



REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE
MINISTRE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR 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 :

Mme YEZLI Hadjer

Sur le thème

Réalisation d'une interface pour le contrôle de qualité des accélérateurs linéaires en radiothérapie

Soutenu publiquement le 18 juin 2025 à Tlemcen devant le jury composé de :

Mr TALEB Lotfi	Professeur	Université de Tlemcen	Président
Mme FEROUJ Amel	Professeur	Université de Tlemcen	Encadrante
Mr DAHI Elhadj	Docteur	Université de Tlemcen	Co-encadrant
Mr BRAHMI Badr Eddine Nabil	Professeur	Université de Tlemcen	Examinateur
Mme BOUCHIKHI Asma	Docteur	Université de Tlemcen	Examinatrice

Année Universitaire : 2024 ~ 2025

Remerciements

Je tiens à exprimer ma profonde gratitude envers toutes les personnes qui ont contribué à la réalisation de ce mémoire.

*Je remercie tout particulièrement mon encadrante, **Professeur FEROUJ Amel**, ainsi que mon co-encadrant, **Docteur DAHI Elhadj**, physicien chef au service de radiothérapie, pour leurs précieux conseils et leur disponibilité tout au long de ce travail.*

*Je tiens également à remercier **Professeur TALEB Lotfi**, chef du service de radiothérapie du CAC de Tlemcen, pour m'avoir aimablement autorisée à accéder au service dans le cadre de ce travail, et pour avoir accepté d'honorer ce mémoire en présidant le jury de soutenance.*

Mes sincères remerciements vont également à toutes les physiciennes du service pour leur accompagnement et leurs conseils éclairés.

Je suis profondément reconnaissante envers l'ensemble de l'équipe du service de radiothérapie pour leur accueil chaleureux et leur soutien technique.

*Je tiens également à exprimer ma reconnaissance au **Professeur BRAHMI Badr Eddine Nabil** ainsi qu'à **Docteur BOUCHIKHI Asma**, pour avoir accepté de faire partie du jury en tant qu'examinateurs et pour l'intérêt porté à ce travail.*

*Je souhaite également exprimer ma gratitude à mon mari, **Professeur MESSADI Mahamed**, pour son soutien moral constant, ses encouragements sans faille et sa patience tout au long de ce parcours.*

*Un grand merci à mes enseignants et à mes camarades de promotion, et tout particulièrement à ma chère camarade **Manel**, pour leurs encouragements constants, leur soutien inestimable et les moments précieux de partage tout au long de cette aventure.*

Enfin, je tiens à remercier chaleureusement ma famille et mes amis pour leur soutien moral inconditionnel, leur patience et leur amour, qui m'ont accompagnée et soutenue tout au long de ce parcours.

Dédicace

*Je dédie ce travail à mes chers parents,
pour leur amour, leur soutien constant et leurs prières.*

*À mon mari, pour son soutien inébranlable, ses encouragements et sa
patience.*

*À mes enfants, **Ilyes** et **Yassine**, pour leur amour et leur présence
réconfortante.*

*À mes frères et sœurs, pour leur soutien sans faille et leur
encouragement constant.*

*À l'ensemble de ma famille et de ma belle-famille, pour leur amour,
leur patience et leur soutien inconditionnel.*

*À tous ceux qui ont contribué de près ou de loin à l'accomplissement
de ce mémoire.*

Merci infiniment.

Table des matières

Introduction Générale	11
1 Contexte théorique et technologique	13
1.1 Introduction :	13
1.2 Historique et évolution des technologies en radiothérapie	13
1.3 Principe de fonctionnement des accélérateurs linéaires médicaux (LINACs)	14
1.3.1 Interactions des électrons avec la matière	15
1.3.2 Interactions du rayonnement avec la matière	16
1.3.3 Structure générale d'un LINAC (Linear Accelerator)	17
1.4 La dosimétrie en physique médicale	23
1.4.1 Les dispositifs dosimétriques utilisés pour le contrôle de qualité	23
1.5 Imagerie portale EPID (Electronic Portal Imaging Devices)	27
1.5.1 Types d'EPID (Dispositifs d'Imagerie Portale Électronique)	27
1.6 État de l'art et revue des quelques travaux existants	31
1.7 Conclusion	32
2 Méthodes de Contrôle de Qualité des Accélérateurs Linéaires	33
2.1 Introduction :	33
2.2 L'Assurance Qualité (AQ) et le Contrôle Qualité (CQ)	33
2.2.1 Assurance Qualité (AQ)	34
2.2.2 Contrôle Qualité (CQ)	34
2.2.3 Rôle du physicien médical dans la démarche qualité	34
2.3 les protocoles standardisés pour le CQ des accélérateurs	34
2.3.1 Les <i>Task Groups</i> (TG) et les <i>Technical Reports Series</i> (TRS)	35
2.3.2 Les protocoles suivis au sein de l'EHS CAC Tlemcen	36
2.4 Activités d'Assurance Qualité des Équipements en Radiothérapie	36
2.4.1 Objectifs de l'AQ et du CQ	37
2.4.2 Mise en œuvre des activités de contrôle	37
2.5 Activités de Contrôle Qualité en Radiothérapie	37
2.5.1 Périodicité des Activités de Contrôle Qualité	38
2.6 Procédures de contrôle qualité	39

2.6.1	Contrôles mécaniques	39
2.6.2	Contrôles dosimétriques	42
2.6.3	Contrôles des systèmes d'imagerie	46
2.6.4	Contrôles de sécurité	49
2.7	Conclusion	51
3	Développement d'une application pour le contrôle de qualité des accé-	
	lérateurs linéaires	52
3.1	Introduction :	52
3.2	Méthodologie de développement	52
3.2.1	Choix technologiques et gestion des données	53
3.3	Architecture de l'application	54
3.4	Détails du développement fonctionnel	54
3.4.1	Affichage d'image DICOM	55
3.4.2	Extraction des lignes centrales	56
3.4.3	Tracé des profils	56
3.4.4	Calcul de la taille de champ	57
3.4.5	Positionnement des lames MLC	57
3.4.6	Analyse des profils ASC	59
3.4.7	Compilation et déploiement de l'application	61
3.4.8	Interface utilisateur	61
3.5	Tests et validation de l'application	67
3.5.1	Données de test utilisées	67
3.5.2	Résultats obtenus par fonctionnalité	68
3.6	Discussion	71
3.6.1	Analyse des résultats obtenus	72
3.6.2	Limites rencontrées	72
3.6.3	Perspectives d'amélioration	73
3.7	Conclusion	73
	Conclusion Générale	74
	Annexe : Contrôles de qualité des accélérateurs linéaires	75

Table des figures

1.1	Historique et évolution des technologies en radiothérapie	14
1.2	LINAC TrueBeam de VARIAN CAC Tlemcen	15
1.3	Principe de fonctionnement d'un accélérateur linéaire (LINAC) [5]	15
1.4	Les composants du système de production du faisceau [5]	17
1.5	Les composants impliqués dans la mise en forme du champ d'irradiation . .	18
1.6	Représentation d'une cible (target) utilisée dans les accélérateurs linéaires .	19
1.7	Coupe longitudinale et coupe transversale d'un collimateur primaire	19
1.8	Image des filtres égalisateurs	20
1.9	Rôle du cône égalisateur	20
1.10	Figure d'une chambre monitrice [5]	20
1.11	Image qui détermine la taille de champ irradié [5]	21
1.12	Collimateur multi-lames avec le contour de la cible à traiter	21
1.13	Exemple d'un film radiographique	24
1.14	Exemple d'un film radiochromique utilisé en dosimétrie CAC Tlemcen. . .	25
1.15	Détecteur 2D Array (PTW).	25
1.16	Exemples de gels dosimétriques utilisés en radiothérapie	26
1.17	Imageur portale	26
1.18	Imageur portal de l'accélérateur TrueBeam Cac Tlemcen	27
1.19	Schéma d'un détecteur à base de matrice de chambres d'ionisation	28
1.20	Système d'imagerie portale à caméra.	29
1.21	Imagerie portale à silicium amorphe	29
1.22	Schéma du principe de fonctionnement de l'EPID au silicium-amorphe. . .	30
1.23	Couple photodiode-transistor	30
1.24	Schéma de fonctionnement des détecteurs à base de matrice de silicium amorphe	30
2.1	Plaque utilisée pour le contrôle quotidien (TOP)	38
2.2	Rotations du bras et du collimateur	40
2.3	Affichage des positions des mâchoires	41
2.4	Contrôle du télémètre optique (ODI).	41
2.5	Déplacement longitudinal, latéral, vertical et rotationnel de la table	42

2.6	Alignement des lasers	42
2.7	Mesure et tracé du PDD	43
2.8	Représentation schématique des régions du rendement en profondeur (PDD)	44
2.9	Conditions expérimentales de mesure du pourcentage de dose en profondeur (PDD)	44
2.10	Profils de dose en radiothérapie	46
2.11	Phantom Las Vegas utilisé pour les contrôles de qualité en radiothérapie .	46
2.12	Mise en place du fantôme TOR pour les contrôles qualité en des imageurs KV	47
2.13	Phantom Catphan	47
2.14	Cube d'isocentre	48
2.15	Exemple de QC MLC	49
3.1	Affichage de l'image DICOM avant et après inversion des niveaux de gris, utilisée pour l'extraction des profils de dose.	55
3.2	Image DICOM du fantôme avec les billes métalliques utilisées pour déter- miner la taille d'un pixel.	56
3.3	Image DICOM affichée avec les lignes centrales horizontale et verticale . .	56
3.4	Exemple de tracé d'un profil de dose extrait de l'image DICOM	57
3.5	Profils de dose extraits de l'image DICOM le long des axes horizontal et vertical, avec seuil à 50% et points d'intersection utilisés pour le calcul de la taille de champ.	57
3.6	Image DICOM avec le tracé des 60 lames MLC.	58
3.7	Profil horizontal de la lame MLC n°7 avec points de croisement et lignes de référence.	58
3.8	Image DICOM à gauche du faisceau avec le tracé des 60 lames MLC. . . .	59
3.9	Profil horizontal de la lame MLC n°7 avec points de croisement et lignes de référence.	59
3.10	Image DICOM à droite du faisceau avec le tracé des 60 lames MLC.	59
3.11	Profil horizontal de la lame MLC n°7 avec points de croisement et lignes de référence.	59
3.12	Profil de dose analysé montrant la symétrie, la planéité.	60
3.13	Profil de pourcentage de dose en profondeur (PDD) avec indication des points caractéristiques : D_{max} , R_{80} , R_{50} , PDD_{10} et PDD_{20}	60
3.14	Exemple d'exécution de l'application compilée hors MATLAB	61
3.15	Page d'accueil de l'application avec logo et champ de connexion	62
3.16	Interface de connexion avec mot de passe	62
3.17	Interface d'administration des utilisateurs	62
3.18	Message d'erreur affiché en cas d'identifiants incorrects	62

3.19	Confirmation d'inscription réussie	63
3.20	Modification ou suppression d'un utilisateur	63
3.21	Message de modification d'un utilisateur	63
3.22	Message de confirmation après modification réussie	63
3.23	Message de confirmation après suppression réussie	63
3.24	Connexion réussie à l'application après vérification des identifiants	64
3.25	Interface de calcul de la taille de pixel à partir d'une image DICOM	64
3.26	Onglet dédié au calcul automatique de la taille de champ	65
3.27	Exemples de positions des lames MLC analysées dans l'interface	66
3.28	Onglet d'analyse du PDD : tracé du profil et extraction des indicateurs dosimétriques	66
3.29	Onglet d'analyse des profils : affichage, sélection et évaluation des para- mètres (symétrie, planéité, pénombre)	67
3.30	Exemples d'erreurs introduites artificiellement dans les images DICOM pour évaluer la détection automatique des anomalies par l'application.	68
3.31	Captures d'écran de deux tests avec erreurs de taille de champ simulées dans des images DICOM. Ces images ont permis de valider la détection automatique par l'application.	69
3.32	Captures d'écran de trois tests effectués sur des images DICOM avec er- reurs provoquées sur les positions des lames MLC. Ces anomalies ont été correctement identifiées et classées par l'application.	69
3.33	Capture d'écran de Test PDD pour une énergie 6 MV (X6)	70
3.34	Capture d'écran de Test du profil horizontal d'un champ 20×20 cm à D_{\max} (6 MV FF),	70
3.35	Corrélation entre les valeurs obtenues avec l'application <i>LinacQC</i> et les valeurs de référence du système Sun Nuclear Dosimetry.	71

Liste des tableaux

1.1	Tableau comparatif des différents systèmes d'imagerie portale	31
2.1	Les plus importants rapports (TG) et (TRS)	36
2.2	Tolérances recommandées pour le contrôle de qualité des collimateurs multilames (MLC) selon le rapport AAPM TG-142	49
2.3	Résumé des tests mécaniques et dosimétriques recommandés pour l'assurance qualité des accélérateurs linéaires	50
3.1	Comparaison des résultats dosimétriques du PDD entre l'application développée et le logiciel Sun Nuclear Dosimetry <i>Do</i> de Sun Nuclear	70
3.2	Comparaison des résultats d'analyse des profils entre l'application développée et le logiciel <i>Do</i> de Sun Nuclear	71

Abréviations

QC	Quality Control
QA	Quality Assurance
AAPM	American Association of Physicists in Medicine
IAEA	International Atomic Energy Agency
ESTRO	European Society for Radiotherapy and Oncology
LINAC	Linear Accelerator
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
EPID	Electronic Portal Imaging Device
MLC	Multi-Leaf Collimator
TPS	Treatment Planning System
RT	Radiothérapie
3D-CRT	Three-Dimensional Conformal Radiation Therapy
IMRT	Intensity-Modulated Radiation Therapy
IGRT	Image-Guided Radiation Therapy
SRT/SBRT	Stereotactic Radiotherapy / Stereotactic Body Radiation Therapy
MeV	Mega Electron Volt
MV	Méga Volt
CBCT	Cone Beam Computed Tomography
ART	Radiothérapie adaptative
FFF	Flattening filter free
F.E.T	Field Effect Transistor
MPC	Machine Performance Check

Introduction Générale

La radiothérapie externe constitue un pilier fondamental dans le traitement de nombreux cancers. Elle repose sur l'utilisation de faisceaux de rayonnements ionisants produits par des accélérateurs linéaires médicaux (LINACs), dont la mission est de délivrer une dose prescrite de manière ciblée à la tumeur, tout en minimisant l'irradiation des tissus sains avoisinants. L'efficacité et la sécurité de cette modalité thérapeutique reposent en grande partie sur la précision de la délivrance de la dose et sur le positionnement exact du patient. Pour atteindre cet objectif, il est indispensable que les systèmes de radiothérapie fassent l'objet de contrôles de qualité (CQ) rigoureux, réguliers et bien structurés.

Le contrôle de qualité en radiothérapie a pour rôle de garantir que chaque composant du système de traitement –qu'il soit mécanique, dosimétrique ou lié au système d'imagerie– fonctionne conformément aux spécifications définies, et que toute dérive soit rapidement détectée et corrigée. Cette démarche s'inscrit dans une volonté de conformité aux normes internationales (AAPM, IAEA, etc.) et aux protocoles de radioprotection, tout en assurant la fiabilité et la reproductibilité des traitements administrés.

Avec l'évolution des technologies intégrées aux LINACs, les systèmes d'imagerie portale (EPID – Electronic Portal Imaging Devices) sont devenus des outils incontournables. Initialement conçus pour vérifier le positionnement du patient par rapport au plan de traitement, les EPID ont progressivement élargi leur champ d'application pour devenir des instruments précieux dans le contrôle qualité. Grâce à leur capacité à produire des images haute résolution du faisceau, ils permettent une évaluation rapide, automatisable et reproductible de nombreux paramètres, souvent sans avoir recours à des dispositifs additionnels.

Dans ce contexte, de nombreux centres de radiothérapie intègrent les EPID (Electronic Portal Imaging Devices) dans leurs protocoles de contrôle qualité, qu'ils soient quotidiens, hebdomadaires ou mensuels. Cependant, pour exploiter pleinement le potentiel de ces dispositifs, il est nécessaire de développer des outils logiciels adaptés, permettant d'analyser les images acquises, d'en extraire les informations pertinentes et de comparer les résultats aux tolérances établies. Les procédures de contrôle qualité restent souvent longues, contraignantes, chronophages, et susceptibles d'erreurs humaines, en particulier lorsque les mesures sont réalisées manuellement ou avec des outils non centralisés. De plus, l'interprétation des images DICOM fournies par l'EPID, sans logiciel spécifique, peut s'avérer complexe, limitant ainsi leur efficacité en clinique. Cela soulève la question essentielle de l'automatisation et de l'analyse de ces images, afin d'améliorer l'efficacité et la fiabilité du contrôle qualité des accélérateurs linéaires avec la disponibilité de ces dispositifs d'imagerie avancés.

L'objectif principal de ce travail est de réaliser et développer une interface logicielle

dédiée au contrôle de qualité des accélérateurs linéaires, En utilisant les images DICOM générées par un système EPID.

Le développement de cette interface a été réalisé, en tenant compte des besoins réels des services de radiothérapie et en s'inspirant des outils existants comme Artiscan. Ce projet s'inscrit dans une démarche d'amélioration continue de la qualité en radiothérapie, en combinant les avantages des systèmes EPID et les outils numériques pour offrir une solution simple, rapide et fiable de vérification des performances des accélérateurs.

Ce mémoire se divise en trois parties principales :

Dans un premier chapitre, nous poserons les bases théoriques nécessaires à la compréhension du contexte général. Il s'agira de présenter les principes fondamentaux de la radiothérapie, le fonctionnement des accélérateurs linéaires médicaux, ainsi que le fonctionnement des dispositifs d'imagerie portale (EPID) et leurs rôles dans le contrôle de qualité. Ce chapitre permettra également de situer l'évolution technologique de ces systèmes ainsi que d'aborder les innovations récentes dans le contrôle qualité et de faire un état de l'art et une revue des travaux existants.

Le deuxième chapitre sera consacré aux méthodes de contrôle de qualité (CQ) appliquées aux accélérateurs linéaires. Il décrira les principaux tests réalisés en routine clinique, qu'ils soient mécaniques (comme la vérification de la position du bras de l'accélérateur, de la table ou des lasers), dosimétriques (comme l'homogénéité ou la symétrie du faisceau), ou liés aux systèmes d'imagerie embarqués (tels que le CBCT, le kV et le MV), les critères d'évaluation utilisés en pratique. Ce chapitre présentera également les protocoles de référence (AAPM, IAEA, etc.) et les approches actuelles d'automatisation du CQ à l'aide d'outils numériques.

Enfin, le troisième chapitre présentera le développement d'une interface logicielle dédiée à l'analyse d'images DICOM dans le cadre du contrôle de qualité des accélérateurs linéaires. Il détaillera les choix techniques adoptés, les fonctionnalités implémentées, ainsi que les différentes étapes de conception, de test et de validation. Des résultats expérimentaux obtenus à partir d'images acquises en conditions cliniques simulées seront analysés et discutés, afin d'évaluer la performance de l'outil et son apport potentiel dans la pratique routinière des services de radiothérapie.

Chapitre 1

Contexte théorique et technologique

1.1 Introduction :

La radiothérapie externe est aujourd’hui l’une des principales modalités thérapeutiques utilisées dans le traitement du cancer. Elle consiste à administrer des rayonnements ionisants à partir d’une source externe au corps du patient, dans le but de détruire sélectivement les cellules tumorales tout en épargnant au maximum les tissus sains. Grâce aux progrès technologiques constants, la radiothérapie est devenue une discipline de haute précision, combinant des équipements performants et des techniques de planification sophistiquées. Ce chapitre fournira les bases nécessaires pour comprendre ces technologies, en abordant d’abord l’historique des systèmes utilisés en radiothérapie, avant de détailler le fonctionnement spécifique des EPID et des LINACs.

1.2 Historique et évolution des technologies en radiothérapie

La radiothérapie, depuis sa naissance à la fin du XIX^e siècle, a connu de nombreuses évolutions techniques et conceptuelles. Les premières utilisations des rayonnements ionisants pour le traitement des cancers remontent à peu de temps après la découverte des rayons X par Wilhelm Conrad Röntgen en 1895, suivie de celle du radium par Pierre et Marie Curie en 1898.

Au début du XX^e siècle, les traitements étaient principalement basés sur des sources radioactives naturelles, souvent mal maîtrisées, avec peu de connaissances sur les effets biologiques des rayonnements. Les doses administrées étaient approximatives et les effets secondaires importants [8].

Avec le temps, la compréhension de l’interaction des rayonnements avec les tissus biologiques s’est améliorée, menant à l’introduction de techniques de planification et de fractionnement de dose. L’apparition des premiers accélérateurs linéaires médicaux (LI-

NACs) dans les années 1950 a marqué une révolution en permettant de produire des faisceaux de haute énergie plus ciblés.

Les décennies suivantes ont vu l'introduction de techniques avancées telles que :

- la radiothérapie conformationnelle tridimensionnelle (3D-CRT) [21],
- la modulation d'intensité (IMRT) [11],
- la radiothérapie guidée par l'image (IGRT) [22],
- la radiothérapie stéréotaxique (SRT/SBRT) [17].

Parallèlement, les systèmes d'imagerie intégrés aux LINACs, tels que les EPID (Electronic Portal Imaging Devices), ont permis d'améliorer la précision du traitement et de faciliter les procédures de contrôle qualité. Ces dispositifs sont devenus un élément central de l'évolution vers des traitements plus sûrs, reproductibles et personnalisés [3] (Figure.1.1).

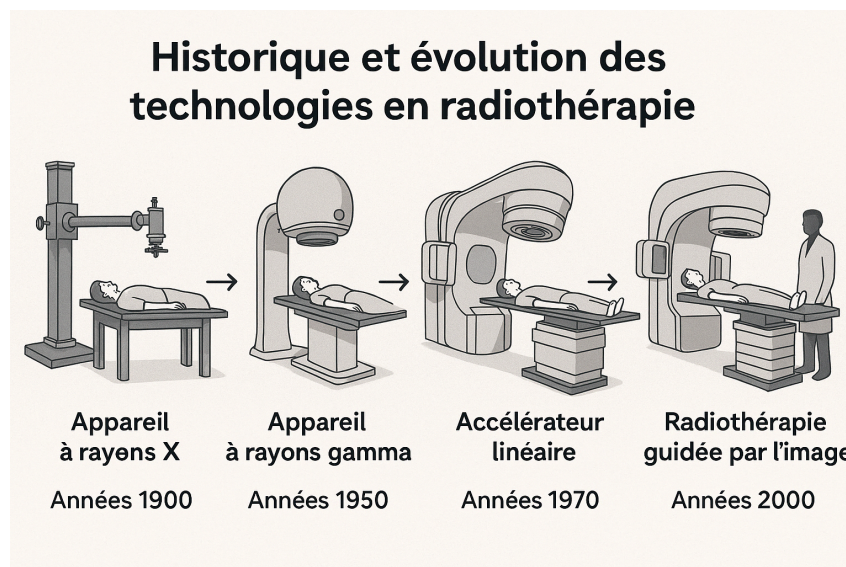


FIGURE 1.1 – Historique et évolution des technologies en radiothérapie

1.3 Principe de fonctionnement des accélérateurs linéaires médicaux (LINACs)

Les accélérateurs linéaires médicaux, appelés LINACs (pour *Linear Accelerators*), sont des dispositifs largement utilisés en radiothérapie externe pour le traitement des tumeurs cancéreuses. Leur rôle principal est de produire des faisceaux de rayonnement ionisant (photons ou électrons) de haute énergie, capables de détruire les cellules tumorales tout en épargnant au maximum les tissus sains environnants (Figure.1.2).

