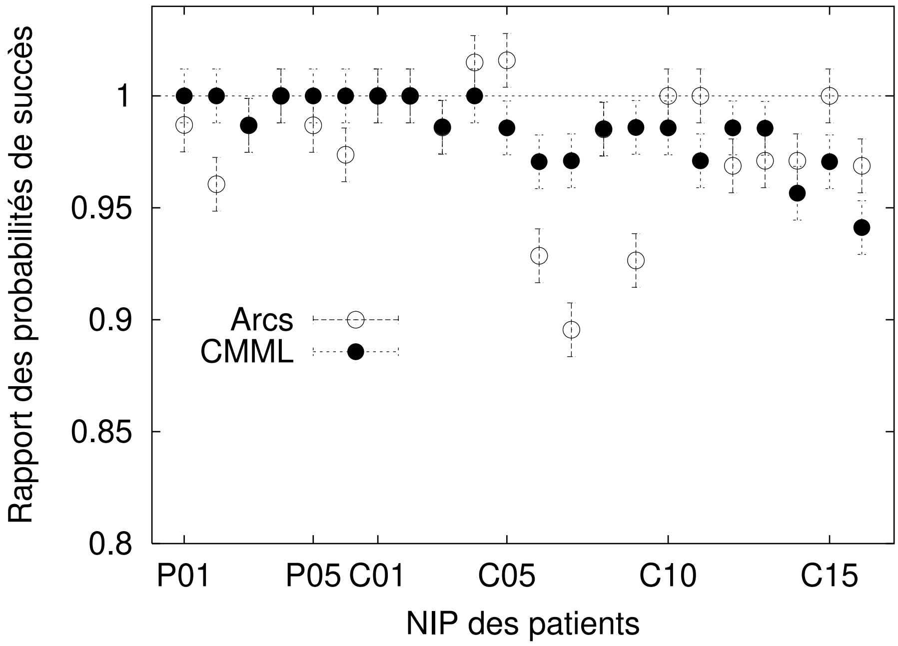


FIG. 4.28 – Comparaison NNLS—gradients conjugués : la probabilité de succès de la méthode NNLS est divisée par la probabilité de succès de la méthode des gradients.

On aurait pu s'attendre à ce que l'algorithme de recuit simulé soit plus performant que la méthode des gradients conjugués puisqu'il optimise directement sur la probabilité de succès. Sur la figure 4.29, toutes les valeurs sont inférieures ou égales à 1 ce qui indique que le recuit simulé n'a jamais produit un traitement avec une probabilité de succès supérieure à la probabilité calculée par l'algorithme des gradients.

En conclusion de cette section, les modalités de traitement sont comparées en nous basant sur les résultats de l'algorithme des gradients conjugués.

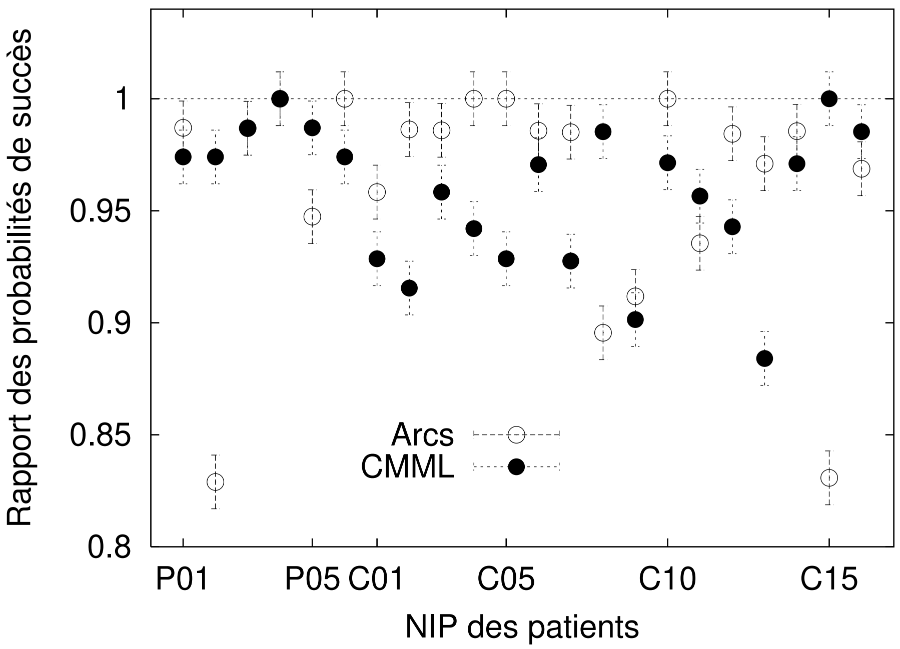


FIG. 4.29 – Comparaison recuit simulé—gradients conjugués : la probabilité de succès de l'algorithme du recuit simulé est divisée par la probabilité de succès de la méthode des gradients.

4.4 Comparaison des modalités de traitement

Les cas sont répartis en deux classes : les localisations périphériques et les localisations centrales. Dans les deux groupes, les patients sont triés par ordre croissant du volume de la lésion.

Pour les localisations périphériques, les rapports des probabilités de succès entre le traitement par thérapie pendulaire et par collimateur micro-multilames sont représentés à la figure 4.30. Une valeur inférieure à 1 indique que le CMML est meilleur que la thérapie par arcs. Dans ces localisations, la différence bien que systématique n'est pas significative. En effet, les probabilités de complications sont relativement faibles pour les localisations périphériques et la probabilité de succès dépend essentiellement de la probabilité d'oblitération (dose minimum dans la lésion), sans réelles contraintes pour les tissus sains avoisinants. Le patient P04 est considéré comme ayant une lésion sphérique, il est représenté par un disque noir, le patient P05 a été traité par plusieurs isocentres, il est représenté par un carré, les autres lésions sont représentées par des triangles.

