



REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE
MINISTERE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEURE ET DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE

UNIVERSITE ABOU-BEKR BELKAID - TLEMCCEN



MEMOIRE

Présenté à :

FACULTE DES SCIENCES – DEPARTEMENT DE PHYSIQUE

Pour l'obtention du diplôme de :

MASTER EN PHYSIQUE

Spécialité : Physique médicale

Par :

Sebouai Soumia

Sur le thème

**Comparaison des résultats de vérification des
plans de traitement VMAT par détecteur
ArcCHECK (Sun Nuclear) et module PDIP(Varian)**

Soutenu publiquement le 03 juillet 2025 à Tlemcen devant le jury composé de :

Mme. Bouchaour Mama	MCA	Université de Tlemcen	Présidente
Mme. Bouchikhi Assma	Dr	Université de Tlemcen	Encadrante
Mme. Chiali_Megnounif Naziha	MCA	Université d'Oran	Examinatrice
Mme Benazza-Diaf Nadia	MAA	Université de Tlemcen	Examinatrice

Remerciement

Louange à Allah, le Miséricordieux, le Clément, qui m'a donné la force, la volonté, la patience et surtout la bonne santé pour achever ce travail.

J'exprime ma profonde gratitude à Mme. Bouchikhi Asma, physicienne médicale au C.A.C. Tlemcen, pour son encadrement précieux et ses conseils éclairés tout au long de la réalisation de ce mémoire. Son expertise et sa disponibilité ont été essentielles à l'aboutissement de ce travail.

Mes remerciements s'adressent également à Mme. Bouchaour Mama : MCA , présidente du jury et responsable de la spécialité de master en physique médicale, ainsi qu'à Mme. Chilali-Megnounif Naziha : MCA cheffe de service de neurophysiologie et exploration au CHU d'Oran et Mme Benazza-Diaf Nadia : MAA, examinatrices, pour avoir bien voulu évaluer ce mémoire. Leurs remarques constructives et leurs perspectives enrichissantes sont inestimables.

Je remercie Monsieur Boufatah Reda, chef du département de physique à l'université Abou-Bekr Belkaïd de Tlemcen, et Mme A.R Senoudi Assia Rachida, responsable de la filière physique.

Mes remerciements les plus sincères sont adressés à Monsieur le Doyen de la Faculté des Sciences Pr. Zouhir Arrar et à Monsieur le Doyen de la Faculté de Médecine Pr. Abi Ayad

Je remercie également mes enseignants de master des facultés de Médecine et des Sciences.

Je souhaite aussi remercier chaleureusement tous les membres de l'équipe de physique du CAC Tlemcen, Mr. Taleb Lotfi chef de service radiothérapie , et plus particulièrement Monsieur Dahi physicien médicale et Madame Bouchikhi Assma physicienne médicale , pour leur aide précieuse et leur gentillesse. Enfin, j'exprime ma profonde gratitude à toutes les personnes non mentionnées ici qui ont contribué, de près ou de loin, à la réalisation de ce mémoire et à l'aboutissement de ce projet.

À vous tous, un immense merci.

Dédicace

*À ma première famille, mes chers parents **Fouzi** et **Naïma**, pour leur amour infini, leur soutien inébranlable et les innombrables sacrifices qui ont jalonné mon parcours. Ce succès est avant tout le vôtre.*

À mes très chers parents.

Mon papa, Fouzi, qui s'est toujours efforcé de nous offrir le meilleur et de nous voir réussir. Ton soutien indéfectible et ta force m'ont toujours aidé à poursuivre mes rêves et à les concrétiser.

Ma maman, Naïma, la plus belle et la meilleure maman du monde. Tes encouragements constants ont été mon moteur pour continuer ce chemin.

Ce mémoire est le fruit de votre amour et de vos sacrifices.

À mon cher frère et à mes chères sœurs que j'aime profondément. Que Dieu vous protège et veille sur vous, mes précieux soutiens

mon frère Mohammed Amine et sa femme Asma, ainsi qu'à ma sœur Hassiba et son mari Mohammed à ma petite soeur Khalida et son mari Nacer Eddine, pour leur affection, leurs encouragements constants et leur présence précieuse à chaque étape de ma vie.

À mes adorables nièces et neveux, Lamis, Ayoub, Wassim et Yanis, les rayons de soleil de notre famille, qui illuminent nos vies de leur joie et de leur innocence.

À ma deuxième famille, mon cher mari Omar, pour son amour, sa compréhension et son soutien indéfectible qui ont rendu ce chemin plus doux.

À ma très chère belle-mère, Aïcha, pour son cœur immense, sa gentillesse et son accueil chaleureux,

À mon cher beau-père, Mohammed, que Dieu ait son âme (rabi yrahmo) et À mes chères belles-sœurs et à leurs maris , pour leur accueil chaleureux et leur gentillesse :

Saila , Naima , Najia , Ghania , Djamilla et Fatia

À mes adorables et très gentils grands-parents : mon grand-père chéri, Mohammed, que j'aime tant. Que Dieu te protège. À ma grand-mère, Aïcha, la plus douce et la plus gentille, au cœur immense, qui me manque énormément. Que Dieu ait son âme (rabi yrahma).

À mes chers oncles et à leurs épouses, pour leur soutien et leur bienveillance.

À mes cousines et cousins et à tous ceux dont l'amitié et la présence sont précieuses.

À mes chères copines et amies, pour votre soutien indéfectible, nos rires partagés et les moments précieux qui ont rendu cette aventure plus belle. Votre amitié est un trésor.

Enfin, à toutes les familles qui m'ont soutenue et inspirée : la famille Sebouai de mon père, la famille Bennekrouf de ma mère , et la famille Atamna de mon mari. Votre amour et votre encouragement sont ma plus grande richesse.

Merciüü

Table des Matières

Remerciement	
Dédicace	
Table des Matières	
Liste des Figures	
Liste des Tableaux	
Liste des Abréviations	
Introduction Générale.....	1
Chapitre I : La Radiothérapie Externe et Généralités	3
I.1. le cancer :	4
I.2. Historique de la radiothérapie :	4
I.3. La définition de La radiothérapie :	5
I.4. Les différents types de la radiothérapie :	6
I.4.1. La radiothérapie interne :	6
I.4.2 . La radiothérapie externe :	7
I.5. Les Différentes techniques utilisées dans la radiothérapie externe :	14
I.5.1. (3D) La Radiothérapie Conformationnelle Tridimensionnelle (RC3D) :	14
I.5.2. La Radiothérapie à Modulation d'Intensité (IMRT) :	15
I.5.3. Radiothérapie avec modulation d'intensité en arc (VMAT) :	16
I.5.4. La radiothérapie stéréotaxique.....	17
Chapitre II : Méthode Pour L'assurance De Qualité De La Technique VMAT	18
II.1 : Le contrôle qualité en radiothérapie	19
II.1.1 : Contrôles mécaniques	19
II.1.2 : Contrôle des faisceaux :	19
II.1.3 : Contrôle des systèmes d'imagerie (Scanner) :	20
II.1.4 : Contrôle des systèmes d'imagerie (Imageur portal) :	20
II.2. Le Contrôle du Patient en Radiothérapie Externe VMAT :	21
1. Imagerie Pré-Thérapeutique (IGRT - Image-Guided Radiotherapy)	21
2. Gestion des Mouvements et Incertitudes	21
3. Surveillance en Temps Réel.....	22
4. Protocoles de Tolérance et Ajustements	22
II.3 : Arcchek (sunnuclear) :	22
II.3.1 : Pertinence Clinique de la Dose et Contrôle Qualité Basé sur le DVH :	23
III.3.2 : Contrôle Qualité du Modèle de Collimateur Multilames (MLC) :	23
II.3.3: Le Détecteur Polyvalent pour la QA 4D :	24
II.3.4: Caractéristiques Matérielles et Géométrie :	24

II.3.5: Capacités d'Analyse Logicielle (SNC Patient et 3DVH) :.....	24
II.4 : PIDP :.....	25
II.4.1 : Définition de Module Varian Portal Dose Image Prediction (PDIP) :.....	25
II.4.2 : Objectif de l'utilisation de PDIP :.....	25
II.4.3 : Intégration et applications Cliniques de PDIP :.....	25
II.5 : Etude intérieure :	26
Chapitre III:	
Partie 01 : Méthode Effectuée Et Discussion Des Résultats	27
III.1 : Accélérateur linéaire :.....	28
III.2 : le système de planification de traitement (TPS) :.....	28
III.3 : le logiciel AAA.....	28
III.4 : le logiciel d'optimisation :.....	29
III .5 : Matériel et méthode de contrôle qualité des plans patients :.....	29
III.5.1 : Arc check :.....	30
III.5.2. EPID (Electronic Portal Imaging Device) :	34
III.5.3. le gamma index :.....	35
Partie 2 : Résultats des cas cliniques	37
III.1: Résultats des cas mesuré par d'arcCHECK :.....	38
III.1.1 : Les résultats des patients pour Arc Check :.....	38
III.1.2 :Observation des résultats :	40
III.2 : Résultats de PDIP pour des cas clinique	43
III.2.1 : Les résultats des patients PDID pour des cas clinique :	44
III.2.2 : L'observation des résultats pour les quatre cas clinique :	46
III.3: La comparaison entre les résultats Arc check et PIDP pour chaque cas clinique :.....	48
Conclusion Générale	51
Références Bibliographiques	54

Liste des Figures

Figure 1: Accélérateur linéaire d'électrons pour le traitement du cancer	11
Figure 2: Système d'imagerie MV (haute énergie) – kV (basse éne	13
Figure 3: Principe d'un accélérateur linéaire	14
Figure 4: Exemple de traitement de radiothérapie par modulation d'intensité IMRT	16
Figure 5: Arcchek.....	23
Figure 6: photos arc check CAC Tlemcen	31
Figure 7: EPID trubeem stx varian.....	35
Figure 8: Arc check pour les cas clinique pour 4 patients dans le service de radiothérapie Tlemcen	40
Figure 9: les image des résultats PDIP des cas clinique de service de la radiothérapie Tlemcen.	45

Liste des Abréviations

AAA Analytical Anisotropic Algorithm

AAPM American Association of Physicists in Medicine

AQ Assurance qualité

BEV Beam's EyeView

CI Indice de Conformation

CP Point de Contrôle

CTV Clinical Target Volume

DICOM RT Digital Imaging and Communications in Medicine RadioTherapy

DMPO Direct Machine Parameters Optimization

DTA Distance To Agreement

EPID Electronic Portal Imaging Device

ESTRO European Society for Radiotherapy and Oncology

EUD Dose Uniforme Equivalente

HDV Histogramme Dose Volume

HI Indice d'Homogénéité

IAEA International Atomic Energy Agency

ICRP International Commission on Radiological Protection

ICRU International Commission on Radiation Units and Measurements

IMAT Intensity Modulated Arc Therapy

IRSN Institut de Radioprotection et de Sécurité Nucléaire

ITV Internal Target Volume

MLC Collimateur Multi-Lames

OAR Organe A Risque

ORL Oto-Rhino laryngologie

PRV	Planning at Risk Volume
RC3D	Radiothérapie Conformationnelle 3D
RCMI	Radiothérapie Conformationnelle avec Modulation d'Intensité
RTOG	Radiation Therapy Oncology Group
RX	Rayons X
S&S	Step and Shoot
SIB	Simultaneous Integrated Boost
SAD	SourceAxe Distance
TPS	Treatment Planning System
UM	Unité Moniteur
VMAT modulée	Volumetric Modulated ArcTherapy Arcthérapie volumétrique
IGRT	Image Guided RAdiotherapy
PDIP	Potal Dose Image Prediction
PO	Phycicians's Objective
3DVH	3D Volume Histogram

Introduction Générale

La radiothérapie moderne a connu des avancées majeures avec l'émergence de techniques sophistiquées comme l'Arc Thérapie Modulée en Volume (VMAT), permettant d'administrer des doses de radiation hautement conformées avec une efficacité temporelle remarquable. Cette technique, qui combine une rotation continue du bras du linac avec une modulation dynamique de l'intensité du faisceau via le collimateur multilame (MLC), offre des avantages cliniques significatifs en termes de préservation des tissus sains et de couverture tumorale. Cependant, cette complexité accrue impose des exigences rigoureuses en matière de contrôle qualité, rendant indispensable la mise en œuvre de protocoles de vérification dosimétrique robustes et fiables avant toute administration thérapeutique.

Dans ce contexte, deux systèmes de vérification dosimétrique se sont imposés comme références dans les services de radiothérapie : le système ArcCHECK de Sun Nuclear et la dosimétrie portale (PDIP) utilisant l'EPID (Electronic Portal Imaging Device) des accélérateurs Varian. Ces deux approches, bien que poursuivant le même objectif de validation des plans de traitement, présentent des caractéristiques techniques fondamentalement différentes qui influencent leur performance en routine clinique. L'ArcCHECK, constitué d'un fantôme cylindrique équipé de 1386 diodes organisées en hélice, permet une évaluation tridimensionnelle de la distribution de dose dans un volume, reproduisant ainsi des conditions proches de la réalité anatomique. À l'inverse, le système PDIP basé sur l'EPID offre une solution intégrée au linac, analysant la transmission du faisceau à travers le patient pour fournir une vérification bidimensionnelle ou tridimensionnelle selon les modalités d'acquisition.

La littérature scientifique rapporte des études comparatives entre ces deux technologies, mais les conclusions restent parfois contradictoires ou dépendantes des protocoles expérimentaux employés. Certains travaux mettent en évidence la supériorité de l'EPID en termes de résolution spatiale et de sensibilité aux faibles doses, tandis que d'autres soulignent la meilleure représentativité anatomique offerte par l'ArcCHECK. Ces divergences peuvent s'expliquer par plusieurs facteurs, notamment les différences intrinsèques dans les principes de détection (diodes versus panneaux amorphes), les algorithmes de reconstruction dosimétrique, ou encore les critères d'évaluation employés (analyse gamma 2D/3D, seuils de tolérance). Par ailleurs, des considérations pratiques comme le temps de mise en œuvre, la facilité d'interprétation des résultats, ou l'intégration dans le flux de travail clinique, jouent un rôle crucial dans le choix d'un système par les centres de radiothérapie.

Cette étude se propose donc d'apporter une contribution significative à ce débat en réalisant une comparaison systématique et approfondie des performances de l'ArcCHECK (Sun nuclear) et du PDIP (Varian) dans le cadre de la vérification des plans VMAT. Notre approche méthodologique rigoureuse portera sur un échantillon représentatif de plans de traitement couvrant diverses localisations tumorales (prostate, ORL, poumon), afin d'évaluer objectivement les paramètres clés que sont la précision dosimétrique, la sensibilité aux erreurs de modulation, et l'efficacité opérationnelle. Nous analyserons particulièrement les taux de réussite des analyses gamma selon différents critères (3%/3mm, 2%/2mm), les écarts dose mesurée/calculée, ainsi que la capacité de chaque système à détecter des erreurs intentionnellement introduites dans les plans.

Au-delà de la simple comparaison technologique, cette recherche vise à fournir aux cliniciens et physiciens médicaux des données probantes pour guider leurs choix stratégiques en matière d'assurance qualité. Dans une perspective d'optimisation des ressources, nous explorerons également la pertinence d'une utilisation complémentaire de ces deux systèmes, selon une approche stratifiée en fonction de la complexité des plans ou des exigences cliniques particulières. Les résultats de cette étude s'inscriront dans le cadre des recommandations actuelles de l'AAPM (Task Group 218) et de l'ESTRO, tout en apportant des éléments nouveaux susceptibles d'influencer les futures directives en matière de contrôle qualité des techniques de radiothérapie dynamique.

Ce document est divisé en trois parties, le premier chapitre repose sur des généralités sur la radiothérapie, le deuxième constitue une étape importante dans la description du contrôle patient et finalement le troisième chapitre décrit le matériel utilisé ainsi qu'une discussion des résultats et on termine par une conclusion.

***Chapitre I : La Radiothérapie Externe et
Généralités***

Ce chapitre vous guidera à travers le monde de la radiothérapie, une pierre angulaire du traitement contre le cancer. Dans ce premier chapitre, nous plongerons au cœur de la radiothérapie externe, en retraçant son évolution historique et en explorant sa définition fondamentale. Nous détaillerons ensuite les diverses formes de la radiothérapie, distinguant clairement les approches externes et internes. Concernant la radiothérapie externe, nous nous pencherons sur les outils qui la rendent possible, notamment les accélérateurs linéaires d'électrons et de protons, ainsi que des techniques plus spécifiques comme la contact thérapie et l'hadron thérapie, sans oublier la photothérapie. Enfin, nous explorerons les techniques de pointe qui ont révolutionné la radiothérapie externe, telles que la radiothérapie conformationnelle 3D (RTC 3D), la radiothérapie avec modulation d'intensité (IMRT), l'arc-thérapie volumétrique modulée (VMAT), la radiothérapie stéréotaxique et la tomothérapie.