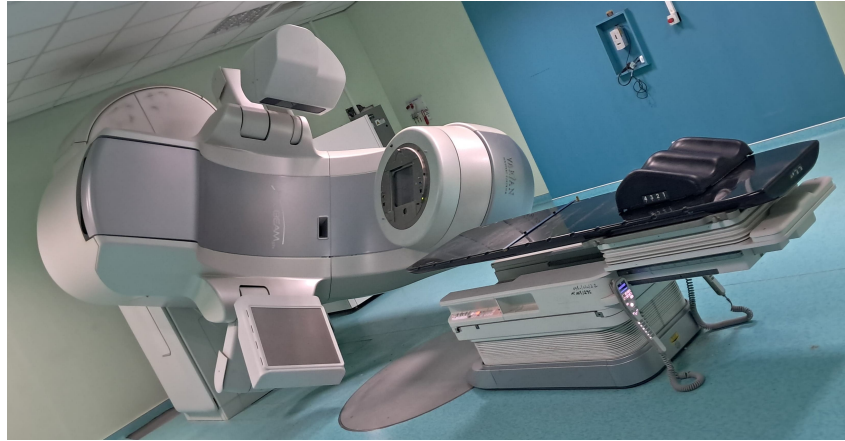


FIGURE 1.2 – LINAC TrueBeam de VARIAN CAC Tlemcen

Le principe de base des accélérateurs linéaires médicaux repose sur l'accélération de particules chargées (principalement des électrons) à travers un tube linéaire grâce à un champ électromagnétique alternatif de haute fréquence. Les électrons ainsi accélérés sont ensuite soit directement utilisés pour le traitement (en mode électrothérapie), soit dirigés sur une cible métallique pour produire des rayons X de haute énergie par freinage (bremsstrahlung) dans le cas des traitements par photons [19] (Figure .1.3).

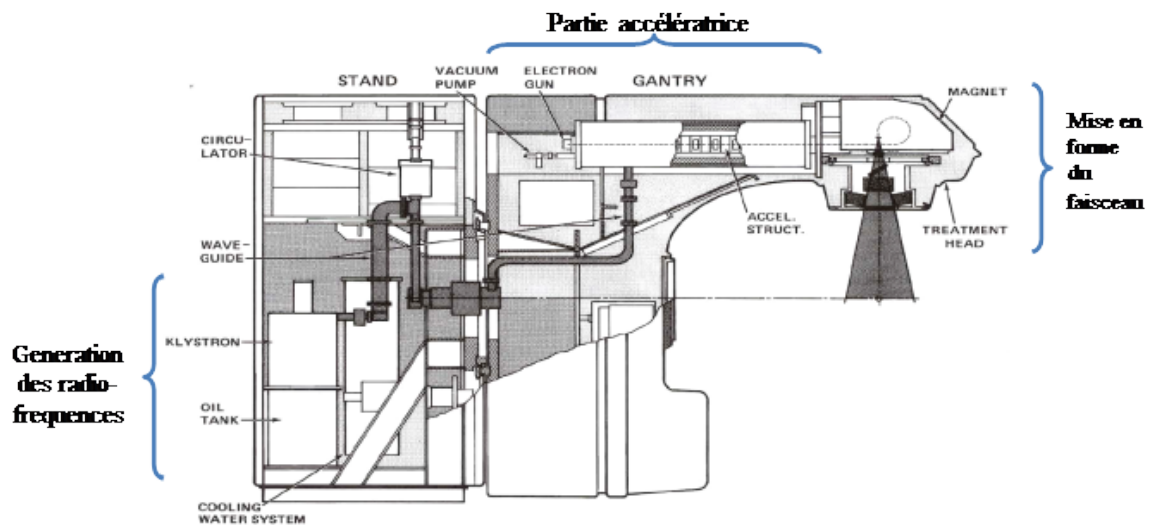


FIGURE 1.3 – Principe de fonctionnement d'un accélérateur linéaire (LINAC) [5]

1.3.1 Interactions des électrons avec la matière

Les accélérateurs linéaires médicaux produisent principalement deux types de rayonnements : les photons, dont l'énergie varie généralement entre 6 MV et 25 MV, générés par l'interaction des électrons avec une cible métallique, et les électrons, dont l'énergie s'étend de 4 MeV à 20 MeV, utilisés directement sans cible pour traiter des lésions superficielles. Ces rayonnements sont sélectionnés en fonction des besoins thérapeutiques, offrant ainsi

une flexibilité dans le traitement des tumeurs à différentes profondeurs.

Lorsqu'un faisceau d'électrons pénètre dans un matériau, il subit une série d'interactions successives avec les électrons et les noyaux des atomes du milieu traversé. Ces interactions entraînent une perte progressive d'énergie, un changement de direction, ainsi que l'émission de différents types de rayonnement. Les électrons, en raison de leur faible masse, subissent de nombreuses déviations angulaires, ce qui rend leur trajectoire complexe et sinueuse.

Les principaux mécanismes d'interaction des électrons avec la matière sont les suivants :

- **Les collisions inélastiques avec les électrons atomiques** : l'électron incident transfère une partie de son énergie cinétique à un électron de la matière, pouvant provoquer son ionisation ou son excitation. Ce processus constitue la principale source de perte d'énergie pour les électrons.
- **Les interactions avec les noyaux (diffusion élastique)** : l'électron est dévié par l'effet du champ coulombien du noyau, sans perte significative d'énergie. Ces déviations modifient la direction du faisceau incident.
- **Le rayonnement de freinage (Bremsstrahlung)** : lorsqu'un électron passe à proximité d'un noyau, il subit une accélération (ou décélération) due à l'attraction électrostatique, ce qui entraîne l'émission d'un photon de haute énergie (rayon X). Ce phénomène est d'autant plus important que l'énergie de l'électron est élevée et que le matériau traversé possède un numéro atomique élevé.

1.3.2 Interactions du rayonnement avec la matière

Lorsqu'un rayonnement électromagnétique traverse un milieu matériel, il peut interagir avec les constituants atomiques de ce dernier. La probabilité et le type d'interaction dépendent principalement de l'énergie du rayonnement ainsi que des caractéristiques du matériau, notamment son numéro atomique. Ces interactions constituent le fondement de nombreuses applications en physique médicale, notamment en imagerie, en radiothérapie et en radioprotection.

Les trois principaux mécanismes d'interaction des photons avec la matière sont les suivants :

- **L'effet photoélectrique** : le photon cède l'intégralité de son énergie à un électron lié, qui est alors éjecté de son atome.
- **La diffusion Compton** : le photon interagit avec un électron faiblement lié, transférant une partie de son énergie à ce dernier et poursuivant sa trajectoire avec une énergie réduite.
- **La création de paires** : lorsque l'énergie du photon dépasse 1.022 MeV, il peut se transformer en une paire électron-positon au voisinage du noyau.

1.3.3 Structure générale d'un LINAC (Linear Accelerator)

Un LINAC (ou accélérateur linéaire médical) est un appareil complexe qui génère un faisceau de rayonnements ionisants (principalement des électrons ou des photons X) destiné à irradier les tumeurs. Il est composé de plusieurs sous-systèmes fonctionnels regroupés en deux grandes catégories : le **système de production du faisceau** et le **système de délivrance et de contrôle**.

1.3.3.1 Système de production du faisceau :

Le faisceau de photons est généré à partir d'électrons produits et accélérés dans une chaîne de composants clés (Figure.1.4) :

— **Canon à électrons (Electron Gun)**

Source des électrons utilisés. Il produit et injecte les électrons dans le guide d'ondes. Ces électrons sont libérés par émission thermoïonique à partir d'un filament de tungstène chauffé, puis accélérés dans le vide par un champ électrique.

— **Source de micro-ondes (Magnetron ou Klystron)**

Génère des ondes électromagnétiques haute fréquence pour transmettre l'énergie nécessaire à l'accélération des électrons.

— **Guide d'ondes accélérateur (Accelerating Waveguide)**

Élément central de l'accélérateur linéaire, il accélère les électrons à l'aide de micro-ondes générées par un magnétron (≤ 6 MV) ou un klystron (> 6 MV). Deux types sont utilisés en radiothérapie : le guide d'ondes progressives (ELEKTA) et le guide d'ondes stationnaires (VARIAN).

— **Aimant de courbure (Bending Magnet)**

Il dévie le faisceau d'électrons accélérés vers la tête de traitement, particulièrement dans les configurations où le guide d'ondes est placé horizontalement. Il existe des configurations à 90° , 270° ou en *Slalom*, selon le design de l'accélérateur.

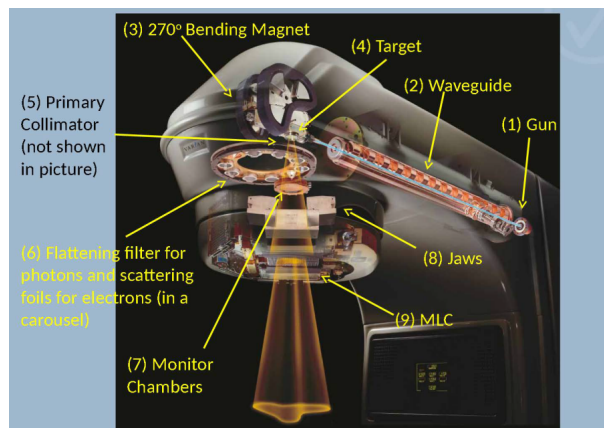


FIGURE 1.4 – Les composants du système de production du faisceau [5]

1.3.3.2 Tête de traitement (Treatment Head) [4] :

La tête de traitement est un composant essentiel des accélérateurs linéaires médicaux (LINAC), chargé de façonner et de contrôler le faisceau de rayonnements avant son administration au patient. Elle comprend plusieurs éléments clés, chacun jouant un rôle précis dans la modulation du faisceau pour assurer une irradiation précise et sécurisée. Parmi ces éléments figurent la cible (target), le collimateur primaire, le filtre égalisateur, les chambres d'ionisation monitrices, ainsi que les collimateurs secondaires et multilames (MLC). Ces composants travaillent de concert pour définir la taille, l'homogénéité et la distribution spatiale du faisceau, garantissant ainsi une délivrance optimale de la dose thérapeutique tout en minimisant l'exposition des tissus sains (Figure.1.5).

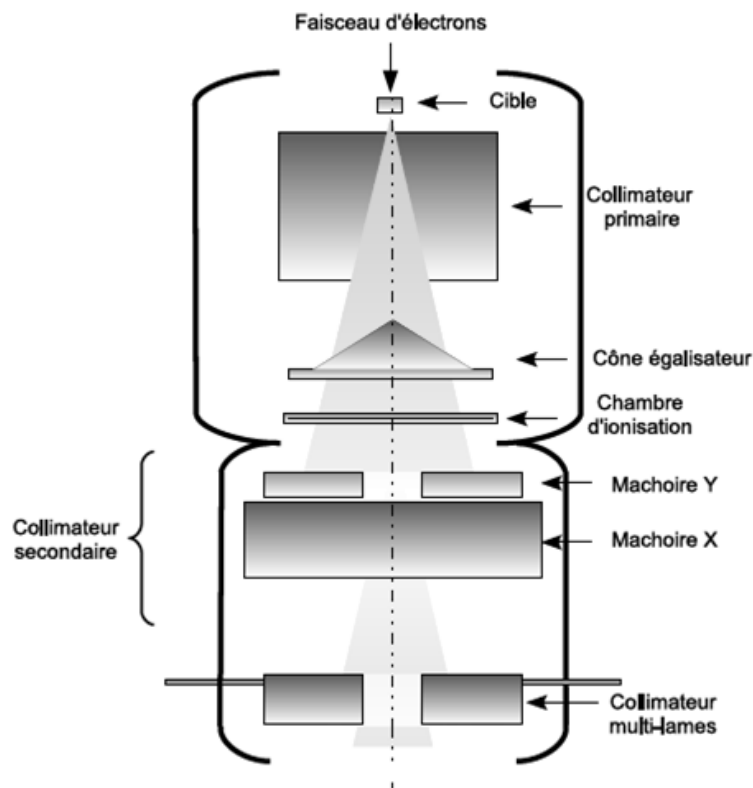


FIGURE 1.5 – Les composants impliqués dans la mise en forme du champ d'irradiation

Dans ce qui suit, nous détaillons le rôle de chaque élément :

— Cible (Target)

Le faisceau d'électrons est transformé en rayons X par une cible en cuivre à épaisseur variable, adaptée à l'énergie du faisceau. Le dispositif, à déplacement pneumatique, ajuste la cible selon l'énergie souhaitée (Figure1.6).

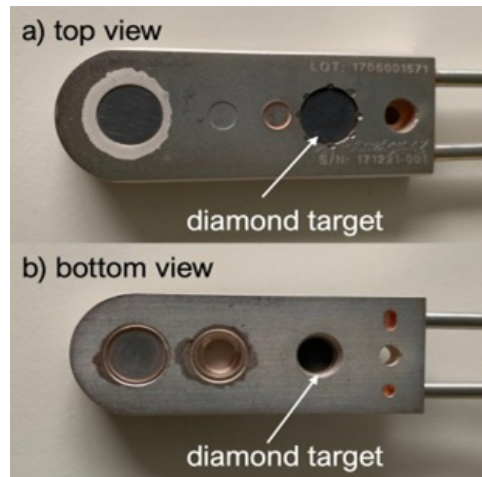


FIGURE 1.6 – Représentation d’une cible (target) utilisée dans les accélérateurs linéaires

— **Collimateur primaire**

Fixe et généralement en tungstène, il est placé sous la cible. De forme conique, il ne laisse passer que les rayons X dirigés vers l’avant, limitant les fuites latérales à environ 0,1%. Ses dimensions permettent, sans collimateurs secondaires, un faisceau circulaire d’environ 50 cm de diamètre à une distance source-peau (DSP) de 100 cm (Figure.1.7).

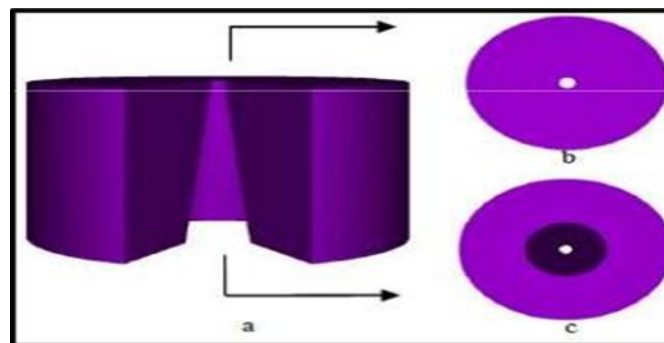


FIGURE 1.7 – Coupe longitudinale et coupe transversale d’un collimateur primaire

— **Filtre égalisateur pour photons (Flattening filter)**

Le filtre égalisateur en forme de cône dont la pointe est orientée vers la cible (en tungstène, acier ou plomb/acier) aplatit le profil de dose pour créer un faisceau uniforme. Toutefois, dans les grands champs, une suralimentation aux bords appelée "cornes de dose" peut apparaître. Ces cornes sont dues à un compromis de conception du filtre et contiennent des rayons de faible énergie, rapidement atténués dans les tissus. Uniformisent le faisceau pour un traitement homogène. En mode FFF, le filtre est retiré pour produire un faisceau plus intense au centre (Figure1.8 et 1.9).

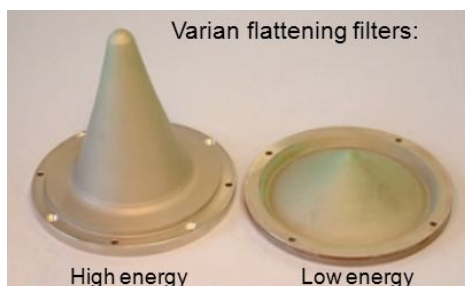


FIGURE 1.8 – Image des filtres égalisateurs

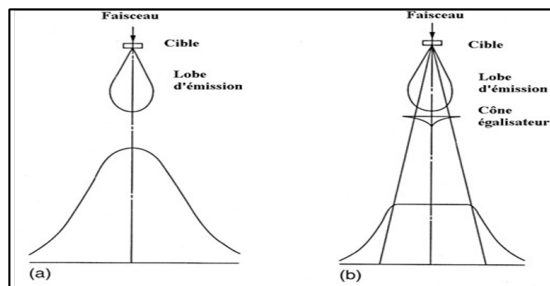


FIGURE 1.9 – Rôle du cône égalisateur

— **Chambre d’ionisation moniteur (Monitor chambers)**

Deux chambres d’ionisation (UM1 et UM2), chacune avec 5 dériviations, contrôlent la dose délivrée et la symétrie du faisceau. Placées après le filtre égalisateur, elles sont reliées à deux circuits indépendants : l’un principal, l’autre de secours en cas de défaillance. Une minuterie supplémentaire sert de sécurité finale pour interrompre l’irradiation si les deux chambres échouent (Figure.1.10).

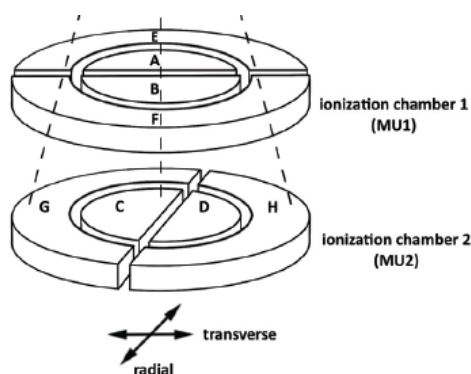


FIGURE 1.10 – Figure d’une chambre monitrice [5]

— **Collimateurs secondaires**

Le système de collimation secondaire est constitué de deux paires de blocs métalliques, généralement en alliage de tungstène ou de plomb, d’environ 8 cm d’épaisseur. La transmission à travers les mâchoires est faible, environ 0,4 % de la dose due au faisceau non protégé. Les collimateurs permettent de définir des champs rectangulaires de 0 à 40 cm, ajustables selon l’incidence des mâchoires. Lorsqu’elles sont étendues, les mâchoires s’inclinent pour s’aligner avec l’angle de divergence du faisceau (Figure.1.11).

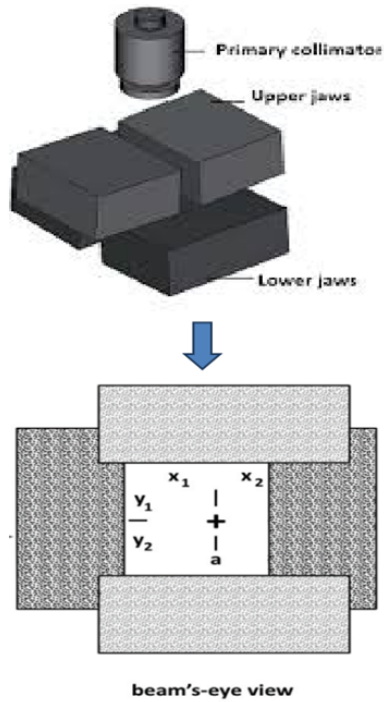


FIGURE 1.11 – Image qui détermine la taille de champ irradié [5]

— Collimateurs multilames (MLC)

Les collimateurs multilames (MLC), désormais standards sur les accélérateurs modernes, permettent de modeler rapidement le faisceau grâce à des moteurs informatisés. Chaque lame crée une pénombre d'environ 0,5 cm, et le système présente une faible fuite de dose (environ 1% à 1,5%). Les MLC remplacent efficacement les blocs en protégeant mieux les tissus sains (Figure.1.12).

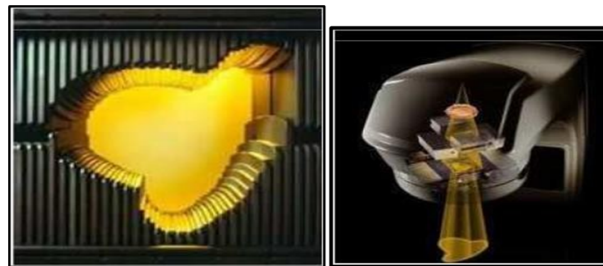


FIGURE 1.12 – Collimateur multi-lames avec le contour de la cible à traiter

1.3.3.3 Système de positionnement et d'imagerie :

Le système de positionnement et d'imagerie joue un rôle essentiel dans la radiothérapie moderne, en garantissant une délivrance précise et sécurisée des faisceaux de rayonnement. Il permet non seulement d'orienter le faisceau avec une grande exactitude, mais aussi de

vérifier et d'ajuster le positionnement du patient avant et pendant le traitement. Parmi les composants clés de ce système, on retrouve :

- **Le gantry** : une structure rotative qui permet d'orienter le faisceau selon différents angles, offrant une flexibilité thérapeutique pour cibler la tumeur sous diverses incidences.
- **La table de traitement (*couch*)** : un support réglable avec une grande précision, souvent doté de six degrés de liberté, permettant un positionnement optimal du patient en fonction des exigences du plan de traitement.
- **Les systèmes d'imagerie intégrés (IGRT)** : ils incluent des techniques avancées telles que la radiographie, le *Cone Beam CT* (CBCT) ou l'imagerie portale (*Electronic Portal Imaging Device*, EPID). Ces outils sont essentiels pour vérifier, en temps réel, le positionnement du patient et corriger d'éventuels écarts, assurant ainsi une irradiation hautement précise et adaptée.

1.3.3.4 Systèmes de commande et de sécurité :

Les systèmes de commande et de sécurité représentent une composante essentielle des accélérateurs linéaires en radiothérapie. Leur mission principale est d'assurer un fonctionnement fiable, précis et sécurisé de l'appareil pendant toute la durée du traitement. En supervisant l'ensemble du processus d'irradiation, ces systèmes sont capables d'intervenir automatiquement en cas de dysfonctionnement ou de situation potentiellement dangereuse.

Le système de commande, entièrement informatisé, permet de programmer, contrôler et surveiller tous les paramètres du traitement, notamment l'énergie du faisceau (photons ou électrons), la dose prescrite, la durée d'irradiation, ainsi que la position du collimateur, des lames MLC et du patient. Il est généralement intégré à un logiciel de planification et d'exécution du traitement, garantissant ainsi une cohérence entre les données du plan thérapeutique et leur application.

Les systèmes de sécurité, quant à eux, comprennent un ensemble de dispositifs redondants et indépendants conçus pour protéger à la fois le patient et le personnel. Parmi ces dispositifs figurent :

- **Interverrouillages (interlocks)** : empêchent l'irradiation en cas d'erreur de paramétrage, de mauvaise position du patient ou d'ouverture de la porte de la salle.
- **Boutons d'arrêt d'urgence** : accessibles dans la salle de traitement et à la console, permettent d'interrompre immédiatement l'émission du faisceau en cas d'incident.

Ces systèmes, conformes aux normes internationales de radioprotection et de sécurité, sont indispensables pour garantir une radiothérapie efficace, sûre et de haute qualité.

1.4 La dosimétrie en physique médicale

Lorsque le rayonnement traverse l'accélérateur linéaire (LINAC) et atteint le patient, il interagit avec les tissus biologiques. Une partie de l'énergie est alors transférée et absorbée localement par les cellules. Cette quantité d'énergie absorbée par unité de masse est appelée **dose absorbée**.

$$D = \frac{dE}{dm} \quad (1.1)$$

où :

- D est la dose absorbée (en **gray**, Gy),
- dE est l'énergie déposée localement par le rayonnement (en **joules**, J),
- dm est l'élément de masse dans lequel cette énergie est déposée (en **kilogrammes**, kg).

L'unité de la dose absorbée est le **gray** (Gy), défini comme :

$$1 \text{ Gy} = 1 \frac{\text{J}}{\text{kg}}$$

Cette énergie peut provoquer des effets biologiques, en fonction du type de rayonnement, de l'intensité et de la répartition de la dose dans les tissus.

En radiothérapie, il est important que la dose de rayonnement délivrée au patient soit extrêmement précise, car elle détermine l'efficacité du traitement tout en minimisant les risques de dommages aux tissus sains. En effet, une irradiation mal dosée peut avoir des conséquences graves pour la santé du patient. Si la tumeur reçoit trop peu de dose, des cellules cancéreuses peuvent survivre, entraînant une récurrence du cancer. En revanche, si les tissus sains reçoivent trop de dose, des complications graves peuvent survenir.

La marge d'erreur tolérée pour la dose totale prescrite est généralement très stricte, avec une variation maximale de seulement $\pm 5\%$ [7] sur la dose totale prescrite. Cela met en évidence l'importance d'une évaluation et d'un contrôle précis de la dose administrée.

Afin de s'assurer que la dose prescrite est effectivement administrée au patient, divers types de détecteurs de dose (dosimètres) sont utilisés.

1.4.1 Les dispositifs dosimétriques utilisés pour le contrôle de qualité

De nombreux détecteurs sont déjà disponibles sur le marché pour réaliser des contrôles de qualité en radiothérapie, chacun ayant des avantages et des limitations.

