

RÉPUBLIQUE ALGÉRIENNE DÉMOCRATIQUE ET POPULAIRE
Université de Blida 1
Faculté des Sciences
Département de Physique



MÉMOIRE

En vue de l'obtention du diplôme de Master

Physique Médicale

Présenté par :

Abdelaziz BENHASSINE

**La routine clinique d'un physicien médical dans un service de
radiothérapie**

Soutenue le 29/06/2025

Devant le jury :

Dr. BENAHMED Abdelillah	Président	MCB	Université de Blida 1
Dr. LOUAS Mustapha	Examineur	MCB	Université de Blida 1
Dr. OULD-MOHAMED Mounir	Promoteur	MCA	Université de Blida 1

Remerciements

Au nom de Dieu, le Tout Miséricordieux, le Très Miséricordieux, louange à Allah, le Tout-Puissant.

Je tiens tout d’abord à exprimer ma profonde reconnaissance à mon encadrant, M. Ould-Mohamed Mounir Sidi Mohamed, Maître de Conférences classe A à l’Université de Blida 1, pour avoir dirigé ce travail avec rigueur, bienveillance et disponibilité. Son accompagnement constant et ses conseils éclairés ont grandement contribué à l’aboutissement de ce mémoire.

Je remercie vivement les membres du jury pour le temps consacré à l’évaluation de ce travail. Je suis particulièrement honoré que M. Benahmed Abdelillah, Maître de Conférences classe B à l’Université de Blida 1, ait accepté de présider ce jury, et je lui adresse mes remerciements les plus sincères. Ma gratitude va également à M. Louas Mustapha, Maître de Conférences classe B à l’Université de Blida 1, pour avoir accepté d’évaluer ce mémoire avec attention.

Je tiens à remercier chaleureusement M. Khoudmi Djamel et M. Laksas, physiciens médicaux au CAC de Blida, pour leur disponibilité et leur précieuse aide durant les séances de pratique, ainsi que pour avoir permis la réalisation concrète de ce travail.

Mes remerciements vont également à ma famille, pour son soutien inconditionnel et ses encouragements constants tout au long de ce parcours.

Enfin, j’adresse ma profonde gratitude à toutes les personnes qui, de près ou de loin, ont contribué à la réalisation de ce mémoire.

Abstract-Résumé

ملخص

يتناول هذا البحث الدور المحوري للفيزيائي الطبي في قسم العلاج الإشعاعي، مع التركيز على تخطيط العلاج، والقياس الجرعي، وضمان الجودة. ومن خلال الأعمال التطبيقية، يسلط الضوء على أهمية الإجراءات الصلابة لضمان دقة الجرعات المُعطاة. تستند الدراسة إلى البروتوكولات السريرية والتوصيات الدولية المتعلقة بالسلامة والفعالية. كما توضح التحديات المرتبطة بمعايرة الأجهزة والتحقق من خطط العلاج. الهدف النهائي هو ضمان علاجات إشعاعية آمنة وفعالة ومتوافقة مع المعايير السريرية.

الكلمات المفتاحية

الفيزياء الطبية، العلاج الإشعاعي، القياس الجرعي، ضمان الجودة

Abstract

This work explores the key role of the medical physicist in radiotherapy, focusing on treatment planning, dosimetry, and quality assurance. Through practical applications, it highlights the importance of rigorous procedures to ensure accurate dose delivery. The study is based on clinical protocols and international safety standards. It also emphasizes the significance of equipment calibration and treatment plan verification. The ultimate goal is to ensure safe, effective, and clinically compliant cancer treatments.

Keywords

Medical Physics, Radiotherapy, Dosimetry, Quality Assurance

Résumé

Ce mémoire explore le rôle central du physicien médical en radiothérapie, en mettant l'accent sur la planification des traitements, la dosimétrie et le contrôle qualité. À travers des travaux pratiques, il illustre l'importance des procédures rigoureuses pour garantir la précision des doses délivrées. L'étude s'appuie sur les protocoles cliniques et les recommandations internationales en matière de sécurité et d'efficacité. Elle met également en lumière les enjeux liés à la calibration des équipements et à la vérification des plans. L'objectif final est d'assurer des traitements sûrs, efficaces et conformes aux normes cliniques.

Mots-clés

Physique médicale, Radiothérapie, Dosimétrie, Assurance qualité

Table des matières

Remerciements	i
Abstract-Résumé	ii
Introduction Générale	1
1 Généralités sur le cancer et la radiothérapie	4
1.1 Bases biologiques du cancer	4
1.2 Principales modalités de traitement	5
1.3 Types de radiothérapie	7
1.3.1 Radiothérapie externe	7
1.3.2 Radiothérapie interne (curiethérapie)	7
1.3.3 Facteurs influençant le choix de la radiothérapie	8
1.4 Équipements utilisés en radiothérapie	9
1.5 La chaîne de traitement en radiothérapie	11
2 Activités cliniques du physicien médical	13
2.1 Rôle de physicien médical en radiothérapie	13
2.1.1 Mission générale	13
2.1.2 Responsabilités dans le service de radiothérapie	14
2.1.3 Collaboration avec l'équipe professionnelle	15
2.2 Planification et dosimétrie	16
2.2.1 Dosimétrie	18
2.2.2 Planification dosimétrique du traitement	19
2.2.3 Assurance qualité et mise en place	22
2.2.4 Imagerie portale	23
2.2.5 Le rôle d'un physicien médical dans un service de radiothérapie	25
2.3 Contrôle de qualité	27
2.3.1 Définition	27
2.3.1.1 Assurance de la qualité	27
2.3.1.2 L'Assurance Qualité en radiothérapie	28
2.3.2 Contrôle Qualité	28
2.3.2.1 Besoin d'assurance qualité en radiothérapie	28
2.3.2.2 Recommandations et réglementations algériennes	29
2.3.2.3 Contrôle de la qualité de l'équipement	30
2.3.2.4 Contrôle qualité des accélérateurs	30

2.3.2.5	Contrôle qualité des équipements d'imagerie utilisés en radiothérapie	31
2.3.2.6	Périodicité des contrôles	31
2.3.2.7	Objectifs et critères relatifs à la performance	31
2.4	Protocoles de sécurité	32
2.4.1	Calibration	32
2.4.2	Planification de traitement	32
2.4.3	Protection physique	33
2.4.4	Gestion des urgences	33
3	Études pratiques et protocoles réalisés	34
3.1	Contrôle mécanique de l'accélérateur linéaire	34
3.1.1	Contrôle mécanique en radiothérapie	34
3.1.2	Rappels théoriques	35
3.2	Calibration d'un accélérateur linéaire	44
3.2.1	Rappels Théoriques	44
3.2.2	Matériel et Méthodes	45
3.2.2.1	Matériel	45
3.2.2.2	Méthodologie	45
3.2.2.3	Détermination de l'indice de qualité TPR _{20, 10}	46
3.3	Commissioning	53
3.3.1	Rappels Théoriques	55
3.3.2	Matériel et Méthodes	58
3.3.2.1	Méthodologie	58
3.4	Plon VMAT et assurance qualité	60
3.4.1	Assurance Qualité d'un Plan VMAT	60
3.4.2	Objectifs du TP	62
3.4.3	Rappels Théoriques	63
3.4.4	Matériel et Méthodes	63
3.4.4.1	Matériel	63
3.4.4.2	Méthodes	64
3.5	La calibration d'un scanner CT	68
3.5.1	Rappel Théorique	68
3.5.2	Matériel et Méthodes	68
3.6	Résultat et analyse	74
3.6.1	Contrôle mécanique d'un accélérateur linéaire	74
3.6.2	Calibration de (LINAC) selon le protocole TRS-398	75
3.6.3	Commissioning	76
3.6.3.0.1	Profil de dose :	76
3.6.4	Assurance Qualité d'un Plan VMAT	79
3.6.5	La calibration d'un scanner CT	81
	Conclusion Générale	83
	Bibliographie	84

Table des figures

1.1	Chaîne verticale du parcours patient en radiothérapie	12
2.1	Les volumes d'intérêt	20
2.2	Exemple d'un DVH cumulatif	22
2.3	imageur porté MV (CAC Athéna)	24
2.4	Accélérateur linéaire équipé d'un imageur portal (MV-EPID) et d'un Imageur embarqué kV (source et détecteur) permettant de réaliser une imagerie CBCT.	26
3.1	CLINAC 2100C	36
3.2		37
3.3	Niveau à bulle.	38
3.4	Télécommande de contrôle manuel	39
3.5	Écran affichant les différents paramètres de traitement.	39
3.6	Goniomètre	40
3.7	Plateau de mesures.	41
3.8	Affichage de la DSP grâce au télémètre optique	42
3.9	Coïncidence entre l'axe de la tige et le plateau de mesure.	43
3.10	Table de traitement.	44
3.11	La cuve à eau MP1.	46
3.12	Valeurs typiques du facteur kQ pour différentes chambres d'ionisation en fonction de TPR _{20, 10} [?]	47
3.13		48
3.14		48
3.15	Chambre cylindrique de type Farmer	49
3.16	Électromètre routine. UNIDOS	50
3.17	Schéma de positionnement de la chambre d'ionisation dans le fantôme	50
3.18		51
3.19	Électromètre UNIDOS	51
3.20	Unité électronique de contrôle utilisée pour le réglage et l'étalonnage des paramètres de calibration	53
3.21	Mise en place Block de TOP	54
3.22	Pourcentage de Dose en Profondeur	56
3.23	Profil de Dose[21]	56
3.24	Facteur de symétrie dans le profil de dose	57
3.25	Facteur d'homogénéisation planéité de faisceau dans le profil[21]	57
3.26	Cuve MP3 et sa Manette de contrôle	59
3.27		60

3.28	Installation de la Chambre d'ionisation	61
3.29	Représentation de la valeur du gamma, $\gamma(r_m, r_c)$, et de l'angle du gamma selon le rapport n 9 de L'ESTRO.	64
3.30	LINAC Unique de Varian.	65
3.31	Plan VMAT.	66
3.32	Portail dosimétrique intégré	67
3.33	Affichage des cartes de dose	67
3.34	Scanner CT Philips	69
3.35	Phantom CIRS	70
3.36	Mise en place du fantôme.	71
3.37	Mesure des valeurs HU.	72
3.38		72
3.39	Insertion de tubes de densité plus élevés.	73
3.40		73
3.41	Courbe PDD obtenue	77
3.42	Résultats du profil de dose.	77
3.43	Profil de dose obtenue.	78
3.44	Échec de la validation.	79
3.45	Réussite de la validation	80
3.46	Profil de dose obtenue.	81

Liste des tableaux

3.1	Tableau utilisé pour sélectionner les holders et thimbles appropriés pour chaque détecteurs.	61
3.2	Tableau utilisé pour sélectionner les holders et thimbles appropriés pour chaque détecteur.	62
3.3	Résultats du contrôle mécanique 1	74
3.4	résultats du TPR	75

Introduction Générale

Le cancer est devenu un enjeu majeur de santé publique. Chaque jour, plus de 52900 personnes sont diagnostiquées avec un cancer et plus de 27.000 en décèdent. On estime que d'ici 2040, le nombre de nouveaux cas atteindra 28 millions, avec 16.2 millions de décès à l'échelle mondiale[1]. La cancérogenèse, un processus s'étendant souvent sur 10 à 20 ans, confère au cancer le statut de maladie chronique, fréquemment évitable et traitable. Les stratégies de prévention, telles que l'arrêt du tabac, le dépistage précoce et la vaccination, réduisent significativement l'incidence et la mortalité. Un diagnostic précoce, couplé à un traitement adapté, permet la guérison de nombreux cancers.

En Algérie, les données reflètent cette tendance mondiale. Selon Talbi et al.[2], environ 50000 nouveaux cas de cancer ont été recensés en 2019, dont 12000 chez les femmes (principalement des cancers du sein et du côlon-rectum) et 1500 chez les enfants de moins de 16 ans, avec 20000 décès attribués au cancer. En 2020, le registre national du cancer a estimé 49000 nouveaux cas, dont 23000 chez les hommes et 26000 chez les femmes.

Face à l'impact croissant du cancer sur les systèmes de santé, le développement de stratégies thérapeutiques efficaces est crucial. Parmi celles-ci, la chirurgie, la chimiothérapie[3], l'immunothérapie[4] et la radiothérapie occupent une place centrale. Cette dernière est utilisée dans la prise en charge d'environ 50 à 60% des patients atteints de cancer [5]. En ciblant les cellules tumorales par des rayonnements ionisants, la radiothérapie détruit les cellules cancéreuses tout en préservant les tissus sains. Cette efficacité est renforcée par des avancées technologiques et une intégration dans des

protocoles multimodaux, tant à l'échelle mondiale qu'en Algérie.

La radiothérapie repose sur l'utilisation de rayonnements ionisants à haute énergie (rayons X, gamma, électrons). Les protons, bien que particules chargées, sont aussi utilisés en radiothérapie pour leur propriété de dépôt d'énergie ciblé (pic de Bragg). pour induire des cassures dans l'ADN des cellules tumorales, inhibant leur prolifération. Utilisée seule ou en combinaison avec d'autres traitements (chirurgie, chimiothérapie, hormonothérapie), elle vise à contrôler la tumeur et à minimiser les risques de récurrence. Deux modalités principales sont distinguées :

- **Radiothérapie externe** : irradiation par un accélérateur linéaire délivrant des faisceaux de photons ou d'électrons ;
- **Curiethérapie** : placement de sources radioactives directement dans ou à proximité de la tumeur.

La précision est essentielle en radiothérapie. Des programmes rigoureux d'assurance qualité garantissent que la dose délivrée correspond à la dose prescrite. Ces procédures incluent :

- le contrôle mécanique des accélérateurs ;
- l'étalonnage dosimétrique périodique ;
- la validation des algorithmes de planification.

Conformément aux recommandations TG-142[6], la calibration des faisceaux est effectuée avec une incertitude inférieure à quelques pourcents.

Le physicien médical joue un rôle clé dans le service de radiothérapie, avec les responsabilités suivantes :

- Planification des traitements : élaboration et optimisation des plans de traitement via le système de planification (TPS).
- Calibration et dosimétrie : étalonnage des équipements et mesures précises de la dose délivrée.
- Contrôle qualité et sécurité : mise en œuvre de tests périodiques, audits et vérification de la conformité réglementaire.

- Suivi et ajustement : vérification hebdomadaire des doses, analyses dosimétriques in vivo et adaptations des plans si nécessaire ;
- Recherche et innovation : contribution à l'évaluation de nouvelles techniques et à l'amélioration des protocoles.

Ce mémoire analyse la routine clinique du physicien médical en radiothérapie, en s'appuyant sur l'application rigoureuse des protocoles d'assurance qualité, des outils dosimétriques et des techniques de planification. Il vise à démontrer comment ces pratiques garantissent des traitements efficaces et sécurisés, contribuant ainsi à la qualité des soins et à la sécurité des patients.

Généralités sur le cancer et la radiothérapie

Le cancer se caractérise par une prolifération incontrôlée de cellules anormales formant des tumeurs malignes, résultant de modifications génétiques et épigénétiques à l'origine de la cancérogenèse. Ce processus, souvent complexe et multifactoriel, peut conduire à l'invasion des tissus adjacents et à la dissémination métastatique vers d'autres organes, principale cause de mortalité liée au cancer. La cancérogenèse résulte de l'interaction entre des prédispositions génétiques et des facteurs environnementaux, tels que les rayonnements ionisants, les agents chimiques (tabac, arsenic) ou les infections virales (HPV, hépatite)

1.1 Bases biologiques du cancer

Le cancer regroupe un ensemble de maladies caractérisées par la prolifération incontrôlée de cellules anormales, formant des tumeurs malignes. Ces cellules acquièrent des capacités de division anarchique à la suite de modifications génétiques et épigénétiques, un processus appelé cancérogenèse. Cette prolifération peut entraîner une invasion des tissus adjacents et une dissémination métastatique vers d'autres organes, principale cause de mortalité liée au cancer [6].

D'un point de vue histopathologique, les cancers sont classés selon leur type cellulaire d'origine, conformément à la classification internationale des maladies pour l'oncologie (CIM-O)[7]. Les carcinomes, tumeurs d'origine épithéliale, représentent 80 à 90% des cas et incluent des sous-types

comme les adénocarcinomes, issus des organes ou glandes, et les carcinomes squameux, provenant de l'épithélium squameux[7]. Les autres catégories incluent :

- Les sarcomes, tumeurs des tissus conjonctifs ou musculaires, comme les ostéosarcomes ou liposarcomes ;
- Les hémopathies malignes, telles que les leucémies et lymphomes, affectant les tissus hématopoïétiques ;
- Le myélome multiple, cancer des cellules plasmatiques ;
- Des cancers mixtes ou rares, comme les blastomes, plus fréquents chez les enfants.

Chaque type de cancer présente des caractéristiques biologiques et une sensibilité aux traitements, notamment la radiothérapie, qui varient significativement. Une classification précise est donc essentielle pour orienter les stratégies thérapeutiques et optimiser les résultats cliniques

1.2 Principales modalités de traitement

Le traitement du cancer repose souvent sur une combinaison de plusieurs modalités thérapeutiques pour maximiser les chances de guérison. Les principales sont :

- **Chirurgie** : elle consiste en l'ablation chirurgicale de la tumeur et d'une marge de tissu sain environnant. C'est la méthode de référence pour traiter de nombreuses tumeurs solides localisées. La chirurgie peut être curative si la tumeur est totalement résécable. Des techniques chirurgicales variées existent (chirurgie ouverte, coelioscopie, robotique, etc.) pour minimiser la morbidité opératoire.
- **Chimiothérapie** : La chimiothérapie empêche la progression des tumeurs en bloquant leur division cellulaire et en induisant l'apoptose. Le fonctionnement biologique normal de l'organisme permet le renouvellement cellulaire en éliminant les cellules excédentaires ou endommagées, ce qui déclenche la formation de nouvelles cellules. En revanche, les cellules tumorales possèdent une capacité accrue de division et une forme d'immortalité, car elles ne sont pas

contrôlées par l'apoptose. Ainsi, alors que dans un organisme sain, la prolifération cellulaire est équilibrée par la mort cellulaire et régulée, dans les masses cancéreuses, le rapport entre la prolifération cellulaire et la mort cellulaire est élevé. La chimiothérapie intervient pour modifier les cellules tumorales afin qu'elles cessent de croître ou qu'elles meurent. On distingue ainsi deux grandes catégories de médicaments chimiothérapeutiques : les cytostatiques (médicaments biologiques) et les cytotoxiques[8].

Cependant, les médicaments chimiothérapeutiques ciblent également les cellules normales, ce qui peut entraîner divers effets secondaires en fonction de la dose administrée, tels que la perte de cheveux, des nausées, de la fatigue, des vomissements, etc. À la suite de traitements chimiothérapeutiques intensifs, les patients deviennent immunodéprimés, ce qui peut provoquer des infections graves, voire mortelles.

- **Immunothérapie** : cette modalité stimule ou modifie le système immunitaire du patient afin qu'il reconnaisse et détruise plus efficacement les cellules cancéreuses. L'immunothérapie inclut, par exemple, les inhibiteurs de points de contrôle immunitaire, les anticorps monoclonaux, les vaccins thérapeutiques et les thérapies cellulaires. Ces traitements biologiques augmentent la capacité naturelle du système immunitaire à lutter contre le cancer. Bien que révolutionnaires dans certains cancers, les immunothérapies sont encore en évolution et ne couvrent pas tous les types tumoraux.
- **Radiothérapie** : c'est un traitement local qui utilise les rayonnements ionisants pour détruire les cellules cancéreuses ou empêcher leur prolifération. En radiothérapie externe, un accélérateur linéaire délivre un faisceau de photons X (ou parfois d'électrons) de haute énergie dirigé vers la tumeur. Le rayonnement ionisant endommage l'ADN des cellules tumorales, induisant l'arrêt de leur division et leur mort. La radiothérapie peut être utilisée à visée curative (éradiquer la tumeur, prévenir la récurrence) ou palliative (réduire le volume tumoral pour soulager des symptômes). Par exemple, après résection incomplète ou pour tumeurs inopérables, la radiothérapie peut compléter la chirurgie pour améliorer le contrôle local.

1.3 Types de radiothérapie

La radiothérapie se divise en deux grandes catégories : la radiothérapie externe et la radiothérapie interne (curiethérapie). Ces approches diffèrent par leur mode de délivrance des rayonnements, mais partagent l'objectif commun de maximiser l'efficacité thérapeutique tout en minimisant les dommages aux tissus sains environnants.

1.3.1 Radiothérapie externe

La radiothérapie externe consiste à irradier la tumeur depuis une source externe, généralement à l'aide d'un accélérateur linéaire produisant des faisceaux de photons ou d'électrons. Cette méthode est la plus couramment utilisée, notamment pour les tumeurs situées à des profondeurs variables dans le corps. Les avancées technologiques, telles que la radiothérapie conformationnelle tridimensionnelle (3D-CRT) et la radiothérapie à modulation d'intensité (IMRT), permettent une délivrance précise de la dose, adaptée à la géométrie de la tumeur, tout en épargnant les organes à risque. Le physicien médical joue un rôle clé dans cette modalité, en optimisant les plans de traitement via des systèmes de planification (TPS) et en effectuant des contrôles qualité rigoureux pour garantir la précision des faisceaux.

1.3.2 Radiothérapie interne (curiethérapie)

La curiethérapie est une modalité de radiothérapie impliquant le placement précis de sources radioactives directement dans ou près de la tumeur. Cette technique est indiquée pour les patients atteints de divers types de cancers. Elle constitue un outil optimal pour administrer des doses très élevées de radiation de manière ciblée à la tumeur, tout en minimisant le risque de complications au niveau des tissus sains. L'efficacité de la curiethérapie repose sur l'administration d'une dose de radiation très élevée directement à la tumeur, au plus près des sources radioactives. Une des spécificités de la curiethérapie est la chute rapide de la dose à mesure que l'on s'éloigne des sources,

ce qui limite l'exposition des tissus environnants.

La curiethérapie présente des avantages dosimétriques notables grâce à des gradients de dose très marqués, comparés aux techniques conventionnelles de radiothérapie externe (EBRT). De plus, il n'est pas nécessaire d'ajouter de marges d'incertitude supplémentaires autour du volume cible clinique (CTV). En effet, si la tumeur se déplace pendant l'irradiation, la source radioactive se déplace avec elle, ce qui constitue un avantage majeur par rapport à la radiothérapie externe[9], qui requiert des marges supplémentaires pour prendre en compte les incertitudes liées à la mise en place et aux mouvements des organes.

Ainsi, la curiethérapie permet de maximiser le gradient entre la dose délivrée à la tumeur et celle aux tissus sains, tout en réduisant la dose intégrale reçue par le reste de l'organisme. Le traitement peut être administré en quelques jours seulement, contrairement aux protocoles de radiothérapie fractionnée prolongée. Cet aspect est cliniquement pertinent, notamment pour les tumeurs à forte prolifération, car il réduit la durée globale du traitement, ce qui améliore le contrôle local en limitant la repopulation tumorale.

