

République Algérienne Démocratique et populaire
Ministère de l'Enseignement supérieur et de la Recherche scientifique
Université Kasdi Merbah -Ouargla



Faculté des Mathématiques et des sciences de la Matière
Département de Physique

Mémoire
Présenté en vue de l'obtention du diplôme de master professionnel en
Physique Médicale

Présenté par : Aoun Minata Allah Khedidja

Thème

**Effet des programmes de contrôle de qualité sur la
performance des accélérateurs linéaires en radiothérapie**

Soutenue publiquement le :04 /06/2024

Devant le jury

Mme. Lemkeddem Soumaya	MCA	Président	UKMO
Mr. Atoui Mohamed	MCA	Examineur	UKMO
Mr. Tedjini Mohammed Hocine	Dr	Encadreur	UKMO
Mme. Ayat Zahia	MCA	Invité	UKMO

Année Universitaire : 2025/2026

الوفاء

الحمد لله الذي وفقني وأعانتني على إتمام هذا العمل المتواضع.

أهدي ثمرة جهدي وتخرجي هذا إلى أعز الناس على قلبي، إلى من كانا سبب نجاحي بعد الله، إلى والديّ الكريمين، حفظهما الله وأطال في عمرهما، عرفانًا بفضلهما، وتقديرًا لتضحياتهما ودعمهما المتواصل لي طوال مشواري الدراسي.

إلى إخوتي وأفراد عائلتي، الذين كانوا دائمًا سندًا لي ومصدر قوة وتشجيع.

إلى أساتذتي الكرام، الذين أناروا طريقي بالعلم والمعرفة، وكان لهم الفضل في تكويني العلمي.

إلى صديقاتي وزميلاتي العزيزات: بوصبيع فائزة، بيبي شياء، عون مريم، صوطي سلسبيل، بن عون بلقيس، بوكبة سرور، ميلي أميرة، بركات أم الخير، كحلاوي دعاء نور الهدى، دمان آية، وسيوان آية الرحمان اللواتي شاركنني أجمل اللحظات ووقفن إلى جانبي بالدعم والتشجيع طوال هذه المرحلة.

كما أهدي هذا العمل إلى كل من ساعدني وساندني ولو بكلمة طيبة، وإلى كل من كان له أثر جميل في حياتي الدراسية.

أسأل الله أن يجعل هذا العمل خطوة مباركة نحو مستقبل أفضل، وأن يوفق الجميع لما فيه الخير والنجاح.

Remerciements

Avant tout, je remercie ALLAH, le Tout-Puissant, de m'avoir donné la force, le courage et la patience nécessaire pour mener ce travail à son terme.

Je tiens à adresser mes sincères remerciements à notre encadreur, Mr. Tedjini Mohammed Hocine, pour son accompagnement, ses précieux conseils, son soutien constant, ainsi que le temps et les efforts qu'il nous a consacrés tout au long de cette étude. Son encadrement et ses orientations ont été d'une grande valeur pour l'aboutissement de ce travail.

Je remercie chaleureusement tout le personnel du service de radiothérapie de l'Établissement Public Hospitalier de Ouargla, notamment Dr. Kouadri Mostfaoui et Dr. Dama Ahmed, pour leur accueil, leur disponibilité, leur professionnalisme et leur générosité durant la période de stage.

Je tiens également à adresser mes sincères remerciements aux membres du jury qui nous ont fait l'honneur d'évaluer ce travail. Mes remerciements vont particulièrement à Mme Lemkeddem Soumaya, Présidente du jury, à Mr Atoui Mohamed, Examineur, ainsi qu'à Mme Ayat Zahia, Invitée. Je leur exprime toute ma gratitude pour le temps consacré à la lecture et à l'évaluation de ce mémoire, ainsi que pour leurs remarques et suggestions pertinentes qui ont contribué à enrichir ce travail.

Je remercie également Dr. Moussi Abdelhamid, Dr. Khaled Lemnaouer, Dr. Mechri Med Laid, Dr. Mahboub Abdel Basset, Dr. Abdelhakim Chergui et Dr. Henna Hicham pour leurs enseignements, leurs conseils et leur contribution à notre formation tout au long de notre parcours universitaire.

J'adresse aussi mes sincères remerciements à l'ensemble du personnel médical, paramédical, administratif, aux physiciens médicaux, manipulateurs, techniciens ainsi qu'à tous les travailleurs du service, chacun selon son nom, sa fonction et sa place, pour leur aide, leurs conseils et leur bonne collaboration, qui ont grandement enrichi cette expérience professionnelle et humaine.

Mes remerciements vont aussi à mes amis et camarades de promotion pour leurs encouragements, leur soutien, leurs conseils et les moments de partage tout au long de cette période d'étude.

Enfin, j'adresse ma gratitude à toutes les personnes ayant contribué, directement ou indirectement, à la réussite de ce travail.