I.1. le cancer :

Le cancer est une maladie caractérisée par la prolifération incontrôlée de cellules, liée à un échappement aux mécanismes de régulation qui assure le développement harmonieux de notre organisme et la coexistence entre les cellules normales entre elles. En se multipliant de façon anarchique et en modifiant leur environnement, les cellules cancéreuses donnent naissance à des tumeurs de plus en plus grosses qui se développent en envahissant puis détruisant les zones qui les entourent (organes). Les cellules cancéreuses peuvent également essaimer à distance d'un organe pour former une nouvelle tumeur, ou circuler sous forme libre. Le cancer : le terme cancer désigne plusieurs pathologies dont le dénominateur commun est la présence dans l'organisme de cellules « malades » qui se multiplient de manière incontrôlable et forment des tumeurs malignes. Les types de cancer les plus souvent traités dans le Service de radio-oncologie par ordre de fréquence sont : Le cancer du sein , Le cancer de la prostate , Les tumeurs cérébrales, Les cancers de l'appareil digestif, Le cancer du poumon, Les cancers de la sphère ORL, Les cancers gynécologiques . [1]

I.2. Historique de la radiothérapie :

La radiothérapie, traitement majeur du cancer, est née des découvertes des rayons X (Röntgen, 1895) et de la radioactivité (Becquerel, 1896). Les pionniers comme Marie Curie et Claudius Régaud ont rapidement exploré son potentiel, initialement limité aux tumeurs superficielles par une faible pénétration des rayons X (jusqu'à 200 kV) et un ciblage imprécis. Les années 1950 marquent un tournant avec l'introduction des télécobalthérapies (Cobalt-60), améliorant significativement la pénétration (1,25 MeV) et le ciblage grâce à des collimateurs. La

fin des années 1960 voit l'avènement des accélérateurs linéaires d'électrons, offrant des énergies plus élevées (6 à 25 MeV) et une précision révolutionnée par le collimateur multi-lames (MLC) en 1965.

La tomodensitométrie (scanner) en 1974 mène à la Radiothérapie Conformationnelle 3D (RC3D), permettant une visualisation et une adaptation précises des faisceaux aux tumeurs, réduisant les effets secondaires. Les années 1990 voient l'essor des Systèmes de Planification de Traitement (TPS), révolutionnant le calcul de dose tridimensionnel personnalisé et la protection des organes à risque.

Au début des années 2000, la Radiothérapie avec Modulation d'Intensité (IMRT) apparaît, modulant dynamiquement l'intensité du rayonnement pour une épargne optimale des tissus sains. Cette technique, déclinée en VMAT, Tomothérapie, etc., symbolise le haut degré de sophistication technique atteint.

Aujourd'hui, après un siècle d'innovations, la radiothérapie externe est un traitement complexe, souvent combiné à d'autres thérapies, et est devenue un pilier essentiel de l'oncologie moderne, avec l'accélérateur linéaire comme norme depuis l'interdiction des télécobalthérapies en France en 2010. [2]

I.3. La définition de La radiothérapie :

La radiothérapie est une approche thérapeutique locorégionale majeure pour le traitement des cancers. Son objectif principal est d'éradiquer les cellules cancéreuses en entravant leur capacité à se reproduire, grâce à l'utilisation de rayonnements ionisants. Le processus d'irradiation vise à cibler et détruire la totalité des cellules tumorales tout en protégeant au maximum les tissus sains environnants. Cette modalité de traitement est administrée à plus de la moitié des patients atteints de cancer, se positionnant, avec la chirurgie, comme l'une des interventions les plus courantes. Elle a le potentiel d'induire une rémission complète à elle seule.

La radiothérapie peut être employée comme traitement unique ou en combinaison avec d'autres thérapies, telles que la chirurgie et la chimiothérapie. Les décisions concernant son utilisation sont personnalisées, basées sur des facteurs tels que le type et la localisation de la tumeur, son stade d'évolution, ainsi que l'état de santé général du patient. Souvent administrée en ambulatoire (sans hospitalisation), les séances de radiothérapie sont généralement courtes et les effets secondaires sont, dans l'ensemble, moins prononcés que ceux de la chimiothérapie. Cependant, il est important de noter que certains patients peuvent présenter une hypersensibilité individuelle aux rayonnements ionisants. Des tests de dépistage sont disponibles pour identifier

cette susceptibilité accrue aux effets indésirables potentiels, y compris un risque plus élevé de cancers radio-induits chez une minorité de patients.[3]

I.4. Les différents types de la radiothérapie :

En oncologie, la radiothérapie est un traitement essentiel qui utilise des rayonnements ionisants pour détruire les cellules cancéreuses. Elle se divise en deux grandes approches : la radiothérapie externe, où les rayons proviennent d'une source hors du corps, et la radiothérapie interne, qui administre la dose radioactive directement à l'intérieur de l'organisme. Malgré leurs différences d'application, ces deux méthodes visent à optimiser l'élimination des tumeurs tout en épargnant les tissus sains.[4]

I.4.1. La radiothérapie interne :

La radiothérapie interne est une forme de traitement du cancer qui utilise des sources radioactives placées à l'intérieur du corps du patient, directement au contact ou à proximité des cellules cancéreuses. Contrairement à la radiothérapie externe, où les rayonnements proviennent d'une machine située à distance, la radiothérapie interne délivre une dose élevée de radiation de manière très ciblée, ce qui permet de préserver davantage les tissus sains environnants.

Il existe plusieurs types de radiothérapie interne, dont les principaux sont : La curiethérapie et la radiothérapie vectorisée RIV.[4]

a) La curiethérapie :

Des sources radioactives scellées (sous forme de graines, aiguilles, fils, etc.) sont implantées temporairement ou de manière permanente dans ou près de la tumeur.[4]

b) La radiothérapie interne vectorisée (RIV):

Un médicament radiopharmaceutique, composé d'un isotope radioactif lié à une molécule biologique, est injecté et va spécifiquement cibler les cellules cancéreuses dans le corps, où qu'elles se trouvent.

Le principe est toujours de détruire les cellules cancéreuses en endommageant leur ADN grâce aux rayonnements ionisants. La radiothérapie interne est choisie en fonction du type de cancer, de sa localisation et de son stade, et est souvent combinée à d'autres traitements comme la chirurgie ou la chimiothérapie.[4]

I.4.2 . La radiothérapie externe :

La radiothérapie externe est une modalité de traitement du cancer où les rayonnements sont délivrés par un appareil situé en dehors du corps, typiquement un accélérateur linéaire de particules. Ces rayons traversent la peau pour atteindre et cibler précisément la zone affectée, comme une tumeur du sein ou de la prostate, dans le but d'éliminer les cellules cancéreuses. Parce que les rayons passent à travers la peau pour atteindre la cible, on qualifie cette technique de radiothérapie transcutanée. L'ensemble du processus repose sur une collaboration étroite entre plusieurs professionnels de santé :

- ✓ le manipulateur en électroradiologie, le physicien médical, le dosimétrie, tous supervisés par l'oncologue radiothérapeute.
- ✓ Le déroulement d'une radiothérapie externe s'articule généralement autour de quatre étapes majeures :
- ✓ Le repérage de la zone à traiter : Cette phase initiale est cruciale pour localiser avec exactitude la tumeur et les structures anatomiques environnantes.
- ✓ Le calcul de la distribution de la dose (dosimétrie) : Le physicien et le dosimétriste déterminent comment délivrer la dose de rayonnement la plus efficace à la tumeur tout en protégeant les tissus sains.
- ✓ Le traitement proprement dit : C'est la phase où les séances d'irradiation sont
- ✓
- ✓ administrées au patient.
- ✓ La surveillance pendant et après le traitement : Un suivi régulier est mis en place pour évaluer l'efficacité du traitement, gérer les éventuels effets secondaires et surveiller l'évolution du patient.[5]

I.4.2.1. Contacte thérapie :

La contacte thérapie est une forme localisée de curiethérapie aussi c'est une technique de traitement par rayonnement qui appartient à la famille de la curiethérapie. Elle consiste à placer une source radioactive très proche de la surface de la tumeur, voire en contact direct avec celle-ci. Cette méthode permet d'administrer une dose élevée de rayonnement sur une zone bien délimitée, tout en limitant l'exposition des tissus sains environnants. Contrairement à la radiothérapie externe où les faisceaux de rayons proviennent d'un appareil situé à distance du corps, la contacte thérapie utilise de petites sources radioactives positionnées à la surface ou légèrement en dessous de la zone à traiter. Cette technique est particulièrement adaptée aux lésions superficielles, comme certains cancers de la peau, des lèvres, du rectum ou encore de

l'œil. Le rayonnement utilisé (généralement des électrons ou des rayons X de basse énergie) agit à faible profondeur, ce qui permet une destruction ciblée des cellules tumorales, avec une atteinte minimale des tissus profonds.

A. Les cas d'utilisation de la contacte thérapie :

La contacte thérapie est indiquée dans plusieurs cas :

- ✚ Cancers cutanés superficiels (carcinomes basocellulaires ou spinocellulaires)
- ✚ Tumeurs oculaires, notamment la rétinoblastome chez l'enfant
- ✚ Petites lésions rectales, en particulier chez des patients âgés ou fragiles

Cette technique est souvent utilisée seule ou en complément d'un autre traitement (chirurgie, chimiothérapie ou radiothérapie externe), selon les recommandations du protocole médical.

B. Avantages et limites de la contacte thérapie :

- ✚ Très bonne précision de traitement
- ✚ Préservation des tissus sains profonds
- ✚ Possibilité de traitements en ambulatoire

C. Inconvénients de la contacte thérapie :

- ✚ Limité aux tumeurs superficielles ou accessibles
- ✚ Nécessite des dispositifs spécifiques pour maintenir la source radioactive en place
- ✚ Risques liés à la radioactivité si les protocoles de sécurité ne sont pas respectés[6]

I.4.2.2 . Hadronthérapie :

L'hadronthérapie est une radiothérapie de haute précision par particules lourdes c'est une forme avancée de radiothérapie qui repose sur l'utilisation de particules chargées lourdes — appelées hadrons, comme les protons ou les ions carbone — pour traiter certains types de cancers. Contrairement aux rayons X utilisés dans la radiothérapie conventionnelle, ces particules ont des propriétés physiques particulières qui permettent de délivrer la dose de rayonnement de façon plus ciblée.

A.Principe physique et avantage biologique de l'hadronthérapie:

Le principal avantage de l'hadronthérapie réside dans le phénomène appelé pic de Bragg. Lorsqu'un hadron pénètre dans les tissus, il libère très peu d'énergie sur son trajet, mais relâche brutalement la majorité de sa dose à une profondeur bien précise, correspondant à la position de la tumeur. Cela permet d'épargner au maximum les tissus sains environnants, ce qui est particulièrement important pour les tumeurs situées à proximité d'organes sensibles (cerveau, moelle épinière, yeux...). Par ailleurs, les ions lourds comme le carbone ont un effet biologique renforcé, car ils causent des lésions plus complexes à l'ADN des cellules cancéreuses, les

rendant plus difficiles à réparer. L'hadronthérapie est surtout indiquée dans les cas où les traitements classiques sont peu efficaces ou trop risqués, notamment :

- Les tumeurs radio-résistantes (comme certains sarcomes ou mélanomes)
- Les cancers pédiatriques, où la préservation des tissus sains est primordiale
- Les tumeurs profondes ou proches de structures critiques

Cette technologie de pointe nécessite des installations complexes, comme des cyclotrons ou des synchrotrons, capables d'accélérer les particules à très haute énergie. De ce fait, les centres d'hadronthérapie sont encore peu nombreux dans le monde et le coût du traitement reste élevé. Néanmoins, les progrès récents dans le domaine la rendent de plus en plus accessible. L'hadronthérapie représente une avancée majeure dans la lutte contre le cancer, en combinant précision physique et efficacité biologique. Bien qu'elle ne soit pas encore largement répandue, elle offre une option thérapeutique prometteuse pour certains patients, en particulier lorsque les méthodes classiques atteignent leurs limites.[7]

I.4.2.3. La Tomothérapie :

La tomothérapie est une modalité de traitement innovante qui combine les fonctionnalités d'un scanner médical et d'un accélérateur de particules compact. Durant le traitement, l'appareil tourne de manière continue autour du patient selon une trajectoire hélicoïdale, pendant que la table de traitement avance progressivement. Ce système permet également d'ajuster dynamiquement l'ouverture du faisceau de rayonnement tout au long de la séance, facilitant ainsi une radiothérapie à modulation d'intensité.

I.6.6 : La radiothérapie guidée par l'image IGRT :

L'Imagerie Guidée par la Radiothérapie (IGRT) est une technique qui utilise des systèmes radiologiques intégrés à l'accélérateur de particules. Elle permet de vérifier et d'ajuster avec précision la position de la zone tumorale à chaque séance de traitement.[8]

I.4.2.4. Radiothérapie par accélérateurs linéaires :

Les accélérateurs de particules jouent un rôle crucial en médecine, principalement dans le radiodiagnostic et la radiothérapie. Dans les deux domaines, des rayons X sont employés : pour l'imagerie médicale (comme les radiographies ou les scanners) d'une part, et pour l'irradiation de tumeurs cancéreuses d'autre part. Ces rayons X de haute énergie sont générés à partir d'un faisceau d'électrons produit par un accélérateur linéaire. Lorsque ce faisceau d'électrons frappe une cible de conversion, il produit des rayons X par un phénomène appelé rayonnement de freinage. En radiothérapie, les accélérateurs linéaires sont des outils essentiels pour traiter les

tumeurs malignes. Ces machines sont polyvalentes et peuvent délivrer différents types de particules en fonction des besoins spécifiques du traitement et des capacités de l'appareil :

Le photon (rayon X) est la particule la plus fréquemment utilisée et couvre la majorité des applications thérapeutiques.

Les électrons sont également employés, notamment pour les traitements des tumeurs plus superficielles.

Les protons sont utilisés pour des thérapies avancées comme la protonthérapie, permettant un dépôt de dose extrêmement localisé et précis.[9]

A. Les accélérateurs linéaires d'électrons :

A.1. Principes et Fonctionnement :

Un accélérateur linéaire, souvent appelé "Linac", est un appareil de pointe qui utilise des ondes électromagnétiques de haute fréquence (autour de 3000 MHz) pour propulser des électrons à des énergies cinétiques très importantes, pouvant atteindre environ 25 MeV. Ce processus se déroule au sein d'un tube accélérateur linéaire. Le faisceau d'électrons ainsi généré peut être utilisé de deux manières principales :

Il peut être diffusé (par exemple, à travers des diffuseurs en plomb) pour traiter des lésions superficielles situées près de la peau.

Il peut être projeté sur une cible métallique (généralement en tungstène) pour produire des rayons X. Ces rayons X sont ensuite employés pour le traitement de tumeurs plus profondes à l'intérieur du corps.

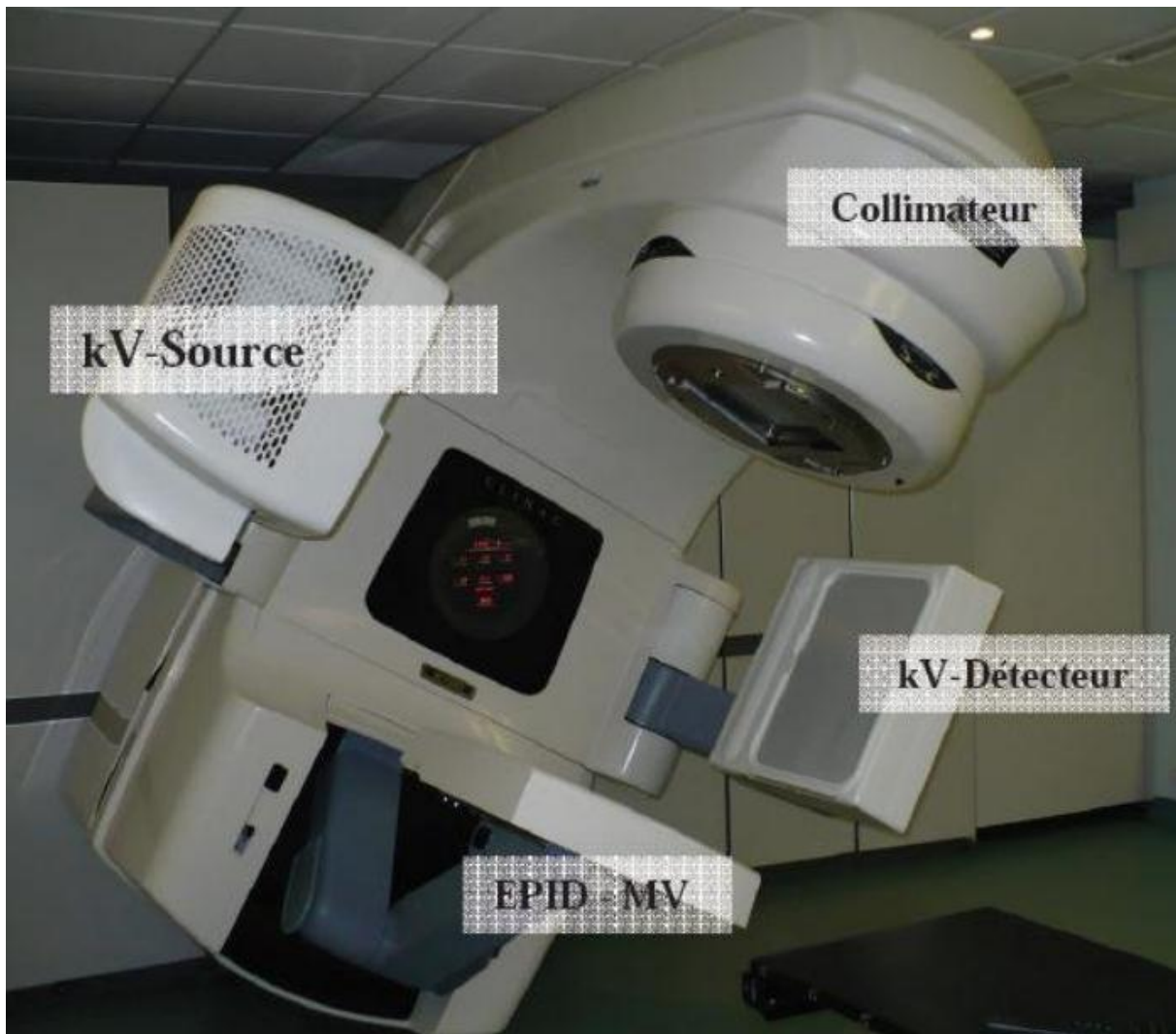


Figure 1: Accélérateur linéaire d'électrons pour le traitement du cancer

A.2 Production des Faisceaux de Rayons en Accélérateur Linéaire :