Des études dosimétriques ont confirmé que la curiethérapie est un outil optimal dans le cadre de la radiothérapie, permettant d'atteindre des doses élevées dans la tumeur tout en diminuant l'exposition des organes à risque. La curiethérapie peut être utilisée seule ou en combinaison avec la radiothérapie externe, afin d'augmenter localement la dose dans les tumeurs primitives avancées nécessitant des doses élevées pour être guéries, comme les cancers du col de l'utérus ou de la prostate[9].

1.3.3 Facteurs influençant le choix de la radiothérapie

Le choix entre la radiothérapie externe et la curiethérapie, ou leur combinaison, dépend de multiples facteurs cliniques et biologiques, qui orientent la stratégie thérapeutique pour optimiser les résultats tout en minimisant les effets secondaires. Ces facteurs incluent :

- **Type de cancer** : Les caractéristiques histopathologiques, comme les carcinomes ou sar-

comes, influencent la sensibilité aux rayonnements. Par exemple, les carcinomes squameux du col de l'utérus répondent bien à la curiethérapie, tandis que les adénocarcinomes pulmonaires sont souvent traités par radiothérapie externe.

- **Taille de la tumeur** : Les tumeurs volumineuses peuvent nécessiter une radiothérapie externe pour couvrir un champ large, tandis que les tumeurs plus petites et bien délimitées sont candidates à la curiethérapie.
- **Localisation de la tumeur** : La proximité des organes critiques (par exemple, la moelle épinière ou le cœur) peut favoriser des techniques comme l'IMRT(Intensity-Modulated Radiation Therapy) pour épargner les tissus sains, ou la curiethérapie pour une délivrance focalisée.
- **Sensibilité des tissus adjacents** : Les tissus radiosensibles, comme les glandes salivaires ou les intestins, imposent des contraintes dosimétriques strictes, nécessitant des plans de traitement optimisés par le physicien médical.
- **État de santé général et antécédents médicaux** : Les comorbidités (diabète, maladies cardiovasculaires) ou l'état fonctionnel du patient peuvent limiter l'intensité ou la durée du traitement.
- **Traitements complémentaires** : La radiothérapie peut être combinée à la chimiothérapie ou à la chirurgie, influençant le choix de la modalité. Par exemple, une radiothérapie externe post-chirurgicale est courante pour réduire les risques de récurrence.
- **Autres facteurs** : L'âge, les conditions médicales coexistantes (par exemple, maladies auto-immunes), et les préférences du patient peuvent également guider la décision thérapeutique.

1.4 Équipements utilisés en radiothérapie

La pratique moderne de la radiothérapie nécessite un environnement technique sophistiqué. Les équipements clés incluent :

- **Accélérateur linéaire (LINAC)** : cet appareil accélère des électrons à des énergies élevées (typiquement 4-25 MeV) à l'aide d'ondes électromagnétiques de haute fréquence. Le faisceau d'électrons peut être projeté sur une cible en tungstène, générant ainsi des photons X d'énergie maximale d'environ 25 MeV pour traiter les tumeurs profondes. L'accélérateur permet aussi d'émettre des faisceaux d'électrons pour traiter les lésions superficielles. Il est équipé d'un collimateur multilames (MLC) qui façonne le faisceau selon la géométrie de la tumeur en temps.
- **Scanner dosimétrique (simulation)** : un scanner de planification (CT simulateur) permet d'acquérir des images du patient dans la position de traitement. Ces images en coupes fines cartographient le volume tumoral et les organes à risque. Elles servent à définir les contours de la tumeur et à calculer la distribution de dose prescrite sur un système informatique de dosimétrie. Le scanner est donc essentiel pour planifier et orienter précisément les faisceaux.
- **Simulateur radiologique et système informatique** : historiquement, un simulateur à rayons X (fluoroscopie numérique) pouvait reproduire le positionnement du faisceau thérapeutique. De nos jours, les logiciels avancés de planification dosimétrique remplacent ces simulateurs classiques. Ils intègrent l'imagerie volumétrique du scanner pour calculer virtuellement les plans de traitement et ajuster les paramètres du LINAC en conséquence. Les dosimétristes et physiciens médicaux utilisent ces outils pour optimiser la répartition de dose et assurer la qualité et la sécurité des traitements.
- **Autres équipements auxiliaires** : les collimateurs multilames modernes, les systèmes d'imagerie intégrés au LINAC (Radiographie portale, Cone-Beam CT, IRM-linac) et les outils de contrôle qualité (phantoms, dosimètres) sont également indispensables pour délivrer de manière précise et sûre la radiothérapie.

1.5 La chaîne de traitement en radiothérapie

La **chaîne de la radiothérapie** (figure 1.1) désigne l'ensemble des étapes successives qui composent la prise en charge d'un patient depuis la première consultation jusqu'à la mise en traitement. Elle repose sur une coordination rigoureuse entre plusieurs professionnels de santé. Le parcours débute par la *consultation initiale*, durant laquelle le **radiothérapeute oncologue** évalue la situation clinique du patient, détermine l'indication du traitement, et explique les objectifs thérapeutiques. Vient ensuite la *simulation*, assurée par le **manipulateur en électroradiologie**, qui consiste à acquérir des images de référence dans la position de traitement, avec les dispositifs d'immobilisation appropriés. Le *contourage* est ensuite réalisé par le radiothérapeute, qui délimite précisément la tumeur (volumes cibles : GTV, CTV, PTV) et les organes à risque (OAR) sur les images de simulation. Cette étape est essentielle pour guider la *dosimétrie*, prise en charge par le **physicien médical**, dont le rôle est de calculer et d'optimiser la distribution de la dose à l'aide d'un système de planification (TPS). Le plan ainsi établi est soumis à une *validation conjointe* par le médecin et le physicien, garantissant sa conformité aux objectifs cliniques et aux contraintes de sécurité. Enfin, le patient est orienté vers la *mise en traitement*, où le **manipulateur** assure quotidiennement le positionnement du patient et l'administration de la dose prescrite. Cette chaîne illustre l'importance du **travail multidisciplinaire** et de la **précision technique** dans la réussite d'un traitement de radiothérapie.

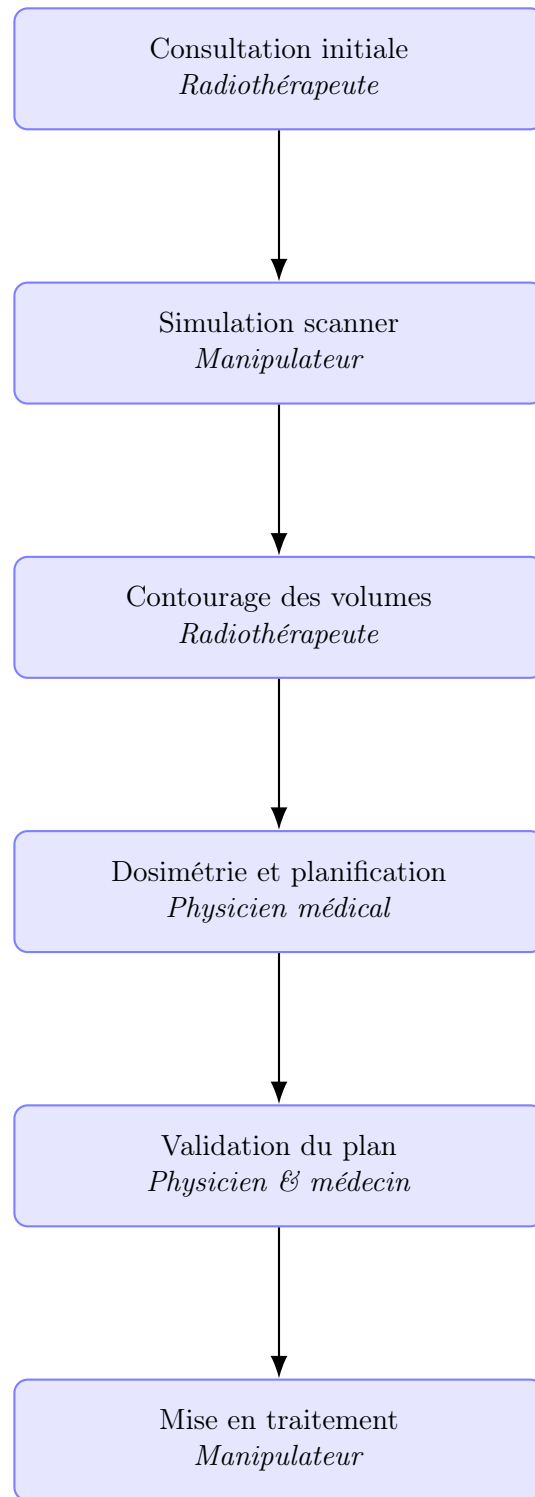


FIGURE 1.1 – Chaîne verticale du parcours patient en radiothérapie

Activités cliniques du physicien médical

2.1 Rôle de physicien médical en radiothérapie

2.1.1 Mission générale

Le physicien médical joue un rôle essentiel au sein du service de radiothérapie. Sa mission principale consiste à garantir la sécurité et l'efficacité des examens et traitements impliquant des rayonnements ionisants, tels que la radiothérapie et l'imagerie médicale. Il veille à ce que les doses administrées aux patients soient précises et optimisées, tout en minimisant les risques pour les patients ainsi que pour le personnel soignant. Il calcule et vérifie les doses de rayonnements délivrées, s'assurant de leur conformité avec les prescriptions médicales et optimisant les traitements afin d'obtenir les meilleurs résultats cliniques, avec un minimum d'effets secondaires. Ses responsabilités sont multiples, parmi lesquelles :

- Assurer le bon fonctionnement des appareils d'imagerie médicale et de radiothérapie, à travers des contrôles de qualité réguliers et des opérations de calibration.
- Mettre en place des mesures de radioprotection pour le personnel et les patients, en conformité avec les normes de sécurité en vigueur.
- Superviser la collecte, le contrôle et l'exploitation des données nécessaires à la planification et à la réalisation des traitements.

2.1.2 Responsabilités dans le service de radiothérapie

Le rôle du physicien médical est fondamental au sein du service de radiothérapie, car il est responsable de plusieurs aspects techniques et cliniques. Il veille notamment à ce que les traitements administrés respectent rigoureusement les normes de sécurité. Cela inclut le contrôle de qualité des équipements ainsi que l'évaluation et l'optimisation des protocoles cliniques. Il est également chargé de développer et de mettre à jour les protocoles de traitement en s'appuyant sur les avancées scientifiques et technologiques récentes, dans le but d'optimiser l'efficacité des soins tout en minimisant les effets secondaires. Le physicien médical travaille en étroite collaboration avec les oncologues pour définir les plans de traitement adaptés aux besoins spécifiques de chaque patient, ainsi qu'avec les techniciens en radiothérapie afin de garantir la conformité entre la planification et l'exécution des traitements. Parmi ses principales responsabilités :

- Il communique avec les infirmiers et les autres professionnels de santé pour assurer une prise en charge globale des patients, ce qui inclut les discussions sur les effets secondaires et le suivi post-thérapeutique.
- Il s'assure que les équipements de radiothérapie, tels que les accélérateurs linéaires, sont correctement calibrés. Il vérifie régulièrement que la dose administrée aux patients correspond exactement aux prescriptions médicales.
- Il utilise des logiciels spécialisés pour simuler les traitements et déterminer la meilleure stratégie d'irradiation, tout en limitant l'exposition des tissus sains.
- Il est responsable du contrôle des doses de rayonnement, ce qui peut inclure des vérifications en temps réel pendant les séances de traitement afin de garantir que le patient reçoit la dose prescrite.
- Il élabore et applique des protocoles de radioprotection pour assurer la sécurité des patients et du personnel, en veillant à ce que toutes les procédures soient conformes aux normes réglementaires [10].

Ces responsabilités sont essentielles pour garantir des soins de qualité et sécurisés aux patients recevant des traitements de radiothérapie.

2.1.3 Collaboration avec l'équipe professionnelle

La collaboration du physicien médical avec l'équipe professionnelle en radiothérapie est essentielle pour garantir des traitements à la fois efficaces et sûrs pour les patients atteints de cancer. En raison de la complexité croissante des techniques de radiothérapie, le physicien médical joue un rôle indispensable dans l'optimisation des protocoles de traitement, la calibration des équipements et le contrôle qualité. Cette collaboration se concrétise à travers des réunions régulières entre physiciens, oncologues et techniciens en radiothérapie, permettant un échange d'informations et une adaptation continue des plans de traitement. Par exemple, lors de l'introduction d'une nouvelle technologie de modulation d'intensité, le physicien médical collabore étroitement avec les oncologues afin de simuler différents scénarios de traitement, garantissant ainsi que chaque patient reçoive une dose précise et ciblée, tout en minimisant l'exposition des tissus sains. Cette synergie améliore non seulement les résultats cliniques, mais contribue également à maintenir un environnement de travail sûr, rigoureux et innovant pour l'ensemble de l'équipe [11]. Les principales formes de collaboration peuvent être résumées comme suit :

- Le physicien médical travaille en étroite collaboration avec les oncologues, les radiothérapeutes et les techniciens pour définir les plans de traitement selon les besoins spécifiques de chaque patient et garantir que l'administration est conforme aux prescriptions.
- Il communique efficacement avec les infirmiers et les autres professionnels de santé pour assurer une prise en charge globale du patient, en participant aux discussions sur les effets secondaires et le suivi post-thérapeutique [12].
- Il est responsable de la calibration et du contrôle qualité des accélérateurs linéaires (LINAC), du calcul précis des doses, ainsi que de la qualité des images utilisées dans le cadre de la planification.

- Dans le processus de planification, il utilise des logiciels spécialisés et les images médicales pour définir les volumes cibles et délivrer une dose optimale à la tumeur tout en épargnant les tissus sains.
- Dans le cadre du contrôle de qualité des équipements, il effectue des tests réguliers sur les appareils de traitement afin de s’assurer que les doses administrées sont conformes aux valeurs attendues [13].
- Il optimise la dose prescrite afin de maximiser l’efficacité du traitement, et contrôle les paramètres techniques (position, forme, énergie, etc.) pour garantir l’exactitude de l’irradiation. Il collabore avec les oncologues pour définir les objectifs du traitement (dose, zone à traiter, contraintes sur les organes à protéger), et choisit la technique la plus appropriée (radiothérapie 3D, IMRT, SABR) en fonction de la situation clinique [14].

2.2 Planification et dosimétrie

La planification du traitement en radiothérapie

La planification du traitement en radiothérapie est un processus rigoureux et essentiel, qui conditionne l’efficacité et la sécurité de la prise en charge des patients atteints de cancer. Elle rassemble plusieurs étapes et tâches complexes nécessitant une collaboration étroite entre le physicien médical, les oncologues et les techniciens en radiothérapie.

Le physicien médical joue un rôle central dans cette phase, en optimisant les doses de rayonnements dirigées vers les tumeurs tout en préservant au maximum les tissus sains. Il utilise pour cela des logiciels spécialisés de planification permettant de modéliser en trois dimensions les tumeurs et les organes environnants, garantissant ainsi une distribution optimale de la dose.

Les principales étapes de la planification sont les suivantes :

- **Consultation initiale** : Lors de la première rencontre, le médecin oncologue évalue le patient, analyse les antécédents médicaux et détermine si la radiothérapie est indiquée. Par

exemple, en cas de cancer du sein, le clinicien peut recommander une radiothérapie après la chirurgie.

- **Imagerie et diagnostic** : Des examens d'imagerie (scanner, IRM, TEP-scan) sont réalisés afin de localiser précisément la tumeur et d'évaluer son volume ainsi que son extension. Par exemple, une IRM peut aider à visualiser l'infiltration d'un gliome dans le cerveau.
- **Définition des cibles et des organes à risque** : À partir des images, les radiothérapeutes identifient la zone cible (volume tumoral) et les organes à protéger (comme le cœur dans le cas d'un cancer du poumon). Cette étape nécessite une délimitation très précise des structures.
- **Simulation** : Une séance de simulation est effectuée pour déterminer le positionnement optimal et reproductible du patient. Elle implique souvent l'usage de dispositifs d'immobilisation comme des coussins ou des masques thermoplastiques.
- **Élaboration du plan de traitement** : Le plan consiste à définir les faisceaux de rayonnement à délivrer à la tumeur en minimisant l'exposition aux tissus sains. Par exemple, dans le cas d'un cancer de la prostate, une technique de radiothérapie conformationnelle ou par modulation d'intensité (IMRT) peut être utilisée pour cibler avec précision la tumeur.
- **Revue et validation** : Le plan de traitement est examiné par l'ensemble de l'équipe pluridisciplinaire (oncologues, physiciens médicaux, techniciens) afin de s'assurer qu'il respecte les normes de sécurité, d'efficacité et de conformité aux prescriptions. Cela comprend la vérification des doses, des angles d'incidence et des contraintes sur les organes à risque.
- **Traitement** : Une fois validé, le traitement débute et se déroule généralement en plusieurs fractions (séances). Le patient est positionné comme lors de la simulation, et l'irradiation est administrée conformément au plan établi. Par exemple, un patient atteint d'un cancer du poumon peut recevoir des séances quotidiennes sur plusieurs semaines.
- **Suivi et ajustements** : Des consultations régulières sont organisées pour suivre la réponse du patient au traitement et ajuster le plan si nécessaire. Des examens d'imagerie peuvent être réalisés pour vérifier la réduction de la tumeur.

Ce processus structuré est indispensable pour garantir que le traitement est aussi efficace que possible, tout en limitant les effets indésirables. Par exemple, dans le cas d'un cancer du sein, la planification peut inclure des techniques avancées comme l'IMRT, permettant de cibler la tumeur avec précision tout en protégeant le cœur et les poumons.

2.2.1 Dosimétrie

La dosimétrie en radiothérapie est un domaine fondamental qui consiste à mesurer, évaluer et contrôler la dose de rayonnement délivrée aux tissus tumoraux et aux tissus sains lors du traitement. Elle repose sur des principes physiques rigoureux, dont le principal est la mesure de la dose absorbée, exprimée en Grays (Gy), représentant l'énergie déposée par unité de masse.

Dans le cadre de la radiothérapie, l'administration d'une dose précise est essentielle pour assurer la destruction des cellules cancéreuses tout en minimisant les dommages aux tissus sains. Une distribution homogène de la dose au sein du volume cible est indispensable. Une mauvaise répartition peut entraîner des sous-doses (réduction de l'efficacité thérapeutique) ou des surdoses (augmentation des effets secondaires).

La dosimétrie clinique s'appuie sur des systèmes de planification de traitement (Treatment Planning System, TPS) tels qu'**Eclipse** ou **Pinnacle**, qui utilisent des algorithmes sophistiqués pour modéliser et calculer la distribution de dose à partir des images médicales du patient (CT, IRM) et des paramètres du traitement (type de faisceau, énergie, angles, etc.).

Par ailleurs, les appareils de radiothérapie, notamment les accélérateurs linéaires (LINAC), doivent être régulièrement calibrés afin de garantir l'exactitude des doses délivrées. Ce processus de calibration est indispensable pour assurer la conformité entre la dose calculée et la dose réellement administrée au patient, conformément aux normes de qualité et de sécurité en vigueur.

2.2.2 Planification dosimétrique du traitement

La planification dosimétrique du traitement est une étape cruciale en radiothérapie. Elle repose sur l'utilisation d'un système de planification de traitement (Treatment Planning System, TPS) permettant de déterminer la distribution de la dose dans la tumeur et les zones avoisinantes. Cette distribution doit être optimisée afin que les tissus sains environnants reçoivent une dose minimale, tout en assurant une dose suffisante pour l'éradication des cellules tumorales.

La planification est généralement assistée par un logiciel informatique dédié (tel que Eclipse ou Pinnacle), dont le choix dépend du degré de complexité et des risques associés au traitement [15]. À l'aide du TPS, le radio-oncologue délimite les volumes cibles sur les images issues du scanner (CT), en particulier le GTV (Gross Tumor Volume) et le CTV (Clinical Target Volume). Le système permet de générer des contours représentant les structures anatomiques et les régions d'intérêt nécessaires à la planification.

Notion de volumes en radiothérapie

Les avancées en imagerie médicale et en informatique ont permis de définir avec précision les différents volumes utilisés en radiothérapie, conformément au rapport ICRU 50 (1993) [16], schématisés en figure 2.1 :

- **Volume tumoral macroscopique (GTV)** : Correspond à la tumeur visible sur l'imagerie (scanner, IRM). Il s'agit de la zone qui recevra la dose maximale.
- **Volume cible clinique (CTV)** : Inclut le GTV ainsi que les tissus adjacents susceptibles de contenir des cellules tumorales non visibles à l'imagerie. La définition du CTV repose en partie sur l'expertise clinique.
- **Volume cible planifié (PTV)** : Englobe le CTV avec une marge de sécurité pour compenser les incertitudes de positionnement et les mouvements physiologiques du patient [17].
- **Volume traité** : Volume délimité par une isodose spécifique définie par le radiothérapeute. Il

représente la zone recevant la dose prescrite, et devrait idéalement correspondre au PTV [16].

- **Volume irradié** : Volume de tissu recevant une dose significative du point de vue de la tolérance des tissus sains.
- **Volumes à protéger (OAR)** : Les organes à risque (*Organs at Risk*, OAR) sont des structures sensibles pour lesquelles il est crucial de limiter l'exposition aux rayonnements afin de réduire les effets secondaires. Une attention particulière est portée aux gradients de dose à la frontière des volumes cibles [16].