Table des matières

Remerciements.....	i
Table des matières.....	ii
Liste de figure.....	v
Liste de tableau.....	vi
Liste des abréviations.....	iv
Nomenclature.....	v
Résumé:	v
المخلص.....	v
Abstract:	vi
Introduction générale	01
Chapitre I: Généralités sur la radiothérapie et les accélérateurs linéaires	
<u>I.1 Introduction</u>	02
<u>I.2 La radiothérapie et de ses types</u> :.....	02
<u>I.2.1 La radiothérapie</u>	02
<u>I.2.2 Les types de la radiothérapie</u> :.....	02
<u>I.2.2.1 La radiothérapie interne</u> :	03
<u>I.2.2.2 La radiothérapie externe</u> :	03
<u>I.3 Concepts dosimétriques en radiothérapie</u> :.....	04
<u>I.4 Interactions des rayonnements ionisants avec la matière</u> :.....	04
<u>I.5 Classification des interactions.</u>	04
<u>I.6 Effets biologiques des rayonnements ionisants</u> :.....	07
<u>IV.1 I.7 Principes biologiques de la radiothérapie</u> :.....	08
<u>I.8 Notions de doses en radiothérapie et protection des tissus sains</u> :.....	09
V.1 I.8.1 Notions de dose en radiothérapie.....	09
V.2 I.8.2 Notion de volumes en radiothérapie :.....	10
<u>I.9 Principe de fonctionnement de l'accélérateur linéaire</u> :.....	12
<u>I.9.1 Définition et importance du LINAC</u> :.....	12
<u>I.9.2 Principe physique de l'accélération des électrons</u> :.....	12
<u>I.10 Les principaux composants d'un accélérateur linéaire et leurs fonctions</u>	13
<u>I.11 Les différentes étapes du traitement en radiothérapie</u>	21
<u>Conclusion</u> :.....	26

Chapitre II Critères de qualité en radiothérapie

II.1 Introduction.....	28
II.2 Définition des critères de qualité et leur importance.....	28
II.3 Protocoles et normes internationales :.....	29
II.3.1 IAEA :	29
II.3.2 Le rapport TG-142 de AAPM :.....	29
II.3.3 Le rapport IAEA TRS-398 :.....	30
II.3.4 ISO 9001 :.....	31
II.4 Tests et contrôles de qualité des équipements :.....	31
II.5 Tolérances et critères d'acceptation :.....	33
II.6 Conclusion :.....	34

Chapitre III : Méthodologie de l'étude

III.1 Introduction.....	38
III.2 Description du service de radiothérapie.....	38
III.3 Matériel :.....	39
III.3.2 Electromètre :.....	39
III.3.3 Fantôme d'eau :.....	40
III.3.4 Thermomètre et Baromètre :.....	40
III.3.5 Chamber d'ionisation :	41
III.3.6 Utilisation du PTW QuickCheck :.....	42
III.3.7 MultiPlan Système de planification de traitement associé au CyberKnife ..	42
III.4 Méthodologie de travail :.....	43
III.4.1 Utilisation du PTW QuickCheck.....	43
III.4.2 Contrôle de Qualité géométrique.....	43
III.4.3 Contrôle du TPR :.....	44
III.4.4 Facteur d'ouverture du collimateur :.....	44
III.4.5 Prévisibilité et mesure de linéarité :.....	45
III.4.6 Control trimestriel :.....	45
III.4.7 Control TPS :.....	48
III.5 Conclusion :.....	48

Chapitre IV : Résultats et Discussion

IV.1 Introduction :.....	51
IV.2 Résultats et Discussion :.....	51

IV.2.1 Utilisation du PTW QuickCheck:.....	51
IV.2.2 Contrôle de Qualité géométrique :.....	53
IV.2.3 Contrôle du TPR :	55
IV.2.4 Facteur d'ouverture du collimateur :.....	57
IV.2.5 Prévisibilité et mesure de linéarité :.....	59
IV.2.6 Control trimestriel :	63
IV.2.7 Test de répétabilité :.....	65
IV.2.8. Control TPS	70
:.....	
Conclusion :.....	74
Conclusion Générale	75
Les références.....	76