La génération des faisceaux de rayons X ou d'électrons en radiothérapie débute par l'émission d'électrons à partir d'un canon à électrons. Ces électrons sont libérés par le chauffage d'un filament, puis injectés dans une série de cavités. Au sein de ces cavités, des ondes électromagnétiques de haute fréquence (environ 3000 MHz), produites par un Magnétron ou un Klystron, génèrent des champs magnétiques extrêmement puissants. Ces champs propulsent et accélèrent les électrons à des vitesses très élevées. Les tensions requises pour ce processus sont si intenses qu'elles ne peuvent être maintenues en continu ; elles sont donc générées de manière pulsée par un dispositif appelé modulateur. Une fois accélérés, les électrons sont dirigés par un champ magnétique intense vers une cible en tungstène. C'est l'interaction de ce faisceau d'électrons avec la cible de tungstène qui provoque la production de photons (rayons X), utilisés pour les traitements.[10]

A.3 Les outils pour modifier les faisceaux :

Le "bras" de l'accélérateur linéaire, connu sous le nom de gantry, est capable de tourner sur 360°. Cette rotation permet de délivrer les faisceaux de rayonnement sous une multitude d'angles ou d'arcs, offrant une grande flexibilité dans la distribution de la dose. La table de traitement sur laquelle le patient est allongé est également mobile et peut être ajustée dans différentes positions, permettant ainsi d'optimiser l'alignement et la configuration pour les techniques de traitement spécifiques. Les rayons produits par l'accélérateur sont initialement formés et définis par des mâchoires en plomb (ou mâchoires primaires et secondaires). La forme finale et la modulation du faisceau sont ensuite affinées par un collimateur multi-lames (MLC). Ce dispositif est composé d'une centaine de lames indépendantes en tungstène qui peuvent se déplacer pour sculpter précisément le champ de rayonnement. Le MLC permet de bloquer les rayons dans les zones non désirées, assurant que seule la région cible est traitée, ou de moduler l'intensité de la dose au sein de cette région. Dans des cas particuliers, des caches personnalisés (ou blocs de protection), conçus spécifiquement pour un patient, peuvent être ajoutés aux faisceaux afin de renforcer la protection des tissus sains environnants.[10]

A.4. Les outils pour vérifier le positionnement des patients et des faisceaux :

La précision en radiothérapie est essentielle. Pour cela, la forme des faisceaux d'irradiation et le positionnement du patient sont méticuleusement contrôlés à l'aide de systèmes d'imagerie intégrés. Ces systèmes se composent généralement d'un tube à rayons X et d'un détecteur numérique. Le faisceau de rayons X traverse le patient, est capté par un écran qui le convertit en une image lumineuse, directement visualisable sur un écran d'ordinateur par le manipulateur au poste de commande. Le positionnement du patient est un aspect critique vérifié par ce système d'imagerie. Typiquement, deux images orthogonales sont acquises et comparées aux images de référence obtenues lors de la simulation virtuelle. Des logiciels informatiques avancés permettent d'analyser ces images, de quantifier les écarts de positionnement et de les corriger automatiquement en ajustant la table de traitement. Pour un recalage volumique 3D encore plus précis des volumes ciblés, une imagerie ConeBeam CT (CBCT) peut être utilisée, à condition que la table de traitement offre les mouvements de translation et de rotation nécessaires .[10]



Figure 2: Système d'imagerie MV (haute énergie) – kV (basse éne

B. les accélérateurs linières de proton :

B.1. Principes et Applications :

Un accélérateur linéaire de protons est un dispositif qui emploie des champs électriques pour propulser des protons en ligne droite, leur conférant ainsi une énergie cinétique considérable. Ces machines sont essentielles dans divers domaines, notamment la recherche en physique des particules, la radiothérapie où elles génèrent des faisceaux de protons thérapeutiques, et d'autres applications scientifiques et médicales. Pour accélérer les protons, ils sont soumis à un champ électrique intense qui augmente leur énergie cinétique à chaque étape. L'accélérateur linéaire utilise une succession d'électrodes qui poussent les protons à des vitesses avoisinant celle de la lumière. L'interaction entre des particules accélérées présente des dynamiques énergétiques distinctes. Par exemple, la collision d'un proton en mouvement avec un proton au repos libère une énergie utilisable nettement inférieure à l'énergie initiale du projectile. En revanche, si deux particules possédant la même énergie (E) entrent en collision en directions opposées, l'énergie disponible dans le centre de masse est doublée (soit $2E$). Cette approche est bien plus efficace, car elle permet d'exploiter la totalité de l'énergie produite, contrairement aux expériences sur cible fixe des accélérateurs conventionnels qui n'utilisent qu'une fraction de cette énergie. Le CERN à Genève abrite des installations d'accélération de protons de pointe. Le Super Proton Synchrotron (SPS) y atteint des énergies de 450 GeV. Historiquement, il a servi d'injecteur au Large Electron Positron (LEP) et est désormais un composant clé du Large Hadron Collider (LHC), mis en service en 2008. Le LHC repose largement sur la supraconductivité pour son fonctionnement.[11]

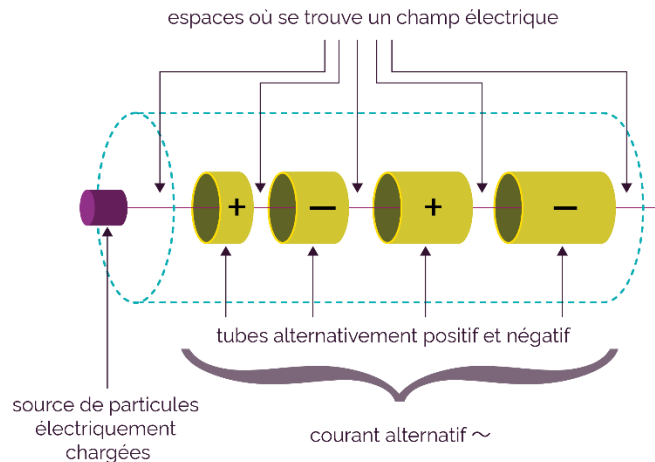


Figure 3: Principe d'un accélérateur linéaire

B.2. Architecture des Accélérateurs du CERN :

Le système des pré-accélérateurs, le collisionneur et les zones d'expérimentation du LHC, tels qu'ils étaient configurés en 2008, illustrent cette complexité. Les pré-accélérateurs incluent le Proton Synchrotron (PS) et le Super Proton Synchrotron (SPS), bien que le Proton Synchrotron Booster ne soit pas explicitement représenté. Ces accélérateurs linéaires offrent la flexibilité de choisir entre l'accélération de protons et celle d'ions lourds de plomb. Les quatre expériences majeures du LHC (représentées en jaune sur le collisionneur) sont les points où les faisceaux de particules entrent en collision pour les analyses.[11]

I.5. Les Différentes techniques utilisées dans la radiothérapie externe :

La radiothérapie externe désigne l'ensemble des techniques où des faisceaux de rayonnement sont produits par une machine située à l'extérieur du corps et dirigés avec précision vers la zone tumorale. L'objectif est d'administrer une dose thérapeutique suffisante pour endommager les cellules cancéreuses, tout en limitant au maximum l'exposition des tissus sains environnants.[12]

I.5.1.(3D) La Radiothérapie Conformationnelle Tridimensionnelle (RC3D) :

La radiothérapie conformationnelle tridimensionnelle (RC3D) repose sur un principe fondamental : cibler précisément le volume tumoral du patient.

Cette technique implique l'irradiation de la zone affectée depuis plusieurs angles distincts, chaque faisceau étant modelé par un collimateur multilames (MLC) pour épouser la forme de la tumeur.[12]

Généralement, pour ce faire, on utilise un ensemble d'incidences fixes, comme par exemple à 0°, 90°, 180° et 270°. La sélection du nombre d'incidences, qui varie typiquement de trois à six en RC3D, est déterminée par l'équipe de radiophysique, en accord avec la prescription du médecin et en fonction de la localisation spécifique de la tumeur.

Le système de planification de traitement (TPS) calcule ensuite la position de chaque lame du MLC pour chaque faisceau, afin que sa forme s'adapte au plus près à la géométrie de la cible tumorale, en incluant les marges de sécurité nécessaires.

Pendant l'irradiation, la tête de l'accélérateur linéaire demeure immobile pour chaque incidence. L'émission des rayons commence, puis s'arrête automatiquement une fois la dose requise (exprimée en Unités Moniteur) délivrée par la suite, le bras de l'accélérateur pivote pour atteindre l'angle suivant défini par le TPS, et le processus est répété pour chaque faisceau jusqu'à la fin de la séance .[12]

I.5.2. La Radiothérapie à Modulation d'Intensité (IMRT) :

La radiothérapie à modulation d'intensité (IMRT), de son appellation anglaise Intensity-Modulated Radiation Therapy, constitue une avancée thérapeutique significative dans la prise en charge du cancer. Cette méthode innovante permet une délivrance ciblée et individualisée des radiations à la tumeur, tout en préservant au mieux les tissus sains environnants.[13]

Principes de Fonctionnement IMRT :

L'IMRT s'appuie sur des faisceaux de rayons X de haute énergie destinés à éliminer les cellules cancéreuses. À la différence des approches conventionnelles où le rayonnement est appliqué de manière uniforme sur la tumeur, l'IMRT offre la possibilité de faire varier l'intensité de ces rayonnements au sein même de chaque faisceau. Cette capacité de modulation est rendue possible grâce à l'intégration de collimateurs multilames et l'emploi de calculs informatiques très élaborés. Les collimateurs multilames sont essentiels car ils sculptent le faisceau en temps réel, le subdivisant en de multiples petits segments dont la forme et l'intensité peuvent être ajustées pour épouser les contours précis de la tumeur. Simultanément, des algorithmes informatiques sophistiqués déterminent la dose exacte de radiation à administrer à chaque segment du faisceau, en tenant compte de la localisation et de la taille de la masse tumorale. [13]

✚ Les avantages de l'IMRT :

L'IMRT présente des avantages considérables par rapport aux techniques de radiothérapie plus anciennes. Premièrement, elle accroît de manière significative la précision et la conformité du traitement. En modulant l'intensité du rayonnement, il devient possible de concentrer la dose maximale sur la tumeur tout en réduisant l'exposition des organes sains adjacents. Cette spécificité contribue à minimiser drastiquement les effets secondaires indésirables du traitement. De surcroît, l'IMRT s'avère particulièrement efficace pour traiter des tumeurs aux formes complexes ou celles situées à proximité d'organes vitaux. La haute précision de cette technique permet une meilleure protection des tissus sains environnants, diminuant ainsi les risques de complications à long terme.[13]

✚ Champs d'Application de l'IMRT :

L'IMRT est désormais couramment employée pour le traitement de divers cancers, incluant ceux de la prostate, du sein, du poumon, du cerveau, ...[13]



Figure 4: Exemple de traitement de radiothérapie par modulation d'intensité IMRT

I.5.3. Radiothérapie avec modulation d'intensité en arc (VMAT) :

La technique VMAT (Volumetric Modulated ArcTherapy) permet d'administrer les rayonnements de manière optimisée en modulant leur intensité pendant une rotation continue autour du patient. Cette méthode assure une répartition précise de la dose, ce qui permet de cibler efficacement la tumeur tout en limitant l'exposition des tissus sains avoisinants. Elle se distingue également par sa rapidité d'exécution et sa grande précision ;La technique VMAT permet de cibler les cellules tumorales avec une précision supérieure à celle de la radiothérapie

traditionnelle, en modulant les faisceaux de rayonnement tout au long d'une rotation complète de 360 degrés autour du patient. Comparée à la tomothérapie, la VMAT se distingue par une durée de traitement plus courte, souvent d'environ 15 minutes, bien qu'elle soit généralement utilisée pour des volumes cibles plus restreints. La planification et l'administration des doses par cette méthode reposent sur une technologie avancée et nécessitent l'intervention de professionnels spécialisés en physique médicale et en dosimétrie. Chaque étape du traitement doit faire l'objet d'un contrôle rigoureux dans le cadre d'un programme d'assurance qualité strict.[14]

I.5.4. La radiothérapie stéréotaxique

La radiothérapie stéréotaxique, également désignée sous le nom de radiochirurgie, est une méthode thérapeutique de très haute précision. Elle repose sur l'utilisation de faisceaux très fins et convergents, permettant d'administrer une dose élevée de rayonnement sur des zones très localisées, généralement de petit volume. Cette approche peut être mise en œuvre à l'aide d'un équipement spécialisé tel que le Gamma Knife, ou à l'aide d'un accélérateur linéaire équipé de cônes cylindriques dont le diamètre peut être ajusté selon les besoins cliniques.

Elle est principalement indiquée pour le traitement de certaines lésions intracrâniennes, comme les tumeurs cérébrales bénignes ou malignes, nécessitant une précision millimétrique tout en épargnant les tissus sains avoisinants.[15]

Chapitre II : Méthode Pour L'assurance

De Qualité De La Technique VMAT

La technique d'Arc Thérapie Modulée en Volume (VMAT) est une méthode avancée de radiothérapie qui permet une distribution de dose hautement conforme tout en réduisant le temps de traitement. Cependant, en raison de sa complexité (modulation dynamique de la dose, synchronisation des mouvements du collimateur multilame et de la table de traitement), une procédure rigoureuse d'assurance qualité (AQ) est indispensable pour garantir la précision et la sécurité du traitement.

Ce chapitre détaille les méthodes d'assurance qualité appliquées à la technique VMAT,

II.1 : Le contrôle qualité en radiothérapie

II.1.1 : Contrôles mécaniques

L'accélérateur linéaire médical est un équipement de haute précision caractérisé par une mécanique complexe et un ensemble de mouvements sophistiqués. La gestion de ces mouvements est essentielle pour assurer la précision du traitement en radiothérapie. Plusieurs éléments clés illustrent cette complexité

Pour garantir la fiabilité de cet équipement, un contrôle qualité rigoureux est indispensable. Cela inclut :

- Les déplacements multiaxiaux des supports du patient, tels que la table de traitement ou le lit du scanner, qui permettent un positionnement précis dans les directions longitudinale, latérale et verticale.
- Le centre de rotation des accélérateurs, appelé isocentre, autour duquel les faisceaux de rayonnement tournent pour délivrer la dose. Sa précision est fondamentale.
- La rotation du collimateur, qui module la forme du faisceau.
- La capacité à ajuster les tailles de champ pour correspondre exactement à la géométrie de la cible.
- La vérification des valeurs absolues des paramètres physiques et mécaniques de l'appareil.
- La vérification de la concordance entre les valeurs réelles mesurées et celles affichées sur les interfaces de contrôle (qu'elles soient analogiques ou numériques), assurant ainsi la fidélité des informations présentées aux opérateurs.[16]

II.1.2 : Contrôle des faisceaux :

La constance de la dose délivrée par l'accélérateur linéaire est soumise à un contrôle quotidien rigoureux pour garantir la qualité et la sécurité des traitements. Ce contrôle implique des mesures relatives effectuées en géométrie fixe, souvent à l'aide d'un fantôme d'eau. Ces mesures incluent l'évaluation des rendements en profondeur, qui caractérisent la diminution de la

dose en fonction de la profondeur dans le milieu, ainsi que la détermination des profils de dose, qui décrivent la distribution de la dose latéralement au faisceau. Ces deux types de mesures sont des indicateurs essentiels de la qualité du faisceau. Concernant l'énergie du faisceau, sa stabilité est vérifiée par la mesure du rendement en profondeur à une Distance Source-Peau (DSP) constante. Ces mesures étant également relatives. L'homogénéité et la symétrie du faisceau sont évaluées à travers la mesure des profils de dose. [16]

II.1.3 : Contrôle des systèmes d'imagerie (Scanner) :

La qualité de l'image scanner est une composante critique, vérifiée à l'aide d'objets-test spécifiques. Ces fantômes contiennent des inclusions calibrées qui permettent d'évaluer divers paramètres clés. Ces vérifications visent notamment à mesurer :

L'homogénéité de l'image, c'est-à-dire la capacité du scanner à produire des valeurs de densité uniformes pour des matériaux homogènes.