1.4.1.1 Les films

Les films radiographiques sont utilisés depuis longtemps en dosimétrie en radiothérapie, y compris dans le cadre des traitements par modulation d'intensité (Radiothérapie Conformationnelle avec Modulation d'Intensité, RCMI). Ils offrent une haute résolution spatiale grâce à la petite taille des grains d'halogénure d'argent, généralement comprise entre 2 et 3 μm . Cependant, plusieurs inconvénients limitent leur utilisation pour les traitements complexes :

- **Saturation de la dose** : Les films argentiques (radiographiques) peuvent saturer à des doses supérieures à 200 cGy, limitant leur utilité pour les contrôles de qualité nécessitant des doses plus élevées.
- **Réponse non linéaire** : La réponse des films à la dose est non linéaire, ce qui rend les mesures moins précises en dehors d'une petite plage de doses.
- **Variabilité** : La réponse des films peut varier d'un lot à l'autre, ou même au sein du même lot, ainsi que selon le procédé de développement et les conditions de stockage.
- **Sensibilité à la lumière et à l'humidité** : Les films sont sensibles aux conditions de stockage, ce qui peut altérer la reproductibilité des mesures.
- **Coût élevé** : L'utilisation des films argentiques engendre un coût non négligeable, lié non seulement à l'achat régulier des films eux-mêmes, mais également au matériel de développement, aux produits chimiques, et à la maintenance des équipements associés. À long terme, ces frais peuvent représenter un budget important pour un service de radiothérapie (Figure.1.13).

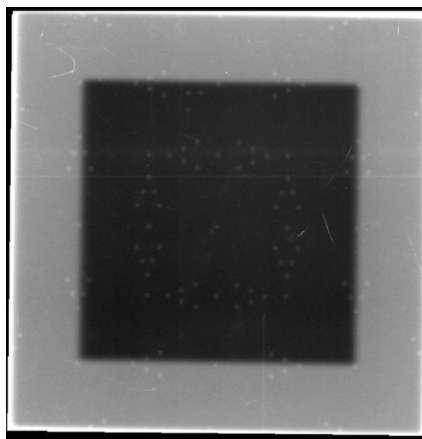


FIGURE 1.13 – Exemple d'un film radiographique

Les films radiochromiques sont largement utilisés en radiothérapie pour la dosimétrie grâce à leur insensibilité à la lumière visible, leur excellente résolution spatiale et leur bonne équivalence à l'eau. De plus, ils ne nécessitent aucun développement chimique, ce qui réduit les sources d'erreur. Certains modèles permettent la mesure de doses élevées

allant jusqu'à 2500 Gy.

Cependant, leur utilisation présente aussi des limites : ils requièrent un temps d'attente post-irradiation, sont sensibles à la température, à l'humidité et aux UV, et peuvent présenter une non-uniformité spatiale. En outre, leur coût est relativement élevé et leur reproductibilité est d'environ 5 % (Figure.1.14).

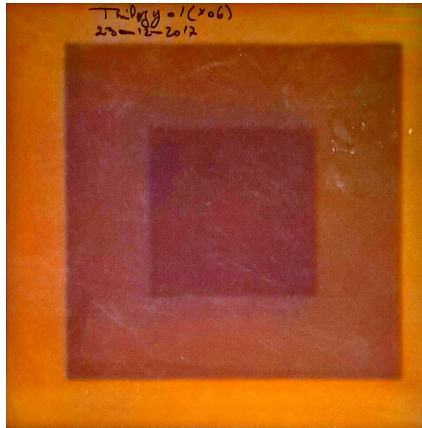


FIGURE 1.14 – Exemple d'un film radiochromique utilisé en dosimétrie CAC Tlemcen.

1.4.1.2 Les matrices

Les matrices de chambres d'ionisation ou de diodes silicium permettent une dosimétrie 2D. Ces détecteurs sont plus robustes et plus fiables que les films, mais ils présentent des limitations (Figure.1.15) :

- **Non équivalence aux tissus** : Ils nécessitent des corrections importantes dans les configurations de faisceau.
- **Dérives thermiques** : Les diodes semi-conductrices peuvent dériver sous l'effet de la température, ce qui peut introduire des erreurs.
- **Problème de résolution** : Malgré leur robustesse, la résolution spatiale des matrices reste une contrainte majeure, en particulier pour les traitements de RCMI complexes.

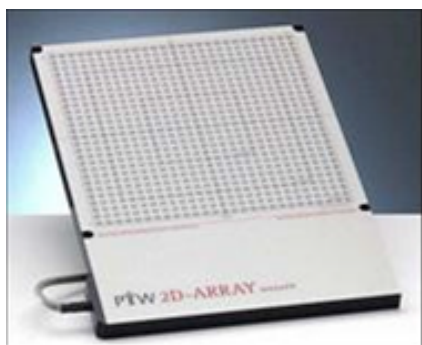
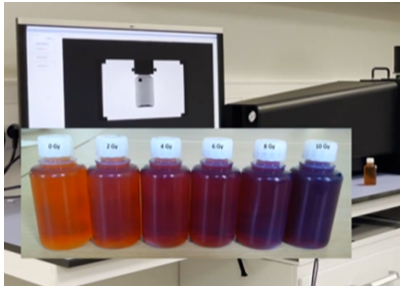


FIGURE 1.15 – Détecteur 2D Array (PTW).

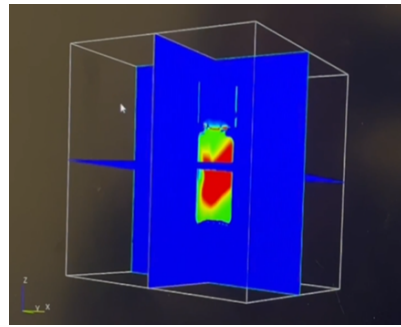
1.4.1.3 Les gels dosimétriques

Les gels polymères constituent une solution pour la dosimétrie tridimensionnelle, permettant de visualiser la distribution de dose dans tout un volume irradié. Ils sont particulièrement utiles pour les traitements complexes. Toutefois, leur utilisation en pratique reste limitée en raison de certaines contraintes (Figure.1.16) :

- **Sensibilité aux conditions externes** : Leur réponse peut être influencée par la lumière, l’oxygène ou encore la température.
- **Procédure de lecture exigeante** : La lecture de la dose nécessite généralement une IRM ou un scanner optique à reconstruction tomographique, ce qui limite leur accessibilité en routine clinique.



(a) Gel dosimétrique irradié



(b) Visualisation 3D de la distribution de dose

FIGURE 1.16 – Exemples de gels dosimétriques utilisés en radiothérapie

1.4.1.4 Les systèmes d’imagerie portale (EPID)

Les dispositifs d’imagerie portale électronique (EPID) sont des outils essentiels dans le domaine de la radiothérapie, utilisés principalement pour le contrôle de la qualité des traitements et pour le repositionnement du patient. Ces dispositifs permettent de capturer des images numériques haute résolution en temps réel de la distribution de la dose de rayonnement à travers ou autour du patient. En raison de leur intégration dans les accélérateurs linéaires modernes, les EPID sont devenus des instruments incontournables dans les pratiques de radiothérapie (Figure.1.17).

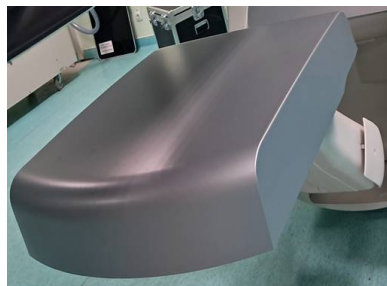


FIGURE 1.17 – Imageur portale

Dans la section suivante, nous détaillerons les types de systèmes d'imagerie portale (EPID) et leur principe de fonctionnement.

1.5 Imagerie portale EPID (Electronic Portal Imaging Devices)

Les dispositifs d'imagerie portale électronique, plus connus sous le nom d'*Electronic Portal Imaging Devices (EPID)*, sont des systèmes numériques intégrés aux accélérateurs linéaires (LINAC) utilisés en radiothérapie. Placés généralement sur le bras opposé à la tête de traitement (Figure.1.18) permettent une acquisition **rapide, automatisée**, ces imageurs jouent un rôle essentiel à la fois dans le **positionnement des patients** et dans les procédures de **contrôle de qualité (CQ)** en radiothérapie [2].

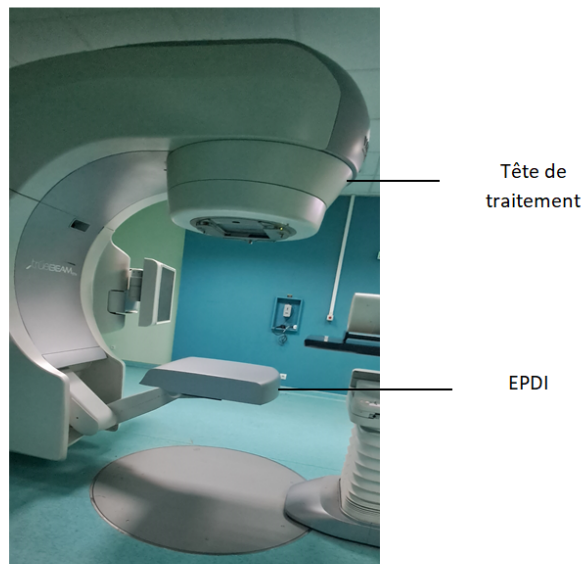


FIGURE 1.18 – Imageur portal de l'accélérateur TrueBeam Cac Tlemcen

1.5.1 Types d'EPID (Dispositifs d'Imagerie Portale Électronique)

Cette technologie n'est pas récente : les premiers systèmes d'imagerie portale ont été expérimentés il y a plus de quarante ans. Cependant, ce n'est qu'en 1988 que le premier système a été commercialisé [15]. Initialement développés dans un cadre académique et clinique, les dispositifs d'imagerie portale ont ensuite bénéficié, comme de nombreuses autres technologies médicales, de collaborations étroites entre les milieux universitaires et industriels, favorisant ainsi leur évolution et leur intégration dans la pratique clinique. Il existe plusieurs types de systèmes EPID, chacun ayant ses propres caractéristiques et

applications. Voici une présentation de ces trois principaux systèmes d'imagerie portale [18] :

1.5.1.1 Système à matrice de chambres d'ionisation

Développé au *Netherlands Cancer Institute* en 1984, ce système repose sur deux cartes imprimées comportant chacune 256 électrodes perpendiculaires, séparées par un diélectrique ionisable (tel que l'iso-octane). Chaque point d'intersection forme une micro-chambre d'ionisation, équivalente à un pixel, couvrant une surface de $32,5 \times 32,5 \text{ cm}^2$.

L'acquisition de l'image s'effectue par balayage successif des électrodes sous haute tension (250 V), avec un temps total d'environ 5,5 secondes. Un mode rapide permet une acquisition en 1,5 seconde avec une résolution réduite (Figure.1.19).

Compact et sans pièces mobiles, ce système génère des images sans distorsion géométrique. Toutefois, il nécessite une dose plus élevée, un calibrage régulier, et une stabilisation préalable du faisceau afin d'éviter les artéfacts d'image.

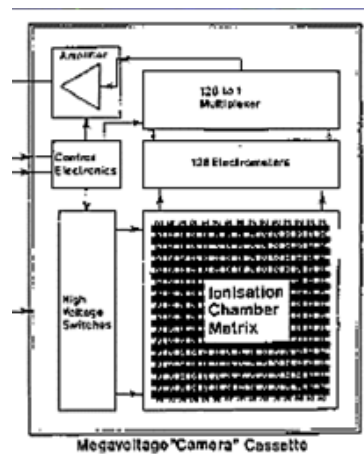
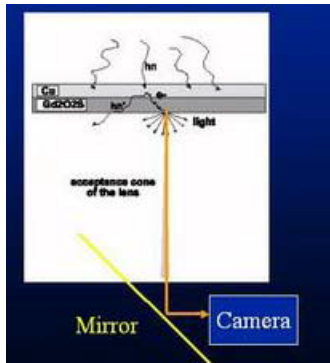


FIGURE 1.19 – Schéma d'un détecteur à base de matrice de chambres d'ionisation

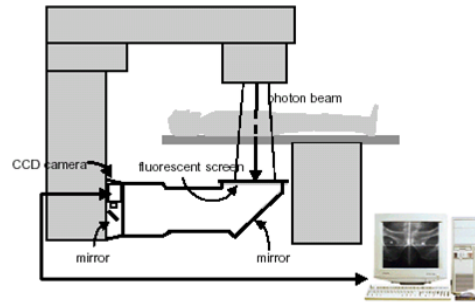
1.5.1.2 Système à caméra : écran fluorescent + miroir + caméra

Premier système d'imagerie portale développé dans les années 1980, ce dispositif repose sur un écran fluorescent associé à une plaque métallique, un miroir à 45° et une caméra CCD. L'écran convertit les rayons X en lumière visible, ensuite captée par la caméra via un système optique. Le signal est numérisé et visualisé sur un écran.

Ce système permet une acquisition rapide (environ 3 s) et capte l'ensemble du rayonnement transmis par le patient. Toutefois, seule une faible fraction de la lumière diffusée atteint la caméra, limitant ainsi l'efficacité de détection (environ 0,01 % à 0,1 %) (Figure.1.20).



(a) EPID à écran au phosphore avec caméra CCD.



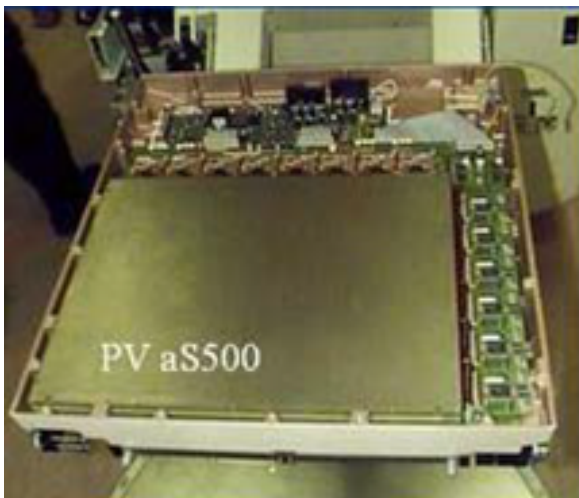
(b) Schémas de fonctionnement des systèmes d'imagerie portale à caméra.

FIGURE 1.20 – Système d'imagerie portale à caméra.

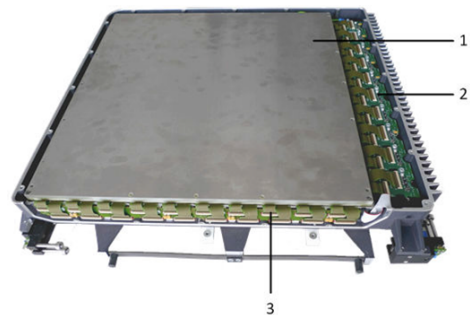
1.5.1.3 EPID à silicium amorphe (a-Si)

Parmi les différents types de systèmes d'imagerie portale utilisés en radiothérapie, les détecteurs à base de silicium amorphe représentent la technologie la plus récente. Ils ont progressivement remplacé les anciens systèmes grâce à leur performance accrue et leur grande sensibilité.

Le système d'imagerie portale à matrice en silicium amorphe représente une technologie de pointe, récemment introduite grâce aux progrès dans le domaine des matériaux semi-conducteurs (Figure.1.21).



(a) EPID Silicium amorphe aS500.



(b) Unité de détection MV – DMI.
 1. Réseau de photodiodes (zone sensible)
 2. Électronique de lecture – Convertit la charge en signal analogique
 3. Circuit de commande de grille (Gate Driver) – Activation des pixels

FIGURE 1.21 – Imagerie portale à silicium amorphe

Ce dispositif repose sur une fine couche de silicium amorphe déposée sur un substrat en verre, associée à une plaque métallique et à un écran fluorescent (Figure.1.22).

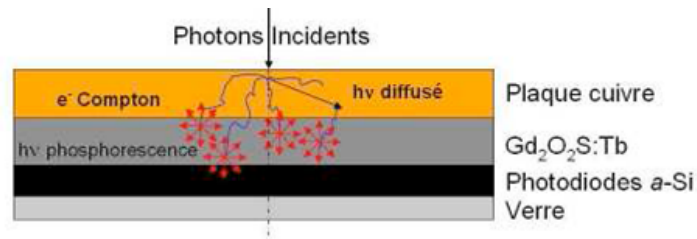


FIGURE 1.22 – Schéma du principe de fonctionnement de l'EPID au silicium-amorphe.

Chaque pixel de l'image est constitué d'une photodiode de type *nip* et d'un transistor à effet de champ (F.E.T.) *Field Effect Transistor* (Figure.1.23), permettant de stocker une charge électrique après irradiation. La lecture des données s'effectue ligne par ligne par l'application d'une tension qui rend les transistors conducteurs, transmettant ainsi le signal vers un circuit électronique externe via des lignes de données et des amplificateurs.

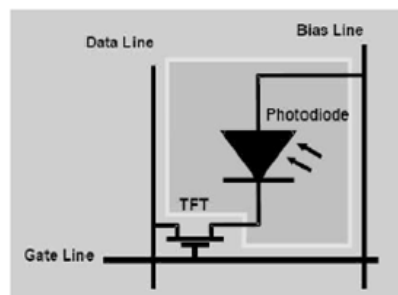


FIGURE 1.23 – Couple photodiode-transistor

Deux modes de détection peuvent être utilisés : la détection directe, où le rayonnement est capté directement par des photoconducteurs, et la détection indirecte, plus couramment utilisée, où le rayonnement est d'abord converti en lumière par un écran fluorescent avant d'être détecté. Ce système présente plusieurs avantages notables, notamment sa compacité, sa bonne efficacité lumineuse (près de 30 %), sa résistance au rayonnement, ainsi qu'une large surface active de détection (généralement $41 \times 41 \text{ cm}^2$) avec une haute résolution spatiale (1024×1024 pixels de 0,4 mm de côté) (Figure.1.24).

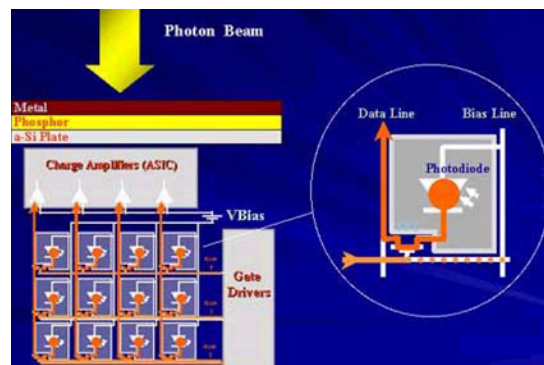


FIGURE 1.24 – Schéma de fonctionnement des détecteurs à base de matrice de silicium amorphe

Le tableau suivant (Table 1.1) propose une comparaison des différents systèmes d'imagerie portale en mettant en évidence leurs avantages et leurs inconvénients, afin de mieux cerner les atouts et les limites de chaque technologie.

TABLE 1.1 – Tableau comparatif des différents systèmes d'imagerie portale

Système	Avantages	Inconvénients
Matrice de chambres d'ionisation	Compacte, légère et peu encombrante. Absence de distorsions géométriques dans l'image. Aucun élément mobile. Intégration rapide de la charge (0,5 s) sur un temps d'acquisition total de 5,5 s.	Exigence d'une grande pureté du diélectrique. Nécessité de protéger l'électronique contre l'exposition aux rayonnements. Requiert des doses plus importantes que d'autres dispositifs.
Système à caméra	Couverture complète de la zone irradiée. Vitesse d'acquisition élevée (3 secondes en mode rapide).	Faible rendement optique (entre 0,01% et 0,1%). Appareil encombrant. Sensibilité de la caméra aux radiations. Durée de vie limitée de la caméra. Le bruit intrinsèque de la caméra doit être maîtrisé.
Matrice en silicium amorphe	Grande surface de détection disponible. Capteurs très résistants aux rayonnements. Appareil compact, avec environ 30% de captation de la lumière émise. Acquisition 2D complète malgré un balayage ligne par ligne. Excellente résolution spatiale.	Apparition possible d'artéfacts sur les images brutes. Bruit généré par le préamplificateur. Sensibilité aux radiations de l'électronique externe. Rallongement des câbles induisant du bruit et une dégradation de l'image.

Ce type de détecteur constitue aujourd'hui un outil essentiel dans le contrôle de qualité en radiothérapie, grâce à ses capacités d'imagerie rapide, précise et à haute résolution [6].

1.6 État de l'art et revue des quelques travaux existants

De nombreuses études ont exploré l'utilisation des dispositifs d'imagerie portale (EPID) pour le contrôle de qualité (CQ) des accélérateurs linéaires. Ces travaux démontrent les avantages des EPID en termes de rapidité, précision et reproductibilité par rapport aux méthodes traditionnelles.

Dans leur revue, **Budgell et al. (2007)** ont étudié l'utilisation d'un EPID en silicium amorphe pour la surveillance quotidienne des paramètres du faisceau. Les résultats ont

montré une détection fiable des variations de sortie, de symétrie, de planéité et de taille de champ, en accord avec les mesures classiques [9].

Dans une étude menée par **Sukumar et al. (2011)** ont utilisé l'EPID pour la vérification de plans de traitement en VMAT. Les mesures obtenues avec l'EPID ont montré une très bonne concordance avec les doses planifiées, avec des taux de passage gamma élevés [12].

Par ailleurs, **Sun et al. (2015)** ont développé un protocole de CQ quotidien basé sur l'EPID et l'imagerie OBI avec l'accélérateur TrueBeam. L'approche permet une vérification automatisée de la sortie, de la planéité, de la symétrie et du positionnement des MLC [20].

Selon les travaux de **Moghadam et al. (2018)** ont démontré que l'EPID offre une résolution élevée, une bonne sensibilité à la dose et une réponse linéaire. Leur étude a permis de contrôler sept paramètres de CQ, rendant le processus plus rapide et plus pratique [13].

Plus récemment, **Biltekin et al. (2019)** ont évalué un système de dosimétrie basé sur EPID pour la vérification quotidienne de la sortie, du PDD et des profils de faisceau. Le système a montré une bonne sensibilité aux erreurs mécaniques et dosimétriques [14].

Dans le contexte des avancées récentes en radiothérapie, et en particulier de l'intégration croissante des systèmes d'imagerie portale (EPID) dans le contrôle de qualité, notre travail s'inscrit dans une démarche de développement d'un outil dédié visant à optimiser ces pratiques.

Cette solution unifiée combine les atouts de l'imagerie portale et des mesures dosimétriques conventionnelles, dans le but d'améliorer l'efficacité, la reproductibilité et la rigueur des contrôles de qualité en routine clinique, tout en réduisant la charge de travail des professionnels de santé.

1.7 Conclusion

Ce chapitre a permis d'établir une base théorique solide sur les principes de fonctionnement des accélérateurs linéaires ainsi que ceux des systèmes d'imagerie portale (EPID) ainsi l'évolution de ces systèmes d'imagerie depuis leur utilisation initiale pour le positionnement des patients jusqu'à leur rôle essentiel en termes de précision, de rapidité et de reproductibilité dans le contrôle qualité en radiothérapie.

Dans le chapitre suivant, nous présenterons les méthodes de contrôle de qualité, ainsi que les paramètres évalués. Ce sera également l'occasion de décrire la démarche adoptée pour le développement d'un outil numérique visant à optimiser et à faciliter ces contrôles en pratique.

Chapitre 2

Méthodes de Contrôle de Qualité des Accélérateurs Linéaires

2.1 Introduction :

Dans les années 1980-1990 (surtout aux États-Unis et en Europe), plusieurs incidents liés à des dysfonctionnements des équipements ont montré l'importance vitale d'avoir un suivi rigoureux des machines. Ces événements ont conduit à la création de protocoles officiels de CQ par des experts internationaux pour prévenir de telles erreurs. Ces protocoles, établis par des organisations comme l'AAPM (American Association of Physicists in Medicine), l'IAEA (International Atomic Energy Agency) et ESTRO (European Society for Radiotherapy and Oncology), ont publié des guidelines et protocoles pour normaliser le contrôle de qualité partout dans le monde pour garantir la sécurité des traitements et la précision des machines.

Ce chapitre présente, les différentes approches du contrôle de qualité des accélérateurs, en distinguant les paramètres à surveiller, les outils utilisés et les procédures mises en œuvre dans le cadre des pratiques cliniques.