Liste de figure

Figure 1 : Les types de la radiothérapie	2
Figure 2 : Représentation schématisée de l'effet photo-électrique.	4
Figure 3 : Représentation schématisée de la diffusion Compton	5
Figure 4 : Représentation schématisée du phénomène de production de paires.....	5
Figure 5 : Représentation de la prédominance des effets	6
Figure 6 : Interactions électrons-matière : photons de freinage (gauche) et photons caractéristiques (droite)	7
Figure 7 : L'Effet Direct des Rayonnements Ionisants sur l'ADN.....	7
Figure 8 : Effets Indirects des Rayonnements Ionisants sur l'ADN.....	8
Figure 9 : Effets biologiques des rayonnements ionisants sur la tumeur et les tissus sains	8
Figure 10 : Concepts des volumes définis par l'ICRU pour la planification en radiothérapie.....	11
Figure 11 : Schéma d'un accélérateur linéaire.....	14
Figure 12 : Un accélérateur linéaire utilisé en radiothérapie (CAC Ouargla).....	15
Figure 13 : Collimateur multi-lames (MLC) en radiothérapie	16
Figure 14 : Schéma simplifié du bras d'un accélérateur.....	17
Figure 15 : Schéma récapitulatif des différentes étapes du traitement en radiothérapie	21
Figure 16 : Programme de contrôle qualité des équipements en radiothérapie	31
Figure 17: Service de radiothérapie Ouargla.....	38
Figure 18 : Accélérateur linéaire (LINAC) de radiothérapie	39
Figure 19 : PTW UNIDOS Electromètre.....	39
Figure 20 : Système de fantôme d'eau automatique avec bras motorisé et réservoir	40
Figure 21 : Dispositif de mesure de la précision de l'eau (p) dans le fantôme d'eau.	40
Figure 22 : Dispositif de mesure de la température de l'eau (T) dans le fantôme d'eau.	40
Figure 23: Plane-parallel ionization chamber.....	41
Figure 24: Cylindrical chamber ionization	41
Figure 25: PTW QuickCheck pour les tests de constance dosimétrique quotidienne	42
Figure 26 : planification de radiothérapie.....	42
Figure 27 : Courbe de profil de faisceau dans le TPS	46
Figure 28: Courbe PDD dans le TPS	46
Figure 29: fantôme cylindrique de contrôle dosimétrique avec positions multiples	47
Figure 30 : Simulation du fantôme cylindrique dans le système de (TPS).....	47
Figure 31: Contrôle qualité du TPS du LINAC – Analyse de la courbe de dose..	48
Figure 32: PTW QuickCheck – Contrôle qualité du faisceau	51
Figure 33: Facteur d'ouverture en fonction du champ d'irradiation (6 MeV et 18 MeV)	58
Figure 34: Charge mesurée en fonction des MU à 6 MV	59
Figure 35: Charge mesurée en fonction des MU à 18 MV	60
Figure 36: Courbe PDD du faisceau photonique à 18 MV	63

Figure 37:Profil de dose du faisceau photonique à 6 MV	64
Figure 38:Position des points de mesure (Q1 à Q5) dans le fantôme.....	65
Figure 39:Différence entre les doses (Linac -TPS) à 6MV.....	68
Figure 40:Différence entre les doses (Linac -TPS) à 18MV	69
Figure 41:Comparaison entre la ose calculée par le TPS et la dose mesurée sur le LINAC	73

Liste de tableau

Tableau 1:Tolérances et critères d'acceptation en radiothérapie (selon AAPM TG-142[13])	32
Tableau 2 : Résultats du contrôle qualité du faisceau photonique à l'aide du PTW QuickCheck.....	52
Tableau 3 : QC mécanique de la table (DSP = 100 cm) :	53
Tableau 4: Résultats du contrôle géométrique du LINAC	53
Tableau 5:Vérification des angles du collimateur	54
Tableau 6:Mesures de la charge à 20 cm de profondeur (6 MV)	55
Tableau 7:Mesures de la charge à 10 cm de profondeur (6 MV)	55
Tableau 8:Mesures de la charge à 20 cm de profondeur (18 MV)	56
Tableau 9 : Mesures de la charge à 10 cm de profondeur (18 MV)	56
Tableau 10:récapitulatif du facteur d'ouverture du collimateur	57
Tableau 11: Charge mesurée en fonction des MU (6 MV).....	59
Tableau 12 : Charge mesurée en fonction des MU (18MV).....	60
Tableau 13:Doses TPS à 6 MV aux points Q1 à Q5	65
Tableau 14:Doses TPS à 18MV aux points Q1 à Q5	65
Tableau 15:Charge mesurée à 6 MV aux points Q1 à Q5.....	66
Tableau 16:Charge mesurée à 18MV aux points Q1 à Q5.....	66
Tableau 17:Charge mesurée à 6 MV aux points Q1 à Q5.....	66
Tableau 18:Charge mesurée à 18MV aux points Q1 à Q5.....	66
Tableau 19:Doses mesure à 6 MV aux points Q1 à Q5	67
Tableau 20:Doses mesure à 18MV aux points Q1 à Q5	68
Tableau 23: Comparaison des profils de dose calculés par le TPS et mesurés sur le LINAC	70
Tableau 26: Comparaison des profils de dose calculés par le TPS et mesurés sur le LINAC	70
Tableau 29:Comparaison des profils de dose calculés par le TPS et mesurés sur le LINAC Energy 6 MV	71
Tableau 32:Comparaison des profils de dose calculés par le TPS et mesurés sur le LINAC Energy 18 MV	71
Tableau 35:Comparaison des profils de dose calculés par le TPS et mesurés sur le LINAC Energy 6 MV	72
Tableau 38:Comparaison des profils de dose calculés par le TPS et mesurés sur le LINAC Energy 18 MV	72