Les résultats des localisations centrales sont représentées sur la figure 4.31. À nouveau, les cas sphériques sont représentés par des disques noirs alors que les lésions traitées par plusieurs isocentres sont représentées par des carrés. Toutes les

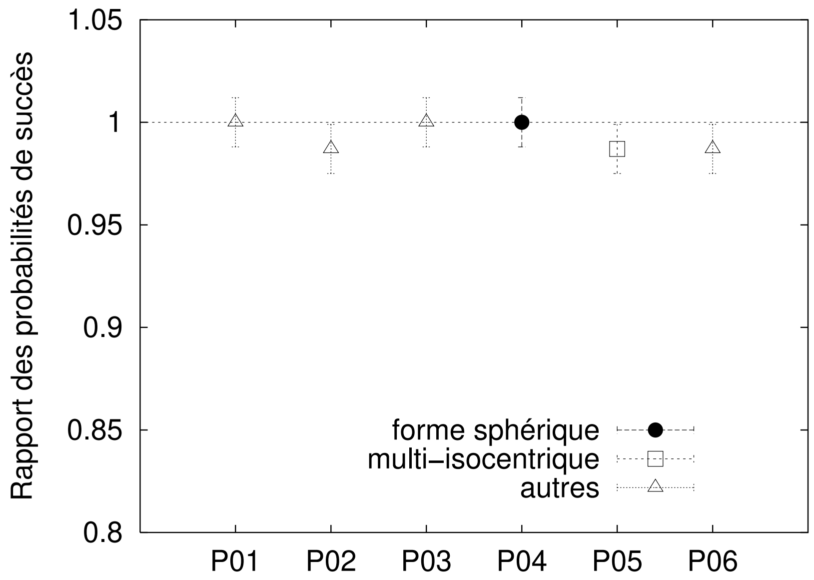


FIG. 4.30 – Rapport des probabilités de succès pour les localisations périphériques : la probabilité de succès de la thérapie par arcs est divisée par la probabilité de succès du traitement par collimateur micro-multilames.

autres lésions sont représentées par des triangles. On observe une tendance générale : les lésions centrales sont mieux traitées par le collimateur micro-multilames lorsque leur volume augmente. Considérons d'abord les petites lésions numérotées C01 à C06.

Deux des lésions favorablement traitées par la thérapie pendulaire peuvent être considérées comme sphériques (C01 et C02). La lésion C06 est également mieux traitée par la thérapie pendulaire car bien qu'elle ait un volume relativement complexe et important, un traitement très conforme par deux isocentres a pu être effectué. Dans ce cas, la thérapie par arcs utilisant deux isocentres est suffisamment conforme pour compenser l'effet du surdosage entre les isocentres. Au contraire, le patient C05 présente une lésion de forme très allongée qui n'est pas bien traitée par la thérapie par arcs. La différence entre les patients (C03, C04) et C06 alors qu'ils ont des formes de complexités comparables, provient de la taille des lésions. En effet, les collimateurs cylindriques utilisés pour la thérapie en pendulaire introduisent une discrétisation des diamètres des faisceaux : si la lésion a une dimension adaptée à ces diamètres, la pénombre plus franche du collimateur cylindrique favorise la thérapie en pendulaire.

Lorsque la lésion est plus volumineuse (patients C07 à C16), et qu'elle possède une taille qui correspond bien à des diamètres disponibles, elle peut également profiter de la pénombre plus franche des collimateurs cylindriques. C'est le cas pour les patients C13 et C14 qui sont aussi bien traités par la thérapie en

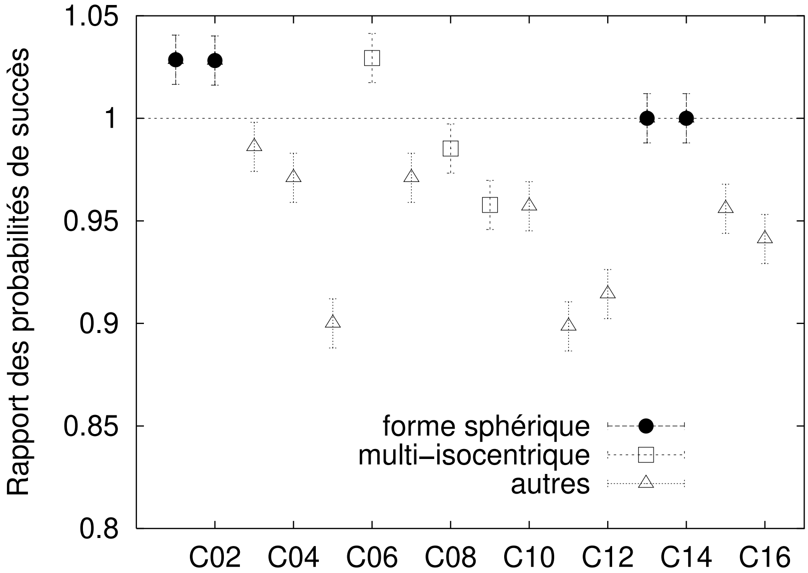


FIG. 4.31 – Rapport des probabilités de succès pour les localisations centrales : la probabilité de succès de la thérapie par arcs est divisée par la probabilité de succès du traitement par collimateur micro-multilames.

pendulaire que par le collimateur micro-multilames. Pour ces tailles de lésions, l'avantage produit par l'utilisation de plusieurs isocentres ne compensent plus le surdosage entre les isocentres (voir les patients C08 et C09). D'autre part, plus la taille de la lésion augmente, plus sa probabilité d'avoir une forme complexe est élevée, favorisant les traitements par CMML.