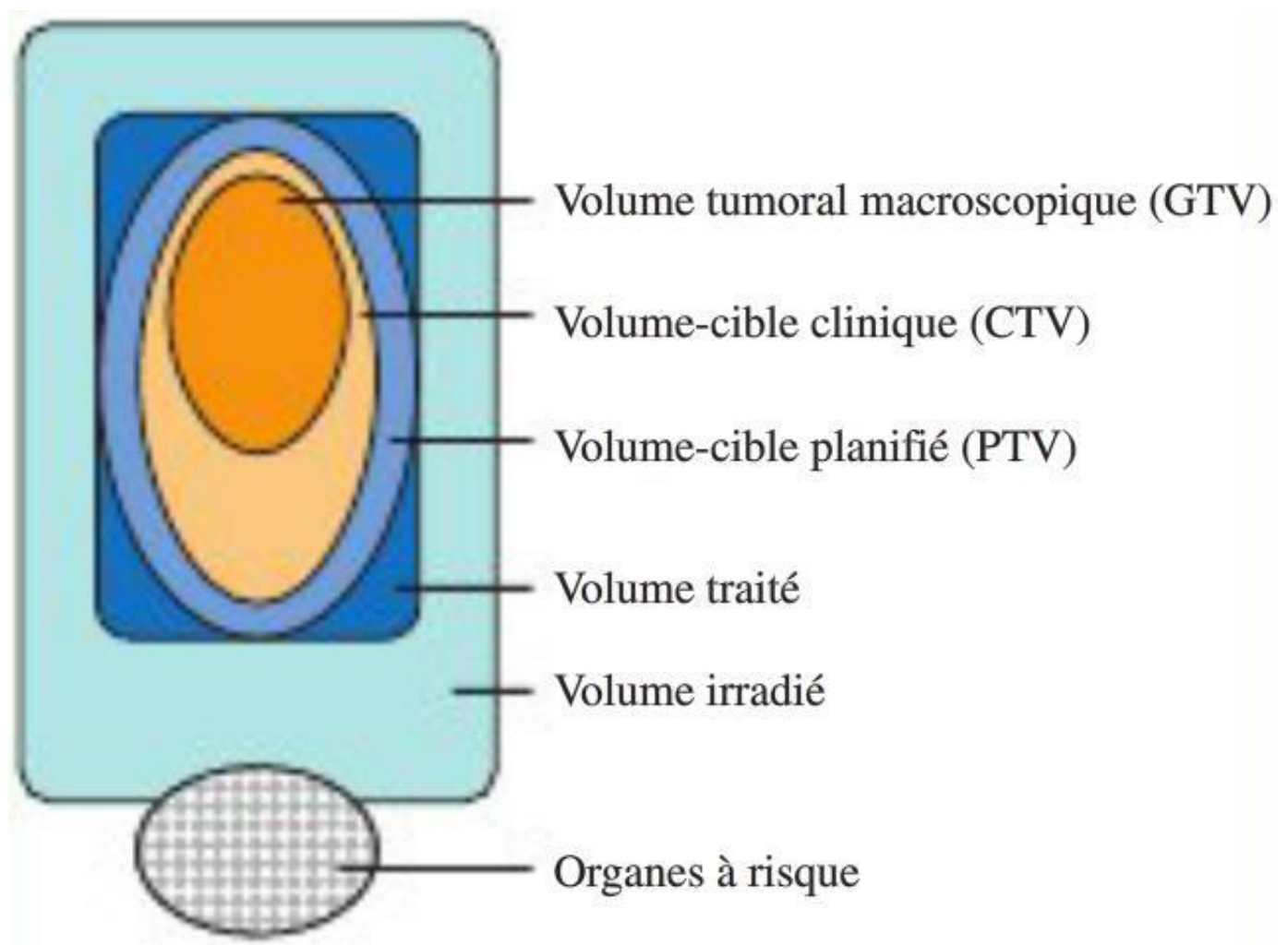


FIGURE 2.1 – Les volumes d'intérêt

Dosimétrie et élaboration du plan de traitement

Une fois les volumes définis, le physicien médical ou le technicien en radiothérapie établit le plan d'irradiation. À l'aide du TPS, il détermine les paramètres techniques (angles des faisceaux, taille et forme des champs, énergie, etc.) permettant de délivrer la dose optimale à la tumeur.

La dose est représentée sous forme d'isodoses, c'est-à-dire des courbes reliant les points du volume recevant la même dose de rayonnement. Ces courbes permettent de visualiser et d'adapter la répartition de la dose pour chaque patient, garantissant ainsi un traitement individualisé et précis [7].

Unités moniteurs (UM)

Pour chaque appareil de traitement et chaque énergie, un débit de dose de référence est mesuré dans des conditions standard (champ de 10×10 cm² à 100 cm de distance). Les accélérateurs linéaires délivrent des doses exprimées en unités moniteurs (UM), où 1 UM équivaut à 1 cGy. Ces mesures sont effectuées à l'aide de chambres d'ionisation placées dans un matériau équivalent à un tissu, souvent un fantôme d'eau.

Évaluation des plans de traitement à l'aide des DVH

Les plans de traitement tridimensionnels contiennent une grande quantité d'informations dosimétriques complexes. Afin de faciliter leur interprétation, le physicien médical et le radiothérapeute utilisent les histogrammes dose-volume (DVH) figure 2.2. Le DVH condense l'information en représentant, pour chaque dose, le pourcentage de volume qui la reçoit.

- **DVH différentiel** : Représente le volume (en valeur absolue ou relative) correspondant à chaque intervalle de dose.
- **DVH cumulatif** : Indique le pourcentage de volume recevant une dose égale ou supérieure à une valeur donnée. Ce type de DVH est le plus utilisé en pratique clinique.

L'utilisation des DVH permet une évaluation objective de la qualité dosimétrique du plan de traitement, notamment en termes de couverture tumorale et de préservation des tissus sains.

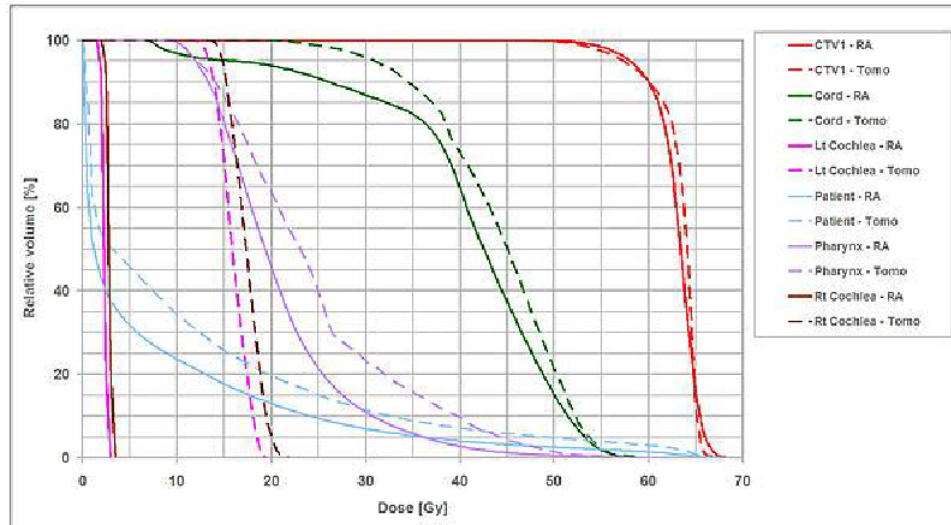


FIGURE 2.2 – Exemple d'un DVH cumulatif

2.2.3 Assurance qualité et mise en place

L'assurance qualité (AQ) garantit que la chaîne de traitement délivre avec précision et fiabilité la dose planifiée au patient. Deux approches principales sont utilisées à cet effet :

- **Méthode globale :** Cette méthode repose sur l'utilisation d'un fantôme anthropomorphique, dans des conditions proches de la situation clinique réelle. Elle conserve les angulations initialement prévues pour les faisceaux, ce qui permet de prendre en compte l'effet de la gravité sur le collimateur multilames ainsi que l'atténuation induite par la table de traitement. Elle permet une évaluation globale de la précision du plan dans des conditions similaires à celles du traitement réel [18].
- **Méthode faisceau par faisceau :** Cette approche permet un contrôle individualisé de chaque faisceau. Chaque faisceau est recalculé pour une position fixe du bras de l'accélérateur (généralement à 0°). Cette méthode met en évidence les écarts entre les distributions de dose

planifiées et celles mesurées pour chaque faisceau pris isolément, facilitant ainsi la détection d'éventuelles erreurs spécifiques [19].

Mise en place du traitement

Après la simulation, la planification dosimétrique et la validation du plan via les procédures d'assurance qualité, le patient est installé sur la table de traitement à l'aide des accessoires de contention préalablement définis lors de la simulation (coussin de positionnement, masque thermoplastique, etc.).

Des images de contrôle (radiographies, CBCT, etc.) sont ensuite acquises pour vérifier que la position du patient correspond fidèlement à celle prévue lors de la simulation. Cette étape est cruciale pour garantir la précision de l'irradiation.

Autrefois, une fiche de traitement papier était élaborée pour chaque patient. Cependant, avec l'avènement des technologies numériques, l'ensemble du processus est désormais informatisé, assurant une traçabilité et une sécurité accrues [20].

2.2.4 Imagerie portale

L'imagerie portale joue un rôle fondamental dans le contrôle de positionnement du patient avant chaque séance de radiothérapie. Elle permet de vérifier que le traitement est administré avec précision, conformément au plan établi. Trois modalités principales sont utilisées en pratique clinique :

- **Imagerie portale MV** : Le système d'imagerie portale électronique (EPID – *Electronic Portal Imaging Device*) est une technologie permettant la visualisation quasi-instantanée de l'image du champ d'irradiation sous la machine de traitement (voir figure 2.3). Cette imagerie, réalisée à l'aide de photons de haute énergie (MV), permet d'acquérir une image juste avant la séance de traitement. Elle offre la possibilité d'intervenir rapidement pour corriger la position du patient si l'image obtenue ne correspond pas à la position de référence.



FIGURE 2.3 – imageur porté MV (CAC Athéna)

- **Imagerie 2D kV** : L'imagerie kV 2D est obtenue à l'aide d'un système composé de deux bras montés sur l'accélérateur linéaire : l'un contient un tube à rayons X (source de basse énergie), l'autre un détecteur plan en silicium amorphe. Des images sont acquises sur deux plans orthogonaux (antéro-postérieur et latéral) afin de vérifier quotidiennement le positionnement du patient par rapport à sa position initiale.
- **Imagerie 3D CBCT** : L'imagerie CBCT (*Cone Beam Computed Tomography*) est une modalité 3D réalisée à l'aide d'un faisceau conique de rayons X (kV ou MV). Cette imagerie volumique est acquise directement sur la table de traitement, en utilisant le système embarqué d'imagerie de la salle (figure 2.4). Le CBCT permet de visualiser l'anatomie tridimensionnelle du patient avant chaque séance, en détectant non seulement les déplacements osseux mais aussi les mouvements des organes internes, tels que la prostate [21].

2.2.5 Le rôle d'un physicien médical dans un service de radiothérapie

Le physicien médical joue un rôle central dans le service de radiothérapie. Ses responsabilités incluent notamment :

- Garantir la sécurité et l'efficacité des traitements administrés aux patients.
- Assurer le bon fonctionnement et la vérification régulière des dispositifs médicaux utilisés en radiothérapie, tels que les scanners, les accélérateurs linéaires et les systèmes de calcul dosimétrique.
- Participer à la définition de la balistique de traitement, c'est-à-dire au choix du nombre, de la forme, de l'orientation et de l'énergie des faisceaux, afin d'optimiser la distribution de la dose à la tumeur tout en épargnant les tissus sains.
- Réaliser le calcul précis des doses à l'aide du système de planification de traitement (TPS).
- Collaborer à la mise en place du patient lors de la première séance, en s'assurant de la reproduction exacte des conditions de simulation.

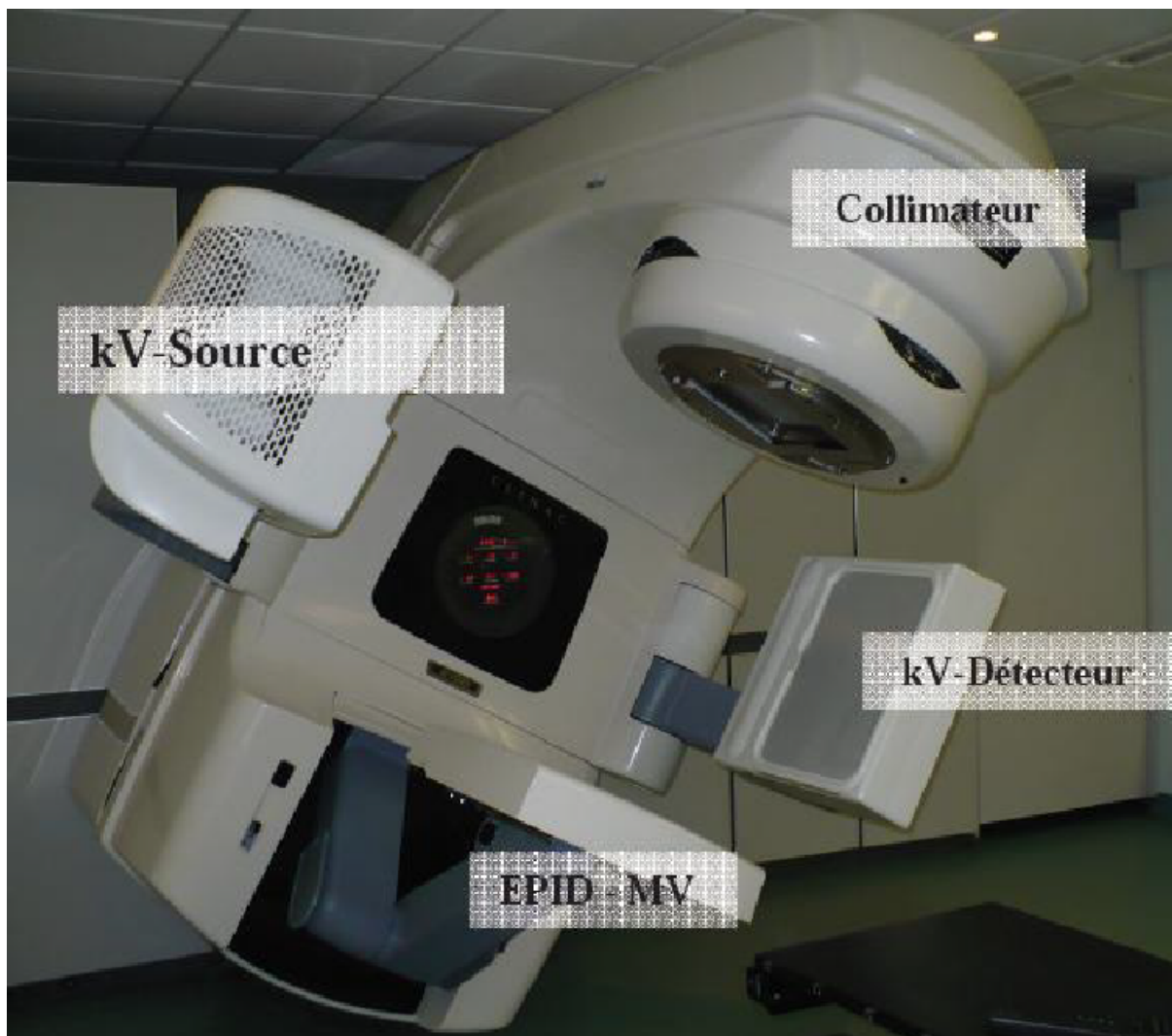


FIGURE 2.4 – Accélérateur linéaire équipé d'un imageur portal (MV-EPID) et d'un Imageur embarqué kV (source et détecteur) permettant de réaliser une imagerie CBCT.

- Effectuer la calibration, la maintenance préventive et les contrôles de qualité des équipements pour garantir la conformité aux normes en vigueur.

2.3 Contrôle de qualité

En radiothérapie, les résultats thérapeutiques dépendent étroitement du respect des protocoles cliniques, de la qualification du personnel, de la qualité des équipements, ainsi que du contrôle rigoureux de la mise en œuvre des traitements.

Chaque étape, depuis la prescription médicale jusqu'à son application optimale, doit faire l'objet d'une analyse minutieuse afin de minimiser les risques d'erreurs, qu'elles soient d'origine humaine ou technique. L'objectif est de garantir la cohérence entre la prescription du traitement et sa réalisation, tout en assurant la sécurité du patient.

Depuis l'introduction de la radiothérapie dans le service, l'équipe de physique médicale procède à des analyses régulières à travers le contrôle périodique des dispositifs présents sur le plateau technique.

Dans le cadre de cette démarche d'amélioration continue, le service de radiothérapie a mis en place un programme d'assurance qualité conforme aux recommandations de l'Agence Internationale de l'Énergie Atomique (AIEA). Ce programme vise à renforcer les actions déjà entreprises pour améliorer la qualité des soins et garantir la sécurité des traitements délivrés aux patients.

2.3.1 Définition

2.3.1.1 Assurance de la qualité

L'ensemble des opérations planifiées et systématiques, nécessaires pour garantir avec un niveau d'assurance satisfaisant qu'une installation, un système, un équipement ou une procédure fonctionne de manière conforme aux normes établies, constitue l'assurance qualité. Le contrôle de qualité fait partie intégrante de l'assurance qualité [22].

2.3.1.2 L'Assurance Qualité en radiothérapie

Toute procédure visant à vérifier que la dose délivrée au volume cible respecte la prescription médicale, et que la dose reçue par les organes sains est réduite au minimum possible [22].

2.3.2 Contrôle Qualité

Le contrôle de qualité est le processus par lequel les performances d'un système sont mesurées et comparées aux normes en vigueur. Il englobe l'ensemble des actions nécessaires pour maintenir ou rétablir la conformité du système aux standards établis. Ce processus fait partie intégrante de l'assurance qualité globale [22, 23], et vise principalement à :

- Vérifier que les exigences de qualité sont respectées ;
- Identifier toute dérive des performances initiales ;
- Appliquer les ajustements ou corrections nécessaires.

L'objectif fondamental de ces démarches est de garantir que les exigences cliniques de qualité associées à un traitement par radiothérapie soient rigoureusement respectées. Cela implique de délivrer un traitement optimal en maximisant la probabilité de contrôle tumoral, tout en maintenant la dose reçue par les tissus sains dans les limites cliniquement acceptables.

2.3.2.1 Besoin d'assurance qualité en radiothérapie

Une évaluation des besoins cliniques en radiothérapie montre qu'un haut niveau de précision est nécessaire pour obtenir un taux de contrôle tumoral aussi élevé que possible, tout en maintenant les taux de complications à un niveau acceptable. Les procédures d'assurance qualité en radiothérapie peuvent être caractérisées comme suit :

- L'assurance qualité réduit les incertitudes et les erreurs dans la dosimétrie, la planification du traitement, la performance des équipements, l'administration du traitement, etc., améliorant ainsi la dosimétrie, la précision géométrique et la précision de la délivrance de la dose. Cela

permet d'améliorer les résultats du traitement, d'augmenter les taux de contrôle tumoral et de réduire les complications ainsi que les taux de récurrence.

- L'assurance qualité permet une comparaison fiable des résultats entre différents centres de radiothérapie, assurant une dosimétrie et une administration du traitement plus uniformes et précises. Ceci est indispensable pour les essais cliniques, mais aussi pour le partage d'expérience et le transfert des bonnes pratiques entre les centres.

L'amélioration des technologies et l'introduction de traitements de plus en plus complexes en radiothérapie moderne ne peuvent être pleinement exploitées que si un haut niveau de précision et de cohérence est atteint [23].

L'objectif de la sécurité du patient est de garantir que l'exposition des tissus sains pendant la radiothérapie soit maintenue aussi basse que raisonnablement possible (principe ALARA), tout en délivrant la dose requise au volume cible (PTV). Cela fait partie intégrante de l'objectif du traitement. Les mesures d'assurance qualité en radiothérapie participent à la sécurité des patients en évitant les expositions accidentelles. La sécurité des patients est donc intrinsèquement liée à l'assurance qualité des traitements [23].

2.3.2.2 Recommandations et réglementations algériennes

Une décision du Ministère de la Santé, de la Population et de la Réforme Hospitalière, en date du 28 Muharram 1437 (10 novembre 2015), fixe les règles d'optimisation et les niveaux indicatifs pour les expositions médicales destinées aux professionnels de la santé.

Concernant la radiothérapie, le ministère a rendu obligatoires :

- Des contrôles de qualité interne, assurés par l'équipe de physique médicale du centre concerné.
- Des contrôles de qualité externe, effectués par un organisme habilité.

2.3.2.3 Contrôle de la qualité de l'équipement

Le but d'un programme de contrôle de la qualité est de garantir que les normes de fonctionnement d'une unité, jugées acceptables lors de la mise en service, soient maintenues tout au long de la vie de l'appareil. Les essais de contrôle de qualité sont donc des répétitions périodiques, partielles ou complètes, des tests effectués lors de l'acceptation et de la mise en service [24].

2.3.2.4 Contrôle qualité des accélérateurs

Le contrôle qualité des accélérateurs est le premier élément d'un programme d'assurance qualité en radiothérapie. Il repose sur :

- Une évaluation permanente des performances fonctionnelles.
- Des mesures correctives et une maintenance préventive planifiée.
- Une collaboration entre physiciens, manipulateurs, techniciens, ingénieurs biomédicaux et constructeurs.

Les contrôles s'effectuent en trois étapes :

1. **Réception et mise en service** : Vérification de la conformité aux normes au moment de la livraison. Ces résultats servent de référence.
2. **Contrôles réguliers** : Durant l'exploitation de l'accélérateur, à intervalles prédéfinis selon les recommandations en vigueur. Ils portent sur les performances mécaniques, les systèmes de sécurité, et la qualité des faisceaux.
3. **Contrôles après maintenance** : Après toute intervention du fabricant, notamment sur les éléments de production du faisceau.

Les vérifications incluent :

- Sécurité : voyants lumineux, systèmes anticollision, arrêts d'urgence, caméras, interphones, etc.

- Aspects mécaniques : centrage, symétrie, orthogonalité, positionnement des collimateurs, etc.
- Qualité des faisceaux : énergie, homogénéité, débit, symétrie, pénombres, etc. [25].

2.3.2.5 Contrôle qualité des équipements d'imagerie utilisés en radiothérapie

Simulateurs : Utilisés pour vérifier la géométrie d'irradiation avant traitement, ils doivent produire des images de qualité. Les contrôles de sécurité et mécaniques sont similaires à ceux des accélérateurs.

Scanographes : Fournissent des images de haute qualité utilisées pour la planification et le suivi. Ils doivent être inclus dans le programme d'assurance qualité. Les contrôles portent sur la qualité des images et leurs caractéristiques géométriques, à l'aide d'objets tests [26].

2.3.2.6 Périodicité des contrôles

Les contrôles de qualité interne doivent respecter une périodicité définie pour chaque équipement. Ils doivent également être réalisés après toute modification ou intervention sur l'installation de radiothérapie. Ces contrôles doivent être consignés dans un registre des opérations [27].

2.3.2.7 Objectifs et critères relatifs à la performance

Les critères d'évaluation se répartissent comme suit :

- **Fonctionnalité** : État de fonctionnement des systèmes critiques.
- **Reproductibilité** : Stabilité des résultats par rapport aux essais de référence.
- **Exactitude** : Écart entre mesure et valeur attendue.
- **Caractérisation et documentation** : Mesures préalables à l'usage clinique.
- **Complétude** : Vérification de la conformité des procédures et documents.
- **Seuil de tolérance** : Écart acceptable entre la valeur mesurée et attendue.

- **Seuil d'intervention** : Dépassement exigeant une correction immédiate. Si cela n'est pas possible, des mesures doivent limiter l'utilisation à des situations cliniques acceptables, sur décision du physicien responsable [24].

2.4 Protocoles de sécurité

Les protocoles de sécurité sont essentiels pour protéger les patients, le personnel et l'environnement. Ils englobent :

- Contrôle rigoureux des doses administrées.
- Vérification du positionnement et de l'identité des patients.
- Audits réguliers.
- Formation continue du personnel.

Ces mesures minimisent les risques et garantissent l'efficacité thérapeutique dans un climat de confiance.

2.4.1 Calibration

La calibration régulière des équipements (accélérateurs, systèmes de planification) garantit que la dose prescrite est délivrée avec précision. Elle contribue à optimiser l'efficacité du traitement et à minimiser les effets secondaires sur les tissus sains [28].

2.4.2 Planification de traitement

Elle repose sur une imagerie précise (TDM, IRM) et sur une collaboration multidisciplinaire pour adapter le plan de traitement aux spécificités du patient [16].

2.4.3 Protection physique

Elle comprend la conception des installations, les blindages (plomb, béton), et les équipements de surveillance. Elle est essentielle pour protéger contre les rayonnements ionisants [15].