Liste des abréviations

Abréviation	Signification
ADN	Acide Désoxyribonucléique
AAPM	American Association of Physicists in Medicine
ASTRO	American Society for Radiation Oncology
CBCT	Cone Beam Computed Tomography
CTV	Clinical Target Volume
CT	Computed Tomography
DVH	Dose Volume Histogram
EPID	Electronic Portal Imaging Device
GTV	Gross Tumour Volume
Gy	Gray
IAEA	International Atomic Energy Agency
IMRT	Intensity Modulated Radiation Therapy
IRM	Imagerie par Résonance Magnétique
ISO	International Organization for Standardization
ITV	Internal Target Volume
LET	Linear Energy Transfer
LINAC	Linear Accelerator
MLC	Multi Leaf Collimator
NTCP	Normal Tissue Complication Probability
OAR	Organ At Risk
PFN	Pulse Forming Network
PRV	Planning Organ at Risk Volume
PTV	Planning Target Volume

QA	Quality Assurance
QC	Quality Control
QM	Quality Management
RCMI	Radiothérapie Conformationnelle avec Modulation d'Intensité
SBRT	Stereotactic Body Radiation Therapy
TCP	Tumor Control Probability
TDM	Tomodensitométrie
TEP	Tomographie par Émission de Positons
TG	Task Group
TLE	Transfert Linéique d'Énergie
TPS	Treatment Planning System
TRS	Technical Reports Series
VC	Volume Cible

Nomenclature

Symbole	Désignation	Unité
D	Dose absorbée	Gy
E	Énergie	eV / J
F	Fréquence	Hz
C	Vitesse de la lumière	m/s
Λ	Longueur d'onde	m
N	Fréquence du rayonnement	Hz
Z	Numéro atomique	—
LET / TLE	Transfert linéique d'énergie	eV/cm
kQ	Facteur de correction de qualité du faisceau	—
T	Température	°C
P	Pression	hPa
V	Différence de potentiel	V
I	Courant électrique	A
Q	Charge électrique	C
B	Champ magnétique	T
F	Force magnétique	N
MeV	Méga électron-volt	MeV
keV	Kilo électron-volt	keV
Mm	Micromètre	μm
D2	Dose reçue par 2 % du volume	Gy
V _x	Volume recevant une dose x	%
x,y,z	Axes de positionnement spatial	mm

Résumé:

Effet des programmes de contrôle de qualité sur la performance des accélérateurs linéaires en radiothérapie

Étant donné que la radiothérapie constitue l'un des traitements les plus importants dans la prise en charge du cancer, les accélérateurs linéaires jouent un rôle essentiel dans la délivrance précise des doses de rayonnements aux patients. Cependant, la qualité et la stabilité des performances de ces équipements représentent un défi majeur afin de garantir l'efficacité du traitement et la sécurité des patients.

Dans ce mémoire, nous avons réalisé une étude sur l'effet des programmes de contrôle qualité sur les performances des accélérateurs linéaires utilisés en radiothérapie. Nous avons présenté les principes fondamentaux de la radiothérapie, le fonctionnement du LINAC ainsi que l'importance des protocoles internationaux de contrôle qualité, notamment AAPM TG-142 et IAEA TRS-398.

Sur le plan pratique, plusieurs tests dosimétriques et géométriques ont été effectués au sein du service de radiothérapie de l'EPH Ouargla afin d'évaluer la stabilité et la précision du système. Les résultats obtenus ont montré que les performances de l'accélérateur linéaire respectent les tolérances recommandées, confirmant ainsi la fiabilité du système et l'importance du contrôle qualité dans l'optimisation des traitements en radiothérapie et la protection des patients.

Mots-clés : Radiothérapie, LINAC, contrôle qualité, dosimétrie, assurance qualité.

المخلص:

تأثير برامج مراقبة الجودة على أداء المسرعات الخطية في العلاج الإشعاعي

نظرًا لأن العلاج الإشعاعي يُعدّ من أهم الوسائل المستخدمة في علاج السرطان، فإن المسرعات الخطية تلعب دورًا أساسيًا في إيصال جرعات الإشعاع بدقة إلى المرضى. غير أن جودة واستقرار أداء هذه الأجهزة يمثلان تحديًا كبيرًا من أجل ضمان فعالية العلاج وسلامة المرضى.

في هذه المذكرة، قمنا بدراسة تأثير برامج مراقبة الجودة على أداء المسرعات الخطية المستخدمة في العلاج الإشعاعي. كما تطرقنا إلى المبادئ الأساسية للعلاج الإشعاعي، وآلية عمل المسرع الخطي (LINAC)، بالإضافة إلى أهمية بروتوكولات مراقبة الجودة الدولية، خاصة AAPM TG-142 و IAEA TRS-398.