La résolution spatiale, qui détermine la finesse des détails visibles et la capacité à distinguer des structures très proches. [16]

II.1.4 : Contrôle des systèmes d'imagerie (Imageur portal) :

Les systèmes d'imagerie intégrés aux accélérateurs linéaires sont des composants essentiels en radiothérapie moderne. Ils permettent d'obtenir des images du patient directement sur la table de traitement, ce qui est fondamental pour la vérification du positionnement avant et pendant l'irradiation. Ces systèmes incluent typiquement :

L'imagerie portale électronique (EPID) : Un détecteur bidimensionnel qui capture le faisceau de traitement traversant le patient, offrant une image "vue de face" de la zone irradiée et permettant une vérification dosimétrique.

La tomodensitométrie conique (CBCT - ConeBeamComputedTomography) : Un scanner 3D intégré à l'accélérateur qui fournit une image volumétrique du patient en position de traitement, permettant une vérification anatomique et la détection de mouvements ou de changements anatomiques.

L'imagerie orthogonale (kV/MV) : Des systèmes qui utilisent des faisceaux de rayons X (kV) ou le faisceau de traitement (MV) pour générer des images radiographiques à 90 degrés l'une de l'autre, facilitant le recalage du patient.

Ces technologies sont cruciales pour la radiothérapie guidée par l'image (IGRT), assurant que la dose est délivrée avec la plus grande précision à la cible tout en épargnant les tissus sains. [16]

II.2. Le Contrôle du Patient en Radiothérapie Externe VMAT :

La radiothérapie externe par technique VMAT (Volumetric Modulated Arc Therapy) repose sur une précision millimétrique pour délivrer une dose optimale à la cible tout en épargnant les organes à risque. Cependant, cette technique dynamique nécessite un contrôle rigoureux du positionnement **du patient** avant et pendant chaque séance pour garantir l'exactitude du traitement.

✚ Repositionnement du Patient par Imagerie

1. Imagerie Pré-Thérapeutique (IGRT - Image-Guided Radiotherapy)

➤ CBCT (Cone Beam CT) :

Réalisée avant chaque séance pour vérifier l'alignement des structures anatomiques.

Comparaison avec la scanographie de référence (fusion d'images).

➤ kV/MV-Imagerie :

Radiographies 2D pour les ajustements rapides

IRM ou Tomosynthèse

Permet une meilleure visualisation des tissus mous.

✚ Correction des Décallages

Alignement automatique (match automatique) vs validation manuelle par le radiophysicien.

Seuils de tolérance :

Généralement $\leq 3 \text{ mm}$ pour les tumeurs fixes.

$\leq 5 \text{ mm}$ pour les zones sujettes aux mouvements (poumons, foie).

2. Gestion des Mouvements et Incertitudes

2.1 Contrôle des Organes en Mouvement (4D-CT et Gating)

Scan 4D-CT en planification pour évaluer la mobilité tumorale (respiration, péristaltisme).

Techniques de synchronisation respiratoire :

- **Gating** (irradiation uniquement en phase spécifique du cycle respiratoire).
- **Tracking** (suivi en temps réel avec marqueurs internes/externes).

2.2 Immobilisation du Patient

- **Masques thermoformés** (crâne, ORL).
- **Corsets ou systèmes de contention** (abdomen, pelvis).
- **Repères cutanés + tatouages** pour le repositionnement quotidien.

3. Surveillance en Temps Réel

3.1 Systèmes de Monitoring Per-Traitement

EPID (Electronic Portal Imaging Device) :

Vérification de la position du patient pendant l'irradiation.

Systèmes optiques (AlignRT, Catalyst) :

Détection des mouvements par caméras 3D.

3.2 Détection des Erreurs et Interruptions

Alertes automatiques en cas de déplacement > seuil toléré.

Protocole de reprise après interruption (repositionnement + vérification dose).

4. Protocoles de Tolérance et Ajustements

4.1 Critères d'Acceptation

Déplacements ≤ 3 mm → Correction automatique.

Déplacements > 5 mm → Interruption + re-scan.

4.2 Documentation et Traçabilité

Enregistrement systématique des décalages et corrections.

Analyse rétrospective pour améliorer les protocoles. [17]

II.3 : ArcCHECK(Sun Nuclear) :

Le système ArcCHECK (Sun Nuclear) est présenté comme un outil de référence pour l'assurance qualité (AQ) pré-traitement en radiothérapie tridimensionnelle. Conçu par Sun Nuclear, une entreprise de Mirion Medical Company, il est spécifiquement élaboré pour identifier les erreurs de délivrance lors des traitements rotationnels. ArcCHECK (Sun Nuclear) se distingue comme l'unique dispositif de détection spécifiquement conçu pour identifier les erreurs inhérentes à la délivrance de traitements de radiothérapie en mode rotationnel. Il constitue une solution optimale pour l'assurance qualité (AQ) pré-traitement en 4D pour un éventail de techniques, incluant notamment l'IMRT, la VMAT, la SBRT et la MRgRT. Son utilisation est également étendue aux systèmes spécialisés tels que le Halcyon et la thérapie Ethos de Varian Medical Systems, ainsi qu'aux systèmes TomoTherapy et Radixact d'Accuray. ArcCHECK est un instrument d'assurance qualité de pointe, spécifiquement adapté pour une

validation patient-spécifique. Il est d'ailleurs recommandé par le groupe de travail 218 de l'AAPM pour la réalisation de mesures tridimensionnelles. Ce système innovant permet d'établir des corrélations entre diverses données critiques – telles que l'angle de rotation du portique, la position des extrémités des lames du collimateur multilames (MLC), la dose délivrée et la durée d'irradiation – dans le but de déceler d'éventuelles anomalies sur l'intégralité du volume traité.[18]



Figure 5: ArcCHECK (Sun Nuclear)

II.3.1 : Pertinence Clinique de la Dose et Contrôle Qualité Basé sur le DVH :

ArcCHECK (Sun Nuclear) offre la capacité de détecter des anomalies qu'elles soient imputables au système de planification de traitement (TPS) ou directement liées à la délivrance du faisceau. Grâce à son interface conviviale, une comparaison instantanée des doses mesurées en temps réel avec les doses planifiées est possible. L'analyse peut s'effectuer sur des points de contrôle individuels, ou englober des arcs complets et des segments de traitement définis par l'utilisateur, permettant ainsi une évaluation précise des zones de sous-dosage, de surdosage ou de parfaite conformité.[19]

III.3.2 : Contrôle Qualité du Modèle de Collimateur Multilames (MLC) :

Le module spécifique d'ArcCHECK (Sun Nuclear) dédié à l'assurance qualité des machines simplifie grandement l'optimisation des contrôles des MLC. Il facilite la comparaison entre les paramètres planifiés pour les MLC et ceux effectivement appliqués lors de la délivrance du traitement. Cet outil permet de repérer rapidement les divergences et d'identifier précisément les lames nécessitant un ajustement ou une maintenance.[20]

II.3.3: Le Détecteur Polyvalent pour la QA 4D :

ArcCHECK (Sun Nuclear) est décrit comme le "seul véritable réseau 4D" dédié à l'AQ des délivrances rotationnelles modernes. Il est particulièrement adapté pour la QA pré-traitement 4D de patients recevant des traitements IMRT, VMAT, SBRT y compris sur des systèmes spécialisés comme les systèmes Halcyon et Ethos Therapy de Varian Medical Systems, ainsi que les systèmes TomoTherapy et Radixact d'Accuray. Le dispositif est recommandé par l'AAPM Task Group 218 pour les exigences de mesure 3D. Il intègre plus de 1300 détecteurs à diodes SunPoint, offrant des mesures cohérentes et très sensibles quel que soit l'angle du portique, sans nécessiter de matériel additionnel. Sa capacité à réaliser des mesures de dose absolue indépendantes en fait un standard de référence pour une vérification rigoureuse et efficace des plans patients et des performances des machines.[21]

II.3.4: Caractéristiques Matérielles et Géométrie :

ArcCHECK (Sun Nuclear) est doté de 1386 détecteurs à diodes SunPoint (avec une surface active de 0,019 mm² chacun). La disposition des détecteurs sur une grille hélicoïdale (HeliGrid™) permet d'augmenter la densité d'échantillonnage et de réduire les superpositions ou les effets d'ombre des détecteurs dans la vue du faisceau (BEV). La conception cylindrique d'ArcCHECK (Sun Nuclear) simule la géométrie du patient, ce qui facilite une correspondance plus réaliste avec les conditions cliniques. Un électromètre en temps réel mesure chaque impulsion, ainsi que les arcs composites et les sous-arcs. La cavité interne du fantôme peut accueillir une variété d'inserts équivalents aux tissus ou des détecteurs supplémentaires (via MultiPlug™ et CavityPlug™), permettant des mesures de dose au centre de la cavité ou des tests de conversion d'unités Hounsfield (HU).[22]

II.3.5: Capacités d'Analyse Logicielle (SNC Patient et 3DVH) :

Le logiciel SNC Patient permet de comparer les points de dose mesurés par ArcCHECK (Sun Nuclear) avec les points de dose planifiés, en utilisant des données normalisées ou absolues. Les outils d'analyse incluent la Distance-to-Agreement (DTA), l'indice Gamma (γ) et la compensation de gradient. Le logiciel 3DVH utilise les mesures d'AQ d'ArcCHECK (Sun Nuclear) pour estimer la dose 3D sur la géométrie réelle du patient, et non pas uniquement sur le fantôme. Cela permet de réaliser des analyses 3D de dose et d'histogrammes dose-volume (DVH) directement sur la géométrie du patient, identifiant potentiellement des erreurs du système de planification de traitement (TPS) ou de la délivrance du faisceau. Des études citées

suggèrent que des erreurs cliniquement significatives, non détectées par une simple analyse Gamma planaire, peuvent être révélées par l'analyse volumétrique de 3DVH . ArcCHECK (Sun Nuclear) permet également une analyse de la reproductibilité du faisceau en 4D, des tests d'AQ de machine pour les modes dynamiques et rotationnels, et une analyse des collimateurs multilames (MLC) dynamiques pour identifier les éventuels dysfonctionnements.[23]

II.4 : PIDP (Varian):

II.4.1 : Définition de Module Varian Portal Dose Image Prediction (PDIP) :

Le module Varian Portal Dose Image Prediction (PDIP) constitue un élément essentiel du système de dosimétrie portale de Varian, dédié à l'assurance qualité en radiothérapie. Sa fonction principale est de prédire la distribution de dose qui sera enregistrée par le détecteur d'imagerie portale électronique (EPID), puis de comparer cette prédiction à la dose effectivement mesurée par l'EPID. Cette comparaison est cruciale pour valider l'exactitude du plan de traitement. Ce module s'avère particulièrement pertinent pour la vérification des plans de radiothérapie à modulation d'intensité (IMRT) et de thérapie par arc volumétrique modulé (VMAT).[24]

II.4.2 : Objectif du l'utilisation de PDIP (Varian) :

Le PDIP (varian) est spécifiquement conçu pour anticiper la distribution de dose que l'EPID (varian) mesurera durant l'administration d'un traitement. Cela permet une vérification pré-traitement de la concordance entre la distribution de dose calculée par le plan et l'image EPID prédite.

II.6.3 : La Fonctionnement et le Rôle de PDIP (Varian) :

L'algorithme PDIP (Varian) intègre les paramètres du plan de traitement (tels que la géométrie et l'énergie du faisceau, ou la position des lames du collimateur multilames - MLC). À partir de ces données, il calcule la distribution de dose attendue au niveau du plan de l'EPID (Varian) . Cette distribution de dose théorique est ensuite confrontée à la dose réelle mesurée par l'EPID (Varian) lors d'un essai de délivrance du plan. Le PDIP (Varian) joue un rôle central dans l'assurance qualité (AQ) patient-spécifique en radiothérapie. En analysant les écarts entre les distributions de dose prédites et mesurées, les professionnels de la santé peuvent identifier des erreurs potentielles, qu'elles proviennent du plan de traitement ou de son exécution.[24]

II.4.3 : Intégration et applications Cliniques de PDIP (Varian) :

Le PDIP est entièrement intégré au système de dosimétrie portale de Varian, lequel englobe l'EPID (Varian) , le logiciel d'acquisition et d'analyse d'images, et l'algorithme PDIP lui-

même. Le PDIP (Varian) est couramment employé pour la vérification des plans d'IMRT et de VMAT, des techniques de traitement complexes qui exigent une précision de délivrance élevée. Il est également applicable à d'autres modalités de traitement, telles que la radiochirurgie stéréotaxique (SRS) et la radiothérapie stéréotaxique corporelle (SBRT) . Le PDIP (Varian) est fréquemment mis en parallèle avec d'autres approches d'assurance qualité, notamment les dosimètres 3D (comme le Delta4) et la dosimétrie par film. Cette comparaison permet d'évaluer l'exactitude et l'efficacité des diverses méthodologies d'AQ disponibles.[24]

II.5 : Etude intérieur :

De nombreuses recherches ont été consacrées à l'évaluation et à la comparaison des performances des systèmes de vérification des plans de traitement en radiothérapie, particulièrement pour les techniques avancées et complexes telles que la Thérapie par Arc Volumétrique Modulée (VMAT). Parmi les dispositifs les plus fréquemment utilisés dans ce cadre figurent le détecteur ArcCHECK, développé par Sun Nuclear, et le module PDIP (Portal Dose Image Prediction), intégré au système de Dosimétrie Portale de Varian.[25]

Chapitre III

Partie 01 : Méthode Effectuée Et

Discussion Des Résultats

III.1 : Accélérateur linéaire :

Les expérimentations ont été effectuées à l'aide de deux types d'accélérateurs linéaires : le TrueBeamSTx, fourni par Varian Médical Systems. Ce dernier est équipé d'un collimateur multi-lames haute définition (HD) comprenant 120 lames.

La planification de traitement a été réalisée à l'aide du système Eclipse de Varian (TPS), en version 13.7, en s'appuyant sur l'algorithme anisotrope analytique (AAA) pour le calcul des distributions de dose de référence.

Concernant les faisceaux photons, les débits de dose disponibles s'étendent de 100 à 600 unités moniteurs par minute (MU/min), avec des paliers de 100 MU/min. Ces valeurs permettent l'administration de traitements VMAT dans une plage continue de 0 à 600 MU/min.

Le système MLC (Multi-LeafCollimator) utilisé est le Millenium 120, configuré différemment selon l'accélérateur : le TrueBeamSTx comprend 40 paires centrales de lames de 2.5 mm et 20 paires périphériques de 10 mm à l'isocentre. Ces collimateurs multi-lames assurent une modulation précise du faisceau, optimisant la couverture tumorale tout en épargnant les tissus sains environnants.[26]

III.2 : le système de planification de traitement (TPS) :

Le système de planification de traitement (TPS - Treatment Planning System) est un outil informatique central en radiothérapie moderne qui permet de concevoir, simuler et optimiser un plan de traitement personnalisé pour chaque patient. À partir des images diagnostiques (scanner, IRM ou TEP), le TPS sert à délimiter avec précision les volumes cibles (GTV, CTV, PTV) et les organes à risque, puis à déterminer la meilleure configuration des faisceaux d'irradiation (énergie, orientation, modulation et collimation) pour délivrer une dose thérapeutique optimale à la tumeur tout en épargnant au maximum les tissus sains environnants. Grâce à des algorithmes de calcul dosimétrique sophistiqués (Monte Carlo, pencil beam...), le système génère une simulation 3D de la distribution de dose et permet d'évaluer différentes stratégies thérapeutiques avant leur mise en œuvre réelle, assurant ainsi un traitement à la fois efficace et sûr, conforme aux protocoles cliniques établis.[26]

III.3 : le logiciel AAA

Le logiciel AAA (Analytical Anisotropic Algorithm) est un algorithme de calcul dosimétrique avancé intégré dans certains systèmes de planification de traitement (TPS), notamment ceux d'Elekta et de Varian. Spécialement conçu pour modéliser avec précision la distribution des doses en radiothérapie externe, il prend en compte les hétérogénéités

tissulaires (poumons, os, air) et les géométries complexes des faisceaux modulés (IMRT, VMAT).

III.4 : le logiciel d'optimisation :

Le **logiciel d'optimisation PO (Physician's Objective)** est un outil intelligent intégré aux systèmes de planification de traitement (TPS) modernes comme Ray Station ou éclipse, qui automatise et optimise la création des plans de radiothérapie en se basant sur les objectifs cliniques définis par l'oncologue. En traduisant les prescriptions médicales (dose à la tumeur, limites de dose aux organes à risque) en paramètres mathématiques, le PO utilise des algorithmes avancés d'intelligence artificielle et de calcul inverse pour générer des plans de traitement précis et personnalisés, notamment pour des techniques complexes comme l'IMRT, le VMAT ou la radiochirurgie stéréotaxique (SRS/SBRT). Ce logiciel rationalise considérablement le workflow en proposant des solutions pré-optimisées dès la phase de contouring, tout en permettant des ajustements manuels pour affiner les priorités dosimétriques. Bien qu'il améliore l'efficacité et la reproductibilité des plans, le PO nécessite toujours une validation par le physicien médical pour garantir la qualité et l'adéquation aux spécificités anatomiques du patient. Idéal pour standardiser les protocoles et gagner du temps, il représente une avancée majeure vers une planification plus intuitive et performante en radiothérapie de précision.[26]

III .5 : Matériel et méthode de contrôle qualité des plans patients :

Dans le cadre de ce projet, l'évaluation de la qualité des plans de traitement destinés aux patients a été effectuée à l'aide de plusieurs outils : le système ArcCHECK 4D Patient QA de Sun Nuclear, le logiciel SNC Patient, ainsi que l'imageur Portal PDIP développé par VarianMedicalSystems.