2.2 L'Assurance Qualité (AQ) et le Contrôle Qualité (CQ)

Dans le domaine de la radiothérapie, la sécurité et l'efficacité des traitements dépendent d'un encadrement rigoureux des pratiques cliniques et techniques. Ce cadre repose sur deux notions complémentaires mais distinctes : l'Assurance Qualité (AQ) et le Contrôle Qualité (CQ). Bien que souvent associées, ces deux approches ont des objectifs, des méthodes et des portées spécifiques qu'il convient de bien différencier.

2.2.1 Assurance Qualité (AQ)

L'Assurance Qualité regroupe l'ensemble des activités planifiées et systématiques mises en œuvre afin de garantir que le processus de radiothérapie répond aux exigences de précision, de sécurité et d'efficacité. Elle s'intéresse au **processus global** de prise en charge, incluant la définition de politiques, l'élaboration de procédures standardisées, ainsi que la mise en œuvre de contrôles rigoureux tout au long du parcours de soin : de l'installation des équipements à l'administration du traitement, en passant par la planification et le suivi. L'objectif principal de l'AQ est de **prévenir les erreurs** et d'assurer une **uniformité dans la qualité des soins délivrés**.

2.2.2 Contrôle Qualité (CQ)

Le Contrôle Qualité désigne un ensemble de **tests techniques, de vérifications et de mesures** visant à s'assurer que les équipements, dispositifs et procédures fonctionnent correctement et respectent les **tolérances établies**. Il permet d'identifier, de corriger et de prévenir toute dérive susceptible de compromettre la fiabilité du traitement. Le CQ se concentre sur les **composants individuels** du système (machines, logiciels, accessoires) et constitue un **élément fondamental du programme d'AQ**.

2.2.3 Rôle du physicien médical dans la démarche qualité

Le physicien médical occupe une position centrale dans la mise en œuvre de l'AQ et du CQ. Il est responsable de la réalisation et de l'interprétation des tests de contrôle qualité, de l'acceptation et de la mise en service des nouveaux équipements, de l'étalonnage dosimétrique, de la validation des plans de traitement, ainsi que de la formation continue du personnel sur les procédures de sécurité. Il joue également un rôle clé dans la gestion des non-conformités et dans l'analyse des événements indésirables.

2.3 les protocoles standardisés pour le CQ des accélérateurs

De nombreux Task Groups (TG) et des (Technical Reports Series) (TRS) ont été créés par l'AAPM et l'IAEA afin d'établir des recommandations officielles pour le contrôle de qualité en radiothérapie.

2.3.1 Les *Task Groups* (TG) et les *Technical Reports Series* (TRS)

Les *Task Groups* (TG) et les *Technical Reports Series* (TRS) sont deux types de publications majeures dans le domaine de la radiothérapie, bien qu'ils proviennent de différentes organisations et aient des objectifs distincts.

2.3.1.1 Les *Task Groups* (TG)

Sont des groupes de travail créés par l'**AAPM** (American Association of Physicists in Medicine), composés d'experts spécialisés dans différents domaines de la radiothérapie, tels que les physiciens médicaux, les ingénieurs et les chercheurs. Ces groupes ont pour mission d'analyser des problématiques techniques spécifiques et de fournir des recommandations officielles concernant la pratique clinique. Les rapports produits par chaque TG sont des références utilisées pour standardiser et améliorer les procédures cliniques.

Exemples de TG notables :

- **TG-142** : Ce rapport traite des méthodes de vérification des paramètres mécaniques, dosimétriques et d'imagerie des accélérateurs linéaires, afin de garantir un contrôle qualité rigoureux.
- **TG-198** : Il se concentre sur le contrôle qualité des traitements en radiothérapie utilisant de petits champs, en particulier pour des techniques comme la radiochirurgie.

Les rapports des TG sont essentiels pour établir des pratiques de qualité uniforme au sein de la communauté médicale, en assurant la précision et la sécurité des traitements.

2.3.1.2 Les *Technical Reports Series* (TRS)

sont publiés par l'**IAEA** (International Atomic Energy Agency), une organisation internationale qui promeut l'utilisation sûre et efficace de la technologie nucléaire. Les rapports TRS couvrent un large éventail de sujets techniques, y compris la dosimétrie, les normes de calibration, et les pratiques de radiothérapie. Ces rapports fournissent des lignes directrices et des protocoles de dosimétrie utilisés dans le monde entier pour garantir la cohérence et la précision des traitements.

Par exemple, le **TRS-398** est un rapport majeur qui établit un code de pratique pour la détermination de la dose absorbée dans l'eau dans le cadre de la radiothérapie externe. Ce rapport est utilisé pour harmoniser les méthodes de dosimétrie et de calibration des équipements.

Le tableau ci-dessous (Table 2.1) récapitule les rapports les plus importants publiés par l'AAPM et l'IAEA relatifs au contrôle de qualité en radiothérapie.

TABLE 2.1 – Les plus importants rapports (TG) et (TRS)

Nom du rapport	Sujet	Année
AAPM TG-40	Premier grand protocole général de CQ des accélérateurs	1994
AAPM TG-51	Calibration absolue en dose des faisceaux de photons et électrons	1999
IAEA TRS-398	Protocole international pour la calibration dosimétrique	2000
AAPM TG-52	Dosimétrie en conditions non standard (hors référence)	2005
AAPM TG-142	Mise à jour du CQ des accélérateurs avec imagerie intégrée (EPID, CBCT...)	2009
AAPM TG-198	CQ des petits champs, SBRT, SRS	2016

2.3.2 Les protocoles suivis au sein de l'EHS CAC Tlemcen

Au niveau de l'établissement EHS CAC Tlemcen Les pratiques de contrôle de qualité (CQ) en radiothérapie s'inspirent principalement des protocoles internationaux, notamment ceux de l'AAPM (comme le TG-142) et de l'AIEA (comme le TRS-398) [1], [16] , qui servent de référence dans la majorité des centres.

Cependant, l'application de ces protocoles peut varier selon les établissements, en fonction des équipements disponibles, du niveau de formation du personnel et des ressources techniques. Ainsi, certains centres appliquent rigoureusement les recommandations officielles, tandis que d'autres les adaptent partiellement ou utilisent des procédures internes basées sur les recommandations des fabricants ou des pratiques locales.

2.4 Activités d'Assurance Qualité des Équipements en Radiothérapie

L'Assurance Qualité (AQ) en radiothérapie est une composante essentielle du processus thérapeutique, visant à garantir que chaque traitement soit délivré de manière sûre, précise et reproductible. Elle repose sur une série de procédures systématiques et bien définies, appliquées

à l'ensemble des équipements utilisés au cours du traitement. Ces activités sont guidées par des normes internationales et des recommandations professionnelles, et s'intègrent dans une démarche continue d'amélioration de la qualité des soins.

2.4.1 Objectifs de l'AQ et du CQ

Les principaux objectifs de l'AQ et du CQ en radiothérapie sont les suivants :

- **Sécurité du patient** : Éviter les incidents ou accidents liés à une mauvaise administration de la dose ou à une erreur de positionnement.
- **Précision dosimétrique** : S'assurer que la dose délivrée correspond exactement à la dose prescrite, avec un écart minimal.
- **Exactitude géométrique** : Garantir que le volume cible est correctement irradié, conformément au plan de traitement, tout en protégeant les organes à risque.
- **Fiabilité des équipements** : Détecter précocement toute dérive ou dysfonctionnement des appareils pour éviter des arrêts imprévus ou des traitements incorrects.
- **Traçabilité et conformité réglementaire** : Disposer d'un enregistrement documenté de toutes les actions de vérification et d'entretien, en conformité avec les exigences légales et professionnelles.

2.4.2 Mise en œuvre des activités de contrôle

La mise en service constitue la première étape critique, au cours de laquelle il est vérifié que tout nouvel équipement est correctement installé et conforme aux spécifications du fabricant. Cette phase inclut notamment le calibrage des accélérateurs linéaires, des dosimètres et des dispositifs d'imagerie utilisés. Ensuite, des tests périodiques sont réalisés à intervalles réguliers — quotidiens, mensuels ou annuels — pour contrôler la stabilité de la dose délivrée, la précision de l'alignement du faisceau, l'intégrité mécanique des appareils, ainsi que la qualité des images produites. À ce titre, le rapport *AAPM TG-142* offre des recommandations détaillées qui guident ces pratiques. Enfin, la maintenance préventive joue un rôle clé dans la prévention des défaillances techniques, en assurant un entretien régulier afin de garantir la continuité et la sécurité des traitements.

2.5 Activités de Contrôle Qualité en Radiothérapie

Le contrôle qualité (CQ) se concentre sur l'exécution régulière de tests techniques visant à vérifier que les composants spécifiques du processus de radiothérapie respectent les tolérances et les normes prédéfinies. Ces activités s'inscrivent dans un cadre rigoureux permettant de détecter les dérives potentielles, d'assurer la performance des équipements et de préserver la qualité des soins.

2.5.1 Périodicité des Activités de Contrôle Qualité

Le contrôle qualité en radiothérapie repose sur des tests réguliers réalisés à des fréquences adaptées à l'importance des paramètres surveillés et aux risques associés à leur dérive. La périodicité des contrôles suit généralement les recommandations des protocoles internationaux, notamment le rapport *AAPM TG-142* [10], qui définit plusieurs catégories principales :

2.5.1.1 Contrôles quotidiens

Ces tests portent sur des paramètres critiques dont la défaillance peut compromettre la sécurité immédiate des patients. Ils permettent de détecter rapidement tout dysfonctionnement majeur avant le démarrage des traitements. Parmi les principaux contrôles effectués quotidiennement, on compte notamment :

- **Les systèmes de sécurité** : Ces dispositifs indispensables, tels que les interlocks, les arrêts d'urgence et les verrouillages de porte, assurent l'arrêt immédiat de la machine en cas de problème. Leur bon fonctionnement est essentiel pour la protection du patient et du personnel.
- **Les systèmes de surveillance de la dose** : Ce contrôle vise à vérifier la constance de la dose délivrée à l'aide d'une chambre d'ionisation externe, placée à la sortie du collimateur. Cela permet de s'assurer que la dose administrée correspond bien aux paramètres programmés.
- **Le positionnement des lasers de centrage** : Vérification de l'alignement et du fonctionnement correct des lasers utilisés pour le positionnement du patient.
- **L'alignement grossier du faisceau** : Contrôle rapide de la direction générale du faisceau pour s'assurer qu'il correspond aux réglages attendus.

Ces contrôles quotidiens sont indispensables pour garantir la sécurité et la qualité des traitements dès leur début (Figure.2.1).



FIGURE 2.1 – Plaque utilisée pour le contrôle quotidien (TOP)

2.5.1.2 Contrôles mensuels

Ces contrôles, plus détaillés, visent à évaluer la stabilité des paramètres mécaniques, dosimétriques et d'imagerie. Ils comprennent notamment la vérification précise de l'isocentre, l'uniformité des profils de dose, la performance des lames multi-lames (MLC), ainsi que la qualité

des systèmes d'imagerie intégrés (EPID, CBCT). Ces tests permettent de détecter des dérives progressives, tant dans la délivrance de la dose que dans l'acquisition d'images, et de prévenir ainsi les défaillances pouvant affecter la précision des traitements.

Les modalités spécifiques de ces contrôles seront détaillées dans la section suivante.

2.5.1.3 Contrôles annuels

Les contrôles annuels en radiothérapie visent à assurer la stabilité à long terme des performances mécaniques, dosimétriques et de sécurité des accélérateurs linéaires. Ils comprennent des vérifications rigoureuses de la planéité, de la symétrie, de la calibration du faisceau, ainsi que de la qualité et de la constance des paramètres de traitement. Des tests mécaniques et de sécurité sont également effectués pour garantir la précision du positionnement et le bon fonctionnement des dispositifs. Ces contrôles permettent de maintenir la fiabilité des traitements et de détecter d'éventuelles dérives techniques au fil du temps.

2.5.1.4 Contrôles après maintenance majeure

Après toute intervention technique importante, telle que le remplacement d'un composant, une réparation ou une mise à jour logicielle, une série complète de tests doit être effectuée avant la remise en service clinique. Cela assure que la qualité et la sécurité du traitement ne sont pas compromises.

Cette organisation périodique permet d'assurer un suivi dynamique et rigoureux des équipements de radiothérapie, garantissant ainsi la sécurité des patients et la qualité optimale des traitements durant toute la durée de vie des appareils.

2.6 Procédures de contrôle qualité

Ces vérifications sont réalisées conformément aux recommandations internationales, notamment celles du rapport AAPM TG-142 [10], ainsi qu'aux protocoles internes spécifiques au service.

2.6.1 Contrôles mécaniques

Les vérifications mécaniques sont essentielles pour s'assurer que les composants mobiles de l'accélérateur fonctionnent correctement et que les positions programmées correspondent aux positions physiques réelles. Les tests réalisés incluent :

2.6.1.1 Échelle angulaire du bras et du collimateur

Ce test vise à vérifier la précision des indications angulaires du bras (gantry) et du collimateur de l'accélérateur linéaire. Il consiste à s'assurer que les angles affichés sur la console correspondent effectivement aux positions physiques réelles. Une bonne concordance est essentielle pour garantir le positionnement exact du faisceau lors des traitements. Toute erreur angulaire peut entraîner

une déviation du faisceau, compromettant ainsi la qualité du traitement et la sécurité du patient (Figure 2.2).

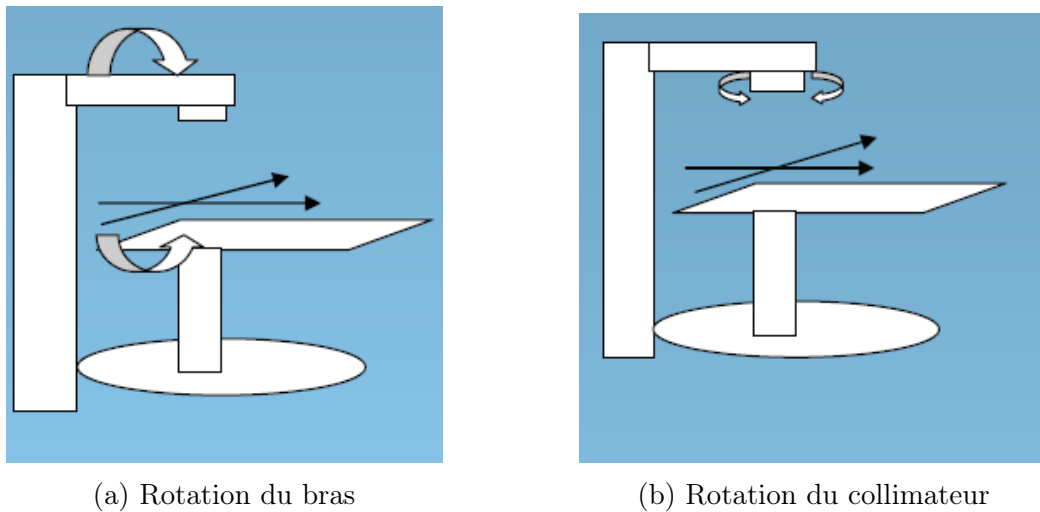


FIGURE 2.2 – Rotations du bras et du collimateur

2.6.1.2 Centrage du réticule

Ce test a pour objectif de vérifier la stabilité du point central de visée (réticule) lors de la rotation du collimateur. Une bonne stabilité garantit que le repère optique reste correctement aligné avec l'isocentre mécanique de l'accélérateur, ce qui est essentiel pour assurer un positionnement précis et reproductible du patient avant l'irradiation.

2.6.1.3 Parallélisme entre les axes du réticule et les mâchoires

Ce contrôle a pour objectif de vérifier que les bords du champ lumineux sont parallèles aux axes définis par le réticule. Il permet de s'assurer que les mâchoires collimatrices se déplacent de manière symétrique et cohérente par rapport à l'axe optique. Le respect de ce parallélisme garantit une correspondance géométrique précise entre le champ lumineux utilisé pour le positionnement et le champ de rayonnement réel, assurant ainsi une bonne précision lors de l'irradiation.

2.6.1.4 Affichage des positions des mâchoires (symétriques et asymétriques)

Ce contrôle vise à vérifier l'exactitude des positions affichées des mâchoires, aussi bien en configuration symétrique qu'en mode asymétrique (déplacements indépendants des mâchoires). Il permet de s'assurer que les dimensions du champ lumineux généré correspondent précisément aux valeurs programmées sur la console. Une concordance rigoureuse est essentielle pour garantir la conformité géométrique du champ de traitement et assurer une irradiation précise de la zone ciblée (Figure 2.3).

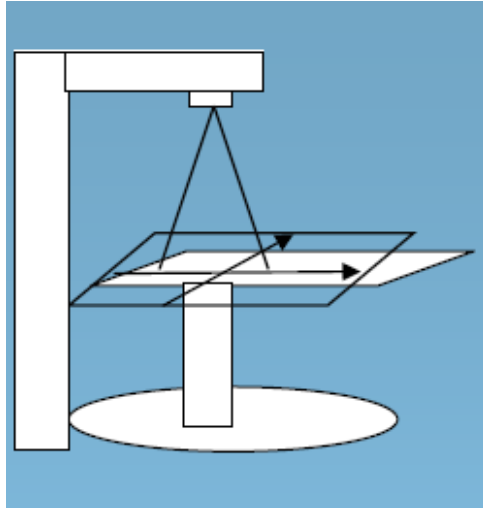


FIGURE 2.3 – Affichage des positions des mâchoires

2.6.1.5 Télémètre optique (ODI)

Ce contrôle a pour objectif de vérifier la précision de la lecture de la distance source-surface (SSD) indiquée par le télémètre optique (Optical Distance Indicator – ODI). Une mesure fiable de cette distance est essentielle pour assurer un positionnement reproductible du patient, condition indispensable à une délivrance précise et sécurisée de la dose prescrite (Figure 2.4).

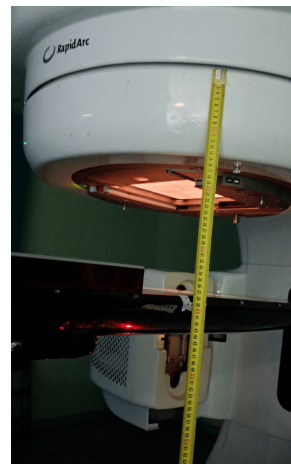
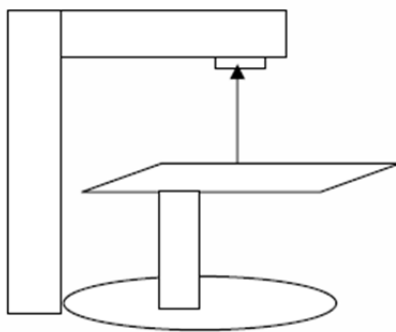


FIGURE 2.4 – Contrôle du télémètre optique (ODI).

2.6.1.6 Positionnement de la table

Ce test vise à vérifier la précision des déplacements de la table de traitement, aussi bien en translation (axes longitudinal, latéral et vertical) qu'en rotation, par rapport aux valeurs numériques affichées sur la console. Une bonne concordance entre les déplacements réels et affichés est indispensable pour assurer un positionnement reproductible et précis du patient à chaque séance, contribuant ainsi à la fiabilité et à la sécurité du traitement (Figure 2.5).

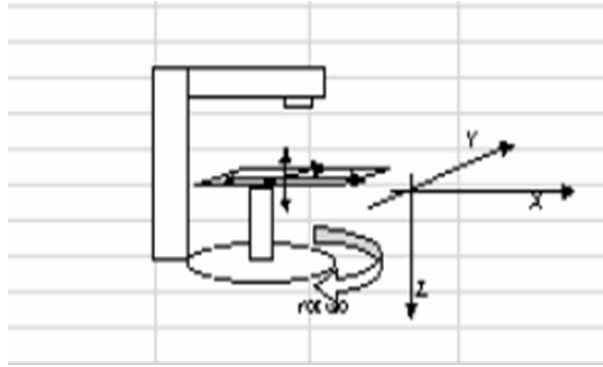


FIGURE 2.5 – Déplacement longitudinal, latéral, vertical et rotationnel de la table

2.6.1.7 Rotation isocentrique de la table

Ce test a pour but de s'assurer que le point isocentrique, autour duquel la table tourne, reste stable et immobile lors des rotations de la table. Cette stabilité est essentielle pour garantir que le patient reste précisément positionné au même endroit pendant les mouvements, assurant ainsi la précision et la sécurité du traitement.

2.6.1.8 Alignement des lasers de positionnement

Ce test a pour objectif de vérifier que les faisceaux laser utilisés pour le positionnement du patient sont correctement alignés avec l'isocentre mécanique de l'accélérateur et coïncident avec le réticule optique. Un bon alignement des lasers est essentiel pour assurer une localisation précise et reproductible du patient par rapport au faisceau thérapeutique, avant et pendant le traitement (Figure 2.6).

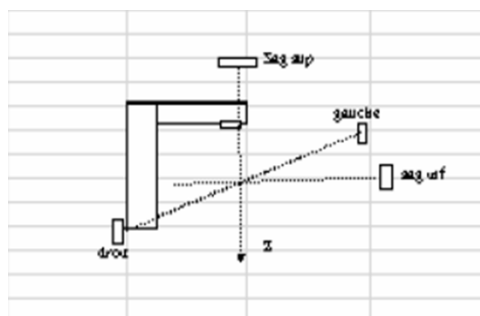


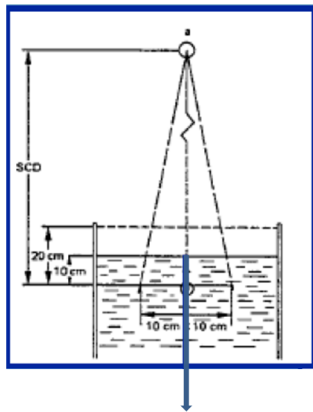
FIGURE 2.6 – Alignement des lasers

2.6.2 Contrôles dosimétriques

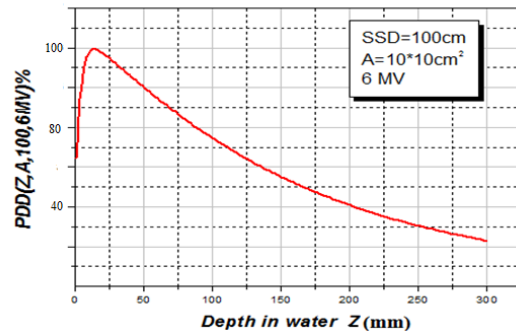
Les contrôles dosimétriques permettent de vérifier la qualité et la précision de la dose délivrée par l'accélérateur linéaire. Ils garantissent que la dose prescrite au patient est conforme aux valeurs programmées, en respectant les tolérances établies. Ces vérifications sont essentielles pour assurer l'efficacité du traitement tout en minimisant les risques pour les tissus sains.

2.6.2.1 Mesure du PDD (Percentage Depth Dose)

Le *pourcentage de dose en profondeur* (PDD) correspond à la variation de la dose absorbée en fonction de la profondeur dans un milieu homogène, généralement de l'eau. Il s'exprime en pourcentage par rapport à la dose maximale mesurée sur l'axe central du faisceau. La mesure de la PDD est essentielle pour caractériser la pénétration et la distribution de la dose, et permet de vérifier la constance et la qualité du faisceau thérapeutique (Figure 2.7).



(a) Mesure du PDD



(b) Tracé du PDD

FIGURE 2.7 – Mesure et tracé du PDD

Régions caractéristiques du PDD : La courbe de la dose en profondeur (PDD) met en évidence plusieurs zones caractéristiques, illustrées à la (figure 2.8).

- **Dose à la surface** : la dose reçue par la peau (profondeur 0 cm) n'est pas nulle, bien qu'elle soit inférieure à la dose maximale. Cette dose est principalement due aux électrons rétro-diffusés générés par les interactions du faisceau photonique avec les couches superficielles du tissu.
- **Zone de montée de dose (build-up)** : cette région se situe entre la surface et la profondeur de dose maximale. Elle est due à la multiplication des électrons secondaires générés par les interactions des photons avec la matière. La dose augmente rapidement jusqu'à atteindre un maximum.
- **Profondeur de dose maximale (D_{\max})** : c'est la profondeur à laquelle la dose atteint sa valeur maximale. À cette profondeur, l'équilibre électronique est considéré comme atteint (CPE – *Charged Particle Equilibrium*).
- **Zone de décroissance** : au-delà de D_{\max} , la dose diminue progressivement avec la profondeur à cause de l'atténuation du faisceau photonique et de la dispersion des électrons secondaires.
- **Zone plateau** (caractéristique des électrons) : pour les faisceaux d'électrons, la dose reste constante sur une certaine épaisseur avant de chuter brusquement. Cette zone n'est pas observée pour les photons.