من الناحية التطبيقية، تم إجراء عدة اختبارات قياسية وهندسية داخل مصلحة العلاج الإشعاعي بالمؤسسة العمومية الاستشفائية بورقلة، بهدف تقييم استقرار ودقة النظام. وقد أظهرت النتائج المتحصل عليها أن أداء المسرع الخطي يطابق حدود التحمل الموصى بها، مما يؤكد موثوقية النظام وأهمية مراقبة الجودة في تحسين علاجات العلاج الإشعاعي وحماية المرضى.

الكلمات المفتاحية: العلاج الإشعاعي، المسرع الخطي، مراقبة الجودة، القياسات الجرعية، ضمان الجودة.

Abstract:

Effect of quality control programs on the performance of linear accelerators in radiotherapy

Since radiotherapy is considered one of the most important methods used in cancer treatment, linear accelerators play an essential role in delivering radiation doses accurately to patients. However, the quality and stability of the performance of these devices represent a major challenge in ensuring treatment effectiveness and patient safety.

In this dissertation, we conducted a study on the effect of quality control programs on the performance of linear accelerators used in radiotherapy. We also discussed the fundamental principles of radiotherapy, the operation of the linear accelerator (LINAC), and the importance of international quality control protocols, particularly AAPM TG-142 and IAEA TRS-398.

From a practical perspective, several dosimetric and geometric tests were carried out in the radiotherapy department of the Public Hospital Establishment of Ouargla in order to evaluate the stability and accuracy of the system. The obtained results showed that the performance of the linear accelerator complies with the recommended tolerance limits, confirming the reliability of the system and the importance of quality control in optimizing radiotherapy treatments and protecting patients.

Keywords: Radiotherapy, LINAC, quality control, dosimetry, quality assurance.

Introduction générale

La radiothérapie est aujourd'hui l'un des traitements les plus importants dans la prise en charge du cancer. Grâce aux avancées technologiques, les accélérateurs linéaires (LINAC) permettent de délivrer les rayonnements avec précision tout en protégeant les tissus sains. Cependant, toute variation des performances du LINAC peut affecter la qualité du traitement et la sécurité des patients.

Dans ce contexte, les programmes de contrôle qualité jouent un rôle essentiel pour garantir la stabilité, la précision et la fiabilité des accélérateurs linéaires. Ces contrôles reposent sur des protocoles internationaux, notamment l'AAPM TG-142 et l'IAEA TRS-398, afin d'assurer des conditions optimales de traitement.

Dans ce mémoire, nous avons étudié l'effet des programmes de contrôle qualité sur les performances des accélérateurs linéaires utilisés en radiothérapie, ainsi que les principales méthodes de contrôle appliquées dans les services de radiothérapie. Ce travail est structuré comme suit :

Chapitre I :

Dans ce chapitre, nous allons présenter les notions générales de la radiothérapie, les interactions des rayonnements ionisants avec la matière, ainsi que le principe de fonctionnement des accélérateurs linéaires et leurs principaux composants.

Chapitre II :

Dans ce chapitre, nous allons aborder les critères de qualité appliqués en radiothérapie, les protocoles et normes internationales, ainsi que les différents tests et contrôles qualité des équipements.

Chapitre III :

Dans ce chapitre, nous allons présenter le service de radiothérapie étudié, les équipements utilisés ainsi que la méthodologie adoptée pour la réalisation des tests de contrôle qualité du LINAC.

Chapitre IV :

Dans ce chapitre, nous allons analyser les résultats obtenus à partir des tests réalisés afin d'évaluer les performances de l'accélérateur linéaire et l'efficacité des programmes de contrôle qualité.

Chapitre I : Généralités sur la radiothérapie et les accélérateurs linéaires

I.1 Introduction

La radiothérapie a connu une évolution majeure, notamment avec le développement des techniques modernes utilisant les rayonnements ionisants. Dans ce contexte, nous aborderons les principes généraux de la radiothérapie, avec un accent particulier sur le rôle des accélérateurs linéaires médicaux dans la production et la délivrance précise des faisceaux de radiation, afin d'assurer l'efficacité du traitement tout en préservant les tissus sains.

I.2 La radiothérapie et de ses types :

I.2.1 La radiothérapie

La radiothérapie est l'un des trois traitements majeurs du cancer, aux côtés de la chirurgie et de la chimiothérapie. Elle consiste à utiliser des rayonnements ionisants afin de détruire les cellules cancéreuses en endommageant leur ADN, à une dose précisément mesurée en Grays (Gy). Le principe de la radiothérapie a été découvert à la fin du XIX^e siècle (1896), marquant le début de son développement comme modalité thérapeutique essentielle en oncologie[1].

La radiothérapie est un traitement très efficace, utilisé à visée curative pour guérir la maladie, à visée palliative pour soulager les patients lorsque la guérison n'est plus possible, ou à visée symptomatique afin de réduire ou supprimer certains symptômes. Son objectif principal est d'assurer un contrôle local du cancer tout en minimisant les effets secondaires sur les tissus sains environnants. Les résultats du traitement dépendent de plusieurs facteurs, notamment le type de tumeur, sa localisation, son extension régionale, ainsi que la précision géométrique avec laquelle la dose calculée est délivrée[1].