2.4.4 Gestion des urgences

Elle implique :

- Des protocoles de réponse rapide.
- Une formation continue.
- Des simulations pratiques.

Ces mesures assurent la sécurité et la réactivité de l'équipe face aux complications ou incidents.

Conclusion

Le protocole de sécurité en radiothérapie est un pilier fondamental pour garantir la protection de tous les acteurs impliqués. En intégrant des pratiques rigoureuses, un suivi continu et une collaboration interdisciplinaire, il permet d'assurer des traitements sûrs, efficaces et conformes aux standards cliniques.

Études pratiques et protocoles réalisés

3.1 Contrôle mécanique de l'accélérateur linéaire

3.1.1 Contrôle mécanique en radiothérapie

Le contrôle qualité en radiothérapie regroupe des procédures et vérifications systématiques visant à garantir la sécurité, la précision et l'efficacité des traitements. Il englobe une série de tests appliqués aux équipements et aux processus, depuis la phase d'acceptation et de mise en service (*commissioning*) jusqu'au suivi régulier en clinique. L'objectif principal est de s'assurer que chaque composant du système fonctionne conformément aux spécifications techniques et aux normes de sécurité en vigueur.

Dans ce contexte, le contrôle mécanique concerne plus particulièrement la vérification des paramètres géométriques et mécaniques des accélérateurs linéaires. Il vise essentiellement à garantir le bon alignement des différents composants du système, assurant ainsi la précision des traitements administrés aux patients.

L'objectif de ce travail pratique était de réaliser un contrôle mécanique sur un accélérateur linéaire Clinac 2100C de la société Varian, afin d'évaluer la précision des différents paramètres géométriques suivants : l'angulation du bras et du collimateur, l'isocentre mécanique, la taille des champs, la distance source-peau (DSP), ainsi que le déplacement de la table.

3.1.2 Rappels théoriques

- **Isocentre** : Point de référence fixe dans l'espace, défini par l'intersection des axes de rotation du bras, du collimateur et de la table de traitement.
- **Accélérateur linéaire (LINAC – Linear Accelerator)** : Dispositif utilisé en radiothérapie externe pour produire des faisceaux de rayons X ou d'électrons de haute énergie. Il permet de délivrer une dose précise aux tissus tumoraux tout en épargnant les tissus sains environnants.
- **Déplacement de la table de traitement** : Mouvement contrôlé de la table selon trois directions (verticale, latérale et longitudinale), permettant de positionner le patient avec une grande précision. Ces déplacements doivent être régulièrement vérifiés afin de garantir qu'ils restent dans les tolérances définies.
- **Tolérance en radiothérapie** : Plage d'erreur acceptable pour les différents paramètres du traitement, tels que le positionnement du patient, l'intensité du faisceau ou la dose délivrée.
- **DSP (Distance Source-Peau)** : Distance entre la source de rayonnement (dans le LINAC) et la surface cutanée du patient. Cette distance influence directement la dose reçue et doit être rigoureusement contrôlée pour assurer la précision du traitement.

Matériels et méthode

- Accélérateur linéaire *Clinac 2100C* de Varian
- Niveau à bulle
- Plateau de mesure positionné à $DSP = 100$ cm (vérifié à l'aide d'un télémètre optique et d'une tige mécanique)
- Feuille de papier pour l'analyse des projections du collimateur
- Règle graduée ou laser-mètre pour les mesures de déplacement de la table
- Tige mécanique pour la vérification des axes de rotation



FIGURE 3.1 – CLINAC 2100C

Protocole Les tests ont été réalisés conformément aux protocoles recommandés, en respectant des tolérances strictes afin de garantir que la machine soit conforme aux exigences de précision clinique. Les tolérances appliquées sont les suivantes :

- **Angulation** : Tolérance inférieure à 0.5° pour assurer la concordance entre l'angle affiché et l'angle mesuré.
- **Isocentre mécanique** : Rayon de déviation $r < 0.1$ cm et déviation angulaire $\varphi < 0.2$ cm.
- **Taille des champs** : Tolérance inférieure ou égale à 0.2 cm pour les mesures des ouvertures des champs du faisceau.
- **Déplacements de la table** : Les déplacements verticaux (par incréments de 5 cm) ainsi que les déplacements latéraux et longitudinaux (par incréments de ± 10 cm) doivent correspondre précisément aux valeurs affichées.
- **Angulation du bras** : Cette vérification consiste à mesurer l'orientation réelle du bras du LINAC à l'aide d'un niveau à bulle. Les mesures ont été réalisées pour des angles standards (0° , 90° , 180° et 270°). Les valeurs mesurées ont ensuite été comparées à celles affichées par le LINAC. La tolérance admise est inférieure à 0.5° . Les résultats obtenus sont conformes aux exigences.



FIGURE 3.2



FIGURE 3.3 – Niveau à bulle.

- **Angulation du collimateur :** Le collimateur, qui module la forme et la taille du faisceau de rayonnement, a également été soumis à un contrôle. L'angulation du collimateur a été vérifiée aux angles de 0° , 45° , 90° et 270° . Pour cela, un plateau de mesure a été positionné à une distance source-peau (DSP) de 100 cm, vérifiée à l'aide d'un télémètre optique.

La vérification a été effectuée en comparant l'angle affiché à l'angle réellement mesuré, avec une tolérance inférieure à 0.5° .

- **Isocentre mécanique** L'isocentre du bras, du collimateur et de la table a été vérifié selon les critères suivants :

- Rayon de déviation (r) < 0.1 cm
- Déviation angulaire (φ) < 0.2 cm

Le test du collimateur a consisté à effectuer une rotation aller-retour en utilisant trois points de référence sur le goniomètre. La continuité de l'alignement de ces points au cours de la rotation permettait de vérifier la précision de la position de l'isocentre. Le test du bras a



FIGURE 3.4 – Télécommande de contrôle manuel

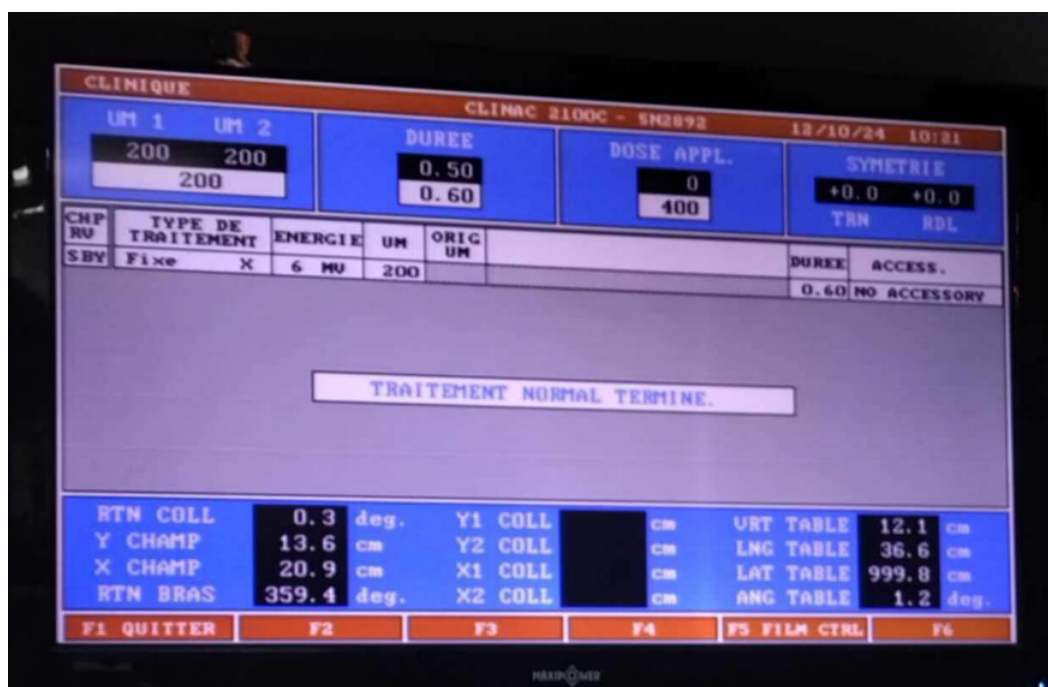


FIGURE 3.5 – Écran affichant les différents paramétrés de traitement.

impliqué l'utilisation d'une tige fixée sur le plateau de mesure. La projection du croisement des repères du collimateur sur une feuille placée sous



FIGURE 3.6 – Goniomètre

- **Vérification de la taille des champs** Les dimensions des champs de 5×5 , 10×10 , 15×15 et $20 \times 20 \text{ cm}^2$ ont été mesurées et comparées aux valeurs attendues, avec une tolérance inférieure ou égale à 0.2 cm.

Un plateau de mesure positionné à une distance source-peau (DSP) de 100 cm a permis de vérifier que les dimensions physiques du champ correspondaient aux valeurs programmées.

- **Vérification de la DSP** La distance source-plateau (DSP) a été fixée à 100 cm. Une tige placée dans l'axe du collimateur a été utilisée pour vérifier que la distance entre la tête du collimateur et le plateau de mesure correspondait bien à cette valeur.

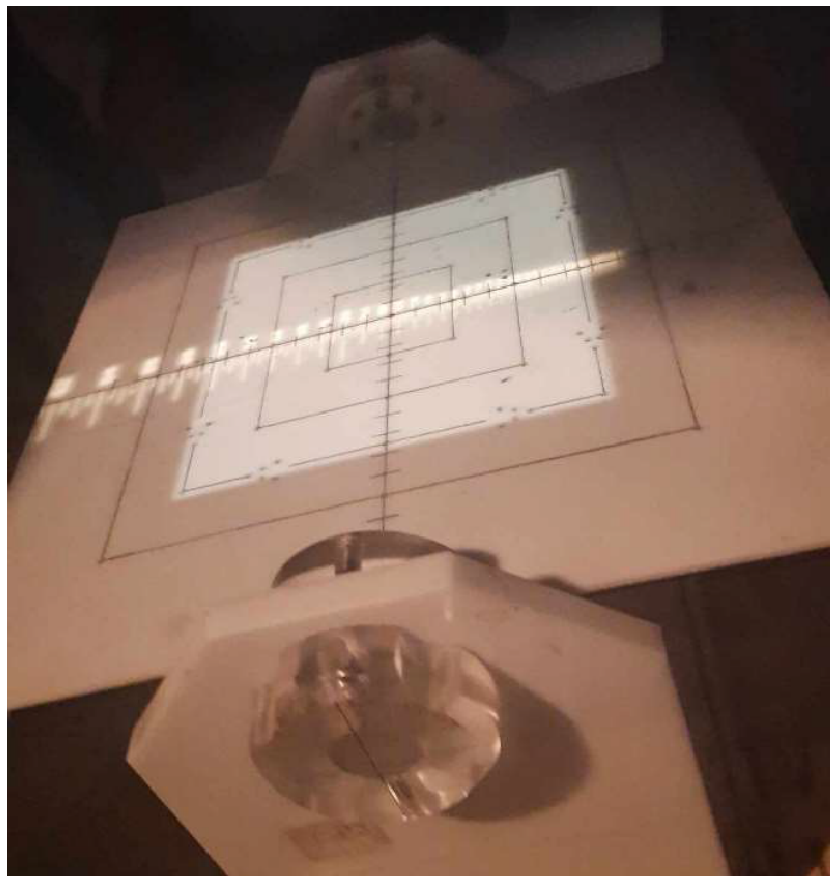


FIGURE 3.7 – Plateau de mesures.

La coïncidence entre l'axe de la tige et le plateau de mesure permet de confirmer que la distance réelle est conforme à la valeur programmée de 100 cm.

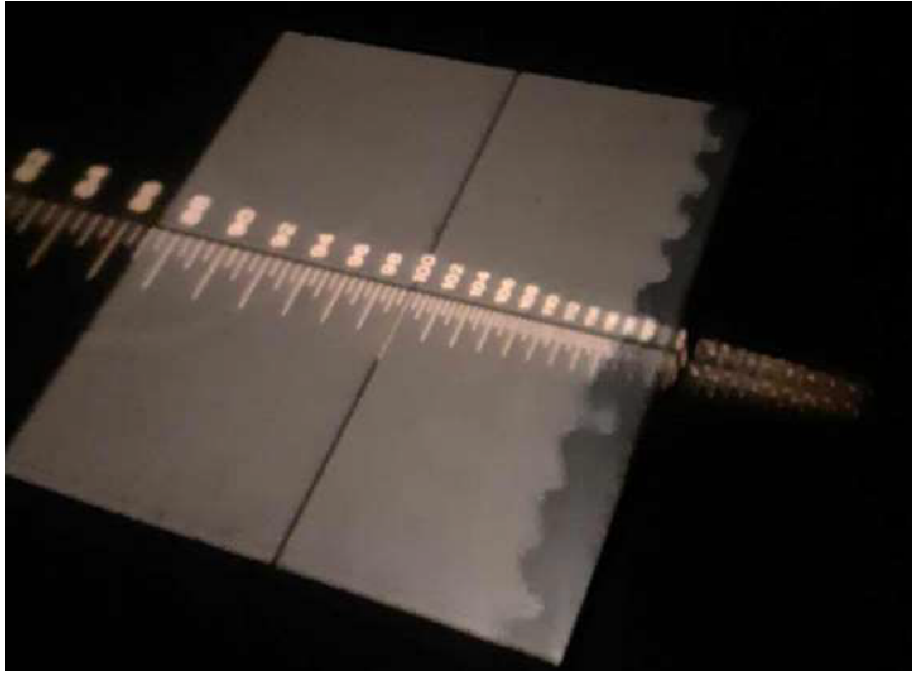


FIGURE 3.8 – Affichage de la DSP grâce au télémètre optique

Déplacement de la table :

- Déplacement vertical : Le test a été réalisé par incréments de 5 cm. Les valeurs relevées ont été comparées aux valeurs théoriques affichées. La tolérance admise dépend de la hauteur de la table : $\leq 0,5$ cm pour une DSP ≤ 90 cm, $\leq 0,2$ cm pour une DSP > 90 cm.
- Déplacements latéral et longitudinal : La table a été déplacée selon des valeurs prédéfinies (+5 cm, -5 cm, +10 cm, -10 cm, etc.). La position réelle a ensuite été mesurée afin de vérifier que l'écart par rapport aux valeurs affichées restait dans la tolérance admise, soit ≤ 0.2 cm.

À la fin du contrôle, il est impératif de laisser le bras du LINAC à 90° . Cette précaution est justifiée par la présence d'un système de refroidissement à eau situé au niveau de la tête de l'accélérateur. En cas de fuite, l'eau pourrait endommager les composants électroniques de la table et de l'imageur.

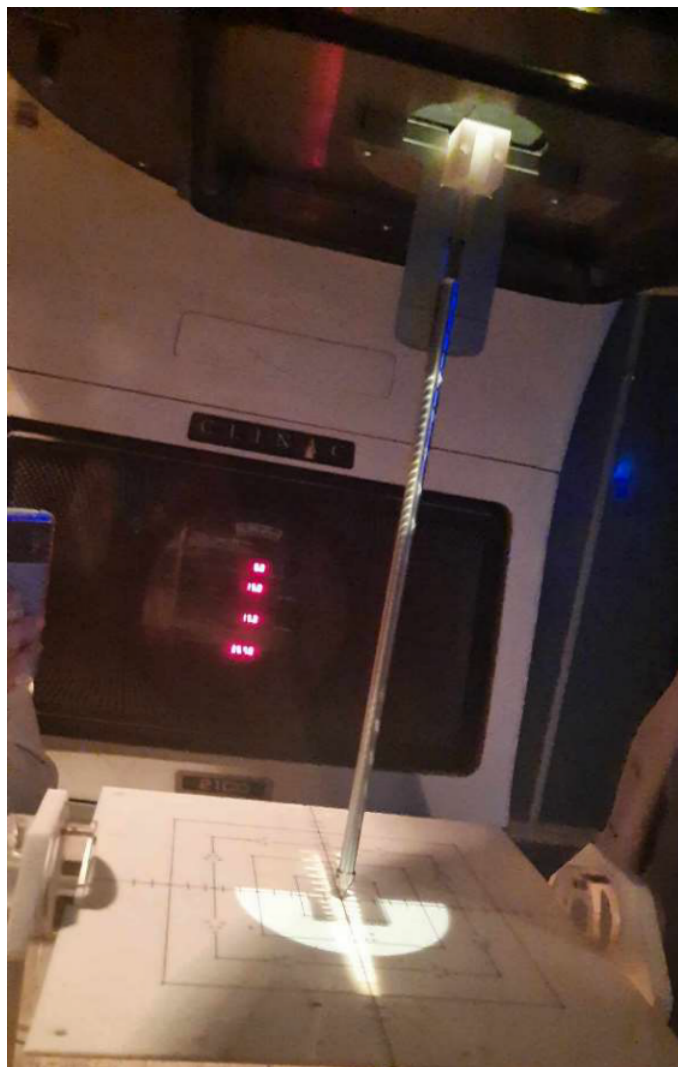


FIGURE 3.9 – Coïncidence entre l'axe de la tige et le plateau de mesure.



FIGURE 3.10 – Table de traitement.

De même, le collimateur doit être positionné à 90° en fin d'utilisation. Cette règle permet de limiter les effets de la gravité susceptibles de provoquer une dérive mécanique, ce qui pourrait altérer la précision du faisceau au fil du temps.

3.2 Calibration d'un accélérateur linéaire

La calibration des accélérateurs linéaires constitue une étape essentielle en radiothérapie, car elle garantit que la dose administrée aux patients est précise et reproductible. Elle permet d'ajuster le débit de dose de manière à délivrer exactement 1 cGy par unité moniteur (UM) à une profondeur de référence, généralement située au niveau du maximum de dose ($Z_{\max}$). Pour ce faire, les recommandations du protocole TRS-398 de l'Agence Internationale de l'Énergie Atomique (AIEA) sont suivies. Ce protocole décrit la méthode de mesure de la dose absorbée dans l'eau à l'aide d'une chambre d'ionisation étalonnée.

3.2.1 Rappels Théoriques

- **Dose absorbée (D)** : quantité d'énergie déposée par unité de masse de matière, exprimée en Gray (Gy) ($1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}$).
- **Unité Moniteur (UM)** : unité utilisée pour quantifier la dose délivrée par l'accélérateur linéaire. La calibration vise à ajuster l'appareil pour obtenir 1 cGy/UM.
- **Profondeur du maximum de dose ($Z_{\max}$)** : profondeur à laquelle la dose délivrée par le faisceau atteint son maximum. Elle dépend de l'énergie des photons du faisceau.

- **Facteur de qualité du faisceau (k_Q)** : facteur correctif qui ajuste la réponse de la chambre d'ionisation en fonction de la qualité du faisceau de photons, déterminée par l'indice de qualité $\text{TPR}_{20,10}$.
- **Protocole TRS-398** : standard international de l'AIEA pour la dosimétrie des faisceaux de photons et d'électrons en radiothérapie, basé sur la mesure de la dose absorbée dans l'eau.
- **Pourcentage de dose en profondeur (PDD)** : rapport entre la dose à une profondeur donnée et la dose au point de maximum (Z_{max}), utilisé pour ramener les mesures à cette profondeur de référence.

3.2.2 Matériel et Méthodes

3.2.2.1 Matériel

- Cuve à eau MP1
- Chambre d'ionisation type Farmer 0,6 cc (TW30013, SN008912)
- Chambre d'ionisation 0,3 cc (TW31013, SN002318)
- Électromètre Weblin et câble de liaison
- Électromètre UNIDOS E (de routine)
- Niveau
- Accessoire de fixation de la Farmer pour le fantôme MP1
- Carte PTW pour le réglage de la DSP
- Tournevis PTW
- Tournevis TOP
- Tournevis pour accéder aux boutons UM1, UM2, ION1 et ION2
- Baromètre
- Thermomètre
- Bloc de TOP
 - Electromètre UNIDOS E (de routine).
 - Chambre d'ionisation 0,3 cc TW31013 SN002318.

3.2.2.2 Méthodologie

- Mise en place du fantôme L'électromètre a été mis sous tension pour une période de stabilisation d'environ 15 minutes.
- Le bras de l'accélérateur a été positionné à 0° en utilisant un niveau à bulle.
- La table de traitement a été ajustée à 0° pour assurer un alignement parfait.
- Les mâchoires du collimateur ont été ouvertes au maximum pour permettre une irradiation homogène.

La cuve à eau a été placée sur la table de traitement, avec une feuille blanche disposée en dessous pour améliorer la visibilité du croisillon.

- L'horizontalité de la cuve a été ajustée à l'aide des pieds : les pieds droite-gauche pour l'inclinaison selon l'axe X, le pied arrière (ou pied cible) pour l'axe Y.
- La cuve a été remplie d'eau jusqu'à ce qu'elle soit suffisamment stable, sans être totalement immergée.
- L'accessoire de fixation de la chambre d'ionisation a été monté sur la cuve, puis déplacé vers le haut pour permettre un remplissage complémentaire.
- La chambre d'ionisation a été insérée de manière à ce que le trait noir soit aligné avec le croisillon. Le câble a ensuite été fixé à la paroi externe de la cuve à l'aide d'un ruban adhésif.
- Une pré-irradiation de la chambre a été effectuée pendant 10 minutes avec un champ de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ afin de stabiliser les lectures.



FIGURE 3.11 – La cuve à eau MP1.

3.2.2.3 Détermination de l'indice de qualité TPR_{20, 10}

- La chambre d'ionisation a été positionnée successivement à des profondeurs de 20 cm et 10 cm.

- La distance source-peau (DSP) a été réglée à 80 cm pour la première mesure et à 90 cm pour la seconde, avec un champ de $10 \times 10 \text{ cm}^2$.
- Pour chaque configuration, des mesures ont été effectuées avec des tensions de polarisation de +400 V, -400 V et +200 V.
- Les lectures moyennes ont été corrigées en fonction de la température et de la pression, conformément aux recommandations du protocole TRS-398.

Absorbed Dose Determination in Photon and High Energy Electron Beams
High Energy Photon Beams

PTW

Photon Beam Quality $TPR_{20,10}$	PTW 23331 1.0 cm ³ Rigid Stem	PTW 23332 0.3 cm ³ Rigid Stem	PTW 23333/ 30001/ 30010 Farmer	PTW 30002/ 30011 Farmer	PTW 30004/ 30012 Farmer	PTW 30006/ 30013 Farmer	PTW 31002/ 31010 0.125 cm ³ Semiflex	PTW 31003/ 31013 0.3 cm ³ Semiflex	PTW 31014/ 31015/ 31016 PinPoint
0.50	1.004	1.004	1.004	1.006	1.006	1.002	1.003	1.003	1.004
0.53	1.003	1.003	1.003	1.004	1.005	1.002	1.002	1.002	1.003
0.56	1.000	1.001	1.001	1.001	1.002	1.000	1.000	1.000	1.001
0.59	0.999	0.999	0.999	0.999	1.000	0.999	0.999	0.999	0.999
0.62	0.997	0.997	0.997	0.997	0.999	0.997	0.997	0.997	0.998
0.65	0.993	0.994	0.994	0.994	0.996	0.994	0.994	0.994	0.995
0.68	0.990	0.990	0.990	0.992	0.994	0.990	0.990	0.990	0.992
0.70	0.988	0.988	0.988	0.990	0.992	0.988	0.988	0.988	0.989
0.72	0.985	0.984	0.985	0.987	0.989	0.984	0.984	0.984	0.985
0.74	0.982	0.980	0.981	0.984	0.986	0.980	0.980	0.980	0.980
0.76	0.978	0.976	0.976	0.980	0.982	0.975	0.975	0.975	0.975
0.78	0.971	0.968	0.969	0.973	0.976	0.968	0.968	0.968	0.967
0.80	0.964	0.961	0.962	0.967	0.969	0.960	0.960	0.960	0.959
0.82	0.956	0.954	0.955	0.959	0.962	0.952	0.952	0.952	0.952
0.84	0.945	0.943	0.943	0.948	0.950	0.940	0.940	0.940	0.940

FIGURE 3.12 – Valeurs typiques du facteur k_Q pour différentes chambres d'ionisation en fonction de $TPR_{20, 10}$ [?]