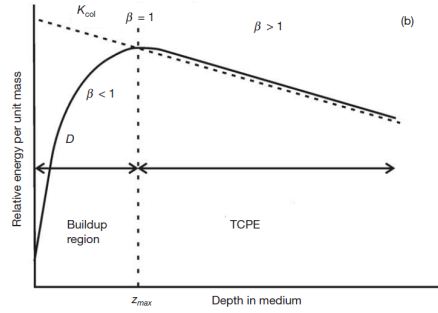


FIGURE 2.8 – Représentation schématique des régions du rendement en profondeur (PDD)

La mesure est réalisée dans une cuve à eau unidimensionnelle (1D) à l'aide d'une chambre d'ionisation Semiflex (Figure 2.9). Des scans sont effectués pour chaque énergie photonique et électronique utilisée. Cette mesure permet de déterminer plusieurs paramètres importants :

- D_{\max} : profondeur à laquelle la dose est maximale,
- R_{50} : profondeur où la dose atteint 50 % de la dose maximale,
- R_{80} : profondeur où la dose atteint 80 % de la dose maximale,
- Indice de qualité (Q_i) : il caractérise la qualité du faisceau photonique, qui dépend de son énergie effective. Son but est de vérifier la constance et la stabilité de la qualité (énergie) du faisceau au cours du temps, afin de garantir la conformité du traitement aux spécifications cliniques, défini par la relation suivante :

$$Q_i = TPR_{20/10} = 1.2661 \times PDD_{20/10} - 0.0595 \quad (2.1)$$

$$PDD_{20/10} = \frac{D_{20}}{D_{10}} \quad (2.2)$$

Dans cette équation, $PDD_{20/10}$ représente le rapport des doses mesurées à 20 cm (D_{20}) et 10 cm (D_{10}) de profondeur dans l'eau.



(a) PDD pour un faisceau photon



(b) PDD pour un faisceau électron

FIGURE 2.9 – Conditions expérimentales de mesure du pourcentage de dose en profondeur (PDD)

Objectifs principaux de la mesure de la PDD La mesure du pourcentage de dose en profondeur (PDD) a pour but d'évaluer la constance et la capacité de pénétration du faisceau thérapeutique dans le milieu de traitement. Elle permet de contrôler précisément la profondeur de dose maximale D_{\max} , paramètre clé pour garantir une dose optimale à la tumeur tout en minimisant la dose à la surface. De plus, les profondeurs caractéristiques telles que R_{50} et R_{80} sont vérifiées afin de s'assurer qu'elles correspondent aux valeurs attendues en fonction de l'énergie du faisceau. L'indice de qualité Q_i est également calculé pour évaluer l'énergie effective du faisceau photonique. Enfin, cette mesure joue un rôle essentiel dans la détection précoce de toute dérive ou modification des paramètres du faisceau qui pourrait affecter la distribution de la dose en profondeur, assurant ainsi la sécurité et l'efficacité du traitement.

2.6.2.2 Mesure des profils de dose

Le **profil de dose** correspond à la distribution spatiale de la dose dans un plan perpendiculaire à l'axe central du faisceau. Il permet d'évaluer la forme, l'uniformité et les caractéristiques géométriques du faisceau de rayonnement, telles que la largeur du champ, la symétrie et la planéité.

Le profil se divise généralement en plusieurs zones (Figure 2.10) :

- La **région centrale (ou plateau)** : zone homogène autour de l'axe central où la dose reste relativement constante.
- Les **pénombres** : zones de transition entre le plateau et l'extérieur du champ, où la dose chute rapidement (entre 80% et 20% de la dose maximale).
- La **zone d'ombre** (ou hors-champ) : régions situées au-delà de la pénombre, où la dose est faible.

Les paramètres essentiels évalués à partir du profil de dose sont :

- **Symétrie** : elle mesure l'égalité de la dose entre les deux moitiés du faisceau (gauche et droite par rapport à l'axe central). Une bonne symétrie assure que le faisceau est équilibré et ne favorise pas un côté. Elle est définie par :

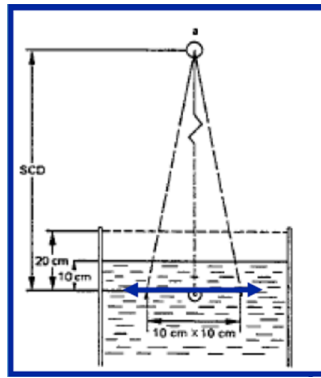
$$S = 100\% \times \frac{\text{Aire}_{\text{gauche}} - \text{Aire}_{\text{droite}}}{\text{Aire}_{\text{gauche}} + \text{Aire}_{\text{droite}}} \quad (2.3)$$

- **Planéité** : elle caractérise l'uniformité de la dose dans la région centrale du faisceau. Elle traduit la variation relative entre la dose maximale et minimale dans cette zone :

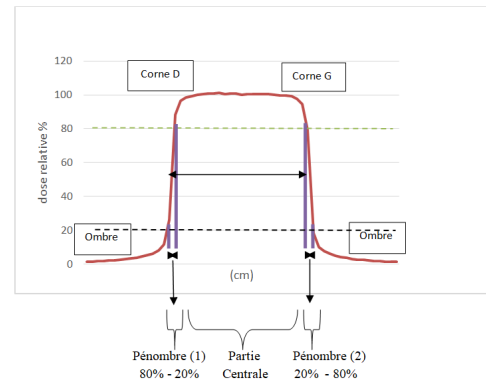
$$F = 100\% \times \frac{D_{\max} - D_{\min}}{D_{\max} + D_{\min}} \quad (2.4)$$

- **Taille de champ** : correspond à la largeur effective du faisceau, définie comme la distance entre les deux points situés de part et d'autre de l'axe central où la dose atteint 50% de la dose maximale :

$$\text{Taille de champ} = x_{50\%(\text{droite})} - x_{50\%(\text{gauche})} \quad (2.5)$$



(a) Mesure des profils de dose



(b) Tracé du profil de dose

FIGURE 2.10 – Profils de dose en radiothérapie

Objectifs des contrôles dosimétriques Les contrôles dosimétriques visent à assurer la constance et la qualité du faisceau émis par l'accélérateur linéaire. Ils garantissent que la dose prescrite est délivrée avec précision et homogénéité, en vérifiant notamment la symétrie, la planéité et la taille du champ de rayonnement. Ces vérifications permettent de cibler la zone à traiter tout en préservant les tissus sains, et contribuent à la sécurité du patient en détectant toute anomalie ou dérive du faisceau pouvant affecter l'efficacité du traitement.

2.6.3 Contrôles des systèmes d'imagerie

Les contrôles des systèmes d'imagerie sont indispensables pour garantir la qualité et la fiabilité des images utilisées dans la planification et le suivi des traitements radiothérapeutiques.

L'utilisation de fantômes spécifiques, tels que

2.6.3.1 Fantôme Aquilab Las Vegas

Permet d'évaluer la performance des imageurs portails (EPID). L'objectif principal de ce contrôle est de vérifier la précision géométrique, la résolution spatiale, ainsi que la qualité d'image délivrées par le système. Ces vérifications assurent un positionnement précis du patient et une imagerie fiable, éléments essentiels pour la sécurité et l'efficacité des traitements radiothérapeutiques (Figure 2.11).

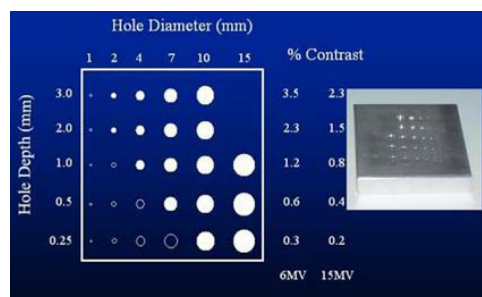


FIGURE 2.11 – Phantom Las Vegas utilisé pour les contrôles de qualité en radiothérapie

2.6.3.2 Fantôme TOR 18 FG

Le fantôme TOR 18 FG est utilisé pour l'évaluation de la qualité des images générées par les systèmes d'imagerie planaire (kV) (Figure 2.12). Il permet de contrôler plusieurs paramètres essentiels tels que le contraste, la résolution spatiale et le bruit d'image. Ces vérifications sont cruciales pour s'assurer que l'imageur fournit des images fiables et précises, nécessaires à un positionnement reproductible du patient et à une détection optimale des structures anatomiques dans le cadre de la radiothérapie guidée par l'image (IGRT).



(a) Accélérateur linéaire avec le fantôme TOR placé



(b) Fantôme TOR utilisé pour les tests d'imagerie

FIGURE 2.12 – Mise en place du fantôme TOR pour les contrôles qualité en des imageurs KV

2.6.3.3 Fantôme CATPHAN

Le fantôme CATPHAN est un outil de référence pour l'évaluation des performances des systèmes d'imagerie volumique par tomographie (CBCT) (Figure 2.13). Il permet d'analyser avec précision plusieurs critères essentiels tels que la fidélité géométrique, le contraste, le bruit, l'uniformité et la résolution spatiale. L'objectif principal de son utilisation est de garantir que le système CBCT fournit des images de haute qualité, indispensables à un positionnement précis du patient et à une adaptation fiable du traitement en radiothérapie guidée par l'image.



FIGURE 2.13 – Phantom Catphan

2.6.3.4 Fantôme Isocentre Cube (VARIAN)

Le fantôme Isocentre Cube est utilisé pour vérifier la précision et la stabilité de l'isocentre mécanique et radiologique du système d'imagerie et de traitement (Figure 2.14). Son objectif est d'évaluer d'éventuels décalages lors des rotations du bras de l'accélérateur, afin de s'assurer que la coïncidence des isocentres reste conforme aux tolérances cliniques. Cette vérification est cruciale pour garantir un alignement précis entre les images acquises et le faisceau de traitement, ce qui contribue à la sécurité et à l'efficacité du positionnement patient en radiothérapie guidée par l'image.

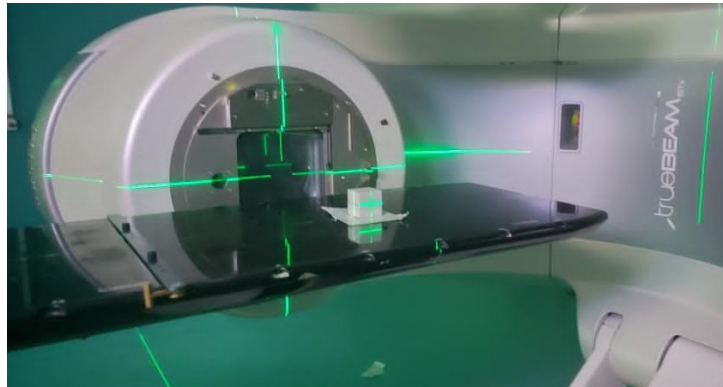


FIGURE 2.14 – Cube d'isocentre

2.6.3.5 Contrôle de qualité du collimateur multilames

Le collimateur multilames (MLC) 120, intégré au système Varian TrueBeam (Figure 2.15), est un dispositif de haute précision composé de 120 lames disposées symétriquement. Il permet une modulation fine du faisceau d'irradiation, indispensable pour les traitements de radiothérapie avancés tels que l'IMRT et la VMAT. Le contrôle de qualité de ce système est essentiel pour garantir un positionnement précis des lames, une délimitation exacte du champ d'irradiation, et une distribution conforme de la dose prescrite.

Différents tests sont réalisés régulièrement à l'aide de l'imagerie EPID, une méthode non invasive et rapide, afin de vérifier les performances mécaniques et dosimétriques du MLC. Parmi ces tests figurent :

- la vérification de la précision du positionnement des lames selon le plan de traitement,
- le test du *picket fence* pour détecter d'éventuels décalages ou fuites entre les lames,
- l'évaluation de la synchronisation des lames opposées et du phénomène *Tongue & Groove*,
- l'analyse du mouvement dynamique des lames en mode IMRT ou VMAT,
- le contrôle de l'étalonnage absolu et de la linéarité du déplacement des lames,
- ainsi que la mesure de la transmission inter-lames, pour vérifier l'étanchéité du système en position fermée.

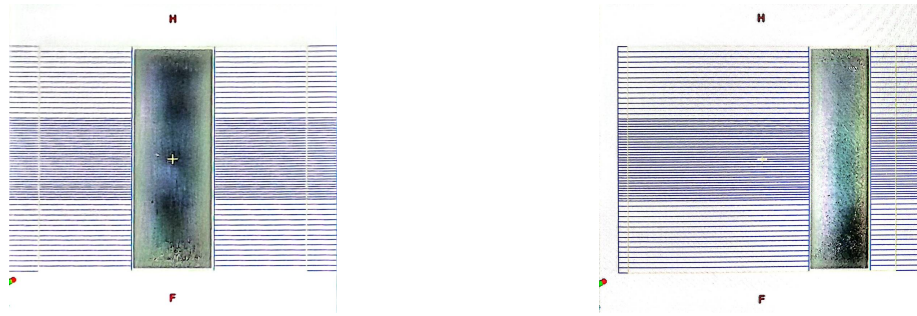


FIGURE 2.15 – Exemple de QC MLC

Ces contrôles réguliers visent à détecter toute dérive ou anomalie susceptible de compromettre la qualité du traitement et la sécurité du patient. Le tableau ci-dessous (Tableau 2.3) présente quelques tolérances recommandées selon le rapport AAPM TG-142.

TABLE 2.2 – Tolérances recommandées pour le contrôle de qualité des collimateurs multilames (MLC) selon le rapport AAPM TG-142

Paramètre	Tolérance
Précision de position statique des lames	± 1 mm
Position dynamique (Picket Fence, fluence)	± 1 mm
Fuite inter-lames	$< 2\%$ de la dose centrale
Coïncidence champ MLC / isocentre	≤ 1 mm

2.6.4 Contrôles de sécurité

Les contrôles de sécurité sont une composante essentielle du programme de contrôle de qualité des accélérateurs linéaires en radiothérapie. Ils visent à garantir le bon fonctionnement des systèmes de protection pour assurer la sécurité du patient, du personnel et de l'équipement. Ces vérifications sont effectuées à intervalles réguliers selon les recommandations internationales (AAPM, IAEA) et les protocoles en vigueur.

Parmi les points de contrôle prioritaires figurent :

- **Systèmes d'arrêt d'urgence** : doivent interrompre instantanément l'irradiation en cas de danger.
- **Interphonie et vidéosurveillance** : permettent de maintenir une communication continue avec le patient.
- **Verrouillage de porte (interlock)** : empêche l'émission du faisceau si la porte de la salle est ouverte.
- **Interlocks mécaniques et dosimétriques** : préviennent toute irradiation en cas d'anomalie mécanique ou de dépassement de dose.
- **Tests de fuite et de transmission** : vérifient que les niveaux de rayonnement diffusé sont conformes aux normes.

- **Détection de collisions** : certains accélérateurs modernes détectent automatiquement les obstacles en mouvement.
- **Redondance des systèmes de sécurité** : assure une sécurité renforcée via plusieurs niveaux de protection matériels et logiciels.

Tous ces contrôles doivent être dûment documentés afin d'assurer une traçabilité, faciliter les audits et garantir une intervention rapide en cas de dysfonctionnement. En résumé, les contrôles de sécurité sont indispensables pour garantir un environnement de traitement sûr et conforme aux exigences de radioprotection.

Le tableau ci-dessous (Tableau 2.3) présente un résumé des principaux tests mécaniques et dosimétriques recommandés pour l'assurance qualité des accélérateurs linéaires, avec leurs objectifs et fréquences respectives.

TABLE 2.3 – Résumé des tests mécaniques et dosimétriques recommandés pour l'assurance qualité des accélérateurs linéaires

Test	Objectif	Fréquence	Tolérance
Tests mécaniques			
Localisation laser	Vérification de la précision des lasers utilisés pour le positionnement du patient.	Quotidien	≤ 2 mm
Indicateur de distance (ODI)	Vérification de la précision de l'indicateur optique de distance.	Mensuel	± 2 mm
Indicateur de taille du collimateur	Vérification de la précision des réglages du collimateur.	Quotidien	≤ 2 mm
Coïncidence champ lumineux/champ de rayonnement	Vérification de l'alignement du champ lumineux avec le champ de rayonnement.	Mensuel	≤ 2 mm
Indicateurs d'angle du statif/collimateur	Vérification de la précision des affichages d'angle du statif et du collimateur.	Mensuel	$\pm 1^\circ$
Indicateurs de position de la table de traitement	Vérification de la précision de la position de la table de traitement.	Mensuel	± 2 mm / $\pm 1^\circ$
Vérification de l'iso-centre	Vérification de la précision de l'iso-centre (point de rotation commun).	Annuel	≤ 2 mm

Suite du tableau précédent...

Test	Objectif	Fréquence	Tolérance
Précision de la position des lames du collimateur multilames (MLC)	Vérification de la précision des positions des lames du MLC.	Mensuel/ Annuel	≤ 1 mm
Tests dosimétriques			
Constance du rendement des rayons X/électrons	Vérification de la constance du rendement du rayonnement.	Quotidien	$\pm 3\%$
Constance du profil du faisceau de photons/électrons	Vérification de la constance de la forme et de l'intensité du faisceau.	Mensuel	$\pm 2\%$
Constance de l'énergie du faisceau de rayons X/électrons	Vérification que l'énergie du faisceau reste constante.	Annuel	$\pm 2\%$ (TPR ou R_{50})
Calibrage du rendement des rayons X/électrons	Calibrage du rendement pour assurer une dose précise.	Annuel	$\pm 1\%$
Linéarité des unités de moniteur des rayons X	Vérification de la linéarité de la réponse de la machine.	Annuel	$\pm 2\%$
Constance du facteur de transmission du compensateur physique	Vérification des propriétés de transmission des compensateurs.	Annuel	$\pm 2\%$

2.7 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté les principes fondamentaux du contrôle de qualité des accélérateurs linéaires en radiothérapie. Ces éléments théoriques posent les bases nécessaires pour la suite de notre travail.

Le chapitre suivant sera consacré à la présentation détaillée du Développement d'une application pour le contrôle de qualité des accélérateurs linéaires, dans lequel nous aborderons la conception et la réalisation d'une interface logicielle visant à automatiser et faciliter les procédures de contrôle, en exploitant notamment les images DICOM issues des systèmes d'imagerie portail.

Chapitre 3

Développement d'une application pour le contrôle de qualité des accélérateurs linéaires

3.1 Introduction :

Dans ce chapitre, nous présentons la conception, le développement et l'utilisation d'une application logicielle dédiée à l'automatisation et à la simplification des procédures de contrôle de qualité des accélérateurs linéaires en radiothérapie. Cette application a été élaborée pour répondre aux besoins cliniques courants en se basant sur les tests recommandés, tels que décrits dans les chapitres précédents.

L'objectif principal est de proposer un outil fiable, interactif et reproductible permettant l'analyse automatique de plusieurs paramètres de qualité, notamment :

- la taille de champ mesurée sur les images DICOM,
- le positionnement des mâchoires et des lames MLC,
- les profils horizontaux et verticaux du faisceau,
- la symétrie et la planéité du faisceau,
- les paramètres issus de fichiers dosimétriques (PDD, débit de dose, etc.).

L'ensemble du processus est structuré à partir d'une interface conviviale développée sous MATLAB App Designer, inspirée des outils professionnels comme Artiscan, tout en étant adapté aux besoins spécifiques du centre de traitement.

La suite de ce chapitre détaille l'architecture de l'application, les différentes fonctionnalités implémentées, ainsi que les tests réalisés pour valider son bon fonctionnement.

3.2 Méthodologie de développement

Le développement de l'application a été réalisé selon une démarche structurée et progressive, visant à garantir à la fois la fiabilité des résultats et la convivialité de l'interface utilisateur.

Cette méthodologie repose sur une approche modulaire, dans laquelle chaque fonctionnalité a été conçue, implémentée et testée de manière indépendante avant d'être intégrée à l'ensemble de l'application.

La première étape a consisté en l'identification des besoins fonctionnels, en se basant sur les exigences du contrôle de qualité en radiothérapie et les recommandations des organismes de référence. Cette analyse a permis de définir les fonctionnalités principales à intégrer, notamment le traitement des images DICOM, l'extraction des profils de dose, l'évaluation de paramètres dosimétriques (taille de champ, symétrie, planéité), ainsi que la lecture et l'analyse de fichiers dosimétriques au format ASCII.

Une attention particulière a été portée à l'ergonomie de l'interface, afin de faciliter la navigation entre les différentes sections de l'application et de permettre une exploitation rapide des résultats. Chaque module a fait l'objet de vérifications à l'aide de jeux de données réels ou simulés, afin d'assurer la robustesse des algorithmes et la cohérence des résultats affichés.

Enfin, des tests de validation ont été menés tout au long du développement pour garantir le bon fonctionnement de chaque composant et l'intégration harmonieuse de l'ensemble des modules au sein d'une même interface.

3.2.1 Choix technologiques et gestion des données

Le projet a été développé avec *MATLAB App Designer*, un environnement de développement intégré largement utilisé dans le domaine scientifique et médical. MATLAB est reconnu pour ses puissantes capacités de traitement numérique, notamment en traitement d'images, grâce à ses nombreuses bibliothèques dédiées et son interface graphique conviviale. L'App Designer facilite la création d'applications interactives avec des interfaces modernes, ce qui répond parfaitement aux besoins d'une application destinée au contrôle qualité en radiothérapie.

Le format DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) est la norme internationale pour la gestion, le stockage, et la transmission des images médicales. Utilisé couramment dans les systèmes d'imagerie médicale, notamment les systèmes EPID (Electronic Portal Imaging Device), il contient à la fois les données d'image et les métadonnées essentielles (informations patient, modalités, paramètres d'acquisition). MATLAB intègre nativement des fonctions pour lire, afficher et manipuler ces fichiers, simplifiant ainsi le traitement des images DICOM nécessaires à notre application.

Le choix de l'environnement *MATLAB App Designer* a été guidé par des considérations techniques et pratiques. MATLAB offre une compatibilité native avec les formats d'image DICOM, utilisés dans les systèmes EPID, ce qui facilite l'importation, la visualisation et le traitement des images médicales. De plus, il permet de lire et d'analyser les fichiers au format ASCII (.asc) produits par les dispositifs de mesure dosimétrique, grâce à ses fonctions intégrées de traitement de texte et d'analyse de données.

Une base de données légère a également été intégrée à l'application, en utilisant le langage SQL. Cette base sert principalement à la gestion des utilisateurs. Elle permet :

- l'enregistrement de nouveaux utilisateurs,
- la modification des informations existantes (par exemple, changement de mot de passe),

- la suppression d'un compte utilisateur,
- et la vérification des identifiants lors de la connexion à l'application.

Cette structure assure une sécurité minimale et un accès personnalisé à l'interface principale. Même si la base reste simple, elle constitue un socle extensible qui pourrait, à l'avenir, inclure d'autres données cliniques ou historiques d'analyses. Les informations sont stockées sous une forme structurée, et les opérations (ajout, suppression, mise à jour) sont réalisées par des requêtes SQL intégrées au code de l'application.

3.3 Architecture de l'application

L'architecture de l'application a été pensée de manière modulaire et intuitive, afin de répondre efficacement aux différentes étapes du contrôle de qualité en radiothérapie. Chaque module correspond à une tâche spécifique, accessible à partir d'une interface principale organisée en onglets. Cette organisation facilite la navigation, tout en assurant une séparation claire entre les différentes fonctionnalités.

L'application est structurée autour des modules suivants :

- **Page d'accueil** : permet l'identification de l'utilisateur et l'accès sécurisé à l'interface principale.
- **Chargement des images DICOM** : permet l'importation et l'affichage des images acquises avec un système EPID.
- **Analyse de la taille de champ** : extrait et trace les profils horizontaux et verticaux du faisceau, avec calcul de la largeur à 50% du maximum.
- **Contrôle du positionnement MLC** : identifie les positions des lames, calcule les décalages et affiche les résultats sous forme de tableau.
- **Analyse des profils dosimétriques** : lit les fichiers ASC issus des mesures, trace les courbes PDD, extrait le D_{\max} , R_{80} , R_{50} et l'indice de qualité.
- **Évaluation de la symétrie et de la planéité** : permet le calcul de ces paramètres à partir des profils, avec affichage graphique.