Bien que l'augmentation de la dose puisse améliorer le contrôle tumoral, celle-ci reste limitée par le risque de toxicité pour les tissus sains. On estime qu'environ 60 à 65 % des patients atteints de cancer nécessitent une radiothérapie, seule ou en association avec la chirurgie et/ou la chimiothérapie. Il existe deux principaux types de radiothérapie : la radiothérapie externe et la radiothérapie interne[1].

I.2.2 Les types de la radiothérapie :

Il existe deux types de radiothérapie : La radiothérapie interne et la radiothérapie externe (Voir Figure 1) [2].

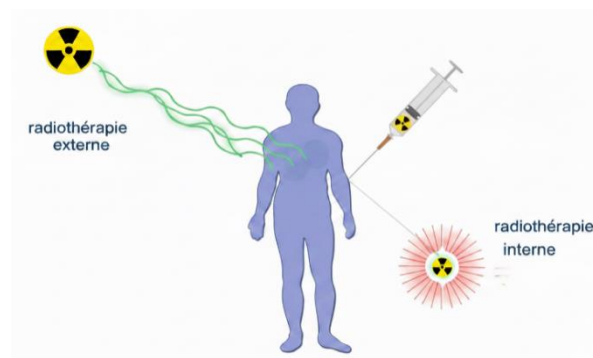


Figure 1 : Les types de la radiothérapie

I.2.2.1 La radiothérapie interne :

- **La curiethérapie** est une technique de radiothérapie interne qui repose sur l'introduction de sources radioactives directement à l'intérieur du corps du patient, soit dans une cavité naturelle, soit au sein de la tumeur elle-même ou à proximité immédiate de celle-ci. L'irradiation produite est généralement isotrope, ce qui nécessite une étude rigoureuse de la répartition spatiale des sources afin d'assurer une destruction efficace de la tumeur tout en limitant au maximum l'exposition des tissus sains environnants. Cette démarche constitue le principe fondamental de l'optimisation en curiethérapie[2].
- **La radiothérapie métabolique** est principalement employée dans le traitement de certains cancers de la thyroïde. Elle repose sur l'administration d'une substance radioactive, par voie orale ou intraveineuse, qui se concentre sélectivement sur les cellules cancéreuses[2].

I.2.2.2 La radiothérapie externe :

La radiothérapie externe repose sur l'utilisation de sources de rayonnements ionisants situées à l'extérieur du patient afin d'irradier de manière ciblée le volume cible (VC). Les rayonnements employés sont principalement des photons de rayons X de haute énergie, de l'ordre de plusieurs mégavolts, produits par des accélérateurs de particules. L'accélérateur peut effectuer une rotation complète de 360° autour du patient, installé sur une table de traitement, permettant ainsi d'orienter le faisceau de rayons X de façon optimale. Il existe plusieurs techniques de radiothérapie externe, notamment : la radiothérapie conventionnelle, la radiothérapie conformationnelle, la radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité (RCMI), la tomothérapie et le CyberKnife[2].

La radiothérapie conformationnelle 3D représente une avancée majeure dans le domaine de la radiothérapie. Elle permet d'adapter avec précision la forme du faisceau au volume tumoral, tout en réduisant l'irradiation des tissus et organes sains avoisinants. Grâce à une meilleure délimitation du volume à traiter, il devient possible d'augmenter la dose délivrée à l'intérieur de la cible, ce qui améliore l'efficacité thérapeutique. Alors que la radiothérapie classique délivre généralement des doses totales d'environ 65 Gy, la radiothérapie conformationnelle autorise l'administration de doses plus élevées sans accroître la toxicité.

La réalisation d'un traitement de radiothérapie repose sur trois étapes principales : l'acquisition des données anatomiques du patient, la planification dosimétrique, puis la délivrance de la dose prescrite[2].

I.3 Concepts dosimétriques en radiothérapie :

La dosimétrie constitue un moyen de mesure de la dose de rayonnements absorbée par la matière, ainsi qu'un outil de contrôle du bon fonctionnement des installations. Elle représente une garantie de qualité et de fiabilité des résultats pour les produits traités, tout en assurant le maintien de performances de mesure conformes aux critères acceptables.