Mesure de la dose à la profondeur de référence (Z_{ref})

Selon le protocole TRS-398, la dose absorbée à la profondeur de référence (Z_{ref}) est mesurée en tenant compte des facteurs correctifs k_Q et N_{D,w,Q_0} (facteur d'étalonnage de la chambre). L'équation utilisée est la suivante :

$$D_{w,Q}(Z_{\text{ref}}) = M \cdot N_{D,w,Q_0} \cdot k_Q \quad (3.1)$$

où :

- M est la lecture corrigée de la chambre d'ionisation ;
- N_{D,w,Q_0} est le facteur d'étalonnage en dose absorbée dans l'eau ;
- k_Q est le facteur de qualité du faisceau.

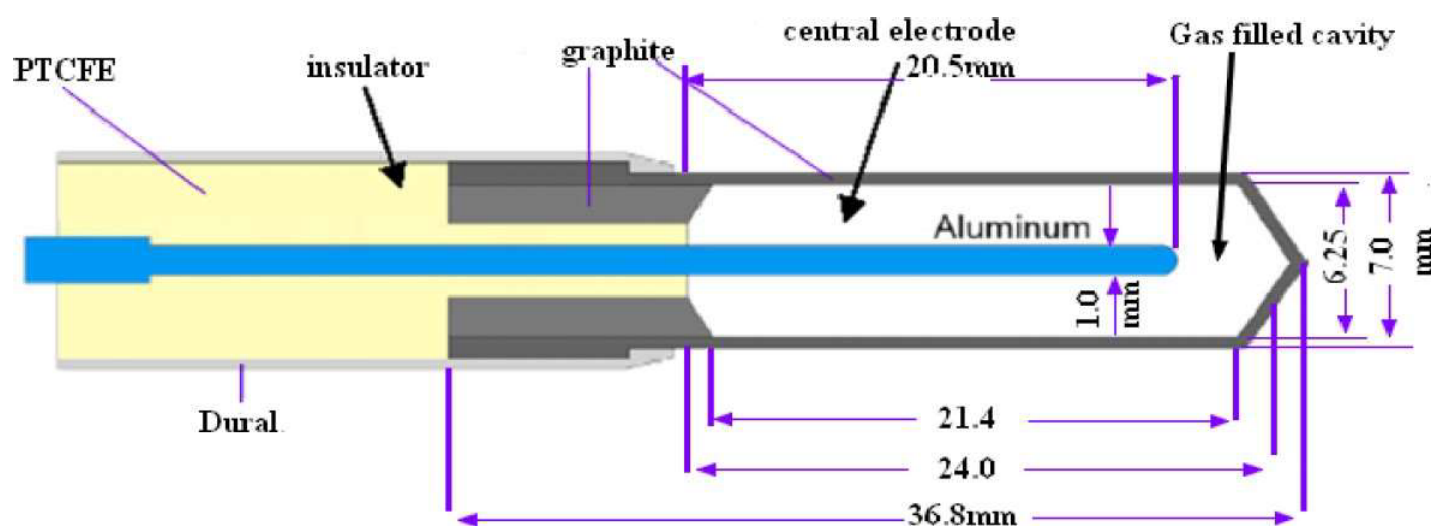


FIGURE 3.13



FIGURE 3.14



FIGURE 3.15 – Chambre cylindrique de type Farmer

- La chambre d’ionisation a été placée à Z_{ref} , soit 5 cm pour un faisceau de 6 MV, et 10 cm pour un faisceau de 18 MV.
- La distance source-peau (DSP) a été réglée à 100 cm, avec un champ de $10 \times 10 \text{ cm}^2$.
- Des mesures ont été effectuées sous des tensions de polarisation de +400 V, -400 V et +200 V. Les lectures moyennes corrigées ont été utilisées pour le calcul de la dose absorbée à Z_{ref} selon l’équation du protocole TRS-398.

Mesure de la dose à la profondeur maximale (Z_{max})

- À partir de la dose mesurée à Z_{ref} , la dose à la profondeur du maximum de dose (Z_{max}) a été déterminée en utilisant les valeurs du PDD (Percentage Depth Dose).
- Les PDD ont été extraites d’un fichier Excel de calibration, et les corrections nécessaires ont été appliquées.

L’équation utilisée est la suivante :

$$D_{w,Q}(Z_{\text{max}}) = \left(\frac{D_{w,Q}(Z_{\text{ref}})}{\text{PDD}} \right) \times 100 \quad \left[\frac{\text{Gy}}{\text{UM}} \right] \quad (3.2)$$

Réglage du TOP

- La déviation par rapport à 1 cGy/UM a été calculée à l’aide du fichier Excel dédié.



FIGURE 3.16 – Électromètre routine. UNIDOS

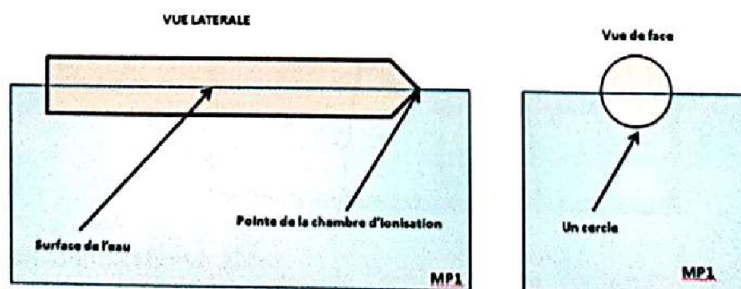


FIGURE 3.17 – Schéma de positionnement de la chambre d'ionisation dans le fantôme

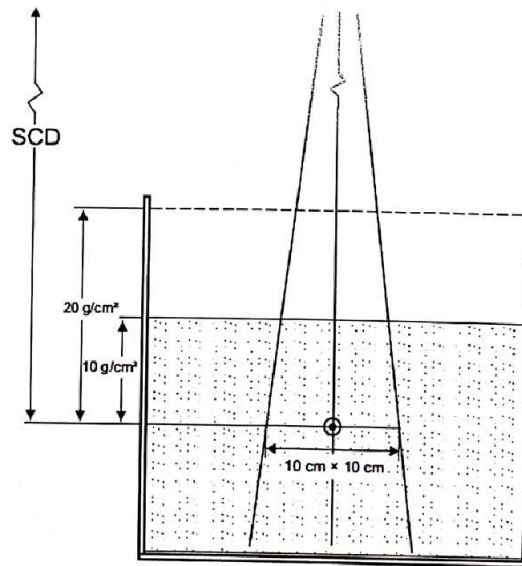


FIGURE 3.18



FIGURE 3.19 – Électromètre UNIDOS

- Le bouton **UM1** a été ajusté jusqu'à l'obtention de la lecture correcte sur l'électromètre.
- Le bouton **UM2** a été réglé jusqu'à ce que l'écran affiche une valeur de 100 UM.
- Les réglages de **ION1** et **ION2** ont été effectués en mode maintenance pour calibrer l'intégration dosimétrique.

$$\Delta = \left(1 - \frac{D_{w,Q}(Z_{\max})}{1 \text{ Gy/UM}}\right) \times 100 \quad (3.3)$$

Si $|\Delta| \geq 1,5\%$, un ajustement des paramètres internes de la machine est requis.

Réglage de UM1

- Des irradiations ont été effectuées à 100 UM.
- Le bouton **UM1** a été ajusté progressivement jusqu'à obtenir la lecture recherchée sur l'électromètre.
- La méthode de calibration utilisée, selon **VARIAN**, repose sur l'équation suivante :

$$\frac{L}{L_{\text{rech}}} \times \frac{D}{R_{\text{actuel}}}$$

- Le réglage de **UM1** a été poursuivi jusqu'à ce que :

$$\frac{D}{R} = \left(\frac{L}{L_{\text{rech}}}\right) \times \frac{D}{R_{\text{actuel}}}$$

Réglage de UM2

- Des irradiations ont été effectuées à 100 UM.
- Le bouton **UM2** a été ajusté jusqu'à obtenir, sur l'écran du pupitre de commande (mode maintenance), la valeur **UM2** = **100**.
- Cette étape a été réalisée sans l'utilisation de l'électromètre.

Réglage de ION1

- Cette étape a été réalisée sans irradiation.
- Le bouton **ION1** a été tourné pour ajustement.
- En mode maintenance, sous le menu *Calibration*, l'option *Calibrates dosimetry* → *Integrations Cal (CCI ou CC Entrée)* a été sélectionnée.
- L'objectif était d'obtenir une valeur **D/R** = **1050** sur l'écran du pupitre de commande.

Réglage de ION2

- Cette étape a été réalisée sans irradiation.
- Le bouton **ION2** a été ajusté.
- Dans le menu *Calibration*, l'option *Calibrates dosimetry* → *Integrations Cal (CCI ou CC Entrée)* a été sélectionnée.
- L'objectif était d'obtenir une valeur **UM2** = **105**.

Vérification et mesures de référence

- Une vérification finale de la dose à $Z_{\max}$ a été réalisée après le réglage du TOP.
- Des mesures de référence avec le bloc TOP ont été effectuées afin de consigner les conditions de calibration du jour.
- Les lectures corrigées ont permis de calculer un facteur α reliant la dose à $Z_{\max}$ à la lecture de référence.

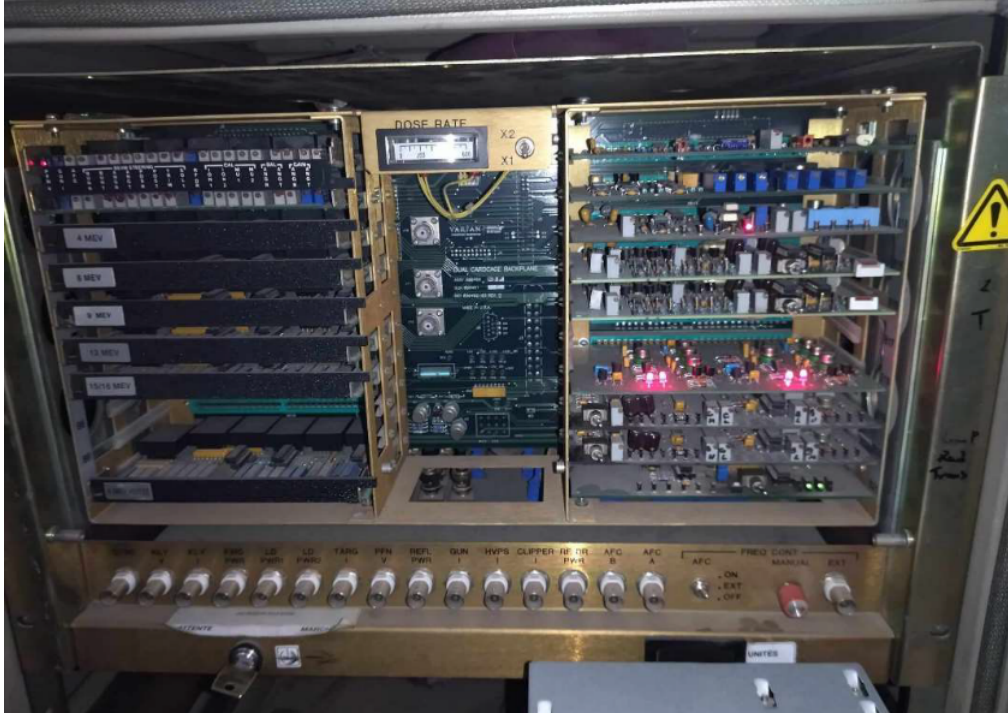


FIGURE 3.20 – Unité électronique de contrôle utilisée pour le réglage et l'étalonnage des paramètres de calibration

Calcul du facteur de correction α

Le facteur α a été déterminé afin d'établir la relation entre la dose mesurée à $Z_{\max}$ et la lecture de référence.

$$\alpha = \frac{D_{w,Q}(Z_{\max})}{L_{\text{corr}}(\text{TOP})} \quad (3.4)$$

3.3 Commissioning

En radiothérapie, l'assurance qualité des équipements est une étape essentielle pour garantir l'efficacité et la sécurité des traitements. Parmi les procédures clés figurent le **test d'acceptance**



FIGURE 3.21 – Mise en place Block de TOP

et le **commissioning**. Ces processus permettent de valider le fonctionnement des équipements de radiothérapie et d'intégrer les données nécessaires dans le logiciel de planification des traitements (TPS).

Le test d'acceptance est réalisé afin de vérifier que l'équipement livré répond aux spécifications techniques du fabricant. Il s'agit d'une évaluation des performances mécaniques, dosimétriques et électroniques, avant toute utilisation clinique.

Quant au commissioning, il a pour objectif de caractériser le comportement du faisceau de la machine en mesurant des paramètres essentiels tels que le *Percentage Depth Dose (PDD)* et les *profils de dose*. Ces données sont ensuite intégrées dans le TPS afin de permettre des calculs de dose précis et personnalisés pour chaque patient.

Ces tests expérimentaux sont souvent réalisés à l'aide de champs standards, comme les *champs carrés*. C'est pourquoi le logiciel utilise des algorithmes spécifiques, tels que la *loi du champ équivalent*, pour estimer les doses délivrées dans des configurations de faisceaux plus complexes.

3.3.1 Rappels Théoriques

Pourcentage de Dose en Profondeur (PDD)

Le PDD est défini comme le rapport entre la dose à une profondeur donnée et la dose maximale ($Z_{\max}$), exprimé en pourcentage. Il dépend de plusieurs paramètres :

- **Profondeur** : La dose diminue avec la profondeur en raison de l'absorption dans les tissus.
- **Taille du champ** : Plus le champ est grand, plus le PDD est élevé en raison d'un effet de diffusion accru (plus de photons diffusés et davantage d'électrons secondaires). Toutefois, $Z_{\max}$ tend à diminuer.
- **Énergie des photons** : Les photons de haute énergie pénètrent plus profondément, augmentant ainsi le PDD.
- **Distance source-surface (SSD)** : Une SSD plus grande entraîne une augmentation du PDD.
- **Profil de dose** : Il s'agit de la mesure de la distribution de la dose perpendiculairement à l'axe du faisceau, à une profondeur de référence donnée. Il illustre comment la dose varie en fonction de la distance par rapport à l'axe central du faisceau.

Facteur de symétrie

Symétrie (S) Il s'agit de la mesure de l'uniformité de la distribution de la dose de part et d'autre de l'axe central du faisceau.

- La symétrie du faisceau est évaluée en comparant les doses mesurées de chaque côté de l'axe central.
- Pour un faisceau considéré comme symétrique, les doses à gauche et à droite doivent être quasiment identiques.
- **Zmax** : Profondeur à laquelle la dose atteint son maximum dans le milieu ; elle est généralement utilisée comme référence pour évaluer la symétrie.

$D_{max} = 100$, normalisation par rapport à D_{max}

D_s : dose à la surface $\neq$ de zéro

D_{ex} : dose à la sortie du patient

Z_{max} : la profondeur de D_{max}

Zone Buildup : non équilibre électronique

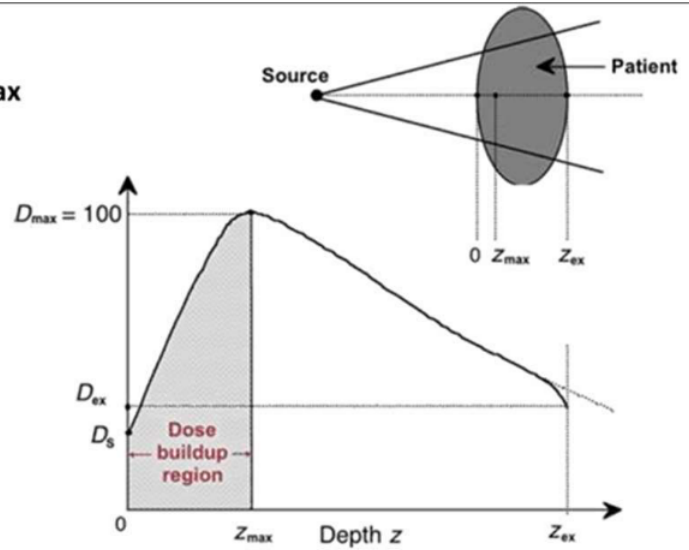


FIGURE 3.22 – Pourcentage de Dose en Profondeur

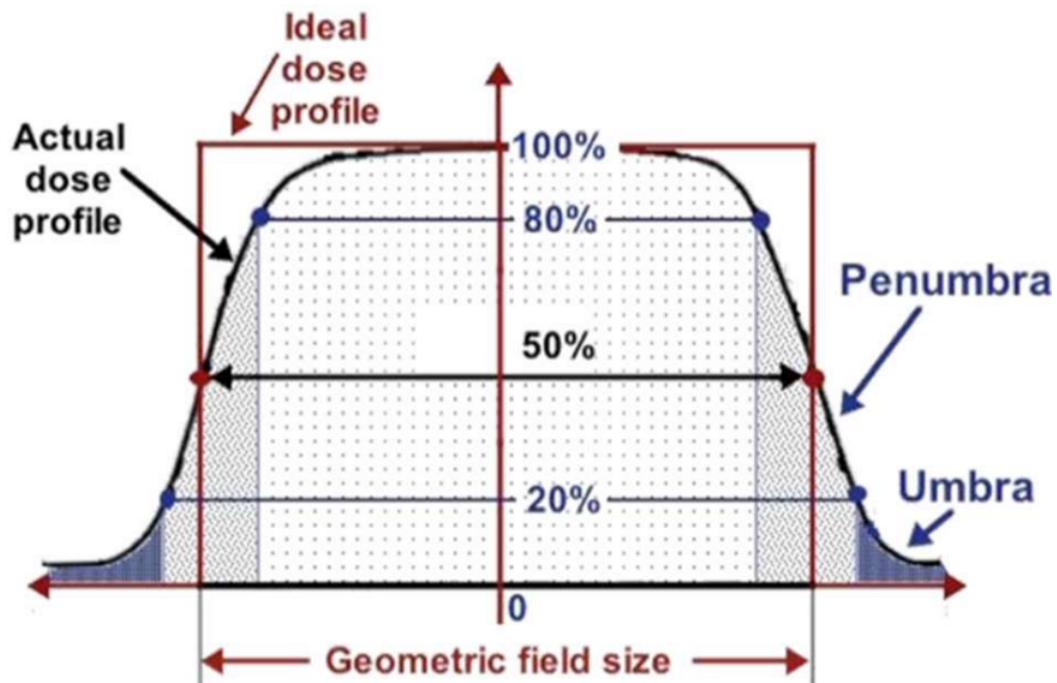


FIGURE 3.23 – Profil de Dose[21]

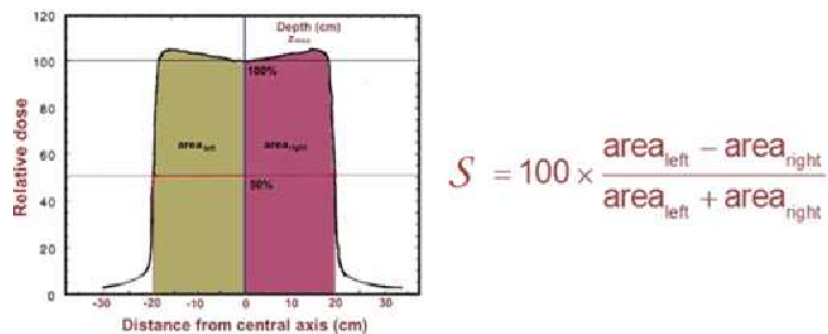


FIGURE 3.24 – Facteur de symétrie dans le profil de dose

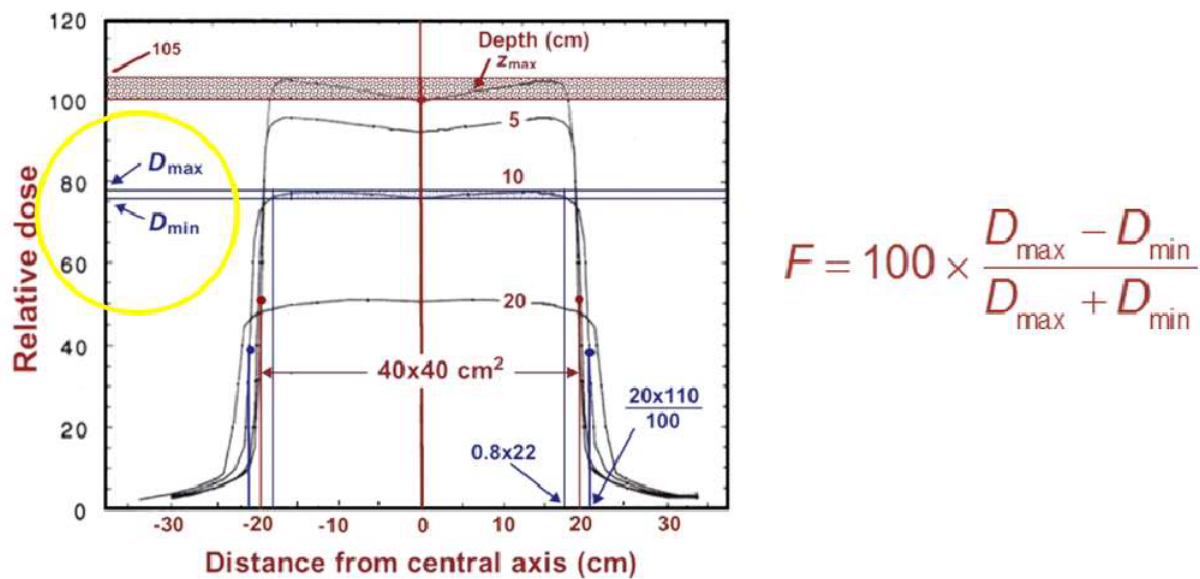


FIGURE 3.25 – Facteur d'homogénéisation planéité de faisceau dans le profil[21]

Champ équivalent

La loi de l'équivalence carrée est une approximation mathématique permettant d'assimiler un champ de forme complexe à un champ carré équivalent. Cette méthode simplifie les calculs dosimétriques en autorisant l'utilisation des données de PDD (Pourcentage de Dose en Profondeur) et des profils de dose issues de champs carrés comme références pour des configurations de faisceaux de formes irrégulières.