L'utilisation de l'environnement *MATLAB App Designer* a permis une intégration fluide de ces modules dans une interface graphique unifiée. Les différents composants (boutons, listes déroulantes, axes de tracé, tableaux) ont été placés de manière ergonomique pour garantir une utilisation simple, rapide et adaptée au contexte clinique.

L'architecture adoptée permet également une évolutivité de l'outil : de nouvelles fonctionnalités peuvent être ajoutées sans compromettre la structure générale, ce qui offre une perspective d'amélioration continue selon les besoins du service de radiothérapie.

3.4 Détails du développement fonctionnel

Cette section décrit en détail les principales fonctionnalités implémentées dans l'application. Chaque module a été développé de manière indépendante, puis intégré dans une interface unifiée afin d'offrir une expérience utilisateur fluide et intuitive.

3.4.1 Affichage d'image DICOM

L'application permet de charger et d'afficher une image DICOM acquise à l'aide du système EPID de l'accélérateur TrueBeam, au Centre Anti-Cancer de Tlemcen exemple (Figure 3.1). Une fonction dédiée facilite la navigation dans les fichiers, l'extraction des métadonnées pertinentes ainsi que l'affichage de l'image dans une interface intuitive. Ce module constitue la base des traitements ultérieurs, notamment l'analyse des profils de dose et le calcul des paramètres de contrôle de qualité.

Afin d'obtenir un profil de dose conforme à la distribution attendue (maximum au centre et décroissance vers les bords), les niveaux de gris de l'image ont été inversés en intensité.

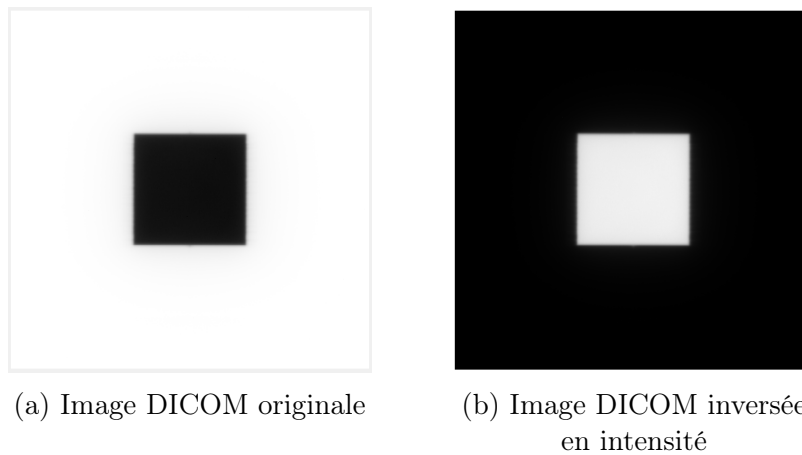


FIGURE 3.1 – Affichage de l'image DICOM avant et après inversion des niveaux de gris, utilisée pour l'extraction des profils de dose.

3.4.1.1 Détermination de la taille de pixel des images DICOM

Les images DICOM utilisées dans cette application proviennent d'un système d'imagerie portail intégré à un accélérateur linéaire TrueBeam™ (Varian Medical Systems). Ces images ne contiennent pas toujours explicitement l'information de résolution spatiale dans les métadonnées DICOM (champs `PixelSpacing` ou `ImagerPixelSpacing`). Afin d'assurer la conversion correcte des distances en millimètres, une valeur de facteur d'échelle a été déterminée expérimentalement.

Cette valeur a été déterminée en comparant la taille réelle d'un champ mesuré sur un fantôme commercialisé par la société Aquilab à sa représentation sur l'image DICOM correspondante. Ce fantôme contient des billes métalliques espacées d'une distance connue, égale à **180 mm**.

La distance mesurée entre les deux billes sur l'image est de **724.2582 pixels** (Figure 3.2). Le facteur d'échelle, exprimé en millimètres par pixel, a ainsi été calculé selon la formule suivante :

$$\text{Taille du pixel} = \frac{\text{Distance réelle (mm)}}{\text{Distance mesurée (pixels)}} = \frac{180}{724.2582} \approx 0.24853 \text{ mm/pixel} \quad (3.1)$$

Ce facteur est ensuite utilisé dans tous les calculs métriques (taille de champ, pénombre, positions MLC...) afin de convertir les distances mesurées en pixels vers des unités physiques (millimètres).

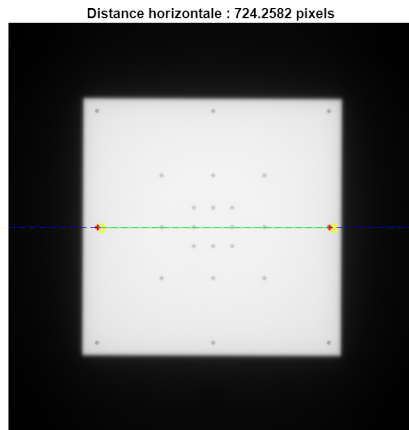


FIGURE 3.2 – Image DICOM du fantôme avec les billes métalliques utilisées pour déterminer la taille d'un pixel.

Le respect de cette échelle est important pour la fiabilité des résultats obtenus dans le cadre du contrôle de qualité.

3.4.2 Extraction des lignes centrales

Pour l'analyse des profils de dose, l'image DICOM est traitée de manière à extraire les lignes centrales horizontale et verticale. Ces lignes permettent d'obtenir les profils de distribution de dose le long des deux axes principaux (Figure 3.3).

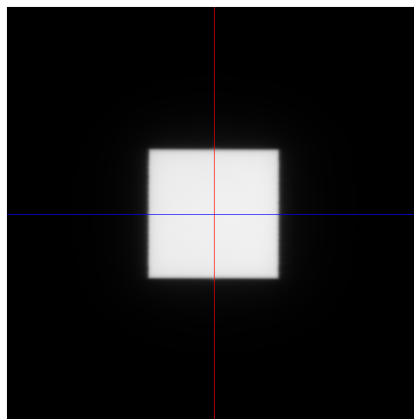


FIGURE 3.3 – Image DICOM affichée avec les lignes centrales horizontale et verticale

3.4.3 Tracé des profils

Une fois l'image DICOM affichée, l'utilisateur peut générer les profils de dose le long des axes horizontal et vertical. Ces profils sont extraits à partir des lignes centrales de l'image et affichés sur des axes distincts. Aucun traitement de lissage n'est appliqué sur ces profils, afin de conserver les valeurs d'intensité issues directement de l'image DICOM (Figure 3.4).

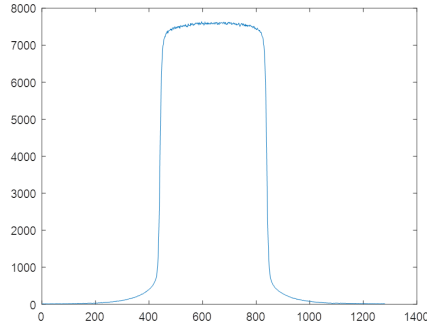
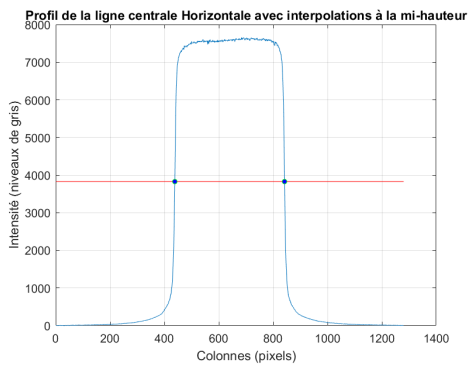


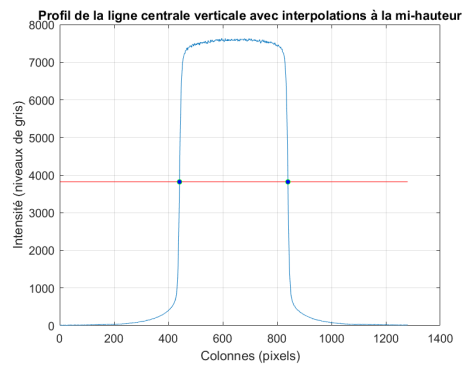
FIGURE 3.4 – Exemple de tracé d’un profil de dose extrait de l’image DICOM

3.4.4 Calcul de la taille de champ

À partir des profils tracés, l’application calcule automatiquement la taille du champ d’irradiation selon la méthode du seuil à 50% du maximum de dose (Figure 3.5). Le code repère les points d’intersection du profil avec ce seuil, puis déduit la largeur mesurée en millimètres en tenant compte de la résolution spatiale de l’image.



(a) Profil horizontal avec interpolation et seuil à 50%



(b) Profil vertical avec interpolation et seuil à 50%

FIGURE 3.5 – Profils de dose extraits de l’image DICOM le long des axes horizontal et vertical, avec seuil à 50% et points d’intersection utilisés pour le calcul de la taille de champ.

- Taille de champ sur la ligne verticale : **398,9134 pixels**
- Taille correspondante sur la ligne verticale : **99,142 mm**
- Taille de champ correspondante : **100,3398 × 99,142 mm**

3.4.5 Positionnement des lames MLC

Un module spécifique est dédié à l’évaluation du positionnement des lames MLC à partir de l’image DICOM. L’analyse consiste à détecter les positions réelles des lames à gauche et à droite du faisceau, puis à les comparer aux positions théoriques.

Les 60 lames MLC sont supposées réparties symétriquement par rapport au centre de l'image, selon deux espacements distincts :

- Un pas de 2.5 mm pour les 32 lames centrales (16 de chaque côté),
- Un pas de 5 mm pour les 28 lames périphériques (14 de chaque côté).

Cette configuration correspond aux caractéristiques des MLC de l'accélérateur *TrueBeam* (Figure 3.6).

Pour chaque ligne d'image correspondant à une lame MLC, un profil de dose horizontal est extrait. La taille de champ traversée par la lame est déterminée en identifiant les deux points où le profil atteint 50 % de son intensité maximale (méthode du seuil à mi-hauteur). La distance entre ces deux points, exprimée en pixels, est ensuite convertie en millimètres à l'aide du facteur d'échelle de l'image (Figure 3.7).

Les bords gauche (X1) et droit (X2) du champ sont comparés à des positions de référence situées à -40 mm et 40 mm par rapport au centre de l'image. Les décalages sont calculés en mesurant la différence entre les positions détectées dans le profil de dose et les positions théoriques attendues.

Les résultats sont présentés dans un tableau interactif contenant, pour chaque lame :

- Le numéro de la lame,
- La taille de champ traversée par cette lame,
- Le décalage du bord gauche (X1),
- Le décalage du bord droit (X2).

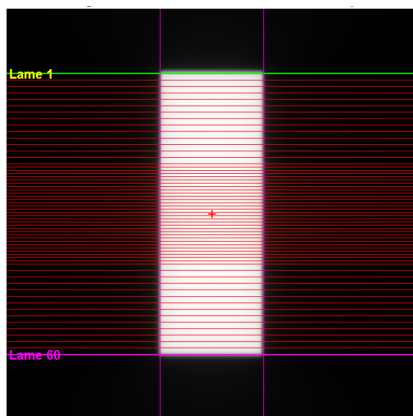


FIGURE 3.6 – Image DICOM avec le tracé des 60 lames MLC.

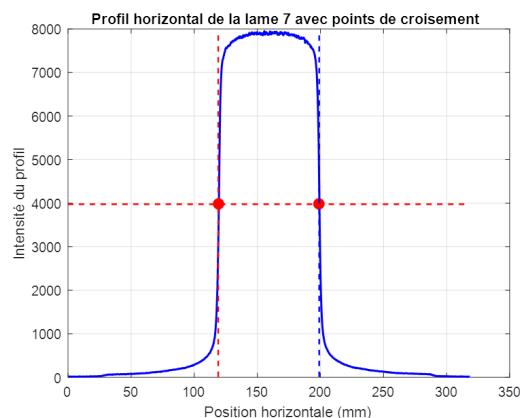


FIGURE 3.7 – Profil horizontal de la lame MLC n°7 avec points de croisement et lignes de référence.

Le même processus de calcul du positionnement des lames MLC a été appliqué à deux autres images, Pour l'image avec un déplacement vers la gauche, les lignes de référence sont placées à -45 mm et -105 mm par rapport au centre de l'image et pour l'image avec un déplacement vers la droite, les lignes sont situées à 45 mm et 105 mm par rapport au centre de l'image. Les figures sont respectivement : image à gauche de l'image centrale (Figure 3.8 et 3.7) et image à droite de l'image centrale (Figure 3.10 et 3.11).

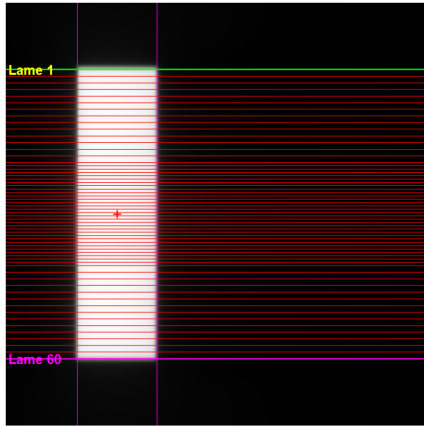


FIGURE 3.8 – Image DICOM à gauche du faisceau avec le tracé des 60 lames MLC.

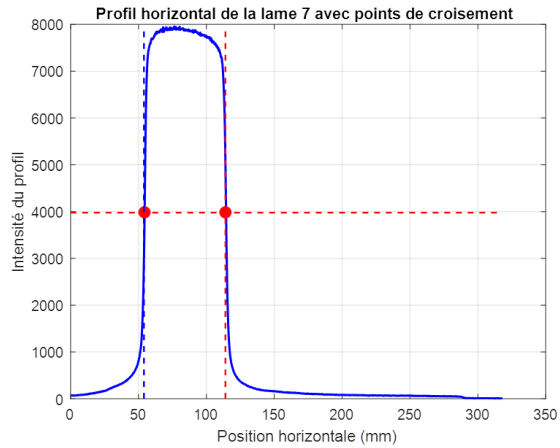


FIGURE 3.9 – Profil horizontal de la lame MLC n°7 avec points de croisement et lignes de référence.

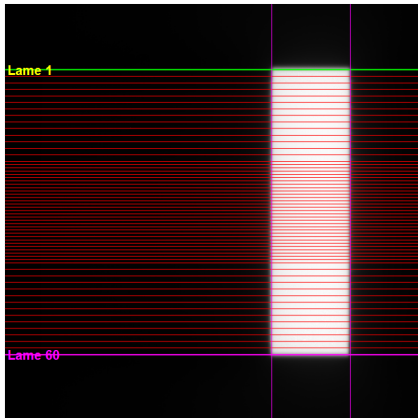


FIGURE 3.10 – Image DICOM à droite du faisceau avec le tracé des 60 lames MLC.

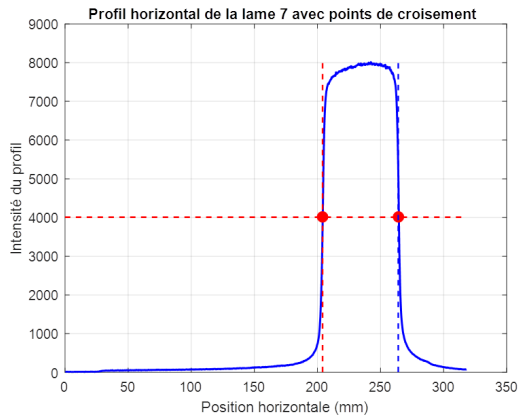


FIGURE 3.11 – Profil horizontal de la lame MLC n°7 avec points de croisement et lignes de référence.

3.4.6 Analyse des profils ASC

L'application prend en charge les fichiers dosimétriques au format ASCII (ASC), contenant à la fois des profils de dose transversaux et des courbes de pourcentage de dose en profondeur (PDD). Une interface conviviale permet de charger ces fichiers, d'afficher l'ensemble des courbes mesurées, et de sélectionner un profil spécifique pour une analyse détaillée. Deux types d'analyse sont ainsi proposés :

3.4.6.1 Profils de dose

Ces profils permettent d'évaluer la répartition de dose dans le plan transverse. Les paramètres suivants sont calculés (Figure 3.12) :

- *Symétrie* : déterminée par la comparaison entre les moitiés gauche et droite du profil,

- *Planéité* : évaluée à partir de la variation maximale de la dose par rapport à la valeur centrale,
- *Pénombre* : mesurée comme la distance entre les points à 80% et 20% de la dose maximale.

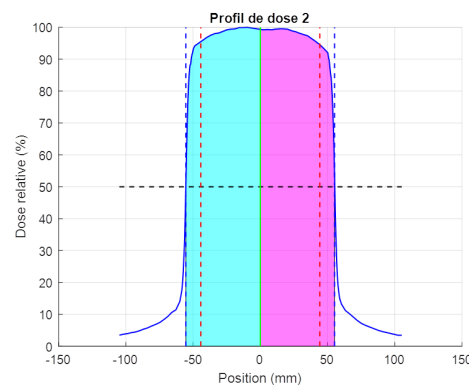


FIGURE 3.12 – Profil de dose analysé montrant la symétrie, la planéité.

- **Taille de champ** : 110.57 mm
- **Limites des 80%** : -44.23 mm à 44.23 mm
- **Symétrie** : 0.44 %
- **Planéité** : 2.78 %

3.4.6.2 Profils en profondeur (PDD)

Ces profils décrivent l'évolution de la dose en fonction de la profondeur dans le milieu d'eau. L'analyse permet d'extraire les paramètres dosimétriques suivants (Figure 3.13) :

- *D_{max}* : profondeur de la dose maximale,
- *R₈₀* et *R₅₀* : profondeurs correspondant à 80% et 50% de la dose maximale,
- *Indice de qualité (QI)* : rapport TPR_{20/10} utilisé pour évaluer la qualité du faisceau.

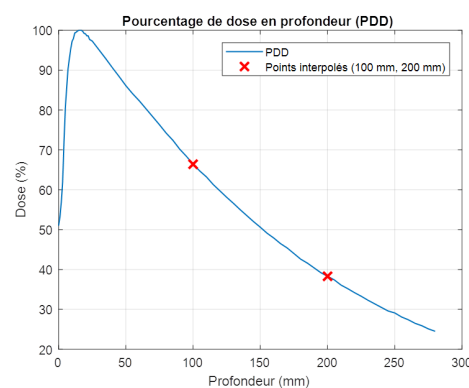


FIGURE 3.13 – Profil de pourcentage de dose en profondeur (PDD) avec indication des points caractéristiques : D_{\max} , R_{80} , R_{50} , PDD_{10} et PDD_{20} .

Les valeurs extraites du profil PDD sont :

- PDD₁₀₀ interpolé : 66,40 %
- PDD₂₀₀ interpolé : 38,30 %
- Indice de qualité (TPR_{20,10}) : 0,6708

3.4.7 Compilation et déploiement de l'application

Avant d'accéder à l'application, celle-ci a été compilée pour une utilisation indépendante de l'environnement de développement MATLAB. Cette opération a été réalisée à l'aide de *MATLAB Compiler*, qui permet de générer un exécutable autonome (.exe) fonctionnant sous Windows (Figure 3.14).

L'exécutable peut être lancé sur n'importe quel ordinateur disposant de *MATLAB Runtime*, un composant gratuit fourni par MathWorks, sans besoin d'installer MATLAB lui-même. Cela facilite son intégration dans des environnements cliniques ou académiques, sans contraintes de licence.

Toutes les fonctionnalités sont conservées dans l'exécutable : affichage des images DICOM, analyse des profils, calculs dosimétriques, interface graphique intuitive et système sécurisé d'authentification.



FIGURE 3.14 – Exemple d'exécution de l'application compilée hors MATLAB

3.4.8 Interface utilisateur

L'interface a été conçue pour offrir une navigation intuitive et une utilisation fluide, répondant aux exigences du contrôle qualité en radiothérapie. Au lancement, l'application affiche une page d'accueil intégrant un logo personnalisé ainsi qu'un formulaire de connexion comportant un champ pour le nom d'utilisateur et un mot de passe (Figure 3.15). Cette étape garantit un accès sécurisé et simule une authentification dans un environnement professionnel.

- **Logo personnalisé** : un logo illustrant l'objectif de l'application (contrôle qualité en radiothérapie) est affiché au centre de la page d'accueil, renforçant l'identité visuelle du projet.
- **Champ de connexion** : un formulaire permet à l'utilisateur de saisir ses identifiants (nom d'utilisateur et mot de passe) pour accéder à l'application.

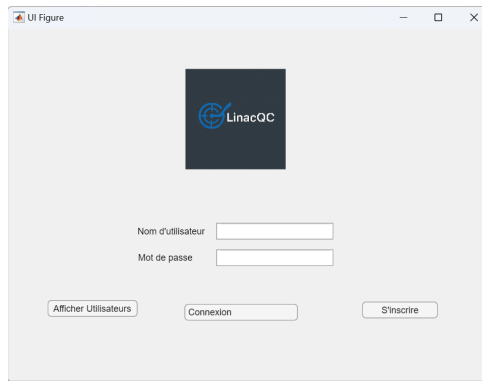


FIGURE 3.15 – Page d'accueil de l'application avec logo et champ de connexion

- **Gestion des utilisateurs et sécurité** : les identifiants sont vérifiés par rapport à une base de données SQL intégrée, qui stocke de manière sécurisée les noms d'utilisateurs et mots de passe (Figure 3.16). Ce système assure que seul un utilisateur autorisé puisse accéder à l'interface principale (Figure 3.17).

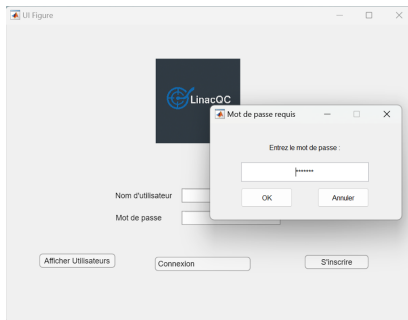


FIGURE 3.16 – Interface de connexion avec mot de passe

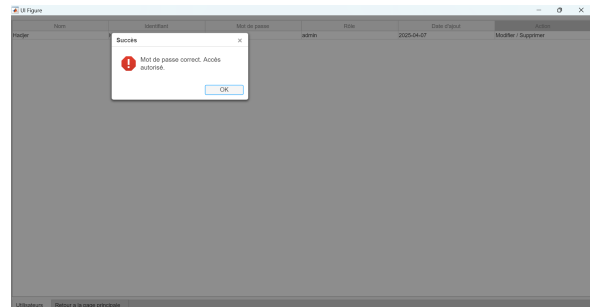


FIGURE 3.17 – Interface d'administration des utilisateurs

- **Validation conditionnelle** : l'accès à l'interface principale est autorisé uniquement si les identifiants sont corrects. En cas d'erreur ou d'omission, un message d'alerte s'affiche afin d'inviter l'utilisateur à corriger sa saisie (Figure 3.18).

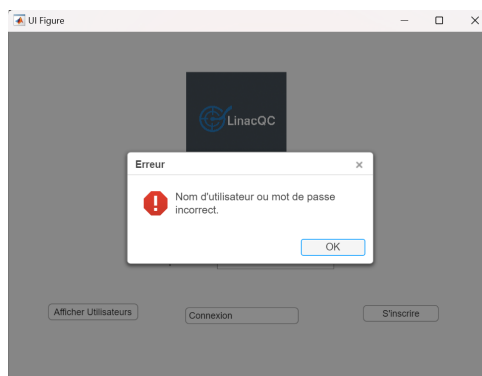


FIGURE 3.18 – Message d'erreur affiché en cas d'identifiants incorrects

- **Administration des comptes** : l'application permet également la gestion des comptes utilisateurs, notamment l'ajout de nouveaux utilisateurs (Figure 3.19), la modification des mots de passe ou d'autre information d'utilisateur (Figure 3.20 et 3.21 et 3.22) et la suppression de comptes, assurant une gestion dynamique et sécurisée des accès (Figure 3.23).