I.4 Interactions des rayonnements ionisants avec la matière :

Le rayonnement correspond à l'émission et à la propagation de l'énergie à travers l'espace ou la matière, et peut être classé en rayonnements électromagnétiques et en rayonnements particulaires. Le rayonnement électromagnétique, ou photonique, présente un large spectre de longueurs d'onde, allant de 10^7 m (ondes radio) à 10^{-13} m (rayons X d'énergie ultra-haute), avec une relation inverse entre la fréquence (ν) et la longueur d'onde (λ) donnée par $c = \nu\lambda$, où c est la vitesse de la lumière. En radiothérapie, les rayonnements électromagnétiques, notamment les rayons X et les rayons gamma (γ), constituent les principales modalités thérapeutiques. Les accélérateurs linéaires produisent des faisceaux de photons avec des longueurs d'onde comprises entre 10^{-11} et 10^{-13} m. Les rayons X sont générés par l'interaction d'électrons accélérés avec une cible métallique de numéro atomique élevé, tandis que les rayons gamma résultent de désintégrations nucléaires.

Cette introduction permet de comprendre les caractéristiques fondamentales des rayonnements utilisés en radiothérapie, préparant ainsi le terrain pour l'étude des interactions des rayonnements ionisants avec la matière.

I.5 Classification des interactions

Les rayonnements ionisants interagissent avec la matière selon différents mécanismes, qui dépendent de la nature du rayonnement, de son énergie et des propriétés de la substance traversée. Pour les rayonnements électromagnétiques, comme les photons utilisés en radiothérapie, les principales interactions sont : Effet photoélectrique, Diffusion Compton, Production de paires[1].

- **L'effet photoélectrique** : constitue l'interaction principale entre les photons et la matière. Lors de cet effet, des électrons sont éjectés du matériau sous l'action des photons. L'énergie totale du photon incident est transférée à l'électron périphérique, ce qui permet son extraction de l'atome et entraîne la formation d'un atome ionisé. La transmission partielle de l'énergie du photon est, quant à elle, associée à l'effet Compton (Voir Figure 2)[1].

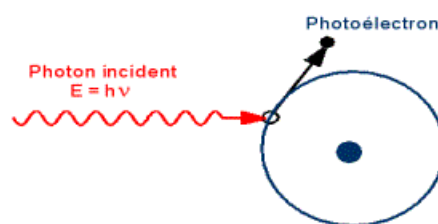


Figure 2 : Représentation schématique de l'effet photo-électrique.

- **L'effet Compton**

La diffusion Compton se réfère à la collision d'un photon avec un électron faiblement lié, par laquelle le photon transfère une partie de son énergie à l'électron et est dévié par rapport à sa direction originale de propagation (Voir Figure 3)[1].

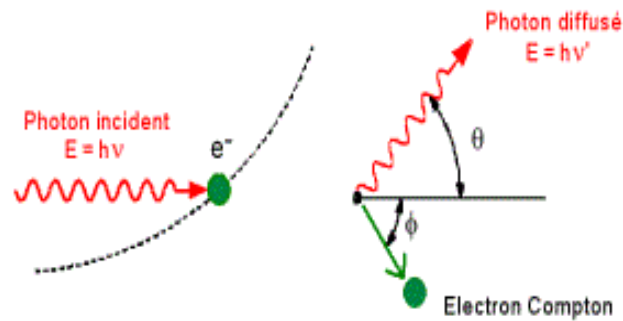


Figure 3 :Représentation schématique de la diffusion Compton

- **Production de paires :**

L'énergie du photon incident se transforme entièrement en une paire électron-positron sous l'influence du champ électrique du noyau atomique. Ce processus est ensuite suivi d'une annihilation, au cours de laquelle le positron et un électron se détruisent mutuellement, produisant une paire de photons de 511 keV émis à 180° l'un de l'autre (Voir Figure 4)[1].

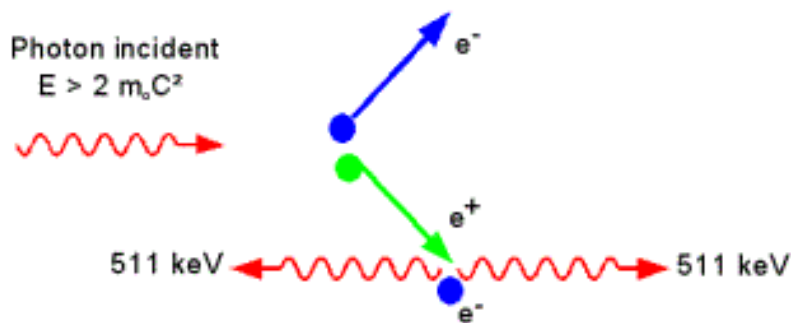


Figure 4 : Représentation schématique du phénomène de production de paires

ominance des effets en fonction de l'énergie et du numéro atomique :

Chapitre I : Généralités sur la radiothérapie et les accélérateurs linéaires

L'effet photoélectrique prédomine aux basses énergies et dans les matériaux de numéro atomique élevé. L'effet Compton est dominant aux énergies intermédiaires et dans les matériaux de faible numéro atomique. Enfin, l'effet de production de paires prédomine aux hautes énergies et dans les matériaux à numéro atomique élevé (Voir Figure 5)[3].