3.3.2 Matériel et Méthodes

- **Clinac 2100C Varian** : Accélérateur linéaire utilisé pour les irradiations.
- **Niveau à bulle** : Permet de garantir l'horizontalité de l'installation, assurant des conditions de mesure optimales.
- **Cuve MP3** : Fantôme d'eau automatisé utilisé pour les mesures dosimétriques. Elle permet l'acquisition précise des PDD et des profils de dose.
- **Support de cuve** : Sert à maintenir la cuve MP3 en place et à ajuster sa hauteur pour un positionnement correct.
- **Moteur de la cuve MP3** : Permet le déplacement automatique des sondes de mesure selon trois axes (X, Y, Z).
- **Réservoir d'eau** : Contient l'eau distillée utilisée pour remplir la cuve, qui constitue le milieu de référence en dosimétrie.
- **Manette de contrôle** : Dispositif permettant de commander manuellement les déplacements du moteur de la cuve.
- **Chambre microDiamond (PTW 60019)** : Chambre de mesure hautement sensible, conçue pour des mesures de haute précision.
- **Holder 431** : Support spécifique pour fixer la chambre d'ionisation dans la cuve.
- **Thimble 4308** : Élément de protection assurant la stabilité et la sécurité de la chambre.
- **Support multifonction** : Utilisé pour maintenir ou ajuster la position de la chambre à l'intérieur du fantôme.
- **PTW TANDEM** : Système de connexion permettant la lecture et l'acquisition en temps réel des mesures dosimétriques via l'électromètre.
- **PTW TBA Control Unit** : Unité de contrôle associée au système de balayage automatique pour la mesure des profils et courbes de dose.
- **Logiciel MEPHYSTO** : Logiciel dédié au traitement et à l'analyse des données dosimétriques (PDD, profils de dose, vérification des tolérances cliniques).

3.3.2.1 Méthodologie

Mise en place et Acquisition

Vérification des paramètres mécaniques et alignement de la cuve MP3

- **Vérification des paramètres mécaniques** : La procédure débute par un contrôle mécanique de l'accélérateur linéaire. Le bras est positionné à 0° , et le collimateur est vérifié par

une rotation aller-retour. Trois points de référence sont tracés sur le goniomètre (l'anneau permettant la rotation de la table), et alignés avec le croisillon du collimateur. Ensuite, le bras est déplacé pour s'assurer que le croisillon passe toujours par ces trois points, confirmant la précision du positionnement du collimateur.

- **Alignement de la cuve MP3 :** Un niveau à bulle est utilisé pour vérifier que le bras est parfaitement horizontal à 0° . La cuve MP3, utilisée pour les mesures dosimétriques, est également contrôlée pour s'assurer de son horizontalité. Elle est ensuite positionnée de manière à ce que son centre (croisillon) soit aligné avec l'axe central de l'isocentre défini par le collimateur. Une fois cette vérification faite, la cuve est remplie d'eau déminéralisée, équivalente au tissu humain pour les mesures de dose. Un outil d'alignement est inséré dans la tige de la cuve pour confirmer le bon positionnement. Grâce à la commande motorisée *Go to Zero*, l'outil est déplacé automatiquement vers la position 0, correspondant à l'isocentre. Il est ensuite contrôlé pour s'assurer qu'il se trouve bien sous le croisillon du collimateur et qu'il se déplace de manière parallèle, sans inclinaison.

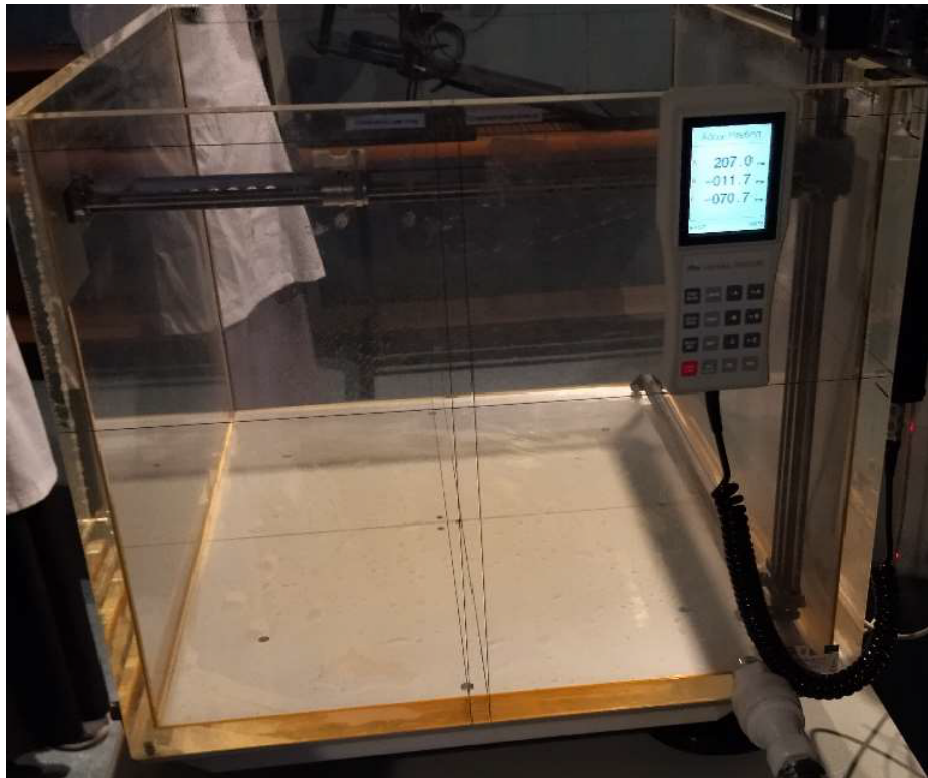


FIGURE 3.26 – Cuve MP3 et sa Manette de contrôle

- **Installation de la Chambre d'ionisation :** Une fois l'alignement confirmé, l'outil est retiré et les accessoires nécessaires à l'installation de la chambre *microDiamond* sont mis en place. Le support *Holder 431* ainsi que le *Thimble 4308* sont fixés afin d'assurer un maintien stable et précis de la chambre.

Ensuite, la chambre *microDiamond* (PTW 60019) est positionnée dans les supports spécifiques. Sa position est vérifiée à l'aide d'un télémètre optique afin de s'assurer qu'elle est



FIGURE 3.27

placée à une distance source-point (DSP) de 100 cm, correspondant à l'isocentre de la machine.

Une feuille blanche est également utilisée pour confirmer l'alignement de la chambre avec l'axe central du faisceau.

— Acquisition des mesures

Configuration du système TANDEM : La polarité de la haute tension (HV) est réglée sur +, avec une tension appliquée de **0 V**. La chambre est ensuite connectée au système **TANDEM**, lui-même relié à l'ordinateur pour permettre l'acquisition des données via le logiciel **MEPHYSTO mc²**. Enfin, l'irradiation est effectuée, suivie de la récupération des courbes **PDD** et des **profils de dose**.

3.4 Plon VMAT et assurance qualité

3.4.1 Assurance Qualité d'un Plan VMAT

La radiothérapie moderne repose sur des techniques avancées permettant d'optimiser la distribution de la dose aux tissus tumoraux tout en minimisant l'irradiation des organes à risque.

Parmi ces techniques, l'**Arcthérapie Volumétrique Modulée (VMAT)** constitue une avancée majeure. Contrairement à la **Radiothérapie à Modulation d'Intensité (IMRT)**, qui délivre la dose de manière statique à des angles discrets, le VMAT administre la dose de façon dynamique, en combinant la rotation continue de l'accélérateur linéaire avec la modulation de

Chamber/Detector		Holder	Thimble
30006	Farmer chamber 0.6 cm ³ , waterproof	381	-
30013	Farmer chamber 0.6 cm ³ , waterproof	381	-
31002	Semiflex ion chamber 0.125 cm ³	391	3902
31003	Semiflex ion chamber 0.3 cm ³	391	3903
31006	PinPoint chamber 0.015 cm ³	401	4002
31010	Semiflex ion chamber 0.125 cm ³	391	3902
31013	Semiflex ion chamber 0.3 cm ³	391	3903
31014	PinPoint chamber 0.015 cm ³	401	4002
31015	PinPoint chamber 0.03 cm ³	411	4002
31016	PinPoint 3D chamber 0.016 cm ³	411	4102
31018	microLion chamber 0.002 cm ³	571	-
31021	Semiflex 3D 0.07 cm ³	601	6002
60003	Diamond detector	421	4202

TABLE 3.1 – Tableau utilisé pour sélectionner les holders et thimbles appropriés pour chaque détecteurs.

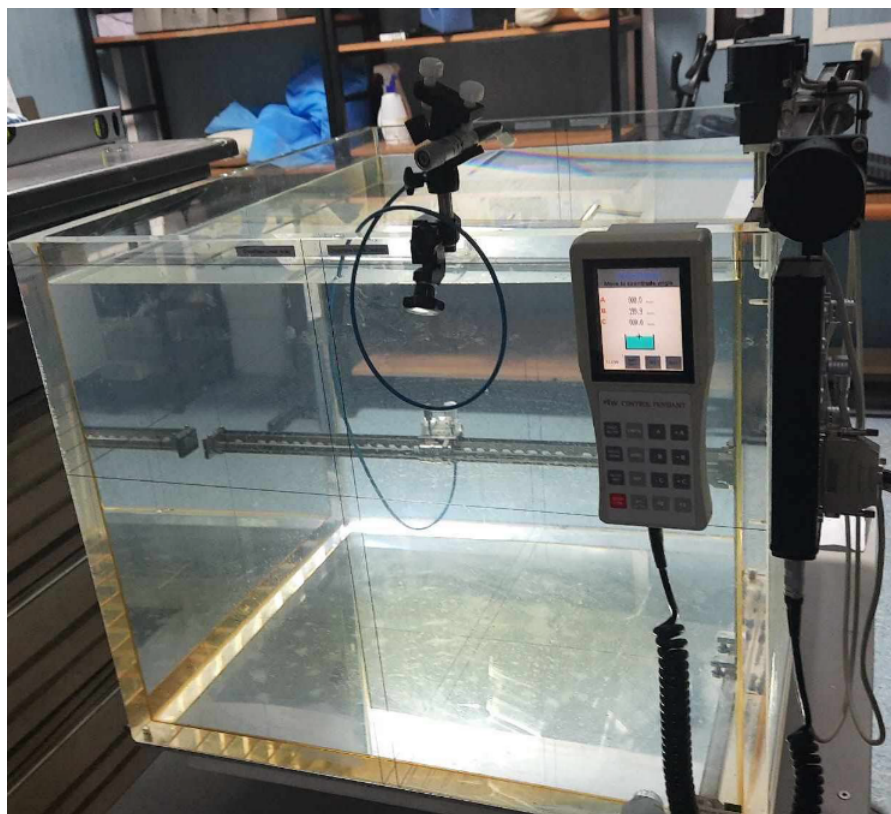


FIGURE 3.28 – Installation de la Chambre d'ionisation

Chamber/Detector		Holder	Thimble
23343	Markus chamber 0.055 cm ³	451 or 461	-
31014	PinPoint chamber 0.015 cm ³	431	4302
31015	PinPoint chamber 0.03 cm ³	431	4302
31018	microLion chamber 0.002 cm ³	581	-
31021	Semiflex 3D 0.07 cm ³	431	4309
34001	Roos chamber 0.35 cm ³	471	-
34045	Advanced Markus chamber 0.02 cm ³	461 or 451	-
34070	Bragg-Peak chamber 10.5 cm ³	551	-
41023.1.190	Capsule for TL rods, front	491	-
41023.1.200	Capsule for TL chips, front	491	-
41023.1.210	Capsule for Alanin pellets, front	491	-
60003	Diamond detector	441	4202
60008	Dosimetry diode P	431	4304
60012	Dosimetry diode E	431	4305
60016	Dosimetry diode P	431	4304
60017	Dosimetry diode E	431	4306
60018	Dosimetry diode SRS	431	4306
60019	microDiamond	431	4308
60020	Dosimetry diode PR	431	4306

TABLE 3.2 – Tableau utilisé pour sélectionner les holders et thimbles appropriés pour chaque détecteur.

l'intensité du faisceau.

Cette technique repose sur une synchronisation précise de plusieurs paramètres, notamment :

- la vitesse des collimateurs multilames (MLC),
- la vitesse de rotation du bras de l'accélérateur,
- le débit de dose,
- et l'orientation du collimateur.

Toute désynchronisation entre ces paramètres peut entraîner des erreurs dans la dose délivrée, compromettant l'efficacité thérapeutique et augmentant le risque de complications pour le patient.

L'assurance qualité d'un plan VMAT repose donc sur la comparaison entre les doses calculées par le système de planification et les doses mesurées à l'aide d'un système de dosimétrie intégré ou d'un détecteur externe.

L'**indice gamma** est utilisé pour quantifier la conformité entre la dose mesurée et la dose calculée, en tenant compte simultanément de la différence de dose et de la distance spatiale.

3.4.2 Objectifs du TP

- Valider la qualité et la précision d'un plan de traitement VMAT en comparant les doses calculées et les doses mesurées.
- Vérifier la synchronisation des paramètres dynamiques.
- Appliquer des outils d'analyse, tels que l'indice gamma, pour évaluer la concordance entre les calculs et les mesures, selon des critères d'acceptabilité (par exemple : 3 % / 3 mm).

3.4.3 Rappels Théoriques

Assurance qualité (AQ) en VMAT : Ensemble de procédures visant à garantir que les doses de rayonnement délivrées au patient correspondent exactement à celles prévues lors de la planification.

Les étapes essentielles de l'AQ en VMAT incluent :

- **Validation du plan de traitement** : Vérification de la concordance entre les doses calculées et mesurées.
- **Vérification des paramètres dynamiques** : Synchronisation des MLC, du débit de dose et de la rotation du bras.
- **Analyse dosimétrique** : Réalisée avec des fantômes et des détecteurs pour simuler les conditions cliniques.

Indice gamma : Métrique utilisée pour comparer les doses calculées aux doses mesurées. Il combine :

- **Critère de dose** : Différence relative $\leq 3 \%$
- **Critère de distance** : Distance ≤ 3 mm.
- **Validation** : Un point est accepté si l'indice gamma est ≤ 1 .

Fluence : Quantité d'énergie transportée par le faisceau de rayons X. Elle est modulée en VMAT pour assurer une distribution optimale.

Synchronisation des paramètres dynamiques :

- MLC : Positionnement précis des lames.
- Bras de l'accélérateur : Rotation continue.
- Débit de dose : Contrôle du rayonnement délivré.
- Collimateur : Ajustement de l'ouverture.

Critère 3 mm / 3 % : Un point est validé si :

- Différence de dose $\leq 3 \%$.
- Distance entre les points ≤ 3 mm.

Séquenceur : Système informatique intégré contrôlant la synchronisation du bras, des MLC et du débit de dose.

Critères d'acceptabilité :

- $\geq 95 \%$ des points doivent satisfaire au test gamma.
- Respect des tolérances dose-distance.

3.4.4 Matériel et Méthodes

3.4.4.1 Matériel

- **Accélérateur linéaire** : Varian Clinac (modèle unique LINAC)
- **Système de planification de traitement (TPS)** : *Eclipse* de Varian
- **Système de dosimétrie** : Portail dosimétrique intégré (EPID)
- **Logiciel d'analyse** : *ARIA* de Varian

$$\Gamma(r_m, r_c) = \sqrt{\frac{\Delta D^2}{\Delta D_m^2} + \frac{\Delta r^2}{DTA^2}} \text{ et } \gamma(r_m) = \min\{\Gamma(r_m, r_c)\} \forall \{r_c\}$$

Avec :

- $\Delta r = |r_m - r_c|$,

- r_m position du point mesuré

- r_c position du point calculé

- $\Delta D = D_c(r_c) - D_m(r_m)$ différence entre la dose calculée D_c au point r_c et celle mesurée D_m au point r_m .

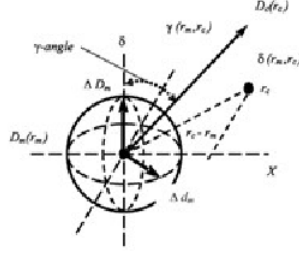


FIGURE 3.29 – Représentation de la valeur du gamma, $\gamma(r_m, r_c)$, et de l'angle du gamma selon le rapport n 9 de L'ESTRO.

3.4.4.2 Méthodes

Sélection du Plan

- Un plan VMAT déjà optimisé a été sélectionné.
- Un plan de vérification a été généré dans Eclipse.

Choix du Système de Mesure

- Portail dosimétrique intégré utilisé pour l'acquisition des données dosimétriques (il est également possible d'utiliser un détecteur externe tel que le *PTW Octavius*).

Définition des paramètres de mesure

- Distance Source-Imageur (DSI)
- Taille de l'imageur

Irradiation et Acquisition

- Chaque arc a été irradié successivement.
- Les fluences mesurées ont été affichées à l'écran et comparées aux fluences calculées.

Analyse et validation

- L'application de comparaison a été utilisée pour superposer les cartes de dose Et calculer l'indice gamma.
- Validation du plan selon le critère d'acceptabilité (97% des points $\leq 3\%/3$ mm).



FIGURE 3.30 – LINAC Unique de Varian.



FIGURE 3.32 – Portail dosimétrique intégré

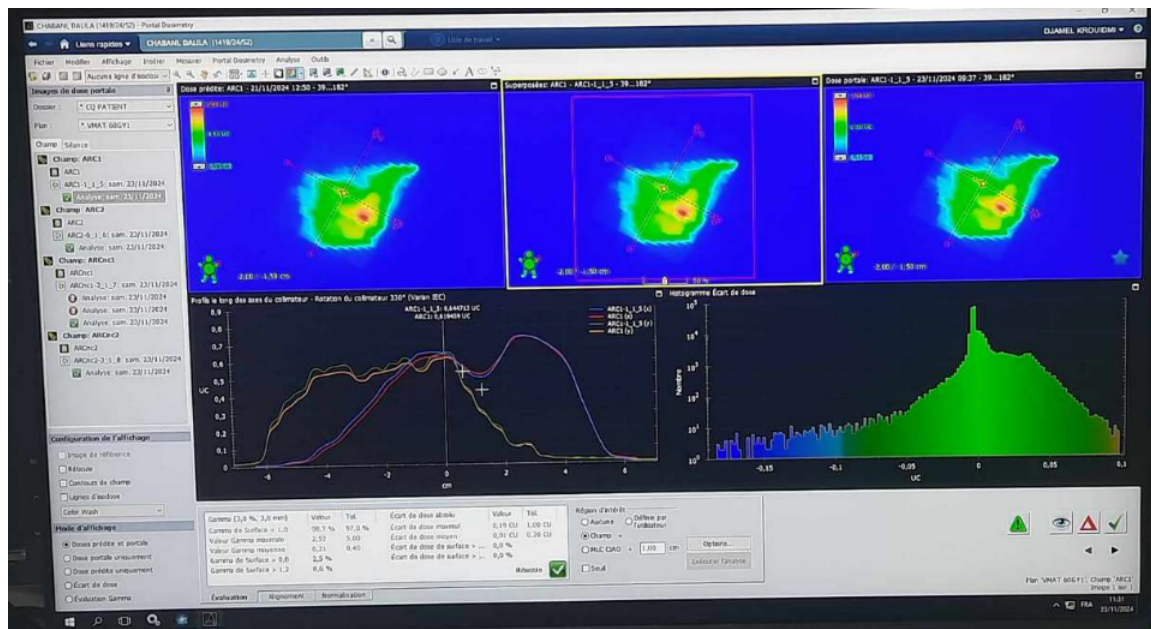


FIGURE 3.33 – Affichage des cartes de dose

3.5 La calibration d'un scanner CT

La calibration d'un scanner CT (Computed Tomography) en milieu hospitalier permet d'assurer une correspondance précise entre les valeurs en unités Hounsfield (HU) et la densité électronique relative (EDR), garantissant ainsi une planification dosimétrique fiable. Ce travail s'inscrit dans le cadre du contrôle de qualité des scanners utilisés pour la simulation en radiothérapie.

3.5.1 Rappel Théorique

Principe du CT Scan et Reconstruction d'Image

Un scanner CT repose sur l'acquisition de multiples projections radiographiques d'un objet sous différents angles, suivie d'une reconstruction tomographique à l'aide d'algorithmes. Chaque voxel de l'image reconstruite est associé à une valeur en unités Hounsfield (HU), reflétant le coefficient d'atténuation linéique des rayons X, relatif à celui de l'eau.

Objectifs de l'activité :

- Comprendre le fonctionnement du scanner CT et le principe de reconstruction d'image.
- Réaliser une calibration en utilisant un fantôme CIRS.
- Mesurer les valeurs en unités Hounsfield (HU) pour différents matériaux.
- Établir et valider la courbe HU-EDR (densité électronique relative).

Calibration et Densité Electronique Relative (EDR)

Densité électronique relative (EDR) :

L'EDR est définie par la relation suivante :

$$\text{EDR} = \frac{\text{ED}_{\text{matériau}}}{\text{ED}_{\text{eau}}}$$

Avec :

- $\text{ED}_{\text{matériau}}$: Densité électronique du matériau,
- $\text{ED}_{\text{eau}} = 1$: Densité électronique de l'eau.

La calibration a pour objectif d'établir une courbe de conversion entre les unités Hounsfield (HU) et la densité électronique relative (EDR), afin de garantir la précision des calculs dosimétriques dans le système de planification.

3.5.2 Matériel et Méthodes

Matériel

- Scanner CT **Philips**
- Fantôme de calibration **CIRS**
- Ordinateur équipé du logiciel **Excel** pour l'analyse des données.



FIGURE 3.34 – Scanner CT Philips

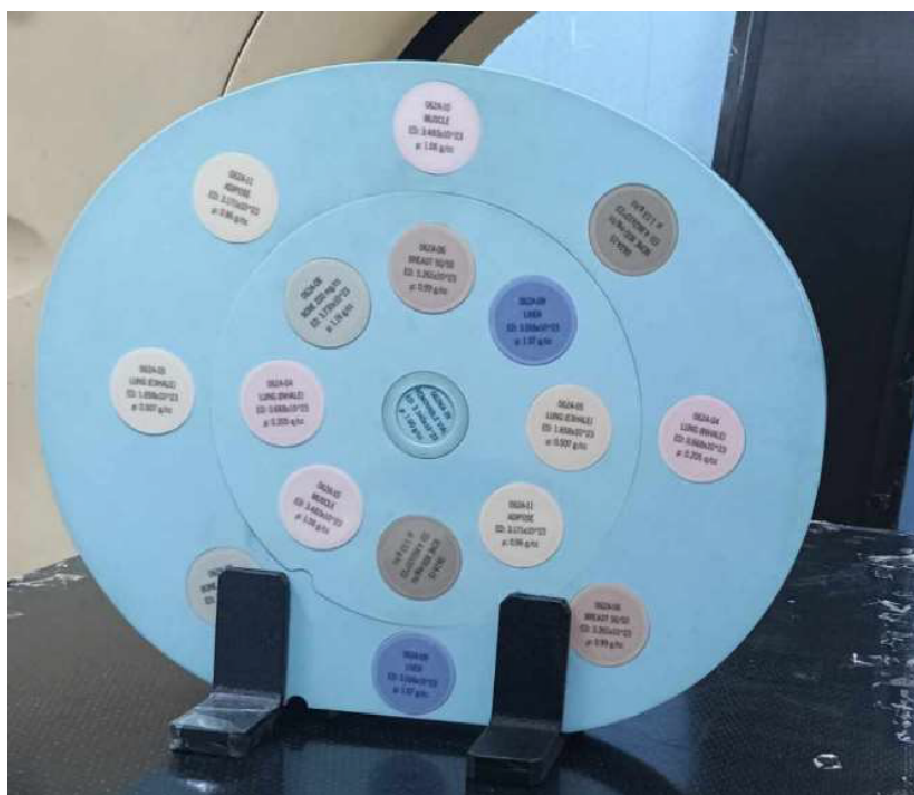


FIGURE 3.35 – Phantom CIRS

Protocole Expérimental

- **Mise en place du fantôme** : Positionnement du fantôme CIRS en alignant ses repères avec les lasers de centrage du scanner.
- **Acquisition des images** : Utilisation d'un protocole cliniquement défini (par exemple : protocole abdomen). La série d'images est obtenue avec un décalage en z d'environ -500 mm.
- **Mesure des valeurs HU** : Sélection d'une *Region of Interest* (ROI) circulaire sur l'image pour chaque matériau inséré dans le fantôme, puis extraction des valeurs moyennes en unités Hounsfield (HU).