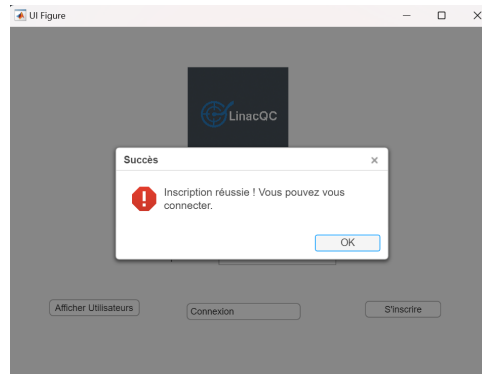


FIGURE 3.19 – Confirmation d'inscription réussie

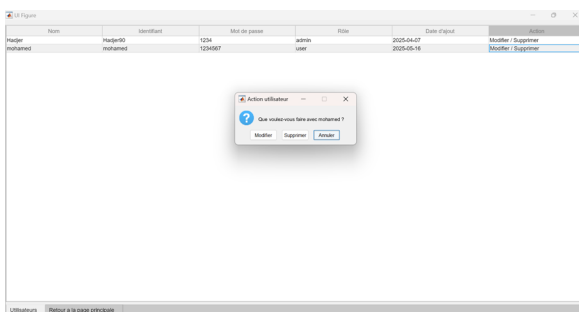


FIGURE 3.20 – Modification ou suppression d'un utilisateur

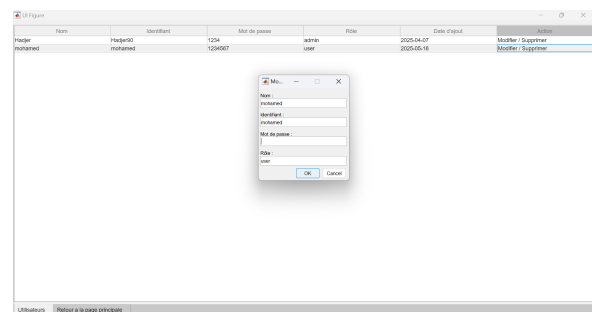


FIGURE 3.21 – Message de modification d'un utilisateur

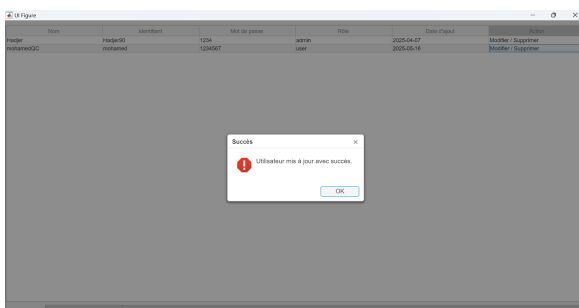


FIGURE 3.22 – Message de confirmation après modification réussie

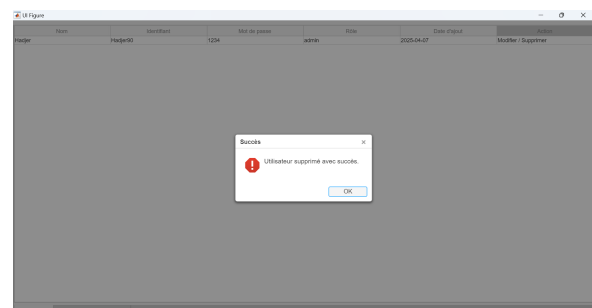


FIGURE 3.23 – Message de confirmation après suppression réussie

Une fois connecté, l'utilisateur accède à une interface structurée en onglets, chacun correspondant à une fonctionnalité spécifique de l'application (Figure 3.24). Cette organisation permet

une navigation claire entre les différentes étapes du contrôle qualité (analyse d'images DICOM, calculs dosimétriques, analyse de profils ASC, etc.), tout en allégeant la charge cognitive.

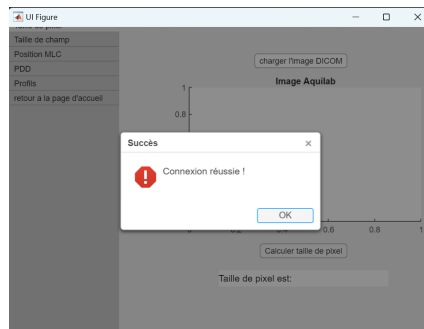


FIGURE 3.24 – Connexion réussie à l'application après vérification des identifiants

Des éléments graphiques tels que des boutons, tableaux, axes de tracé et menus déroulants sont intégrés pour faciliter l'interaction, la lecture des résultats et la prise de décision.

3.4.8.1 Onglet : Taille de pixel

Cet onglet permet de déterminer la résolution spatiale de l'image DICOM en mm/pixel. Il s'agit d'une étape essentielle pour convertir les distances mesurées sur les images en dimensions physiques réelles, nécessaires à l'évaluation des paramètres géométriques.

L'utilisateur commence par charger une image DICOM à l'aide d'un bouton prévu à cet effet. Une fois l'image affichée dans un axe de visualisation,

L'application calcule ensuite automatiquement le facteur d'échelle (en mm/pixel), en la rapportant à la distance réelle saisie par l'utilisateur.

Ce facteur d'échelle sera utilisé dans les autres onglets pour convertir les mesures issues de l'image en unités physiques réelles (Figure 3.25).

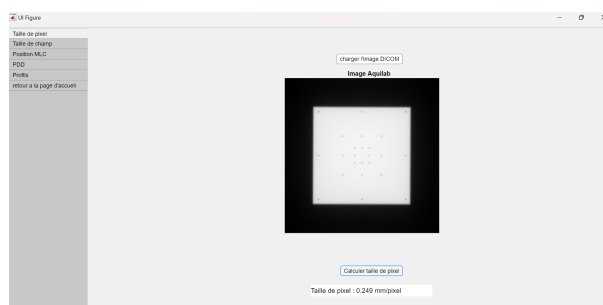


FIGURE 3.25 – Interface de calcul de la taille de pixel à partir d'une image DICOM

3.4.8.2 Onglet : Taille de champ

Cet onglet permet de déterminer les dimensions du champ irradié à partir d'une image DICOM, en se basant sur les profils de dose horizontaux et verticaux extraits automatiquement.

Après avoir sélectionné une image DICOM, l'utilisateur peut visualiser l'image dans un axe dédié, ainsi que les profils horizontaux et verticaux passant par le centre de l'image. L'algorithme

intégré analyse les profils et détecte les points correspondant à 50% de l'intensité maximale (FWHM — Full Width at Half Maximum), ce qui permet de calculer la taille du champ irradié dans les deux directions.

Le calcul tient compte du facteur d'échelle déterminé dans l'onglet précédent, convertissant les distances en pixels en unités physiques (mm ou cm).

- **Affichage de l'image** : l'image DICOM est affichée avec les lignes des profils verticaux et horizontaux passant par le centre.
- **Extraction automatique des profils** : les profils de dose sont tracés à partir des lignes centrales de l'image.
- **Calcul des largeurs à mi-hauteur** : l'algorithme détecte automatiquement les points à 50% de l'intensité maximale pour estimer la largeur du champ.
- **Affichage des résultats** : les tailles de champ horizontale et verticale sont affichées en mm ou cm.

Cette étape permet de vérifier que le champ délivré par l'accélérateur correspond aux valeurs attendues, un paramètre essentiel du contrôle qualité géométrique (Figure 3.26).

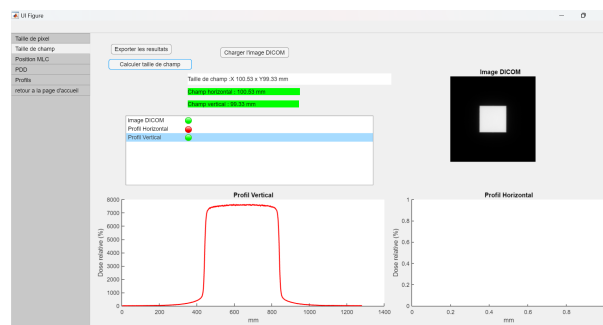


FIGURE 3.26 – Onglet dédié au calcul automatique de la taille de champ

3.4.8.3 Onglet : Position des lames MLC

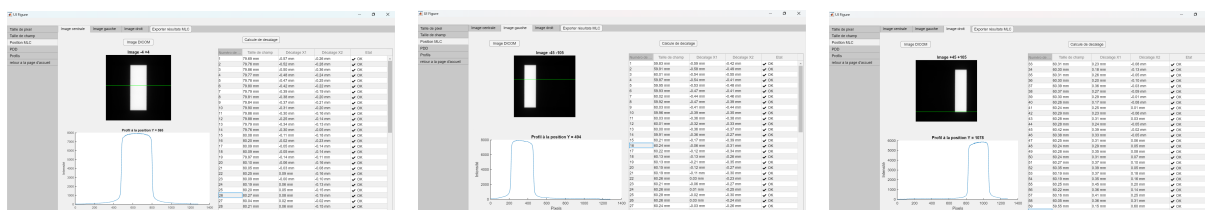
Cet onglet est dédié à l'analyse de la position des lames du collimateur multilames (MLC), un élément crucial pour assurer la précision des champs de traitement en radiothérapie conformationnelle ou en modulation d'intensité.

L'utilisateur importe une image DICOM centrée sur les lames du MLC (ou des images spécifiques gauche et droite si nécessaire). L'application permet alors d'extraire les profils et de détecter automatiquement la position des bords des lames. Un tableau est généré affichant les décalages entre les positions mesurées et les positions attendues, pour chaque lame.

- **Affichage de l'image DICOM** : les images associées aux lames MLC sont affichées, avec des repères pour visualiser les profils extraits.
- **Détection des lames** : les positions des lames sont identifiées automatiquement sur les profils de dose.
- **Calcul des décalages** : pour chaque lame, la différence entre la position réelle et la position théorique est calculée.
- **Affichage des résultats** : les décalages (X1, X2) sont affichés dans un tableau organisé,

avec la possibilité d'identifier rapidement les anomalies.

Ce module permet de détecter tout mauvais positionnement ou décalage des lames, pouvant impacter la forme du champ et la distribution de dose (Figure 3.27).



Centre : lames à -40 mm et +40 mm Gauche : lames à -45 mm et -105 mm Droite : lames à +45 mm et +105 mm

FIGURE 3.27 – Exemples de positions des lames MLC analysées dans l'interface

3.4.8.4 Onglet : PDD (Percentage Depth Dose)

Cet onglet permet l'analyse du dépôt de dose en profondeur, un paramètre fondamental pour la caractérisation des faisceaux en radiothérapie. L'utilisateur y importe un fichier de type .asc contenant les données de profondeur-dose mesurées en eau ou en équivalent-eau.

L'interface propose une visualisation du profil PDD ainsi que le calcul automatique des indicateurs dosimétriques classiques :

- **Dmax** : profondeur à laquelle la dose atteint son maximum.
- **R50 et R80** : profondeurs correspondant respectivement à 50% et 80% de la dose maximale.
- **Indice de qualité du faisceau** : calculé à partir du rapport de doses à différentes profondeurs, servant à évaluer l'énergie du faisceau.

Le profil PDD est tracé de manière claire, avec des repères verticaux indiquant les positions de Dmax, R80 et R50, facilitant l'interprétation visuelle (Figure 3.28).

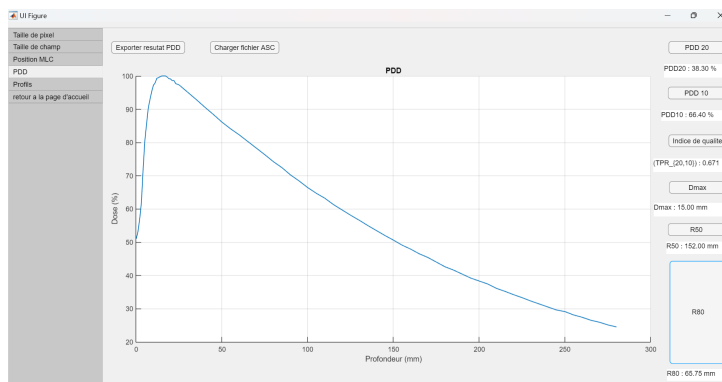


FIGURE 3.28 – Onglet d'analyse du PDD : tracé du profil et extraction des indicateurs dosimétriques

3.4.8.5 Onglet : Profils (symétrie, planéité, pénombre)

Cet onglet est dédié à l'analyse des profils transversaux issus de fichiers `.asc`, afin d'évaluer les paramètres géométriques et dosimétriques du faisceau tels que la symétrie, la planéité et la largeur de la pénombre.

L'utilisateur peut importer un fichier contenant un ou plusieurs profils. L'interface propose les fonctionnalités suivantes :

- **Affichage des profils superposés** : tous les profils présents dans le fichier peuvent être visualisés simultanément pour un aperçu global.
- **Sélection d'un profil spécifique** : via une liste déroulante, l'utilisateur peut sélectionner un profil donné afin de l'analyser plus en détail.
- **Calculs automatiques** :
 - **Symétrie** : mesure de la différence entre les deux moitiés du profil par rapport à l'axe central.
 - **Planéité** : évaluation de l'uniformité de la dose dans la région centrale du faisceau.
 - **Pénombre** : détermination de la distance entre les points 80% et 20% de la dose maximale de part et d'autre du profil.

Les résultats sont affichés sous forme de valeurs numériques et les zones d'intérêt sont marquées sur le graphique pour une lecture intuitive (Figure 3.29).

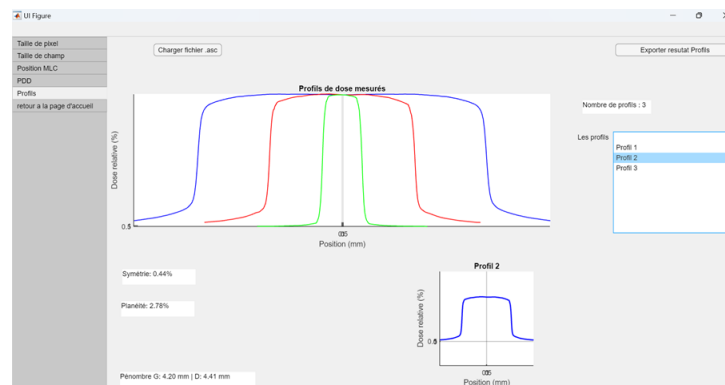


FIGURE 3.29 – Onglet d'analyse des profils : affichage, sélection et évaluation des paramètres (symétrie, planéité, pénombre)

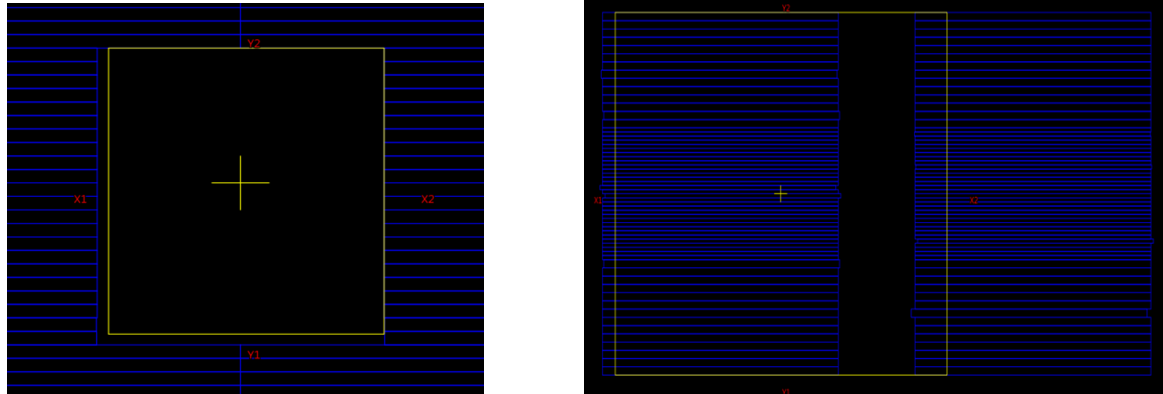
3.5 Tests et validation de l'application

Afin de s'assurer du bon fonctionnement et de la fiabilité des différentes fonctionnalités développées, plusieurs tests ont été réalisés à l'aide de données de référence. Ces essais ont permis d'évaluer la précision des calculs, la robustesse de l'interface ainsi que la cohérence des résultats avec les valeurs attendues.

3.5.1 Données de test utilisées

Les tests ont été effectués à partir :

- D'images DICOM générées avec une simulation des erreurs volontairement introduites (Figure 3.30) : des décalages hors tolérances ont été appliqués sur les mâchoires collimatrices pour les tests de taille de champ, et certaines lames du MLC ont été déplacées au-delà des tolérances cliniques habituelles pour évaluer la capacité du système à détecter automatiquement ces anomalies.



- (a) Image DICOM simulant une erreur de taille de champ en déplaçant les mâchoires hors des tolérances cliniques.
- (b) Image DICOM simulant des erreurs de positionnement de certaines lames du MLC déplacées volontairement.

FIGURE 3.30 – Exemples d’erreurs introduites artificiellement dans les images DICOM pour évaluer la détection automatique des anomalies par l’application.

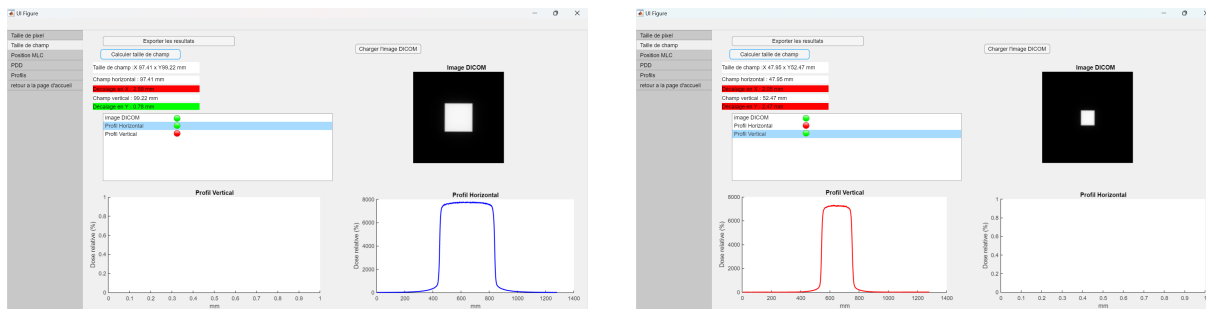
- De fichiers ASC issus de systèmes de mesure dosimétrique (profils et PDD), pour lesquels les résultats de l’application ont été comparés à ceux fournis par le logiciel de référence Sun Nuclear Dosimetry,

3.5.2 Résultats obtenus par fonctionnalité

Chaque fonctionnalité a été validée de manière indépendante, en vérifiant la concordance des résultats numériques et graphiques avec les tolérances cliniques définies :

- **Mesure de la taille de champ** : les distances mesurées entre les bords du champ ont été comparés aux dimensions de champ prévues sur l’accélérateur. Les écarts sont interprétés selon les tolérances suivants :
 - erreur < 1 mm : (champ coloré en vert)
 - erreur entre 1 mm et 2 mm : (champ coloré en orange)
 - erreur > 2 mm : (champ coloré en rouge)

Les résultats ont montré une bonne concordance avec les tolérances attendues (Figure 3.31), confirmant la capacité de l’application à détecter automatiquement les écarts.



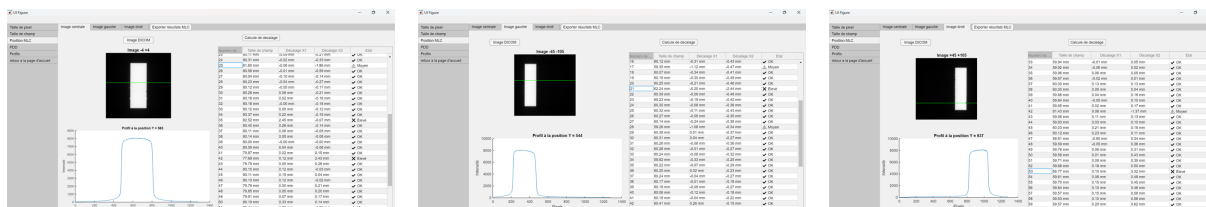
(a) Erreur de taille de champ volontaire : les mâchoires ont été déplacées hors tolérance.

(b) Autre erreur simulée : champ volontairement élargi au-delà des tolérances autorisées.

FIGURE 3.31 – Captures d’écran de deux tests avec erreurs de taille de champ simulées dans des images DICOM. Ces images ont permis de valider la détection automatique par l’application.

- **Positionnement des lames MLC** : les décalages des lames ont été analysés individuellement. Les tolérances appliquées sont :
 - erreur < 1 mm : ✓ OK
 - erreur entre 1 mm et 2 mm : ⚠ Moyen
 - erreur > 2 mm : ✗ Élevé

L’application affiche un état correspondant pour chaque lame, permettant une visualisation rapide et fiable de la conformité (Figure 3.32).



(a) Déplacement hors tolérance de quelques lames centrales.

(b) Erreur introduite sur les lames latérales du MLC.

(c) Erreurs multiples simulées sur plusieurs lames.

FIGURE 3.32 – Captures d’écran de trois tests effectués sur des images DICOM avec erreurs provoquées sur les positions des lames MLC. Ces anomalies ont été correctement identifiées et classées par l’application.

- **Analyse du PDD** : les paramètres dosimétriques extraits (D100, D200, R80, Qi) ont été comparés à ceux obtenus à l’aide du logiciel commercial de Sun Nuclear. Les écarts sont négligeables, confirmant la justesse des résultats (Figure 3.33).
- **Évaluation des profils** : les indices de symétrie et de planéité calculés à partir des profils de dose sont proches de ceux mesurés par des dispositifs de référence, validant l’exactitude de l’analyse graphique (Figure 3.34).

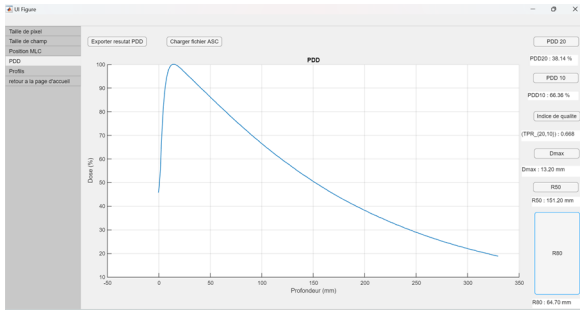


FIGURE 3.33 – Capture d'écran de Test PDD pour une énergie 6 MV (X6)

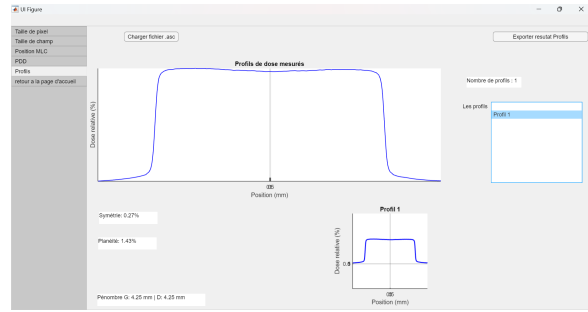


FIGURE 3.34 – Capture d'écran de Test du profil horizontal d'un champ 20×20 cm à D_{max} (6 MV FF),

Les résultats numériques issus de l'application ont été comparés à ceux obtenus avec le logiciel commercial *Do* de Sun Nuclear. Les tableaux suivant (Table 3.1 et Table 3.2) présente cette comparaison pour les paramètres dosimétriques, mettant en évidence la cohérence des valeurs obtenues.