L'outil principal d'analyse utilisé est l'indice gamma, un critère combiné permettant de comparer les doses mesurées et calculées. Il prend en compte deux éléments : la différence de dose absolue, utile dans les zones où les variations de dose sont faibles (faible gradient), et la distance d'accord (DTA - Distance To Agreement), qui mesure l'écart spatial entre deux points de dose identique, l'un mesuré et l'autre calculé, ce qui est pertinent dans les zones à fort gradient de dose.

Un point est considéré comme conforme si la valeur de l'indice gamma est inférieure à 1, indiquant qu'il respecte les seuils de tolérance fixés. En pratique clinique, un contrôle

pré-traitement est validé si au moins 95 % des points évalués présentent un indice gamma inférieur à 1 pour les critères de 3 % de tolérance en dose et 3 mm de distance.

III.5.1 : ArcCHECK (Sun Nuclear) :

Le dispositif ArcCHECK 4D Patient QA de Sun Nuclear est un système de contrôle qualité dosimétrique conçu pour vérifier la distribution des doses calculées par un système de planification de traitement (TPS). Ce système repose sur un ensemble de détecteurs cylindriques isotropes permettant une évaluation en quatre dimensions.

Ce détecteur est constitué d'un fantôme cylindrique en acrylique intégrant 1386 diodes réparties à une profondeur de 2,9 cm, avec un espacement de 1 cm entre chaque capteur. Ses dimensions sont les suivantes : longueur de 21,0 cm, diamètre extérieur de 26,6 cm et diamètre intérieur de 15,1 cm. Chaque diode dispose d'une surface sensible de $0,8 \times 0,8 \text{ mm}^2$.

En combinaison avec le logiciel SNC Patient, ce système permet de réaliser des mesures de dose absolue ou relative, dans une représentation semi-3D, fournissant une évaluation précise des distributions de dose.

Avant chaque session de mesure, des procédures de calibration sont réalisées : une correction de fond est appliquée, suivie de l'irradiation d'un champ ouvert de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ à une distance source-axe (SAD) de 100 cm, conformément aux instructions du fabricant.

L'appareil peut intégrer différents types de modules, selon les besoins : un module dosimétrique à base de chambres d'ionisation ou de barres de diodes, un module dédié à l'imagerie QA, ou encore un module incorporant des matériaux hétérogènes pour les thermiques est également intégré afin de surveiller la température ambiante à proximité des détecteurs. Les valeurs de dose collectées par chaque capteur sont mises à jour toutes les 50 millisecondes, sans simulations de dose en milieu non homogène.

Le système ArcCHECK (Sun Nuclear) est aussi équipé de deux inclinomètres, permettant de mesurer à la fois l'angle de rotation autour de l'axe du cylindre et l'inclinaison de celui-ci. Un capteur aucune limite imposée ni sur la durée d'acquisition, ni sur la quantité de dose mesurée .[27]

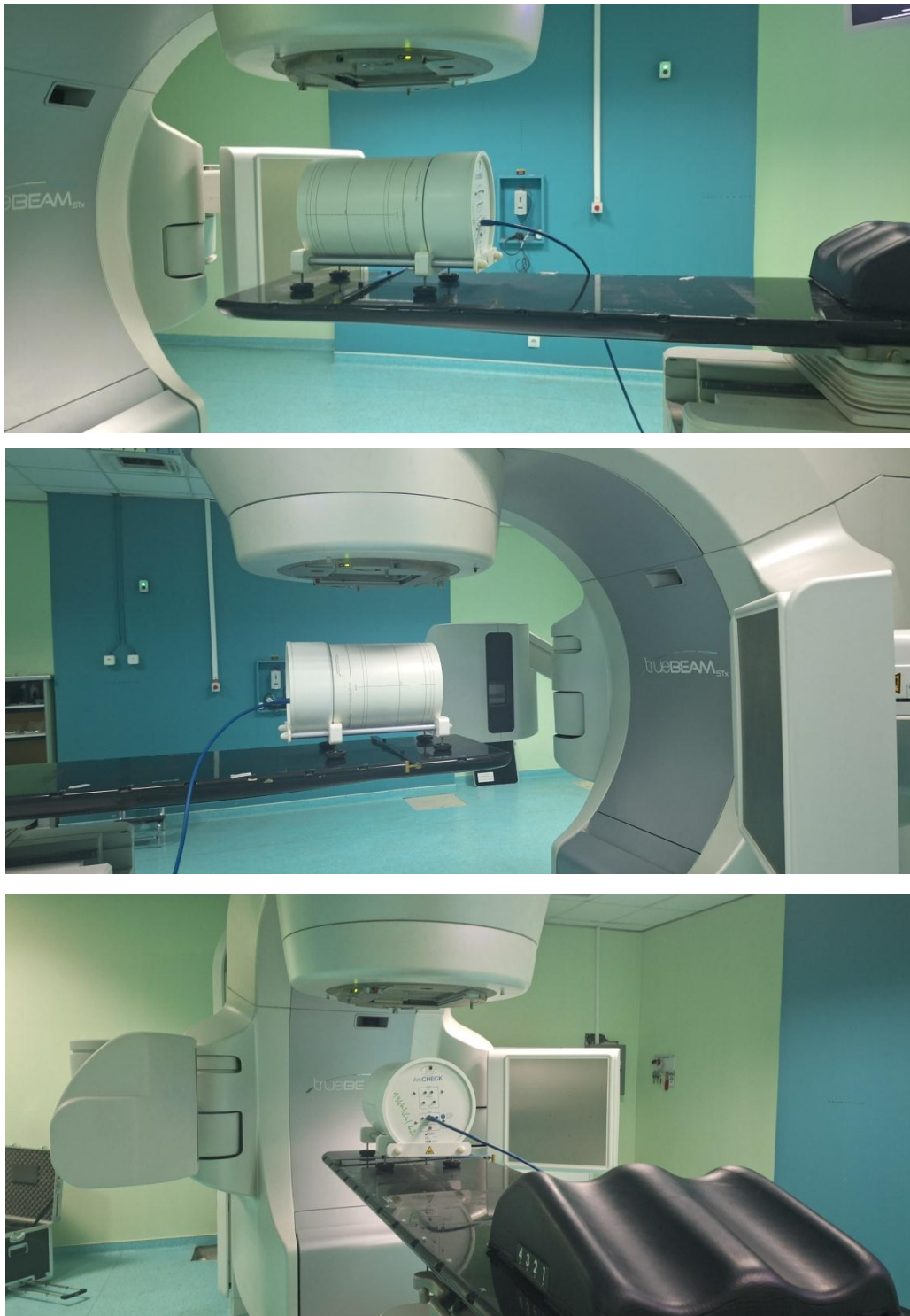


Figure 6: photos arcCHECK CAC Tlemcen

III.5.1.1 : Préparation et étalonnage du fantôme du réseau de diodes ArcCHECK (Sun Nuclear) :

Cette étude détaille la mise en service et l'évaluation exhaustive du fantôme ArcCheck (Sun Nuclear), un dispositif essentiel pour l'assurance qualité (AQ) en thérapie par arc modulé volumétrique (VMAT). Nos tests ont été menés à l'aide d'un faisceau de photons de 6 MV et du

logiciel SNC Patient. Le processus de mise en service comprenait l'étalonnage de la dose absolue, l'étalonnage du réseau de diodes et la vérification de la densité du PMMA. Nous avons également analysé la performance d'ArcCheck (Sun Nuclear) en fonction du débit de dose de l'accélérateur linéaire. Une procédure de test rigoureuse et complète a été appliquée à ArcCheck (Sun Nuclear), intégrant les connaissances et les mises à jour antérieures, afin de déterminer précisément son efficacité et ses limites pour l'AQ VMAT personnalisée dans notre département.[27]

A. Etalonnage de la dose absolue et étalonnage de la matrice :

Pour assurer la précision, la dose absolue a été calibrée en la comparant aux mesures d'une chambre d'ionisation dans un fantôme d'eau solide, conformément aux directives du fabricant. L'étalonnage du réseau de diodes a ensuite été réalisé en suivant la procédure spécifique en douze étapes fournie par le logiciel SNC Patient.

b. Constance de l'appareil et précision de la configuration :

Nous avons évalué la constance de la réponse d'ArcCHECK (Sun Nuclear) en utilisant des champs statiques de 10 cm×10 cm à 0°, 90°, et 270°, ainsi que des champs en arc de mêmes dimensions, après la configuration initiale de l'appareil. Cette procédure de vérification continue, mise en place dans notre institut, offre un double avantage : elle permet de tester la précision de la configuration dosimétrique et de mesurer la stabilité des appareils. Des mesures de constance ont été collectées à cinq reprises distinctes avant le début des mesures principales. Nous avons rapporté les taux de réussite gamma, ainsi que la moyenne et l'écart type des mesures de dose. La mesure à l'angle du portique de 180° a été délibérément omise car elle impliquait le facteur de correction de la table, dont l'évaluation détaillée est présentée dans la section "Matériaux et méthodes B".

III.5.1.2. Test d'évaluation pour le fantôme de réseau de diodes ArcCHECK (Sun Nuclear) :

Après l'étalonnage de la dose absolue et la vérification de la densité du PMMA, ArcCHECK (Sun Nuclear) a été évalué selon plusieurs paramètres, notamment le débit de dose de l'accélérateur linéaire, le débit de dose instantané, la taille du champ, l'angle du faisceau, l'insertion de la table et la dose de diffusion. La stabilité et la cohérence de sa réponse ont également été évaluées. La précision dosimétrique a été évaluée à l'aide d'arcs statiques et de plans patients VMAT.[27]

III.5.1.3. Dosimétrie des plans VMAT :

Après validation des performances du fantôme en mode arc, nous avons entrepris l'évaluation dosimétrique de plans RapidArc générés avec Eclipse. Ces plans, couvrant plusieurs localisations anatomiques, ont servi de référence pour jauger la précision indépendante du fantôme.

Chaque plan de contrôle a été recalculé sur un modèle virtuel homogène d'ArcCHECK (Sun Nuclear), dans lequel la densité du PMMA était attribuée, en utilisant une grille de dose 3D isotrope de 3 mm et un point de contrôle à chaque incrément angulaire. La table de traitement a été prise en compte dans la modélisation. Les configurations testées combinaient deux ou trois arcs non coplanaires, assortis de contraintes de dose strictes pour les tissus sains, les organes à risque et les structures critiques. Les résultats détaillés de cette vérification VMAT QA sont présentés dans la seconde partie de l'étude.[27]

III.5.1.4. discussion des résultats :

L'analyse des essais a été conduite de deux manières : (i) en suivant l'évolution de la dose absolue mesurée par les diodes sous diverses conditions d'irradiation ou de géométrie, et (ii) en comparant ces mesures aux doses calculées par le TPS Eclipse au moyen d'une analyse gamma. Les résultats sont rapportés dans le même ordre que la section « Matériel et méthodes » afin d'en faciliter la consultation

III.5.1.5. Planification du traitement :

Tous les plans de traitement ont été élaborés et calculés sur le système de planification Eclipse (TPS) version 13.7 (Varian Medical Systems). Pour la vérification, un plan spécifique était généré à partir des images CT de l' ArcCHECK (Sun Nuclear) , préalablement modélisées, et était ensuite directement programmé. L'utilisation d'un faisceau de photons de 6 MV était standard, avec un débit de dose initial de 600 MU/min , bien que le débit final fût déterminé par l'algorithme d'optimisation. L'optimisation des plans s'effectue via un optimiseur à résolution progressive (PRO) . Cet algorithme optimise l'arc complet sur 178 points de contrôle en quatre étapes successives. À chaque itération, il ajuste la position des multi-lames du collimateur (MLC) et le poids des unités de surveillance (MU) en respectant les contraintes mécaniques et les vitesses (MLC, bras, débit de dose) de l'unité de distribution. Le calcul de la dose lors de

L'optimisation a été réalisée avec un algorithme simplifié à résolution multiple. Pour minimiser les fuites dues à l'effet de rainure et de languette, le collimateur a été tourné de 30° par rapport à son angle nominal. Le nombre d'arcs complète variait de un à deux, avec un maximum de trois arcs partiels. Les calculs finaux de dose ont été effectués avec l' algorithme analytique anisotrope (AAA) , en utilisant une résolution de grille de dose de 2 mm . L'objectif principal était d'administrer 100% de la dose de prescription à 95% du volume cible (D95 = 100% dose Rx) , tandis que les autres structures saines recevaient cliniquement une dose tolérable. Des plans de vérification, basés sur les plans patients, ont été créés sur le fantôme ArcCHECK (Sun Nuclear) .

III.5.1.6.la mesure :

Les détecteurs sont disposés en spirale sur tout le cylindre de 21 cm de diamètre. Cette configuration sans chevauchement, en vue d'ensemble du faisceau (BEV), est conçue pour minimiser l'effet d'ombre et améliorer la densité effective des détecteurs au sein du BEV. Au centre du fantôme se trouve une cavité de 15 cm de diamètre , qui peut être remplie d'un bouchon pour créer une géométrie continue. De plus, un insert auxiliaire avec une cavité dédiée est disponible pour l'insertion d'une chambre d'ionisation , permettant ainsi des mesures de dose absolue au cœur du fantôme. Le système ArcCHECK (Sun Nuclear) effectue des mesures de rayonnement en temps réel avec une fréquence de mise à jour de 50 ms, enregistrant toutes les données au fil du temps et permettant des évaluations de dose relative et absolue.

III.5.2. EPID (Electronic Portal Imaging Device) :

Le système utilise un détecteur est un système d'imagerie portale numérique utilisé en radiothérapie pour le contrôle qualité et la vérification du positionnement du patient.

C'est une matrice semi-conductrice active en silicium amorphe (A-Si) de 43 × 43 cm². Cet EPID est composé de 1280 × 1280 pixels, chacun mesurant 0,34 × 0,34 mm², permettant des mesures de distribution bidimensionnelles. Bien que l'EPID , associé au module PDIP (Varian), ne fournisse pas de mesures de dose absolue, il génère un signal en unités d'étalonnage (CU) .

Un étalonnage rigoureux de l'EPID est effectué avant la première utilisation, incluant des étalonnages en champ noir et en champ d'inondation. Un champ ouvert de 10 x 10 cm², avec une distance source-axe (SAD) de 100 cm, est ensuite utilisé pour l'étalonnage de la dose conformément au protocole du fabricant. De plus, une vérification de l'étalonnage est systématiquement réalisée avant chaque session de mesure pour garantir la précision des données.

A. Fonctions principales :

✚ Vérification du positionnement :

Compare l'image portale (acquise pendant le traitement) avec l'image de référence (scanner ou DRR [*Digitally Reconstructed Radiograph*]).

Permet de détecter les erreurs de repositionnement avant ou pendant la séance.

✚ Contrôle qualité des faisceaux :

Vérifie la précision des mouvements du collimateur multi-lames (MLC).

Mesure la dosimétrie en temps réel (*dosimétrie portale*).

✚ Imagerie en temps réel :

Certains EPID modernes permettent un suivi dynamique (ex. : *kV-imagerie couplée au MV-EPID*).



Figure 7: EPID trubeem stx varian

III.5.3. le gamma index :

Le gamma index (γ) est un outil statistique largement utilisé en radiothérapie pour évaluer la concordance entre deux distributions de dose : une distribution référence (généralement calculée par le TPS) et une distribution mesurée (obtenue par des détecteurs comme des films

radiochromiques, des chambres d'ionisation ou des EPID). Il permet de quantifier les écarts spatiaux et dosimétriques de manière globale, en tenant compte à la fois des différences de dose et des décalages géométriques.

✚ Principe de calcul :

Le gamma index combine deux critères en une seule valeur sans dimension :

Écart de dose (ΔD) : Différence relative (%) entre la dose mesurée et la dose prévue.

Distance d'accord (Δr) : Désalignement spatial (en mm) entre les positions des points comparés.

La formule standard est :

$$\gamma = \sqrt{\frac{\Delta D}{D_{\text{tol}}}^2 + \frac{\Delta r}{r_{\text{tol}}}^2}$$

Ou tol est la tolérance de dose et r_{tol} est la tolérance de distance sont des seuils prédéfinis (ex : 3%/3 mm).

✚ Interprétation des résultats

$\gamma \leq 1$: Le point est conforme (la différence est dans les tolérances).