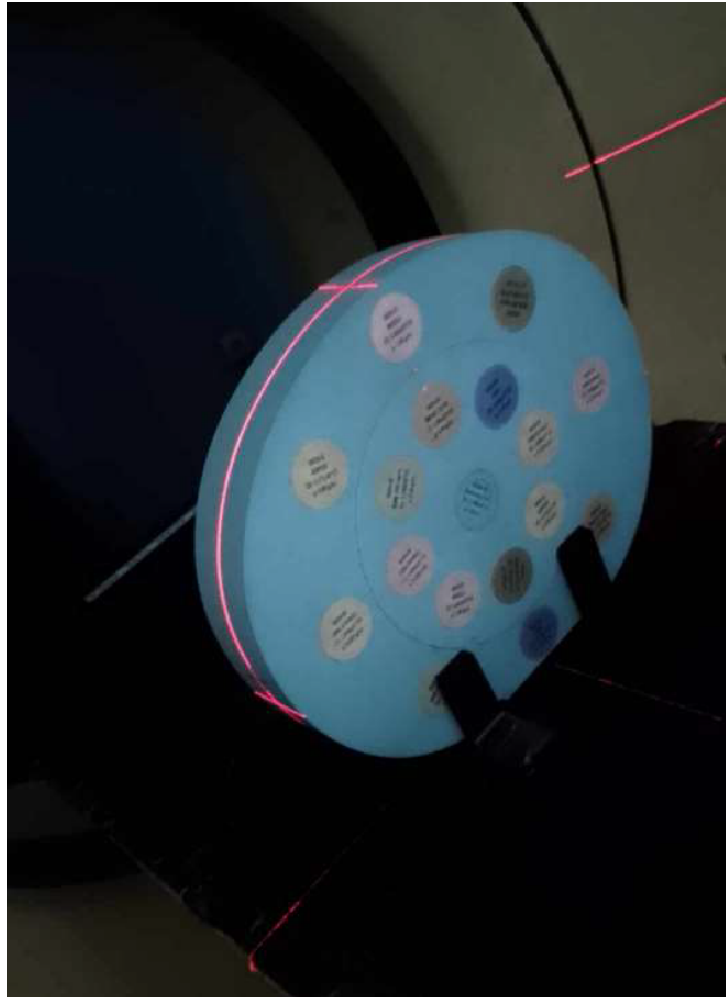


FIGURE 3.36 – Mise en place du fantôme.

- **Calcul de l'EDR** : Application de la relation entre HU et EDR avec l'eau comme référence.
- **Étude de la saturation** : Répétition du processus avec des inserts de densité plus élevée (titane), afin de déterminer la valeur de HU à partir de laquelle le scanner CT présente un phénomène de saturation.

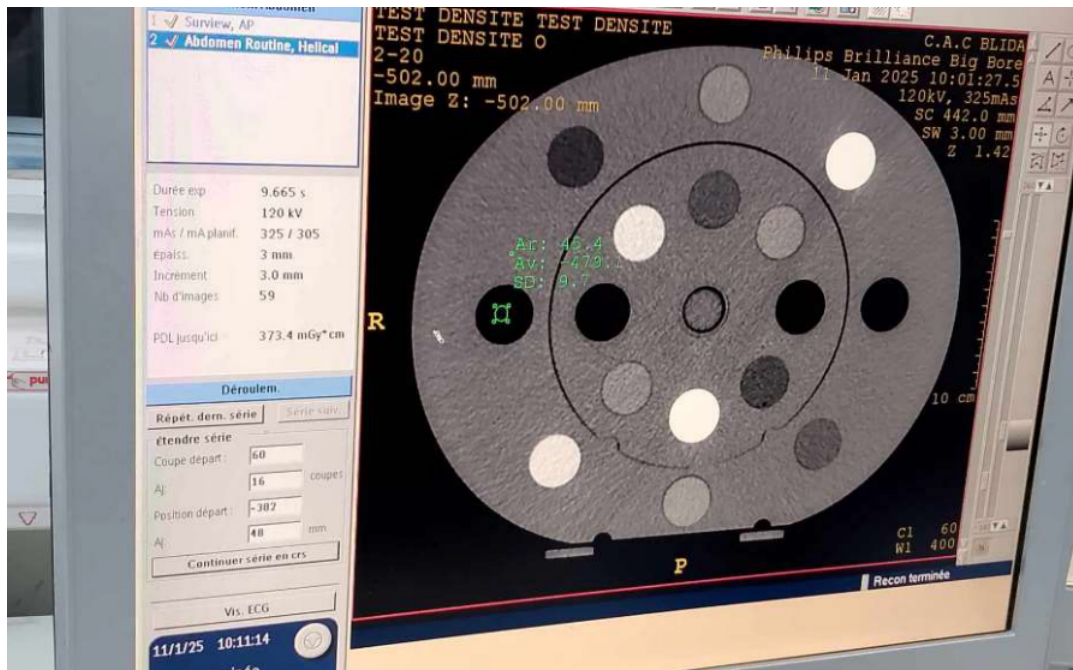


FIGURE 3.37 – Mesure des valeurs HU.

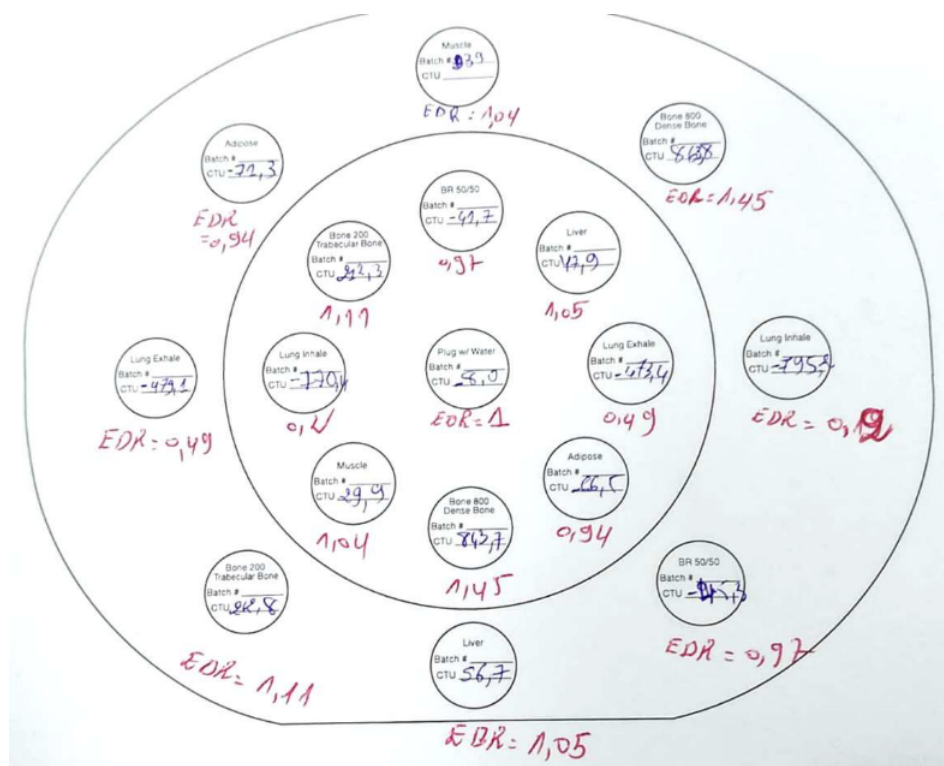


FIGURE 3.38



FIGURE 3.39 – Insertion de tubes de densité plus élevés.

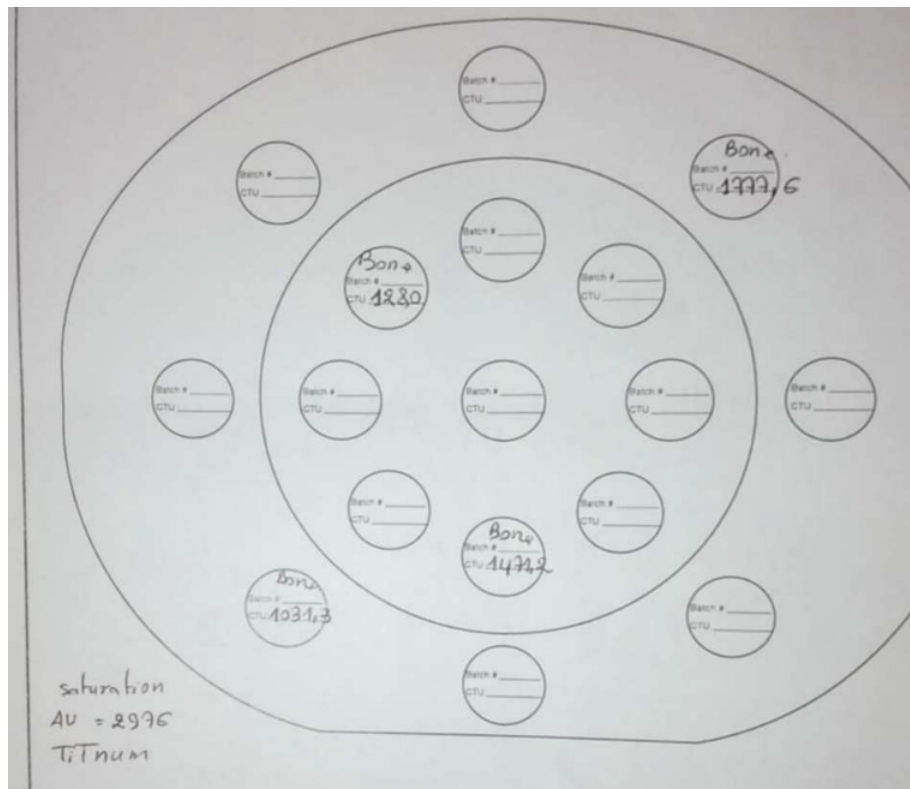


FIGURE 3.40

- **Analyse des déviations** : Comparaison des valeurs HU mesurées avec les valeurs de référence attendues.
 - Pour $HU < 100$: tolérance de ± 20 HU.
 - Pour $HU > 100$: tolérance de ± 50 HU.
- **Génération de la courbe HU-EDR** : Représentation graphique réalisée sous Excel.
- **Validation** : Si les valeurs mesurées ne respectent pas les tolérances définies, la procédure de calibration doit être répétée.

3.6 Résultat et analyse

3.6.1 Contrôle mécanique d'un accélérateur linéaire

Résultats et analyse

Les résultats du contrôle mécanique sont présentés dans le tableau 3.3. Globalement, toutes les mesures étaient conformes aux tolérances standards.

- **Angulation du bras et du collimateur** : différences $< 0.5^\circ$, validé.
- **Isocentre mécanique** : $r < 0.1$ cm et $\varphi < 0.2$ cm, validé.
- **Taille des champs** : écarts $< 0,2$ cm, validé.
- **DSP** : précision respectée.
- **Déplacement de la table** : conformité avec les valeurs affichées.

Les résultats démontrent que le *Clinac 2100C* est correctement calibré et que l'ensemble des paramètres mécaniques respecte les exigences de qualité clinique.

ANGULATION DU BRAS							
Valeur	180°	90°	0°	270°	Tolérance	Validation	Observation
Valeur relevée	189,1	90	3,9,9	270	< 0.5°	OK	R.A.S.

ANGULATION DU COLLIMATEUR								
Valeur	0°	45°	90°	135°	270°	Tolérance	Validation	Observation
Valeur relevée	0	45	90	135	270	< 0.5°	OK	OK

ISOCENTRE MECANIQUE DU BRAS							
Valeur relevée	r	φ	Validation	Observation			
0,1	< 0.1cm	< 0.2cm	OK	R.A.S.			

ISOCENTRE MECANIQUE COLLIMATEUR							
Valeur relevée	r	φ	Validation	Observation			
< 0,2	< 0.1cm	< 0.2cm	OK	OK			

ISOCENTRE MECANIQUE TABLE							
Valeur relevée	r	φ	Validation	Observation			
0,1	< 0.1cm	< 0.2cm	OK	R.A.S.			

Taille des champs							
Valeur	5*5	10*10	15*15	20*20	Tolérance	Validation	Observation
Valeur relevée					≤ 0.2cm	OK	R.A.S.

Indicateur optique de distance (la tige de DSP)							
Valeur	90	95	100	110	Tolérance	Validation	Observation
Valeur relevée	9,9	12,8	13,8	29,7	≤ 0.2cm	OK	R.A.S.

Vérification des lasers								
Le sens	Vertical droit	Horizontal droit	Vertical gauche	Horizontal gauche	Sagittal	Tolérance	Validation	Observation
	✓	✓	✓	✓	✓	≤ 0.2cm	OK	R.A.S.

Déplacement de la table vertical/DSP affichée (le pas de 5 cm)											
Valeur	100	105	110	115	120	95	90	85	Tolérance	Validation	Observation
Valeur relevée	11,9	24,9	27,9	57,9	11,9	24,9	2,9				
Si DSPs90(Ts0.5cm) Si DSPs90(Ts0.2cm)											

Déplacement de la table latéral									
Valeur	5cm	10cm	20cm	-5cm	-10cm	-20cm	Tolérance	Validation	Observation
Valeur relevée	5	10	X	-5	-10	X	≤ 0.2cm	OK	R.A.S.

Déplacement de la table longitudinal									
Valeur	10cm	15cm	20cm	-10cm	-15cm	-20cm	Tolérance	Validation	Observation
Valeur relevée	10	5	X	-10	-5	X	≤ 0.2cm	OK	R.A.S.

TABLE 3.3 – Résultats du contrôle mécanique 1

Ce TP a permis de mettre en pratique les contrôles mécaniques nécessaires au bon fonctionnement d'un accélérateur linéaire. Tous les tests ont donné des résultats conformes aux tolérances fixées, confirmant ainsi la précision du système.

Ces contrôles doivent être répétés régulièrement afin de garantir la sécurité des patients et la qualité des traitements administrés.

3.6.2 Calibration de (LINAC) selon le protocole TRS-398

Les mesures effectuées lors de la calibration ont permis de déterminer les paramètres dosimétriques pour régler le débit de dose de l'accélérateur linéaire. Le tableau 3.4 présente les valeurs expérimentales obtenues ou $TPR = 0.782868562$.

DSP	Z	UM(1Gy)	L+400	L-400	L+200	T	TC	P	PC	KTP	KPOL	KREC	KQ	ND
Calibration 26/10/2024														
100	10	100	14,7	14,68	14,65	23	23,22	99,7	99,8	1,0261774	0,9993197	1,0033101	0,968	
100	10	100	15,05	14,98	14,98	23,1	23,3198	99,59	99,69	1,0276556	0,9976744	1,0045455	0,968	

TABLE 3.4 – résultats du TPR

Analyse de la Déviation et Ajustements

- **Déviation calculée (Δ) :** La valeur de la déviation Δ est de 2,15 % pour la première série de mesures.
Pour obtenir un débit de dose conforme à 1 cGy/UM à $Z_{\max}$, cette déviation doit être corrigée.
- **Identification de la source de la déviation :**
La déviation observée est due à une différence entre la dose mesurée et la dose attendue à $Z_{\max}$. Plusieurs facteurs peuvent contribuer à cette erreur :
 - Erreurs dans le positionnement de la chambre d'ionisation ;
 - Variations des conditions environnementales (température, pression) ;
 - Réglages incorrects dans les paramètres internes de la machine.
- **Ajustement des paramètres des unités moniteurs (UM) :**
 - Le facteur Δ a été utilisé pour recalculer les UM nécessaires.
 - Les paramètres internes de la machine (TOP, ION1, ION2) ont été ajustés en mode maintenance afin de compenser cette différence.
- **Vérification des mesures corrigées :**
Une nouvelle mesure de dose a été effectuée à $Z_{\max}$ après ajustement. Cette mesure a permis de confirmer que la déviation a été ramenée en dessous du seuil acceptable de 1.5 %.
- **Application d'un facteur de correction final (α) :**
Un facteur de correction final α a été introduit pour harmoniser la lecture de l'électromètre avec la dose clinique attendue :

$$\alpha = \frac{D_{\text{mesurée}}(Z_{\max})}{D_{\text{attendue}}(Z_{\max})}$$

Conclusion

Ce travail pratique a permis de comprendre et de maîtriser la procédure de calibration d'un accélérateur linéaire en radiothérapie, avec pour objectif l'obtention d'un débit de dose précis de 1cGy/UM à $Z_{\max}$.

En suivant les recommandations du protocole **TRS-398** et en appliquant les facteurs correctifs appropriés, nous avons pu mesurer une déviation initiale de 2 et la corriger afin d'atteindre une précision conforme aux exigences cliniques.

Cette démarche garantit la fiabilité des traitements délivrés aux patients et constitue une étape essentielle dans l'assurance qualité en radiothérapie.

3.6.3 Commissioning

Résultats : Nous avons mesuré le **Pourcentage de Dose en Profondeur (PDD)** ainsi que le **profil de dose** pour un faisceau de rayonnement délivré par l'accélérateur linéaire *Clinac 2100C* de Varian.

Conditions de mesure :

- **Taille du champ** : $10 \times 10\text{cm}^2$
- **Distance Source-Surface (SSD)** : 100 cm
- **Énergie du faisceau** : 18~MV
- **Détecteur utilisé** : Chambre PTW *microDiamond*

Résultats PDD :

- $D_{\max}$: 33.1~mm
- **PDD à 100 mm** : 79.47~%

Courbe PDD :

- La courbe du PDD obtenue présente un maximum de dose ($D_{\max}$) à une profondeur de 33,1 mm, ce qui est cohérent avec l'énergie moyenne d'un faisceau de photons utilisé en radiothérapie.
- La dose diminue progressivement après $D_{\max}$, reflétant l'atténuation des photons dans l'eau, un milieu équivalent aux tissus humains.
- La valeur de $D_{100\%}$ (79,47 %) à 10 cm de profondeur est conforme aux valeurs attendues pour ce type de faisceau.

3.6.3.0.1 Profil de dose :

- **Symétrie mesurée** : $\approx 0.77\%$
- **Flatness (uniformité)** : $\approx 1.63\%$
- **Pénétration latérale (droite / gauche)** : $\approx 10.95\text{ mm} / 9.60\text{ mm}$
- **Valeur maximale du profil** : $D_{\max} \approx 102.34\%$

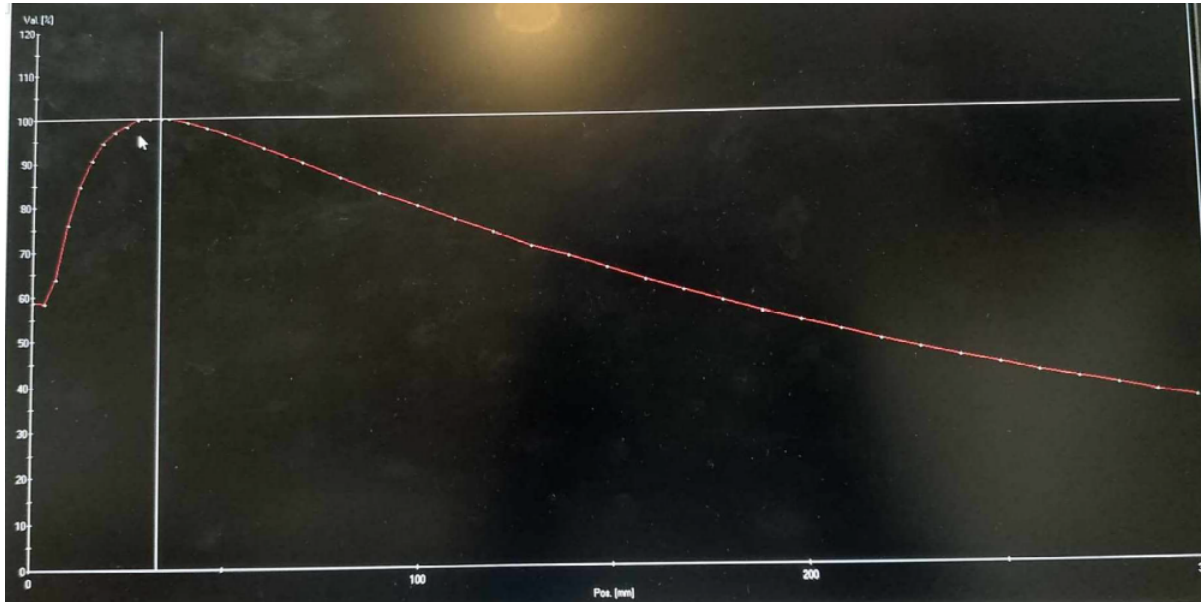


FIGURE 3.41 – Courbe PDD obtenue

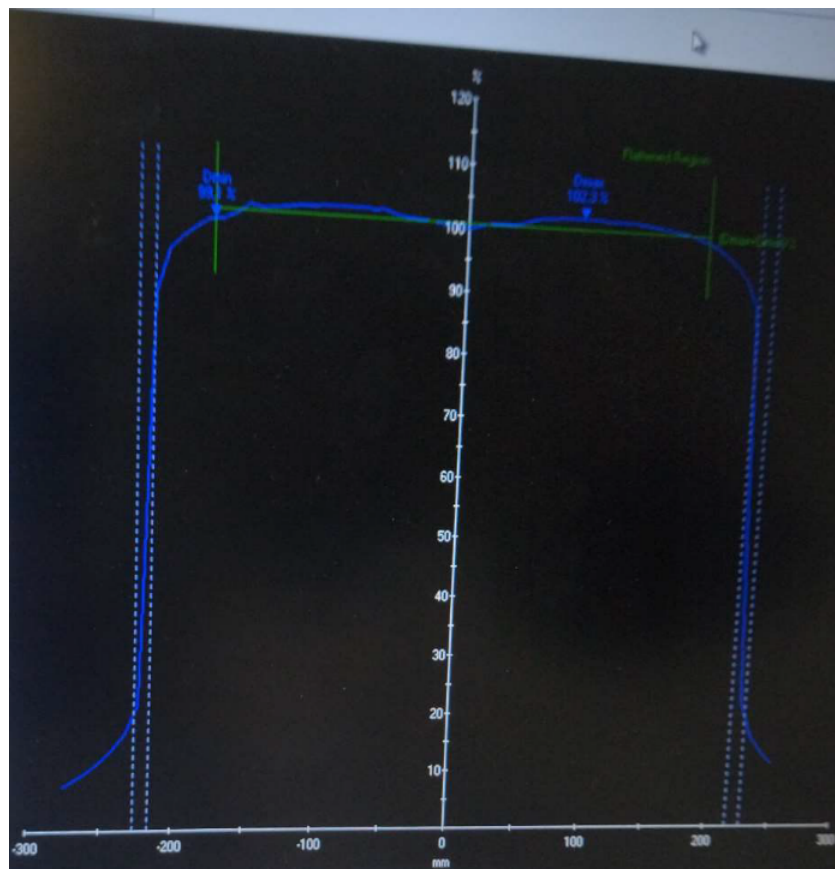


FIGURE 3.42 – Résultats du profil de dose.