TABLE 3.1 – Comparaison des résultats dosimétriques du PDD entre l'application développée et le logiciel Sun Nuclear Dosimetry *Do* de Sun Nuclear

Paramètre	Sun Nuclear	Application LinacQC	Écart
PDD – X6			
D100 (%)	66.35	66.36	0.01
D200 (%)	38.13	38.14	0.01
R80 (cm)	6.463	6.47	0.01
$Q_i = TPR_{20/10}$	0.6681	0.668	0.0001
PDD – X18			
D100 (%)	79,78	79.76	0.02
D200 (%)	52.91	52.94	0.03
R80 (cm)	9.932	9.920	0.012
$Q_i = TPR_{20/10}$	0.7802	0.781	0.0008

TABLE 3.2 – Comparaison des résultats d’analyse des profils entre l’application développée et le logiciel *Do* de Sun Nuclear

Paramètre	Sun Nuclear	Application développée	Écart
Profil 20×20 cm – profondeur 10 cm			
Pénombre (-) (cm)	0.714	0.737	0.023
Pénombre (+) (cm)	0.713	0.737	0.024
Flatness (%)	2.21	2.19	0.02
Area Symmetry (%)	0.29	0.29	0.00
Profil 20×20 cm – profondeur Dmax			
Pénombre (-) (cm)	0.428	0.425	0.003
Pénombre (+) (cm)	0.424	0.425	0,001
Flatness (%)	1.43	1.43	0.00
Area Symmetry (%)	0.33	0.27	0.06

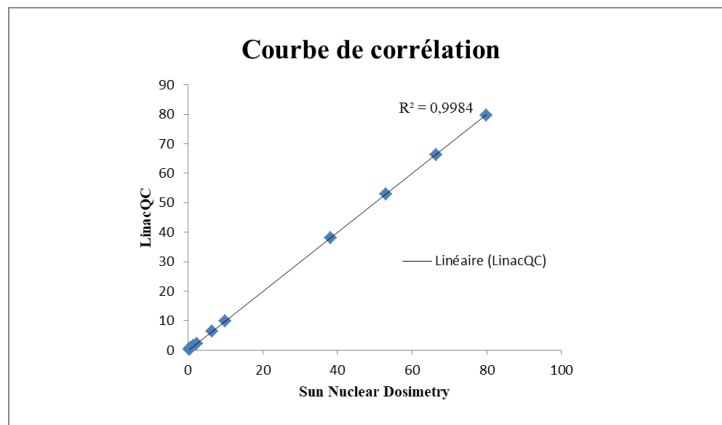


FIGURE 3.35 – Corrélation entre les valeurs obtenues avec l’application *LinacQC* et les valeurs de référence du système Sun Nuclear Dosimetry.

3.6 Discussion

Le développement de l’application présentée dans ce mémoire s’inscrit dans un contexte de modernisation des méthodes de contrôle de qualité (CQ) en radiothérapie, avec pour objectif principal de rendre ces procédures plus accessibles, automatisées et fiables. L’utilisation de l’imagerie portale (EPID) comme outil de vérification des paramètres mécaniques et dosimétriques des accélérateurs linéaires représente une avancée significative dans le domaine.

3.6.1 Analyse des résultats obtenus

L'application a démontré sa capacité à extraire et analyser automatiquement les profils de dose à partir d'images DICOM issues de l'EPID. L'évaluation de la taille de champ, de la symétrie et de la planéité du faisceau s'est avérée conforme aux tolérances recommandées, avec une précision jugée suffisante pour un usage clinique.

La comparaison des distances mesurées aux bords du champ avec les dimensions prévues a permis de valider le bon fonctionnement du module de mesure, avec une classification des écarts en trois niveaux (vert, orange, rouge) facilitant l'interprétation. De même, les décalages des lames MLC ont été correctement identifiés et catégorisés selon des seuils cliniques (OK, Moyen, Élevé), offrant une visualisation rapide et fiable de la conformité géométrique.

Concernant l'analyse dosimétrique, les paramètres extraits des PDD (D_{100} , D_{200} , R_{80} , Q_i) présentent des écarts négligeables par rapport aux valeurs issues du logiciel commercial *Sun Nuclear Dosimetry*, avec des différences de l'ordre de 0.01 à 0.03 en pourcentage ou en centimètre. Cette cohérence confirme la robustesse des algorithmes de traitement.

L'évaluation des profils horizontaux et verticaux a également permis une analyse précise des indices de symétrie, de planéité et de pénombre. Les écarts constatés avec les résultats de référence sont très faibles (souvent inférieurs à 0.03 cm ou 0.06 %), ce qui valide l'exactitude de l'analyse graphique réalisée par l'application.

L'analyse de la figure 3.35 montre une très forte corrélation entre les valeurs mesurées avec l'application développée *LinacQC* et les valeurs de référence issues du système *Sun Nuclear Dosimetry*. Le coefficient de détermination obtenu est $R^2 = 0,9984$, ce qui indique une correspondance quasi parfaite entre les deux jeux de données. Cette valeur élevée témoigne de la précision des algorithmes d'analyse implémentés dans l'application et valide son utilisation pour les tests dosimétriques en pratique clinique.

Enfin, l'interface utilisateur, développée avec MATLAB App Designer, s'est révélée ergonomique et intuitive, facilitant la navigation entre les différentes étapes du contrôle qualité : chargement de l'image, tracé des profils, calcul des paramètres et affichage des résultats sous forme textuelle et graphique. La calibration spatiale (0.24853 mm/pixel), réalisée à l'aide d'un fantôme AQUILAB, a joué un rôle déterminant dans la précision des mesures.

3.6.2 Limites rencontrées

Malgré les résultats encourageants obtenus avec l'application *LinacQC*, plusieurs limites ont été rencontrées au cours de ce travail :

- **Contraintes liées à la version MATLAB R2017** : l'utilisation de MATLAB R2017, imposée par l'environnement de travail, a limité l'accès à certaines fonctionnalités récentes disponibles dans les versions ultérieures. Par exemple, le coloriage conditionnel des lignes d'une *UITable* (utile pour visualiser les décalages des lames MLC) n'est pas pris en charge nativement, ce qui a restreint les options d'interface dynamique et intuitive.
- **Temps de développement restreint** : le projet a été mené sur une période de trois mois, ce qui a nécessité une gestion rigoureuse des priorités. Le temps limité de program-

mation n'a pas permis d'intégrer d'autres modules de contrôle liés à l'imagerie, comme l'analyse de la position de l'isocentre ou l'évaluation des fuites inter-lames MLC, pourtant essentiels dans une évaluation complète du faisceau.

- **Peu de références similaires identifiées** : bien que des études existent sur l'utilisation des images EPID pour le contrôle qualité, peu de travaux détaillent le développement d'une application MATLAB personnalisée intégrant à la fois l'analyse dosimétrique (PDD, profils) et mécanique (positions MLC) à partir d'images DICOM. Cette rareté dans la littérature a limité les possibilités de comparaison directe ou de validation externe, tout en soulignant l'originalité et l'approche intégrée du travail réalisé.

3.6.3 Perspectives d'amélioration

Plusieurs pistes d'amélioration peuvent être envisagées :

- Intégration de nouveaux paramètres de contrôle qualité, notamment le positionnement de l'isocentre, afin d'élargir la couverture fonctionnelle de l'application.
- Amélioration de l'interface utilisateur avec un design plus moderne et ergonomique, favorisant une expérience utilisateur fluide et intuitive.
- Optimisation de la modularité du code pour faciliter l'ajout futur de fonctionnalités et la maintenance logicielle.
- Mise en place d'une base de données centralisée, sécurisée par cryptage, pour le stockage des résultats et le suivi longitudinal des contrôles qualité.
- Mise en place de fonctionnalités d'exportation de rapports personnalisés pour faciliter le suivi et la documentation des contrôles qualité.

3.7 Conclusion

Ce chapitre a présenté en détail les différentes étapes de développement de l'application dédiée au contrôle qualité des accélérateurs linéaires en radiothérapie. De la conception de l'interface graphique à l'intégration des fonctionnalités techniques telles que l'analyse d'images DICOM, le calcul de la taille de champ, le positionnement des lames MLC, l'exploitation des fichiers ASC et l'évaluation des profils dosimétriques, chaque module a été implémenté de manière à répondre aux exigences spécifiques du domaine.

Des tests fonctionnels ont permis de vérifier la fiabilité des résultats obtenus, démontrant la pertinence de l'application dans un contexte de contrôle qualité. Les atouts et limites ont été discutés en vue d'améliorations futures, et une comparaison avec des outils existants a permis de situer cette réalisation dans un cadre plus large.

Ce travail de développement constitue ainsi une contribution concrète à la pratique du contrôle qualité en radiothérapie. La conclusion générale du mémoire viendra récapituler l'ensemble de l'étude, en évaluant sa portée, ses apports et ses perspectives.

Conclusion Générale

Au terme de ce travail de mémoire, nous avons étudié l'utilisation des systèmes d'imagerie portale (EPID) dans le cadre du contrôle de qualité des accélérateurs linéaires en radiothérapie. L'objectif principal était de développer une approche pratique et fiable permettant de vérifier certains paramètres mécaniques et dosimétriques essentiels au bon fonctionnement de ces dispositifs.

Dans un premier temps, un état de l'art a permis de mieux comprendre les principes de fonctionnement des systèmes EPID et leur intérêt croissant dans les contrôles de routine. Ensuite, une application dédiée a été conçue et testée, permettant l'analyse automatisée de différents paramètres de qualité à partir d'images DICOM. Cette approche vise à faciliter les procédures de contrôle en les rendant plus rapides, plus reproductibles et moins sujettes aux erreurs humaines.

Les résultats obtenus montrent que l'EPID peut constituer un outil efficace pour évaluer la symétrie, la planéité, la taille de champ, ainsi que d'autres paramètres clés. L'intégration de ces analyses dans une interface conviviale constitue une avancée vers une meilleure standardisation des contrôles de qualité en radiothérapie.

Toutefois, ce travail reste perfectible. Des validations supplémentaires sur un plus grand nombre de cas cliniques, ainsi que l'intégration d'autres paramètres de contrôle, pourraient enrichir l'application développée. Par ailleurs, l'interopérabilité avec différents types d'accélérateurs ou de systèmes de gestion de patients représente une perspective de développement future.

En conclusion, ce mémoire contribue à la mise en œuvre d'un outil complémentaire aux méthodes classiques de contrôle qualité, en s'appuyant sur l'imagerie EPID. Il ouvre la voie à une automatisation plus poussée et à une plus grande fiabilité dans l'assurance qualité en radiothérapie.

Annexe : Contrôles de qualité des accélérateurs linéaires

Cette annexe regroupe les tableaux récapitulatifs des principaux contrôles de qualité recommandés pour les accélérateurs linéaires, classés selon leur fréquence : quotidienne, mensuelle et annuelle.

Les tableaux présentés ci-dessous sont **reproduits fidèlement** à partir du rapport du **Task Group 142 (TG-142)** publié par l'*American Association of Physicists in Medicine (AAPM)* [10].

Contrôle journalier

TABLE I. Daily.

Procedure	Machine-type tolerance		
	Non-IMRT	IMRT	SRS/SBRT
Dosimetry			
X-ray output constancy (all energies)			
Electron output constancy (weekly, except for machines with unique e-monitoring requiring daily)		3%	
Mechanical			
Laser localization	2 mm	1.5 mm	1 mm
Distance indicator (ODI) @ iso	2 mm	2 mm	2 mm
Collimator size indicator	2 mm	2 mm	1 mm
Safety			
Door interlock (beam off)		Functional	
Door closing safety		Functional	
Audiovisual monitor(s)		Functional	
Stereotactic interlocks (lockout)	NA	NA	Functional
Radiation area monitor (if used)		Functional	
Beam on indicator		Functional	

Contrôle mensuel

TABLE II. Monthly.

Procedure	Machine-type tolerance		
	Non-IMRT	IMRT	SRS/SBRT
Dosimetry			
X-ray output constancy			
Electron output constancy		2%	
Backup monitor chamber constancy			
Typical dose rate ^a output constancy	NA	2% (@ IMRT dose rate)	2% (@ stereo dose rate, MU)
Photon beam profile constancy		1%	
Electron beam profile constancy		1%	
Electron beam energy constancy		2%/2 mm	
Mechanical			
Light/radiation field coincidence ^b		2 mm or 1% on a side	
Light/radiation field coincidence ^b (asymmetric)		1 mm or 1% on a side	
Distance check device for lasers compared with front pointer		1mm	
Gantry/collimator angle indicators (@ cardinal angles) (digital only)		1.0°	
Accessory trays (i.e., port film graticle tray)		2 mm	
Jaw position indicators (symmetric) ^c		2 mm	
Jaw position indicators (asymmetric) ^d		1 mm	
Cross-hair centering (walkout)		1 mm	
Treatment couch position indicators ^e	2 mm/1°	2 mm/1°	1 mm/0.5°
Wedge placement accuracy		2 mm	
Compensator placement accuracy ^f		1 mm	
Latching of wedges, blocking tray ^g		Functional	
Localizing lasers	±2 mm	±1 mm	< ±1 mm
Safety			
Laser guard-interlock test		Functional	
Respiratory gating			
Beam output constancy		2%	
Phase, amplitude beam control		Functional	
In-room respiratory monitoring system		Functional	
Gating interlock		Functional	

^aDose monitoring as a function of dose rate.

^bLight/radiation field coincidence need only be checked monthly if light field is used for clinical setups.

^cTolerance is summation of total for each width or length.

^dAsymmetric jaws should be checked at settings of 0.0 and 10.0.

^eLateral, longitudinal, and rotational.

^fCompensator based IMRT (solid compensators) require a quantitative value for tray position (wedge or blocking tray slot) set at a maximum deviation of 1.0 mm from the center of the compensator tray mount and the cross hairs.

^gCheck at collimator/gantry angle combination that places the latch toward the floor.

Contrôle annuel

TABLE III. Annual.

Procedure	Machine-type tolerance		
	Non-IMRT	IMRT	SRS/SBRT
Dosimetry			
X-ray flatness change from baseline		1%	
X-ray symmetry change from baseline		±1%	
Electron flatness change from baseline		1%	
Electron symmetry change from baseline		±1%	
SRS arc rotation mode (range: 0.5–10 MU/deg)	NA	NA	Monitor units set vs delivered: 1.0 MU or 2% (whichever is greater) Gantry arc set vs delivered: 1.0° or 2% (whichever is greater)
X-ray/electron output calibration (TG-51)		±1% (absolute)	
Spot check of field size dependent output factors for x ray (two or more FSS)		2% for field size <4×4 cm ² , 1% ≥4×4 cm ²	
Output factors for electron applicators (spot check of one applicator/energy)		±2% from baseline	
X-ray beam quality (PDD ₁₀ or TMR ₁₀ ²⁰)		±1% from baseline	
Electron beam quality (<i>R₅₀</i>)		±1 mm	
Physical wedge transmission factor constancy		±2%	
X-ray monitor unit linearity (output constancy)	±2% ≥5 MU	±5% (2–4 MU), ±2% ≥5 MU	±5% (2–4 MU), ±2% ≥5 MU
Electron monitor unit linearity (output constancy)		±2% ≥5 MU	
X-ray output constancy vs dose rate		±2% from baseline	
X-ray output constancy vs gantry angle		±1% from baseline	
Electron output constancy vs gantry angle		±1% from baseline	
Electron and x-ray off-axis factor constancy vs gantry angle		±1% from baseline	
Arc mode (expected MU, degrees)		±1% from baseline	
TBI/TSET mode		Functional	
PDD or TMR and OAF constancy		1% (TBI) or 1 mm PDD shift (TSET) from baseline	
TBI/TSET output calibration		2% from baseline	
TBI/TSET accessories		2% from baseline	
Mechanical			
Collimator rotation isocenter		±1 mm from baseline	
Gantry rotation isocenter		±1 mm from baseline	
Couch rotation isocenter		±1 mm from baseline	
Electron applicator interlocks		Functional	
Coincidence of radiation and mechanical isocenter	±2 mm from baseline	±2 mm from baseline	±1 mm from baseline
Table top sag		2 mm from baseline	
Table angle		1°	
Table travel maximum range movement in all directions		±2 mm	
Stereotactic accessories, lockouts, etc.	NA	NA	Functional
Safety			
Follow manufacturer's test procedures		Functional	
Respiratory gating			
Beam energy constancy		2%	
Temporal accuracy of phase/amplitude gate on		100 ms of expected	
Calibration of surrogate for respiratory phase/amplitude		100 ms of expected	
Interlock testing		Functional	

Bibliographie

- [1] International Atomic Energy AGENCY. *Quality Assurance for Radiotherapy : A guide to implementing the recommendations of the IAEA/WHO Safety Standards Series*. IAEA publication. Vienna, Austria : International Atomic Energy Agency, 2010.
- [2] Lucas Dal BOSCO. « Dosimétrie basée sur l'imagerie portale par apprentissage de réseaux de neurones convolutifs pour l'assurance qualité spécifique au patient en radiothérapie externe ». NNT : 2023ISAT0032. Thèse de doctorat. INSA de Toulouse, 2023.
- [3] Isabelle CHABERT. « Développement et validation d'un modèle de sources virtuelles adapté à la prédiction d'images EPID pour le contrôle qualité des traitements de RCMI ». Thèse de doctorat. Université Paris Sud - Paris XI, fév. 2015. URL : <https://theses.hal.science/tel-01325218>.
- [4] El Hadj DAHI et Lamia MEHERCHI. « Système de double calcul dosimétrique ». Option : Radioprotection et Imagerie Médicales. Mémoire de Master en Physique Médicale. Université Abou Bekr Belkaid Tlemcen, Faculté des Sciences, Département de Physique, 2011.
- [5] Elhadj DAHI. *Composantes et Principe de fonctionnement des accélérateurs linéaires*. Université Abou-Bekr Belkaid Tlemcen, Cours du module de Dosimétrie, spécialité en Physique Médicale, document non publié. 2025.
- [6] Wouter van ELMPT et al. « A literature review of electronic portal imaging for radiotherapy dosimetry ». In : *Radiotherapy and Oncology* 88.3 (2008), p. 289-309. ISSN : 0167-8140. DOI : 10.1016/j.radonc.2008.07.008. URL : <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0167814008003721>.
- [7] A. M. FRELIN-LABALME. « Développement du DosiMap : Instrument de dosimétrie pour le contrôle qualité en radiothérapie ». Discipline : Physique Nucléaire Théorique. Thèse de doctorat. Université de Caen, 2006.
- [8] J-P GÉRARD et al. « Histoire de l'évolution des techniques de radiothérapie ». In : *Bulletin du Cancer* 97.7 (2010), p. 743-751.

- [9] Peter B. GREER et Carmen C. POPESCU. « Dosimetric properties of an amorphous silicon electronic portal imaging device for verification of dynamic intensity modulated radiation therapy ». In : *Medical Physics* 30.7 (2003), p. 1618-1627. DOI : 10.1118/1.1582469.
- [10] Eric E. KLEIN et al. « Task Group 142 report : quality assurance of medical accelerators ». In : *Medical Physics* 36.9 (sept. 2009). Task Group 142, American Association of Physicists in Medicine, p. 4197-4212. DOI : 10.1118/1.3190392.
- [11] J. S. LI et al. « Clinical implementation of intensity-modulated tangential beam irradiation for breast cancer ». In : *Medical Physics* 31.5 (mai 2004), p. 1023-1031. DOI : 10.1118/1.1690195.
- [12] L. MASI et al. « Quality assurance of volumetric modulated arc therapy : evaluation and comparison of different dosimetric systems ». In : *Medical Physics* 38.2 (2011), p. 612-621. DOI : 10.1118/1.3533900.
- [13] S. E. MOGHADAM et al. « Evaluation of EPID performance for accelerator quality control ». In : *Journal of Biomedical Physics and Engineering* 8.3 (2018), p. 287-296.
- [14] Sasa MUTIC, Todd PAWLICKI et Colin G. ORTON. « EPID-based daily quality assurance of linear accelerators will likely replace other methods within the next ten years ». In : *Medical Physics* 43.6 (juin 2016), p. 2691-2693. DOI : 10.1118/1.4944423.
- [15] A. NISBET et A. WARD. « Radiotherapy equipment—purchase or lease? » In : *The British Journal of Radiology* 74.884 (2001), p. 735-744. DOI : 10.1259/bjr.74.884.740735.
- [16] American Association of PHYSICISTS IN MEDICINE. *Task Group 142 : Quality Assurance of Medical Accelerators*. Rapp. tech. Report No. 142. AAPM report. New York, USA : American Association of Physicists in Medicine, 2009.
- [17] L. POTTERS et al. « American Society for Therapeutic Radiology and Oncology (ASTRO) and American College of Radiology (ACR) practice guideline for the performance of stereotactic body radiation therapy ». In : *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics* 76.2 (fév. 2010). American Society for Therapeutic Radiology and Oncology ; American College of Radiology, p. 326-332. DOI : 10.1016/j.ijrobp.2009.09.042.
- [18] Marie SEBBAN. *Systèmes d'imagerie pour le contrôle de traitement en radiothérapie*. Rapport de stage d'ingénieur de troisième année. Maîtres de stage : Chantal Ginestet, David Sarrut. Centre Léon Bérard, 28 rue Laënnec, 69373 Lyon, France : École Centrale de Nantes, Juin-Septembre 2003.
- [19] M. K. SEMWAL. « Khan's The Physics of Radiation Therapy ». In : *Journal of Medical Physics* 45.2 (avr. 2020), p. 134-135. DOI : 10.4103/jmp.JMP_17_20.

- [20] B. SUN et al. « Daily quality assurance of a linear accelerator using only EPID and OBI imaging ». In : *Medical Physics* 42.9 (2015), p. 5584-5594. DOI : 10.1118/1.4928305.
- [21] Y. UCHIYAMA et K. MORITA. « Three-dimensional conformal radiotherapy with multi-leaf collimator ». Japanese. In : *Igaku Butsuri* 21.1 (2001), p. 35-49.
- [22] D. VERELLEN et al. « Innovations in image-guided radiotherapy ». In : *Nature Reviews Cancer* 7.12 (déc. 2007). Erratum in : *Nat Rev Cancer*. 2008 Jan;8(1) :71, p. 949-960. DOI : 10.1038/nrc2288.

Résumé

Le contrôle de qualité des accélérateurs linéaires constitue une étape fondamentale pour garantir la sécurité et la précision des traitements en radiothérapie. Ce mémoire porte sur l'utilisation du dispositif d'imagerie portale électronique (EPID) pour la réalisation des contrôles de qualité et la vérification des différents paramètres des accélérateurs linéaires. Une interface a été développée pour automatiser certaines vérifications essentielles, telles que la détermination précise de la taille de champ et l'analyse du positionnement des lames du collimateur multilames (MLC) à partir des images DICOM. Les fichiers au format .asc ont également été utilisés pour tracer les profils de dose et les courbes de pourcentage de dose en profondeur (PDD), permettant de calculer plusieurs paramètres dosimétriques : la symétrie, la planéité et la pénombre. Ce travail vise à faciliter le traitement des données, à optimiser le suivi de la performance des accélérateurs et à promouvoir l'intégration de ces outils dans les procédures de contrôle périodique.

Mots-clés : Radiothérapie, Contrôle de qualité, Accélérateur linéaire, EPID, DICOM, MLC, PDD, Dosimétrie.

Abstract

Quality control of linear accelerators is a fundamental step to ensure the safety and accuracy of radiotherapy treatments. This thesis focuses on the use of the Electronic Portal Imaging Device (EPID) for quality control procedures and verification of various parameters of linear accelerators. A dedicated interface was developed to automate essential verifications, such as accurate field size determination and multileaf collimator (MLC) leaf positioning analysis using DICOM images. In addition, .asc files were used to plot dose profiles and Percentage Depth Dose (PDD) curves, enabling the calculation of key dosimetric parameters including symmetry, flatness, and penumbra. This work contributes to simplifying data analysis, improving accelerator performance monitoring, and encouraging the integration of such tools into routine quality assurance procedures.

Keywords: Radiotherapy, Quality control, Linear accelerator, EPID, DICOM, MLC, PDD, Dosimetry.

المخلص

يهدف هذا البحث إلى دراسة استخدام جهاز التصوير البوابي الإلكتروني (EPID) في تنفيذ اختبارات مراقبة الجودة والتحقق من مختلف المعايير التقنية للمسّعات الخطية. تم إجراء دراسة تجريبية اعتماداً على صور DICOM المستخرجة من جهاز EPID المدمج في مسرّع TrueBeam التابع لشركة Varian. تم تطوير واجهة برمجية تسهّل عمليات التحقق الأساسية، مثل تحديد حجم الحقل بدقة، وتحليل تموضع شفرات الكوليماتور المتعدد الأوراق (MLC). كما تم استخدام ملفات بصيغة .asc لرسم ملفات الجرعة ومنحنيات نسبة الجرعة بالعمق (PDD)، مما سمح بحساب معايير جرعية مثل التماثل، التسطیح، والحافة. يهدف هذا العمل إلى تبسيط معالجة البيانات، وتحسين مراقبة أداء المسرّعات، وتعزيز دمج هذه الأدوات في إجراءات المراقبة الدورية واليومية.

الكلمات المفتاحية: العلاج الإشعاعي، مراقبة الجودة، المسرّع الخطي، التصوير البوابي الإلكتروني، DICOM، الكوليماتور المتعدد الأوراق، الجرعة بالعمق، التماثل، التسطیح، الحافة.