$\gamma > 1$: Écart significatif, nécessitant une investigation.[28]

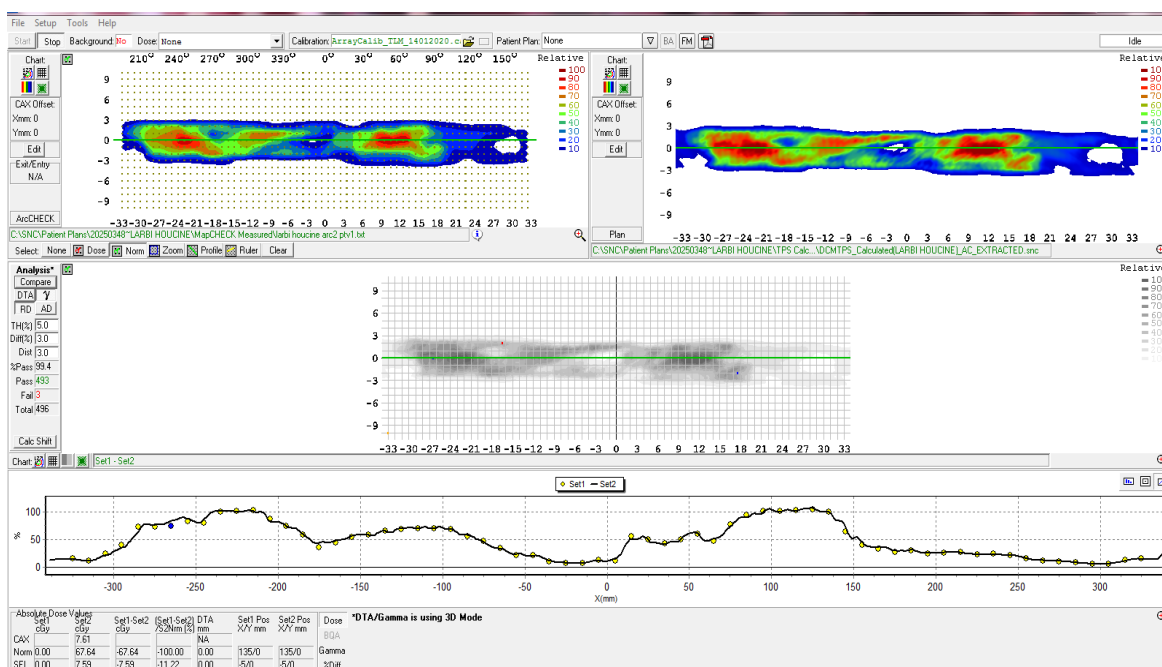
Partie 2 : Résultats des cas cliniques

III.1: Résultats des cas mesuré par d'arcCHECK (Sun Nuclear) :

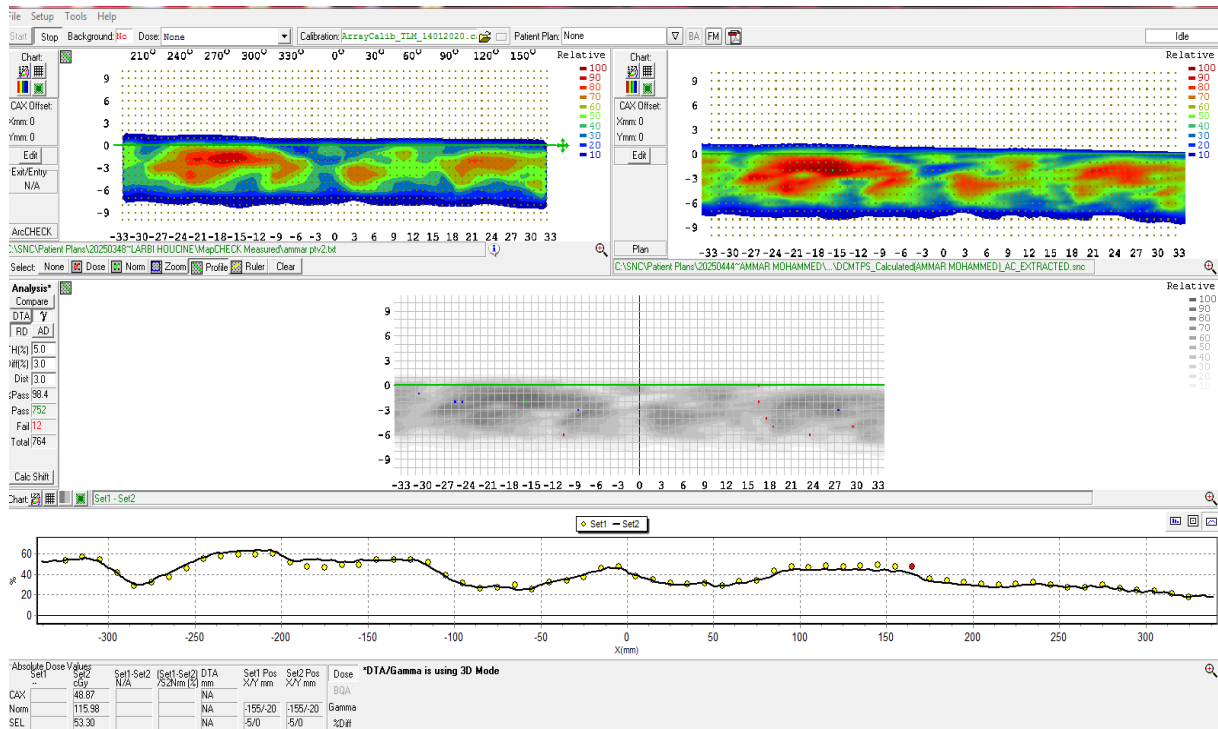
Dans notre service, l'Arc CHECK (Sun Nuclear) a démontré des taux de passage gamma globaux moyens élevés pour les paramètres d'analyse couramment utilisés. Pour le faisceau 6X, les résultats étaient très satisfaisants. Le taux de passage moyen pour le critère γ 3%/3mm a atteint 96,06%. Bien que le taux moyen pour γ 2%/2mm ait été légèrement inférieur à 90% (précisément 1,4% de moins que 90%), tous les plans VMAT analysés ont respecté nos critères d'acceptation clinique en matière d'AQ, à savoir un taux de passage γ 3%/3mm supérieur à 90%. Concernant les cas présentant des taux de passage γ 2%/2mm plus faibles, nous avons identifié des situations spécifiques. Par exemple, un plan VMAT utilisant quatre arcs partiels à ouverture variable avec un champ maximal de 4.6x7.0 cm² a montré un taux de passage γ 2%/2mm plus bas que la moyenne. Ce résultat était attendu pour les arcs de petite taille, principalement en raison de deux facteurs : l'instabilité de l'approximation des petits arcs dans le calcul de la dose par le TPS (système de planification de traitement) pour les régions périphériques, et la forte dépendance d'ArcCHECK (Sun Nuclear) aux diodes situées en périphérie pour ces mesures. Malgré ces observations, tous les plans étudiés sont considérés comme un succès clinique, puisque leur taux de réussite pour le critère γ 3%/3mm dépasse les 90% des points analysés. Par ailleurs, pour les cas de traitement cérébral impliquant trois arcs, les taux de passage de l'indice gamma pour le critère γ 3%/3mm étaient excellents, atteignant 100% et 99,7% respectivement.

III.1.1 : Les résultats des patients pour ArcCHECK (Sun Nuclear) :

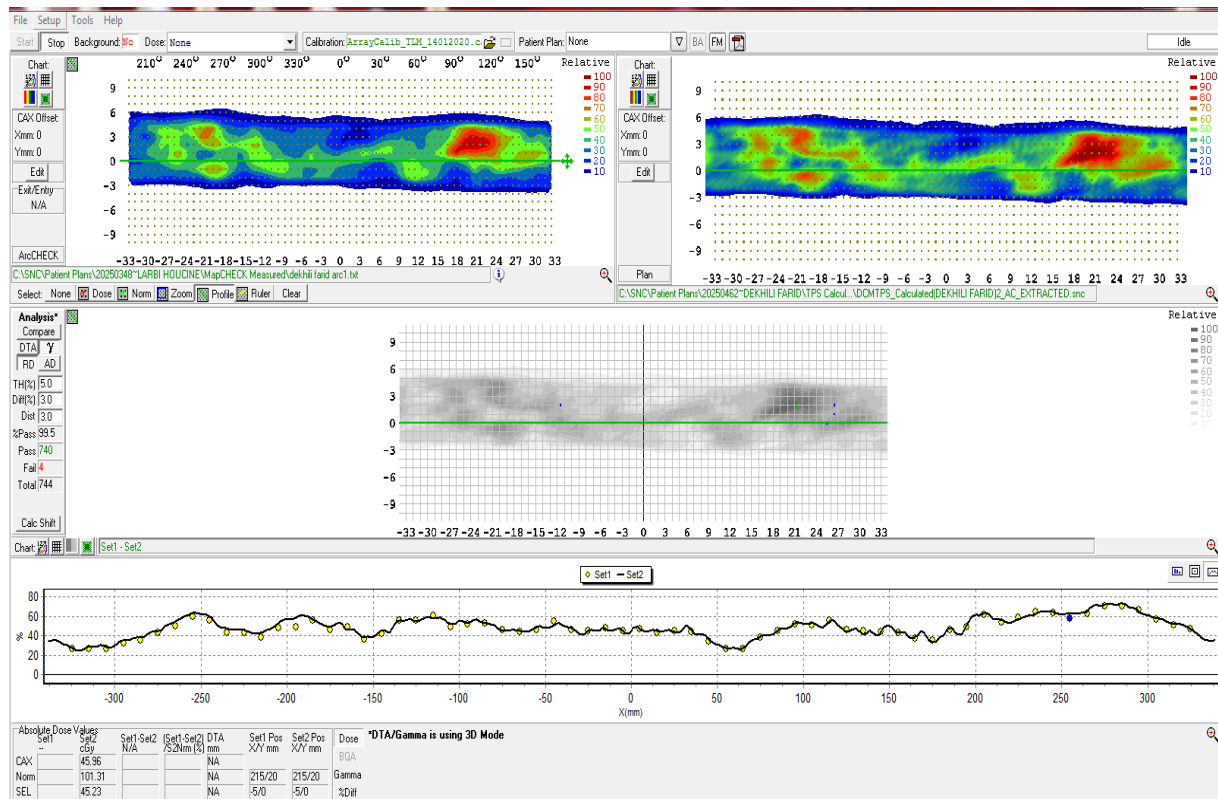
Patient 1 : Poumon



Patient 2 : Vessie



Patient 3 : prostate



Patient 4 : Glioblastome

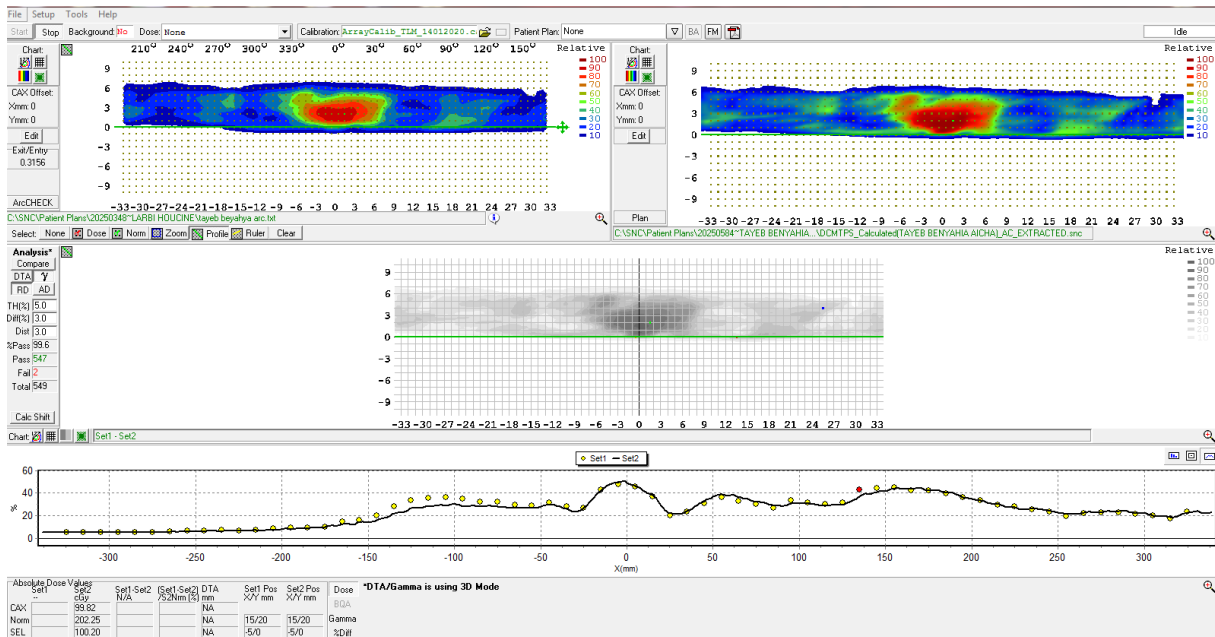


Figure 8: ArcCHECK (Sun Nuclear) pour les cas clinique pour 4 patients dans le service de radiothérapie Tlemcen .

III.1.2 : Observation des résultats :

De manière générale, ces quatre photos présentent les résultats d'un contrôle qualité dosimétrique pour différentes configurations ou plans de traitement. Elles suivent une structure visuelle et des indicateurs similaires, permettant une analyse cohérente. Dans les images ArcCHECK (Sun Nuclear) pour 4 patients :

A. Vues 2D de la Distribution de Dose (Panneau Supérieur) :

Chaque image montre deux représentations 2D de la distribution de dose.

- **Carte de Dose (Code Couleurs)** : Les zones colorées (du bleu au rouge, selon une échelle de dose relative affichée à droite) représentent l'intensité de la dose délivrée. Le rouge indique les zones de dose maximale, tandis que le bleu indique les zones de dose minimale.
- **Graphique de Gauche** : Correspond généralement à la dose mesurée par le dispositif ArcCHECK (Sun Nuclear) (un fantôme avec des détecteurs).
- **Graphique de Droite** : Correspond à la dose calculée par le système de planification de traitement (TPS).

- **Objectif** : L'objectif est que les deux cartes de dose (mesurée et calculée) se ressemblent le plus possible, indiquant une bonne concordance entre ce qui a été planifié et ce qui a été réellement délivré.

B. Panneau d'Analyse (Analyse Δ /Dose - Côté Gauche) :

Ce panneau fournit des statistiques quantitatives sur la qualité de la correspondance entre les doses mesurées et calculées.

- **Δ (Delta ou DTA - Distance-to-Agreement)** :

Représente la tolérance de distance en millimètres. C'est la distance maximale à laquelle un point mesuré peut être éloigné d'un point calculé tout en ayant la même dose (ou presque).

- **Dose (%)** :

Représente la tolérance en pourcentage de la dose. C'est la différence de dose maximale permise entre un point mesuré et un point calculé à la même position.

- **THLD (Threshold)** :

Le seuil de dose minimum en dessous duquel les points ne sont pas inclus dans l'analyse (souvent 5% ou 10% de la dose maximale).

- **Pass (%)** :

Le pourcentage de points qui ont réussi le critère d'acceptation combiné (par exemple, 3%/2mm, ce qui signifie que la différence de dose est inférieure à 3% OU la distance entre les points de même dose est inférieure à 2mm). Un pourcentage de "Pass" élevé (généralement au-delà de 95%) est requis pour valider le plan.

- **Fail (%)** :

Le pourcentage de points qui n'ont pas satisfait le critère.

- **Total** :

Le nombre total de points détecteurs analysés.

Interprétation :

Un pourcentage de "Pass" élevé est crucial. Des valeurs comme 99,4% (Capture 01), 98,4% (Capture 02), 99,5% (Capture 03) et 99,6% (Capture 04) sont excellentes et indiquent que la dose délivrée correspond très bien à la dose planifiée.

C. Carte Gamma (Panneau Central) :

Ce graphique est la représentation visuelle de l'analyse Gamma, la méthode standard de comparaison des distributions de dose.

- **Points :**

Chaque point sur la grille représente un détecteur ou un voxel où le test Gamma a été effectué.

- **Couleurs/Intensité :**

Les points qui "passent" le critère Gamma (valeur Gamma ≤ 1) sont généralement affichés dans une couleur neutre (gris clair ou vert). Les points qui "échouent" (valeur Gamma > 1) sont mis en évidence par des couleurs vives (souvent rouge ou bleu/rouge) ou des formes différentes.

- **Objectif :**

Minimiser le nombre de points "échouant" à l'analyse Gamma. Les images montrent principalement des zones grises/vertes, avec très peu de points rouges ou bleus, ce qui confirme les pourcentages de "Pass" élevés.

D. Profil de Dose (Panneau Inférieur) :

Ce graphique montre un profil de dose 1D le long d'une ligne ou d'un plan spécifié.

- **Ligne Noire :** Représente la dose calculée par le TPS.
- **Points Colorés (jaunes/bleus/verts) :** Représentent la dose mesurée par ArcCHECK (Sun Nuclear).
- **Objectif :** Les points mesurés doivent suivre de très près la ligne calculée, ce qui indique une bonne conformité du profil de dose. Les images montrent une excellente superposition, avec les points mesurés épousant fidèlement les courbes calculées.

E. Tableau des Valeurs Absolues et Détails Gamma (En bas à gauche) :

Ce tableau fournit des informations numériques supplémentaires sur l'analyse Gamma, y compris les seuils de dose et de distance utilisés (par exemple, 3%/2mm), ainsi que les résultats globaux et spécifiques.

- **CAX (Central Axis)** : Souvent la dose au centre du champ.
- **NOR (Normalisation)** : La dose utilisée pour la normalisation de toutes les autres valeurs de dose relatives.
- **DTA / Gamma isusing 3D Mode** : Confirme que l'analyse est basée sur des données en 3D, ce qui est crucial pour les traitements complexes comme le VMAT .