La symétrie du faisceau est très proche de 1, ce qui indique un bon équilibrage des doses de part et d'autre de l'axe central. La valeur de *flatness*, égale à 1.63 %, reflète une bonne homogénéité de la distribution de dose au centre du champ, conformément aux critères d'acceptation clinique. La légère différence observée entre les profondeurs de pénétration à gauche (9.60 mm) et à droite (10.95 mm) peut être attribuée à une légère asymétrie dans la calibration du système ou à des incertitudes de mesure.

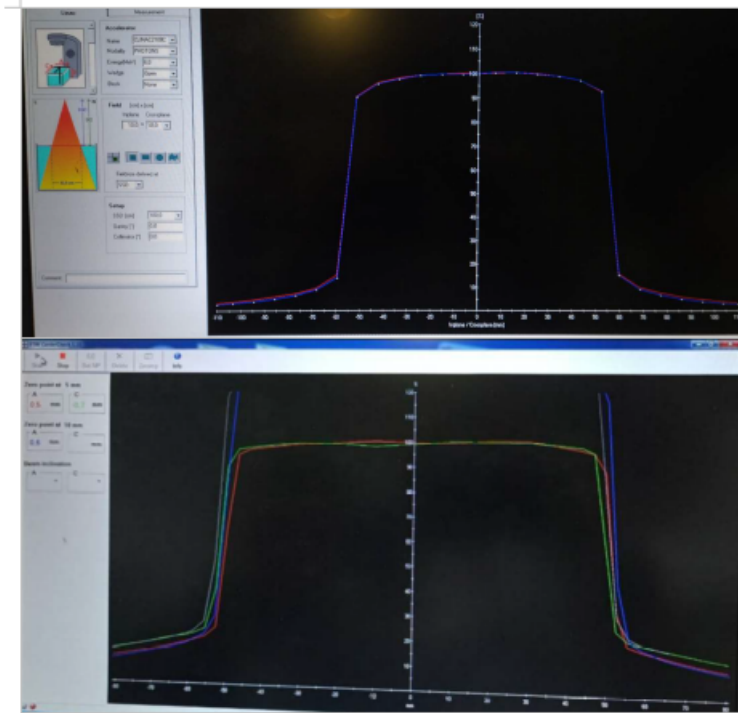


FIGURE 3.43 – Profil de dose obtenue.

Analyse et Discussion

- L'analyse du plateau montre que l'homogénéité du faisceau est satisfaisante, avec une variation de dose bien contenue dans la zone utile.
- Les chutes de dose aux extrémités sont nettes, indiquant une bonne collimation du faisceau.
- Les écarts entre les courbes mesurées et les courbes de référence sont minimales. Ils peuvent être attribués à la réponse du détecteur, aux tolérances mécaniques du collimateur ou à la configuration du champ.

PDD (Pourcentage de Dose en Profondeur) : La position du $D_{\max}$ est conforme aux valeurs attendues, ce qui témoigne d'une bonne calibration du faisceau. L'atténuation suit une décroissance exponentielle, traduisant une pénétration correcte des photons dans le milieu. Les écarts éventuels par rapport aux données théoriques peuvent résulter de variations de densité dans l'eau utilisée ou d'erreurs systématiques de positionnement du détecteur.

Profil de dose : L'analyse confirme une bonne homogénéité au centre du faisceau. La chute rapide aux bords valide l'efficacité de la collimation. Les variations mesurées par rapport aux profils de référence restent faibles et peuvent être liées à des imperfections mécaniques ou à des limitations instrumentales.

Conclusion

Les mesures des profils de dose et des courbes PDD effectuées dans ce travail ont permis d'évaluer avec précision la qualité du faisceau délivré par l'accélérateur Clinac 2100C. Les résultats obtenus sont en bon accord avec les valeurs théoriques, confirmant la conformité et la stabilité du faisceau pour une utilisation clinique en radiothérapie.

Les écarts mineurs observés sont essentiellement dus aux incertitudes expérimentales et aux tolérances mécaniques du système. Des optimisations futures pourraient encore améliorer la précision des mesures et garantir une reproductibilité optimale.

3.6.4 Assurance Qualité d'un Plan VMAT

Cas 1 : Échec de la validation

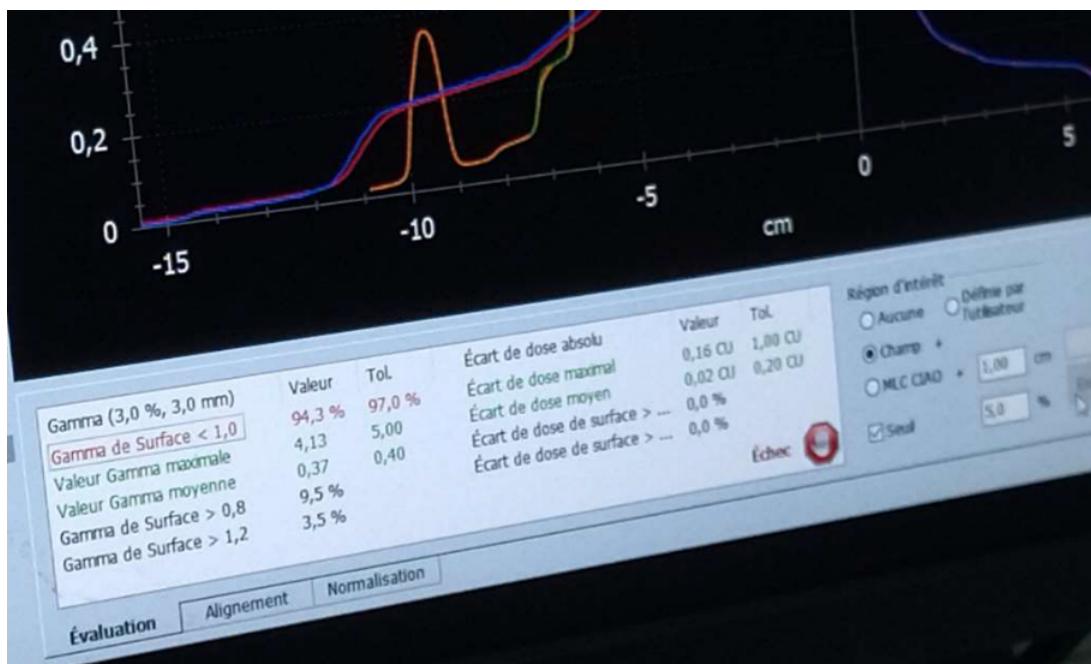


FIGURE 3.44 – Échec de la validation.

- **Indice gamma (3 % / 3 mm) : 94.3 % (< 97 %) → Échec**
- **Valeur gamma maximale : 4.13** (Tolérance : 5.00)
- **Valeur gamma moyenne : 0.37**
- **Proportion des points avec $\gamma > 0.8$: 9.5 %**

- Proportion des points avec $\gamma > 1.2$: 3.5 %
- Écart de dose maximal : 0.16 CU (Tolérance : 1.00 CU)

Cas 2 : Réussite de la validation

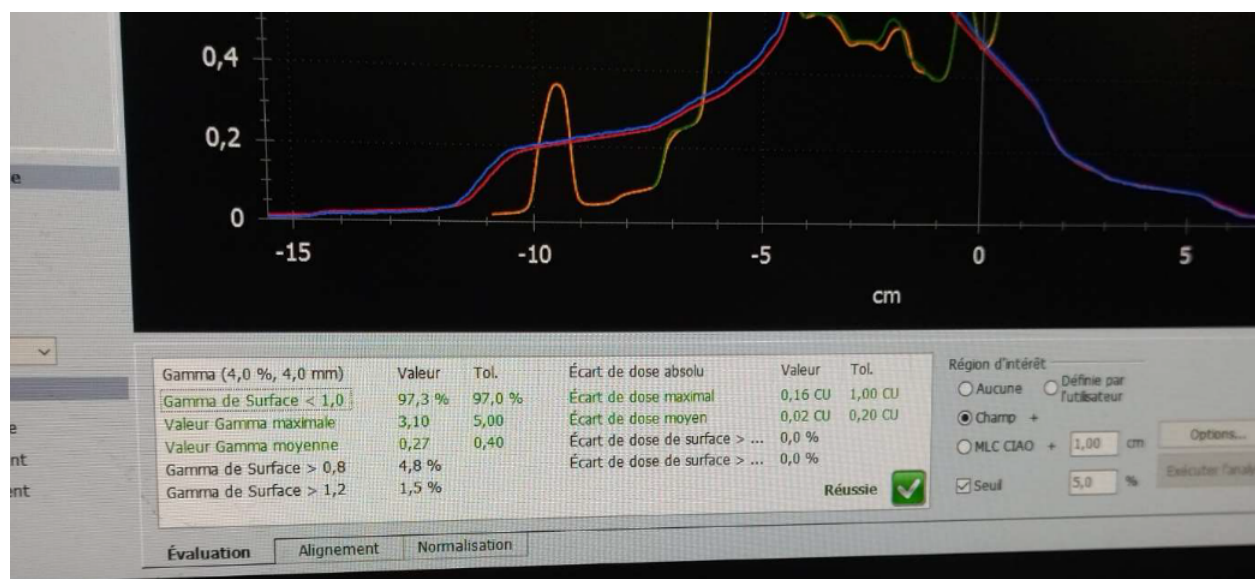


FIGURE 3.45 – Réussite de la validation

- Indice gamma (4 % / 4 mm) : 97.3 % (≥ 97 %) → **Réussi**
- Valeur gamma maximale : 3.10
- Valeur gamma moyenne : 0.27
- Proportion des points avec $\gamma > 0,8$: 4.8 %
- Proportion des points avec $\gamma > 1,2$: 1.5 %
- Écart de dose maximal : 0.16 CU

Discussion

L'échec selon le critère de 3 % / 3 mm indique des écarts significatifs entre la dose mesurée et la dose calculée. L'acceptation obtenue avec un critère assoupli de 4 % / 4 mm montre qu'un ajustement des tolérances permet de valider le plan, mais cela pourrait compromettre la précision du traitement. Un échec à la validation impose une analyse approfondie afin d'identifier la source de l'erreur, tandis qu'une validation réussie selon les critères établis confirme l'adéquation du plan de traitement pour une utilisation clinique sécurisée.

Conclusion

Ce travail pratique a permis de mettre en évidence l'importance de l'assurance qualité dans les traitements par VMAT. La validation des plans repose sur la comparaison entre les doses calculées

et mesurées, via l'indice gamma. L'échec d'un plan selon un critère strict (3 % / 3 mm) nécessite une réévaluation rigoureuse pour comprendre les écarts observés avant toute utilisation clinique. Une attention particulière doit être portée à la calibration de l'accélérateur linéaire (LINAC) ainsi qu'à la définition précise des paramètres de mesure, afin de garantir l'efficacité et la sécurité du traitement administré.

3.6.5 La calibration d'un scanner CT

Résultats

Les valeurs en unités Hounsfield (HU) mesurées pour chaque matériau ont été enregistrées et comparées aux valeurs de référence. Une courbe de conversion HU–EDR (densité électronique relative) a été tracée afin de vérifier la cohérence et la validité de la calibration du scanner CT.

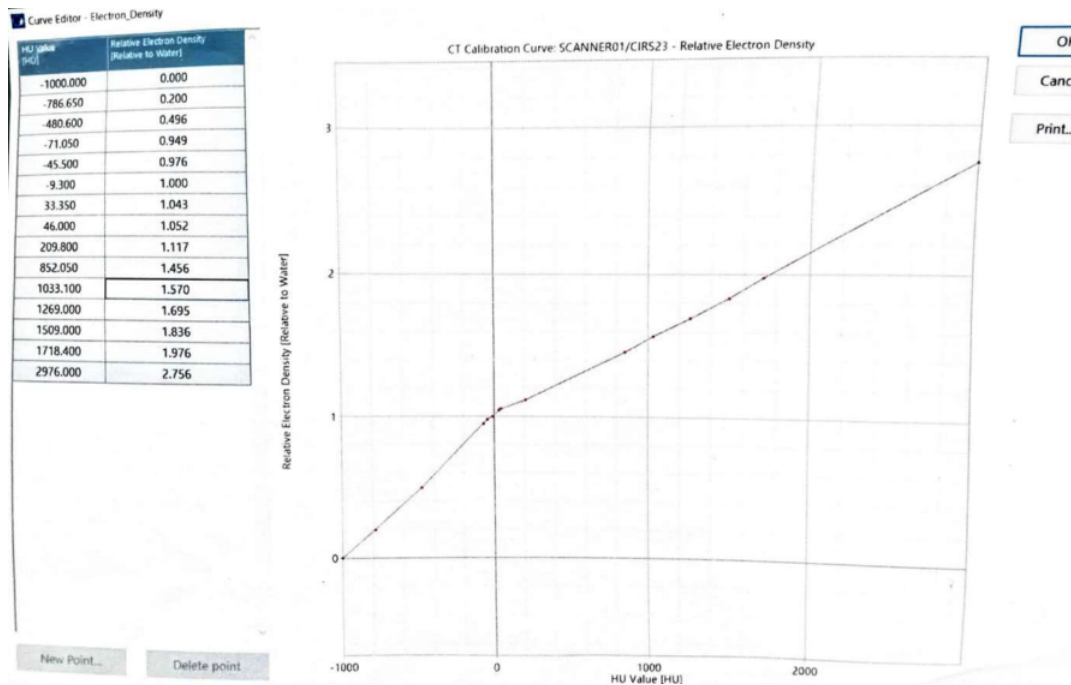


FIGURE 3.46 – Profil de dose obtenue.

4. Discussion

- La relation entre les unités Hounsfield (HU) et la densité électronique relative (EDR) doit être approximativement linéaire pour les tissus mous et les os corticaux.
- Les écarts observés doivent être interprétés à la lumière des conditions d'acquisition, telles que le kVp , le filtrage du faisceau et la présence éventuelle d'artefacts.
- La saturation survient lorsque les valeurs HU dépassent la plage dynamique du scanner, limitant la précision pour les matériaux très denses.

- Une calibration incorrecte entraîne des erreurs dans la conversion HU–EDR, pouvant affecter la dosimétrie clinique et la sécurité du traitement.

Conclusion

La calibration d'un scanner CT est essentielle pour garantir la précision des plans de traitement en radiothérapie. Ce travail pratique a permis de comprendre l'importance de cette procédure, ainsi que de maîtriser l'utilisation de fantômes de calibration. Une calibration régulière, rigoureuse et conforme aux protocoles cliniques est indispensable pour assurer la fiabilité des images CT et la sécurité des patients.

Conclusion Générale

Conclusion générale

Ce mémoire visait à illustrer les activités d'un physicien médical en radiothérapie, tout en appliquant les principes fondamentaux de la dosimétrie clinique et en approfondissant les exigences techniques liées à la pratique de la radiothérapie. À travers les différents travaux pratiques réalisés, une compréhension approfondie des protocoles de contrôle qualité et de calibration des équipements a été acquise, consolidant ainsi les compétences essentielles à l'exercice du métier de physicien médical.

Les résultats expérimentaux obtenus ont confirmé la conformité des dispositifs étudiés aux normes et tolérances cliniques en vigueur, soulignant l'importance capitale de l'assurance qualité pour garantir des traitements à la fois précis, efficaces et sécurisés. Les ajustements effectués et les analyses menées ont également mis en évidence la nécessité d'un suivi rigoureux et régulier des accélérateurs linéaires, des scanners CT et des systèmes de planification dosimétrique.

En définitive, ce travail a constitué une expérience formatrice et enrichissante, favorisant le développement de compétences techniques, méthodologiques et analytiques indispensables à la pratique de la physique médicale en milieu hospitalier. La rigueur et la précision exigées dans ce domaine renforcent la nécessité d'une formation pratique approfondie et d'un engagement constant dans l'amélioration continue de la qualité des soins en radiothérapie.

Bibliographie

- [1] Beilei Liu, Hongyu Zhou, Licheng Tan, Kin To Hugo Siu, Xin-Yuan Guan. Exploring treatment options in cancer : tumor treatment strategies. Sig Transduct Target Ther 9 (2024) 175 . <https://doi.org/10.1038/s41392-024-01856-7>
- [2] Melissa Talbi, Ahmed Adjebli, Karim Tighilet, Mustapha Louardiane and Abdelaziz Messis. Time series forecasting cancers cases in Algeria using double exponential smoothing method. Res. J. Biotech.19(3) (2024) 1-12 <https://doi.org/10.25303/1903rjbt01012>
- [3] Tilsed CM, Fisher SA, Nowak AK, Lake RA and Lesterhuis WJ. Cancer chemotherapy : insights into cellular and tumor microenvironmental mechanisms of action. SFront. Oncol. 12 (2022) 960317.[doi:10.3389/fonc.2022.960317](https://doi.org/10.3389/fonc.2022.960317)
- [4] Emens LA, Romero PJ, Anderson AC, et al. Challenges and opportunities in cancer immunotherapy : a Society for Immunotherapy of Cancer (SITC) strategic vision. Journal for ImmunoTherapy of Cancer.12 (2024) e009063. [doi:10.1136/jitc-2024-009063](https://doi.org/10.1136/jitc-2024-009063)
- [5] <https://www.advamed.org/our-work/sectors/radiation-therapy/>
- [6] Eric E Klein et al. Task Group 142 report : Quality assurance of medical accelerators. Med. Phys. 36 (2009) 4197-4212. <https://doi.org/10.1118/1.3190392>
- [6] Organisation mondiale de la santé, *Cancer*, 2023. <https://www.who.int/fr/news-room/fact-sheets/detail/cancer>.
- [7] https://iris.who.int/bitstream/handle/10665/43859/9789242545340_fre.pdf?sequence=1&isAllowed=y
- [8] Abbas Z, Rehman S. An Overview of Cancer Treatment Modalities. Neoplasm. InTech (2018). <http://dx.doi.org/10.5772/intechopen.76558>

- [9] Cyrus Chargari, Eric Deutsch, Pierre Blanchard, Sebastien Gouy, Hélène Martelli, Florent Guérin, Isabelle Dumas, Alberto Bossi, Philippe Morice, Akila N. Viswanathan, Christine Haie-Meder. Brachytherapy : An overview for clinicians. CA A Cancer J Clin, 69 (2018) 386-401. <https://doi.org/10.3322/caac.21578>
- [10] ICRU 33 (International Commission of Radiological Units and measurement).
- [11] La radiothérapie Après un siècle d'évolution, des nouveaux traitements sculptés à la forme de la Tumeur. (2003)
- [12] ERVIN B. PODGORSK. Review of Radiation Oncology Physics : A Handbook for Teachers and Students ; Department of Medical Physics McGill University Health Centre Montréal, Québec, Canada.
- [13] IAEA. TRS No. 430 : Commissioning and Quality Assurance Of Computerized Planning Systems For Radiation Treatment Of Cancer. Vienna, International Atomic Energy Agency. 2004
- [14] IAEA. Radiation Oncology Physics : A Handbook for Teachers and Students. Chapitre 12, p.407 :Podolsk. 2005.
- [15] P. Andrey L. Lacroix, les rayonnements et le vivant, la l'onde les maures, école Jolo Curie De physique nucléaire, 2004.
- [16] Ming Chao Yang. Optimisation des plans de traitement en radiothérapie grâce aux dernières Techniques de calcul de dose rapide. Thèse de doctorat (2014). Université Paris Sud - Paris XI, 2014.[https://theses.hal.science/tel-01011223v1/file/VD2\\$__\\$YANG_MING-CHAO__\\$13032014.pdf](https://theses.hal.science/tel-01011223v1/file/VD2$__$YANG_MING-CHAO__$13032014.pdf)
- [17] C. Henequens et C. Coujou. Les volumes-cibles en radiothérapie, Service Cancérologies radiothérapies Hôpital Saint-Louis Paris.
- [18] LoSasso py with a multileaf collimator used in the dynamic mode. Medical physique.
- [19] Mayles, P, Nahum, A, Rosendale, JC. Handbook of Radiotherapy Physics : Theory and Practice. Parties F (chapitre 26, p.549)
- [20] IAEA. Radiation Oncology Physics : A Handbook for Teachers and Students. Chapitre 1 12, p.407 : Podgorsak. 2005.t H (chapitre 37, p.793) : Taylor Francis. 2007.
- [21] Yassine BEN HDECH. Contrôle de qualité dosimétrique des systèmes de Planification des Traitements par radiothérapie externe à l'aide d'Objets-Tests Numériques calculés par simu-

lations Monte-Carlo PENELOPE. Thèse de doctorat (2011). Université de Nantes. <https://theses.hal.science/tel-00683748/>

- [22] JOURNAL OFFICIEL DE LA REPUBLIQUE ALGERIENNE N°64 Correspondant au 2 décembre 2015.
- [23] Partenariat canadien pour la qualité en radiothérapie Code de pratique du contrôle de la qualité technique des systèmes de gestion de données.<https://www.pcqr.ca/wp-content/uploads/2020/08/DMS-2016-07-01-FR.pdf>
- [24] Codes de pratique du contrôle technique de la qualité pour les centres canadiens de radiothérapie. Partenariat canadien pour la qualité en radiothérapie. 2015.
- [25] Alain BATALLA. « CONTROLE QUALITE EN RADIOTHERAPIE. Service de Radiophysique », Centre François Baclesse – CAEN. Décision du 27 juillet 2007 fixant les modalités du contrôle de qualité interne des installations de Radiothérapie externe. JOURNAL OFFICIEL DE LA RÉPUBLIQUE FRANÇAISE.2007
- [26] Bruno CHAUVET, Jean-Jacques MAZERON, livre blanc de la radiothérapie en France .société française de radiothérapie oncologique.(2013).
- [27] Décision du 27 juillet 2007 fixant les modalités du contrôle de qualité interne des Installations de Radiothérapie externe. JOURNAL OFFICIEL DE LA RÉPUBLIQUE FRANÇAISE.2007.
- [28] Brochure pour patients, La radiothérapie, copyright : Ligue suisse contre le cancer, Bern Editeur, Fondation Cancer, 2011.