III.2 : Résultats de PDIP pour des cas clinique

Les résultats des contrôles qualité prétraitement réalisés pour les plans de thérapie par arc volumétrique modulé (VMAT). L'analyse Gamma a été menée selon deux ensembles de critères: un premier utilisant une tolérance de 3% de la dose maximale et une Distance-to-Agreement (DTA) de 3 mm, et un second, plus rigoureux, avec des seuils de 2% et de 2 mm respectivement.

Pour l'ensemble des faisceaux contrôlés, il a été constaté que le pourcentage de points respectant le critère d'acceptation de 3%/3 mm de l'analyse Gamma excédait 96%. Cependant, avec le critère plus strict de 2%/2 mm, ce pourcentage était légèrement inférieur à 90%.

Les profils de distribution de dose sont essentiels pour caractériser la répartition spatiale de la dose. Dans cette étude, une comparaison a été établie entre la dose mesurée par le Système de Planification de Traitement (TPS), la dose prédite par l'imager portale (EPID), .Les distributions de dose mesurées et calculées, passant par l'axe central, sont également représentées le long des directions x et y .

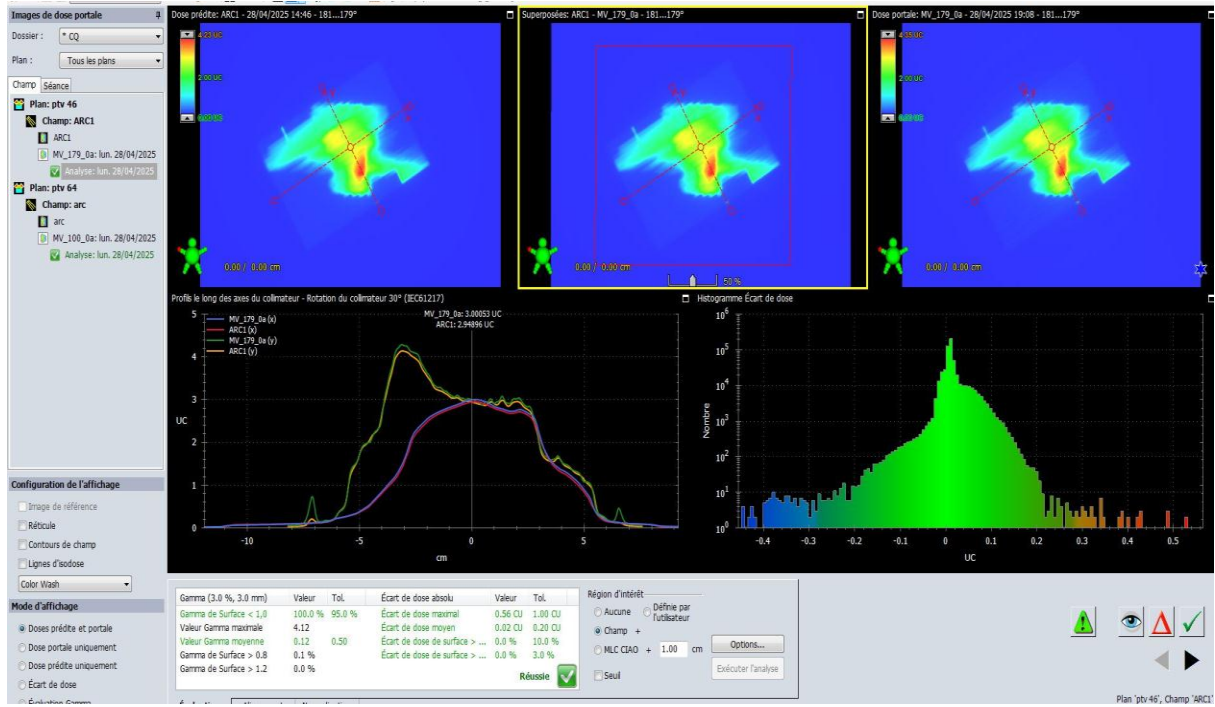
Au sein du service de radiothérapie où nos travaux ont été effectués, le contrôle qualité des faisceaux est réalisé sur les accélérateurs linéaires ClinacTrilogy et TrueBeam, en utilisant un algorithme fourni par le fabricant. Ce dernier présente quelques distinctions par rapport au formalisme que nous avons développé :

- Les images EPID sont acquises en mode intégré.
- L'acquisition des données s'opère à une distance source-détecteur (DSD) de 100 cm.
- L'algorithme est basé sur une approche directe permettant de prédire la dose.

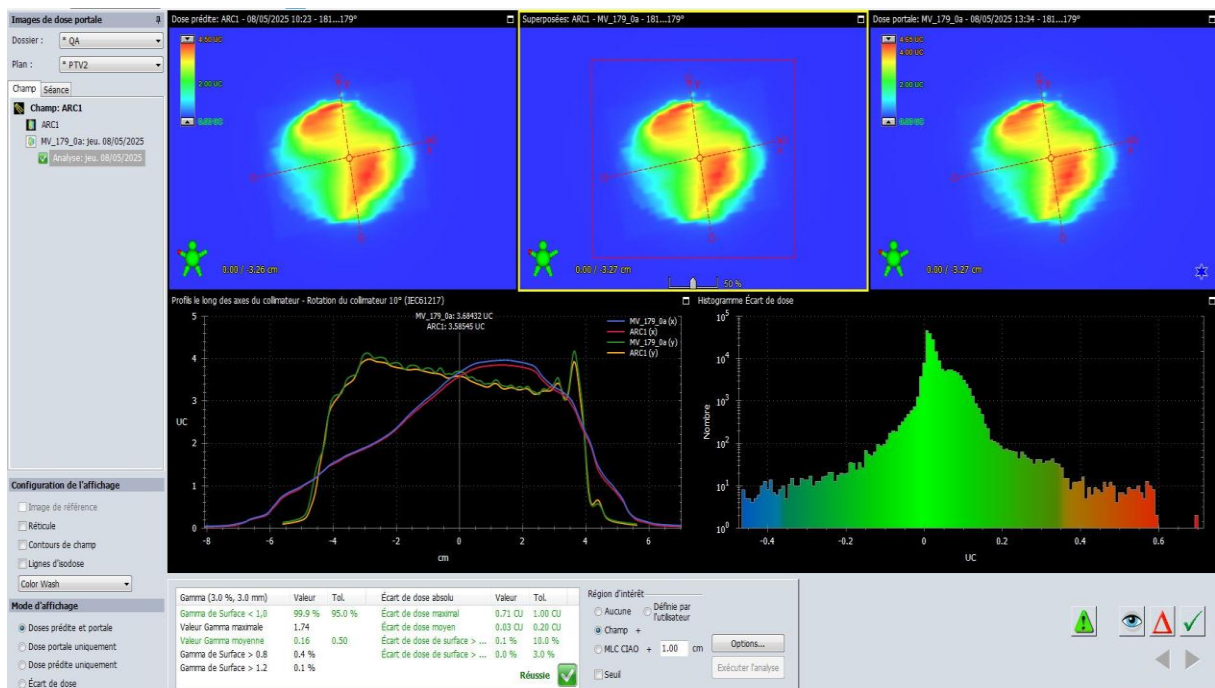
Les résultats statistiques obtenus à partir de l'analyse des faisceaux délivrés avant le traitement ont révélé un très bon accord entre les images portales calculées et celles mesurées, soulignant la robustesse de la vérification dosimétrique.

III.2.1 : Les résultats des patients PDID (Varian) pour des cas clinique :

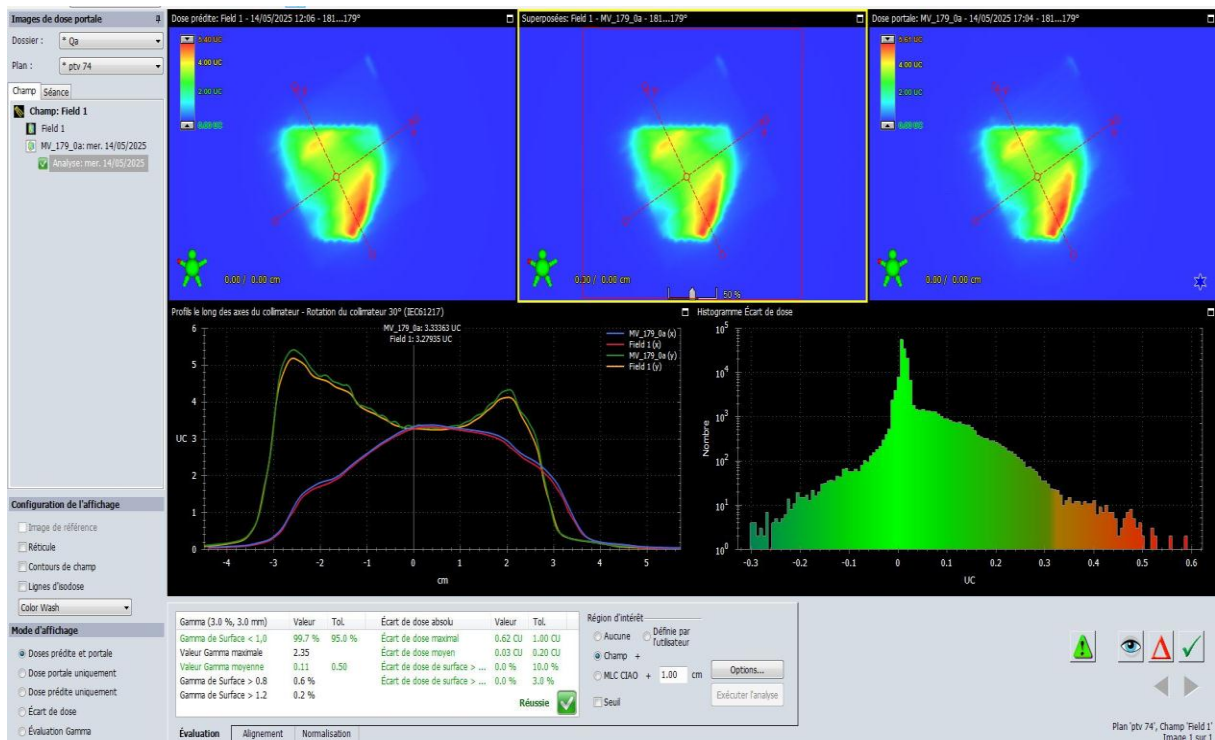
Patient 1 : poumon



Patient 2 : Vessie



Patient 3 : Prostate



Patient 4 : Glioblastome

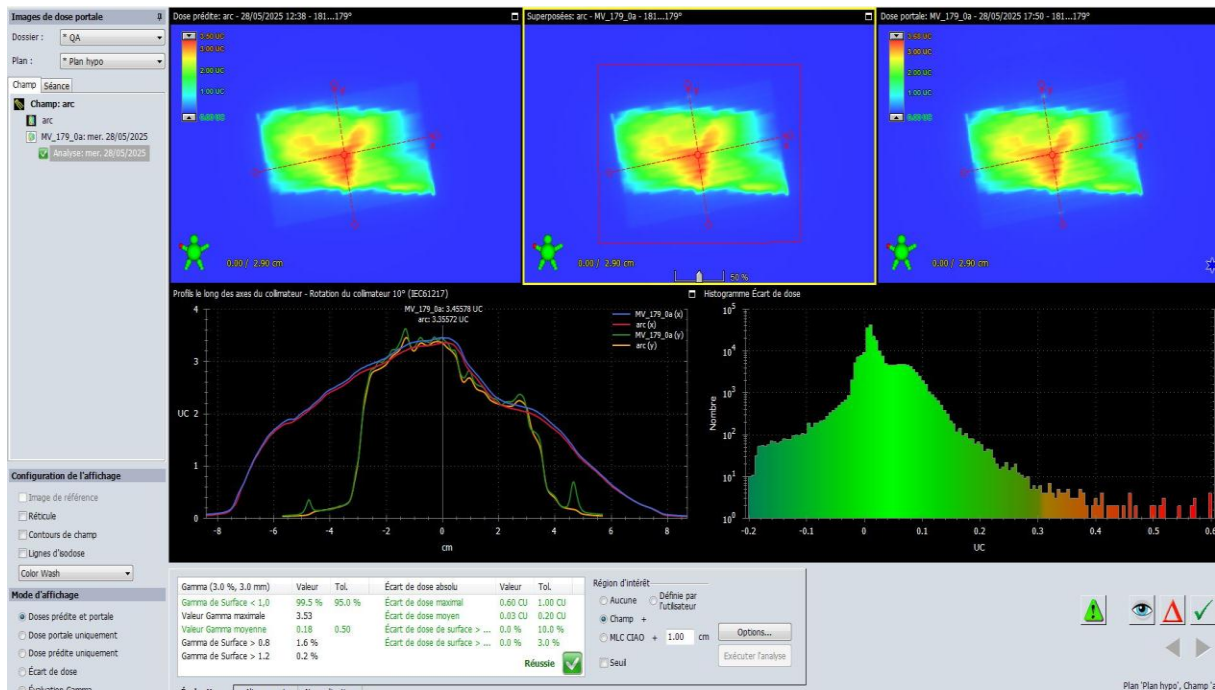


Figure 9: les images des résultats PDIP (Varian) des cas clinique de service de la radiothérapie Tlemcen.

III.2.2 : L'observation des résultats pour les quatre cas clinique :

De manière générale, ces quatre captures d'écran suivent la même structure et fournissent des informations détaillées sur la concordance dosimétrique entre les doses calculées par le système de planification de traitement (TPS) et les doses mesurées in situ (via l'EPID).

III.2.2.1 : L'explication images :**A. Vues des Images Portales de Dose (Panneau Supérieur) :**

Chaque image supérieure est divisée en trois parties, représentant des cartes de dose 2D :

- **Dose Prédite (à gauche) :** Il s'agit de la distribution de dose que le TPS a calculée et qui devrait être observée au niveau de l'EPID si le traitement est délivré exactement comme prévu. Les couleurs (allant du bleu/vert pour les doses faibles au rouge/jaune pour les doses élevées) indiquent l'intensité de la dose.
- **Superposition (au centre) :** Cette section montre la superposition de la dose prédite et de la dose mesurée. C'est ici que l'on peut visuellement évaluer la conformité entre les deux distributions. Idéalement, les zones de haute et basse dose devraient coïncider parfaitement.
- **Dose Portale Mesurée (à droite) :** C'est la distribution de dose réelle mesurée par l'EPID pendant la délivrance du faisceau (ou d'un champ test).

B. Profils de Dose et Histogramme d'Écart (Panneau Central) :

Cette section fournit des informations plus quantitatives sur la comparaison :

Profil le long des axes (à gauche) : Ce graphique représente les profils de dose 1D extraits des cartes 2D. Généralement, plusieurs courbes sont visibles :

- ✓ La dose prédite par le TPS (souvent en noir ou une couleur foncée).
- ✓ La dose mesurée par l'EPID (souvent en jaune ou une autre couleur distincte).
- ✓ Des profils le long des axes X et Y (indiqués par MV_179_qa (x) et MV_179_qa (y) ou similaire), qui permettent d'analyser la distribution de dose le long de ces directions.

Objectif : Les courbes mesurées doivent se superposer le plus fidèlement possible aux courbes prédites, indiquant une bonne correspondance du gradient de dose et de la position du faisceau. Toutes les images montrent une excellente superposition.

Histogramme d'Écart (à droite) : Cet histogramme visualise la distribution des différences (écarts) entre la dose prédite et la dose mesurée.

- **Axe des X :** L'écart de dose (par exemple, en unités arbitraires "UC" ou en pourcentage).
- **Axe des Y :** Le nombre de pixels ou de points présentant cet écart.

Objectif : Un histogramme idéal serait une seule barre étroite centrée sur zéro, indiquant des écarts minimes. Ici, on observe une distribution centrée autour de zéro, avec une prépondérance des petits écarts, ce qui est un signe positif de précision.

C. Tableau des Résultats de l'Analyse Gamma (Panneau Inférieur Gauche) :

Ce tableau est crucial car il quantifie la qualité de la correspondance dosimétrique en utilisant l'indice Gamma.

- **Critères Gamma (ex. Gamma (3.0 %, 3.0 mm)) :** Indique les tolérances utilisées pour l'analyse Gamma (par exemple, 3% de différence de dose ou 3 mm de Distance-to-Agreement).
- **Valeur Gamma <1.0 :** Le pourcentage de points pour lesquels la valeur Gamma est inférieure à 1. Une valeur élevée (typiquement $\geq 95\%$) est l'objectif. Toutes les images montrent des pourcentages très élevés (autour de 99,x%), ce qui est excellent.
- **Valeur Gamma maximale :** La valeur Gamma la plus élevée trouvée dans l'analyse. Une valeur faible est préférable.
- **Écart de dose absolu / moyen / maximum :** Ces métriques fournissent des informations sur les différences absolues entre les doses mesurées et calculées, en unités arbitraires (UC) ou en pourcentage.
- **Réussite (Vérifié) :** Une coche verte ou un indicateur "Réussite" confirme que les critères d'acceptation du CQ sont respectés.

III.3: La comparaison entre les résultats ArcCHECK (Sun Nuclear) et PIDP (Varian) pour chaque cas clinique :

Pour tous les patients étudiés, nous disposons de deux rapports de contrôle qualité dosimétrique: l'un issu du système ArcCHECK (Sun Nuclear) et l'autre d'une analyse PIDP (varian) (via EPID). La comparaison de ces deux résultats est essentielle pour confirmer la cohérence et la précision de la dose délivrée.

A. Résultats ArcCHECK (Sun Nuclear) (Capture)

Analyse Gamma (3%/3mm) :

- **Pass** : 99,4%
- **Fail** : 0,3%
- **Total de points** : 496
- **Profils de Dose** : La superposition des profils mesurés et calculés est excellente, avec les points jaunes suivant très précisément la ligne noire.
- **Cartes de Dose** : Les deux cartes (mesurée et calculée) montrent une distribution de dose très similaire, avec des zones de forte dose bien localisées.
- **Mode d'Analyse** : "DTA/Gamma 3D Mode", ce qui indique une analyse complète en 3D.
- **Ces résultats d'ArcCHECK (Sun Nuclear)** sont excellents, démontrant une très bonne conformité entre la dose planifiée et la dose mesurée par le fantôme ArcCHECK (Sun Nuclear) pour ce patient. Le taux de réussite de l'analyse Gamma de 99,4% est bien au-dessus des seuils d'acceptation cliniques (généralement $\geq 95\%$). L'ArcCHECK (Sun Nuclear) offre une image en 4D (spatiale et temporelle) mais nécessite beaucoup de temps .

B. Résultats PIDP (Varian) (04 patients) :

- **Analyse Gamma (3%/3mm) :**

Gamma de Surface < 1.0 : 99,8% Erreur ! Nom du fichier non spécifié.

- **Profils de Dose** : Le graphique du profil de dose montre une superposition quasi parfaite entre la dose prédite (par exemple, la ligne rouge) et la dose portale mesurée (la ligne jaune).

- **Cartes de Dose** : Les images de dose prédite (gauche) et mesurée (droite) sont visuellement très similaires, avec une superposition (centre) qui confirme cette ressemblance.
- **Histogramme d'Écart** : L'histogramme des écarts de dose est très centré autour de zéro, avec une distribution étroite, indiquant que la majorité des différences entre dose prédite et mesurée sont minimales.
- **Les résultats PIDP (Varian)** sont également remarquables, avec un pourcentage de points passants l'analyse Gamma de 99,8%. Cela confirme une excellente correspondance entre les prédictions du TPS et les mesures directes via l'EPID pour les images portales du patient . l'EPID (pour le PDIP (Varian)) fournit une image 2D rapidement .

C. Comparaison et Conclusion :

La comparaison des résultats d'ArcCHECK (Sun Nuclear) et de PIDP (Varian) pour le patient "1" révèle une concordance exceptionnelle et cohérente entre les deux méthodes de contrôle qualité , Le système ArcCHECK (Sun Nuclear) fournit une imagerie 4D (spatio-temporelle), bien qu'elle nécessite plus de temps, tandis que l'EPID (pour PDIP (Varian)) offre une imagerie 2D plus rapide . Dans le cadre du contrôle qualité patient en radiothérapie, notamment avec des systèmes comme l'ArcCHECK (Sun Nuclear) ou l'EPID (Varian) utilisé pour le PDIP, l'indice gamma (γ) est un outil fondamental. Il permet de quantifier la similitude entre le plan de traitement théorique (calculé par le TPS) et la dose réellement délivrée et mesurée. Cet indice intègre simultanément un critère de différence de dose (par exemple, 3%) et un critère de distance à l'accord (par exemple, 2 mm). Pour chaque point de la distribution mesurée, l'indice gamma calcule le déplacement minimal nécessaire pour qu'il "colle" à la distribution calculée, tout en respectant ces tolérances. Généralement, un pourcentage de points ayant un $\gamma \leq 1$ supérieur à un seuil prédéfini (souvent 90% ou 95%) est considéré comme satisfaisant pour la validation du traitement.

Cohérence des résultats :

Les deux systèmes rapportent des taux de réussite de l'analyse Gamma extrêmement élevés (autour de 99,x%), ce qui est un indicateur fort de la précision de la délivrance du traitement. Indépendamment de la méthode de mesure (fantôme ArcCHECK ou EPID), la dose délivrée correspond fidèlement à la dose planifiée.

Fiabilité du processus :

Cette cohérence entre deux modalités de mesure différentes (mesure dans un fantôme avec ArcCHECK (Sun Nuclear) et mesure d'images portales avec l'EPID) renforce la confiance dans l'ensemble du processus de planification et de délivrance du traitement. Elle suggère que l'accélérateur linéaire fonctionne avec une grande précision et que le Système de Planification de Traitement calcule la dose de manière fiable.

Sécurité du patient :

De tels résultats, obtenus par deux vérifications indépendantes, attestent que le plan de traitement du patient "1" a été délivré avec une grande fidélité, minimisant ainsi les risques liés à une sous-dose de la cible ou une surdose des organes à risque.

D. Conclusion pour les 4 patients :

Les contrôles qualité prétraitement des patients, effectués à la fois avec ArcCHECK (Sun Nuclear) et le système PIDP (Varian) (EPID), démontrent une excellente conformité dosimétrique. Les taux de réussite de l'analyse Gamma, supérieurs à 99% pour les deux méthodes, confirment que la dose délivrée correspond avec une très grande précision à la dose prévue par le plan de traitement. Cela assure que le patient a reçu une irradiation conforme aux spécifications cliniques, garantissant la sécurité et l'efficacité du traitement. Bien qu'ArcCHECK (Sun Nuclear) capture une image 4D complète, englobant des données spatiales et temporelles, le processus est plus long. En revanche, EPID (utilisé pour PDIP (Varian)) fournit des images bidimensionnelles plus rapides.

Les deux systèmes de QA présentent d'excellents taux de passage Gamma (Varian 100% à 2%/2mm , ArcChek 99.4% à 3%/3mm), confirmant une délivrance très précise des traitements.

Conclusion Générale

Les progrès technologiques en radiothérapie externe ont profondément transformé le traitement du cancer, permettant une conformation de dose plus précise aux tumeurs tout en épargnant davantage les tissus sains environnants. Cependant, cette sophistication s'accompagne d'une complexité opérationnelle, de coûts plus élevés et de risques potentiels. Une partie significative de ces défis réside dans la complexité des systèmes de planification et de délivrance de dose, ce qui exige des ressources importantes pour une gestion de la qualité (AQ) rigoureuse. La littérature scientifique met en évidence des incertitudes dans les doses réellement délivrées, ce qui peut avoir un impact clinique. Pour y soigner et maximiser les bénéfices pour le patient, deux axes de développement sont prioritaires : la dosimétrie *in vivo* et la radiothérapie adaptative.

Ces approches, rendues possibles par les nouvelles technologies, permettent d'ajuster le plan de traitement en temps réel, en tenant compte des variations anatomiques du patient, garantissant ainsi une délivrance de dose optimale. L'assurance qualité en radiothérapie se décline en deux composantes majeures : celle liée aux équipements et celle spécifique au patient. Les recommandations de l' AAPM TG-142 soulignent l'importance de contrôles de qualité quotidiens, mensuels et annuels pour les systèmes d'imagerie et de traitement, avec des tolérances particulièrement strictes pour les techniques avancées comme la VMAT (Thérapie Modulée en Volume par Arc-thérapie). Les tests de bout en bout, ou AQ spécifique au patient, sont essentiels pour le médecin afin d'identifier toute anomalie dans le plan ou le système de délivrance du traitement. Les contrôles de qualité des traitements sont fondamentaux pour le personnel médical, leur permettant de confirmer que le traitement a été délivré conformément à la prescription. L'étude a mené s'est attachée à explorer l'évolution et les exigences du contrôle qualité pour la radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité (RCMI). Cette recherche a comparé spécifiquement la dose absorbée par le patient, mesurée à partir des images de l' EPID (Imageur Portal Électronique) et du fantôme ArcCHECK (Sun Nuclear). L'approche consistait à confronter l'image acquise en cours de traitement à une image de référence générée par le système de planification (TPS), simulant une délivrance de dose idéale. Les mesures d'AQ prétraitement pour la VMAT sont cruciales pour assurer la fidélité et l'efficacité thérapeutique. Ces vérifications ont été effectuées sur des patients du service (CAC Tlemcen service radiothérapie) traités pour diverses pathologies cancéreuses (poumons, vessie, prostate, glioblastome). Les données de dose mesurées sont avérées précises et cliniquement pertinentes, confirmant la couverture des volumes cibles et la protection des organes à risque (OAR). L'AQ basé sur l'imagerie portale est un outil particulièrement attractif, car il est facilement intégrable aux machines de traitement, permet des contrôles répétés et fournit une empreinte fiable du

positionnement du patient. L' EPID au silicium amorphe, fruit de plus de trente ans de développement, est désormais un outil simple et efficace pour la dosimétrie in vivo, produisant des images de transit de haute résolution. Il est largement employé pour détecter les erreurs de calcul, de transfert de données, de délivrance de dose, ou les changements anatomiques du patient. Quant au système ArcCHECK (Sun Nuclear) , un détecteur de rayonnement innovant basé sur un réseau de diodes cylindriques, il a démontré une performance cliniquement acceptable. Les mesures d'AQ spécifiques au patient VMAT réalisées avec l'EPID et le fantôme ArcCHECK (Sun Nuclear) se sont avérées en excellente concordance avec les calculs de dose du TPS. Cette forte corrélation statistique entre les doses mesurées par ArcCHECK (Sun Nuclear) et celles calculées par le TPS confirme la validité de cet outil pour l' AQ de routine spécifique au patient VMAT , ainsi que pour l'acceptation et la mise en service de cette technique de délivrance.

Références Bibliographiques

[1]

<https://www.who.int/fr/news-room/fact-sheets/detail/cancer#:~:text=Vue%20d'ensemble,cause%20de%20d%C3%A9c%C3%A8s%20par%20cancer.>

[2]

https://laradioactivite.com/articles/medecin/historique_radiotherapies

[3]

<https://www.iaea.org/fr/newscenter/news/quest-ce-que-la-radiotherapie>

[4]

<https://chirurgiefemme-paris.fr/general/differents-types-de-radiotherapie/> Et <https://www.clinique-stjeandedieu.com/les-soins/cancerologie/oncologie-medicale/radiotherapie-curietherapie>

[5]

<https://www.cancer.fr/personnes-malades/parcours-de-soins/principaux-traitements/radiotherapie/radiotherapie-externe>

[6]

<https://clinique-psv.fr/contenu/radiotherapie/radiotherapie-le-traitement/la-radiotherapie-de-contact>

[7]

<https://fr.wikipedia.org/wiki/Hadronth%C3%A9rapie>

[8]

<https://www.centreleonberard.fr/patient-proche/parcours-de-soins/traitements-cancer/radiotherapie/tomotherapie#:~:text=La%20tomoth%C3%A9rapie%20est%20une%20radioth%C3%A9rapie%20,gr%C3%A2ce%20%C3%A0%20l'imagerie%20instantan%C3%A9e.>

[9]

<https://www.lemanip.com/>

https://fr.wikipedia.org/wiki/Acc%C3%A9l%C3%A9rateur_lin%C3%A9aire

[10]

[https://radiotherapie-tenon.aphp.fr/les-techniques-de-traitement/les-accelérateurs-lineaires-2/#:~:text=Un%20acc%C3%A9l%C3%A9rateur%20lin%C3%A9aire%20est%20un%20syst%C3%A8me%20qui,25%20MeV\)%20dans%20](https://radiotherapie-tenon.aphp.fr/les-techniques-de-traitement/les-accelérateurs-lineaires-2/#:~:text=Un%20acc%C3%A9l%C3%A9rateur%20lin%C3%A9aire%20est%20un%20syst%C3%A8me%20qui,25%20MeV)%20dans%20)

[11]

https://fr.wikipedia.org/wiki/Acc%C3%A9rateur_de_particules#:~:text=Le%20choc%20entre%20un%20proton,en%20jaune%20sur%20le%20collisionneur.

[12]

<https://imor.org/fr/radiotherapie/radiotherapie-externe/#:~:text=La%20radioth%C3%A9rapie%20externe%20consiste%20en,courant%20de%20traiter%20le%20cancer.>

[13]

R.Fabro [Modélisation d'un accélérateur linéaire clinique en vue de l'exploitation d'un détecteur à transmission dédiée au contrôle qualité en radiothérapie] p 197.

[14]

[technique stéréo et VMAT suite.pptx].

[15]

<https://radiotherapie-hartmann.fr/actualites/technologies/la-radiotherapie-stereotaxique-definition-et-interets-dans-les-traitements-contre-le-cancer/>

[16]

https://sfrp.asso.fr/wp-content/uploads/2021/11/10-BATALLA_Alain.pdf

[17]

<https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S1278321811003878#:~:text=La%20surveillance%20des%20patients%20apr%C3%A8s,maladie%20localement%20ou%20%C3%A0%20distance.>

[18]

<https://www.sunnuclear.com/products/arccheck>

[19]

[file:///C:/Users/soumi/Downloads/ArcCHECK_3DVH_121322%20\(1\).pdf](file:///C:/Users/soumi/Downloads/ArcCHECK_3DVH_121322%20(1).pdf)

[20]

<https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC5723486/#:~:text=B.,-1.5%20Evaluation%20of&text=The%20leaves%20of%20the%20MLC,accuracy%20of%20multiple%20carriage%20delivery.>

[21]

<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2405631623000660#:~:text=Abstract,for%20our%20clinical%20DCT%20system.>

[22]

<https://curie.fr/la-radiotherapie-linstitut-curie>

[23]

<https://peomedical.com/radiation-safety/software/3dvh/>

[24]

https://www.researchgate.net/publication/322090555_12_Comparative_study_of_two_methods_of_Patient_Quality_Control_PDIP_vs_Delta4

[25]

https://www.has-sante.fr/upload/docs/application/pdf/2015-03/rapport_rcmi_col_uterus_vd_2015-03-09_10-26-53_423.pdf

[26]

Comparaison-des-resultats-de-verification. 2.pdf

[27]

<https://www.sunnuclear.com/products/srs-mapcheck>

[28]

[https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1018364723003993#:~:text=A%20particular%20De%20is,agreement%20\(DTA\)%2C%20respectively%20\(](https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1018364723003993#:~:text=A%20particular%20De%20is,agreement%20(DTA)%2C%20respectively%20()

Résumé :

Ce mémoire compare les résultats de vérification des plans de traitement en radiothérapie VMAT utilisant les détecteurs ArcCHECK (Sun Nuclear) et PDIP (Varian) . L'étude évalue leur précision et reproductibilité pour l'assurance qualité en radiothérapie. Les expérimentations ont été menées avec des accélérateurs linéaires Varian et TrueBeam STx, avec planification sous Eclipse. Le contrôle qualité a utilisé ArcCHECK (Sun Nuclear) et le Portal PDIP (Varian) , l'indice gamma étant l'outil d'analyse principal (critère 3%/3mm). ArcCHECK (Sun Nuclear) a montré des taux de passage gamma élevés, notamment pour les traitements complexes. Les résultats pour quatre patients ont démontré une excellente conformité dosimétrique, avec des pourcentages de "Pass" supérieurs à 98%. En conclusion, les contrôles qualité avec ArcCHECK (Sun Nuclear) et PDIP (Varian) ont prouvé une excellente conformité dosimétrique, avec des taux de réussite gamma supérieurs à 99% pour les deux méthodes, confirmant la haute précision de la dose délivrée par rapport à celle planifiée.

Abstract :

This master's thesis compares the results of treatment plan verification in VMAT radiotherapy using ArcCHECK (Sun Nuclear) and PDIP (Varian) detectors. The study evaluates their precision and reproducibility for quality assurance in radiotherapy. Experiments were conducted with Varian linear accelerators, specifically and TrueBeam STx, with planning performed using Eclipse. Quality control utilized ArcCHECK (Sun Nuclear) (and the Portal PDIP (Varian) , with the gamma index serving as the primary analysis tool (3%/3mm criterion). ArcCHECK (Sun Nuclear) demonstrated high gamma pass rates, particularly for complex treatments. Results for four patients showed excellent dosimetric conformity, with "Pass" percentages exceeding 98%. In conclusion, quality control with ArcCHECK (Sun Nuclear) and PDIP (Varian) proved excellent dosimetric conformity, with gamma pass rates above 99% for both methods, confirming the high accuracy of the delivered dose compared to the planned dose .

الملخص:

تُقارن هذه الرسالة نتائج التحقق من خطط العلاج في العلاج الإشعاعي بتقنية VMAT باستخدام كاشفي ArcCHECK و PDIP. تهدف الدراسة إلى تقييم دقتهم وقابليتهما للتكرار في ضمان جودة العلاج الإشعاعي. أُجريت التجارب باستخدام مسرعات خطية من Varian، وهي TrueBeam STx، مع التخطيط باستخدام Eclipse. استخدمت مراقبة الجودة كلاً من ArcCHECK و Portal PDIP، وكان مؤشر غاما هو أداة التحليل الرئيسية (معيار 3%/3مم). أظهر ArcCHECK معدلات نجاح عالية لمؤشر غاما، خاصة للعلاجات المعقدة. أظهرت النتائج لأربعة مرضى توافقاً جرعاتياً ممتازاً، بنسب "نجاح" تتجاوز 98%. في الختام، أثبتت فحوصات الجودة باستخدام ArcCHECK و PDIP توافقاً جرعاتياً ممتازاً، مع معدلات نجاح لمؤشر غاما تتجاوز 99% لكلتا الطريقتين، مؤكدة الدقة العالية للجرعة المسلمة مقارنة بالجرعة المخطط لها.