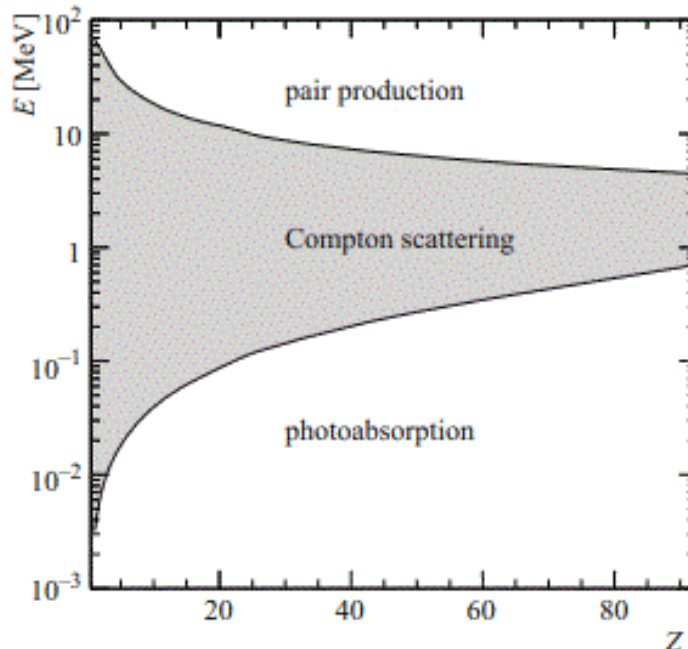


Figure 5 : Représentation de la prédominance des effets

Transfert linéique d'énergie (TLE) :

Le transfert linéique d'énergie (LET, « linear energy transfer » en anglais) correspond au produit de l'ionisation spécifique (IP/cm) par l'énergie moyenne déposée par paire d'ions (eV/IP). Le LET joue un rôle déterminant dans les effets biologiques d'une exposition aux radiations. En général, les particules à LET élevé, telles que les particules alpha ou les protons, sont beaucoup plus dommageables que les particules à LET faible, comme les électrons ou les particules bêta (β^- et β^+). Ce paramètre est exprimé en eV/cm. Il est inversement proportionnel à l'énergie cinétique de la particule – c'est-à-dire que plus la vitesse est faible, plus l'ionisation spécifique est élevée – et il est proportionnel au carré de la charge de la particule[1].

Interaction électrons-matière :

Les électrons interagissent avec les atomes principalement de trois façons :

- Diffusion élastique : simple déviation de l'électron sans perte notable d'énergie.
- Diffusion inélastique : éjection d'un électron de l'atome avec perte d'énergie de l'électron incident.

- Rayonnement de freinage (Bremsstrahlung) : l'électron est freiné près d'un noyau, transférant son énergie à un photon secondaire pouvant interagir plus loin. Ce phénomène, bien que faible, explique un dépôt de dose non nul à l'extérieur du faisceau, au-delà de la portée des électrons (Voir Figure 6)[4].

I.6 Effets biologiques des rayonnements ionisants :

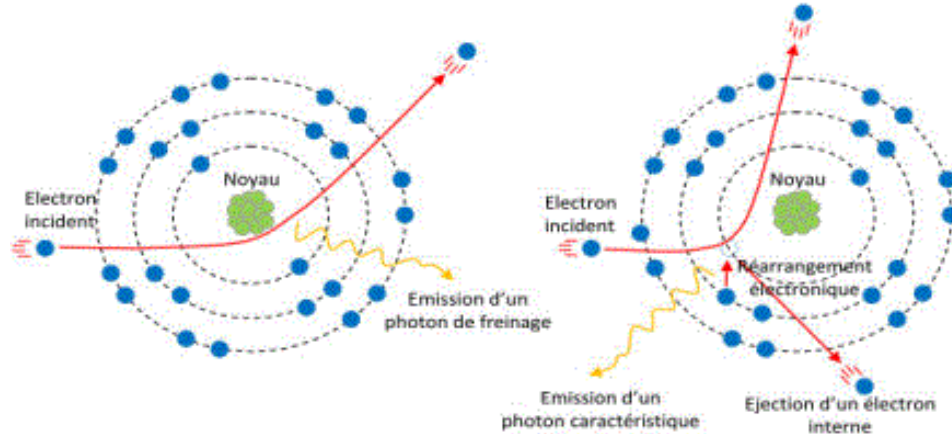


Figure 6 : Interactions électrons-matière : photons de freinage (gauche) et photons caractéristiques (droite)

Le tissu biologique est constitué majoritairement de molécules d'eau (environ 80 %) et peut donc être assimilé à une solution aqueuse. Lorsque les rayonnements interagissent avec ce tissu, deux types de réactions peuvent se produire : celles impliquant directement les molécules d'eau et celles impliquant les molécules du tissu lui-même. Les ionisations engendrées par les rayonnements peuvent suivre une voie directe ou une voie indirecte[1].

- **L'effet direct :**

Dans l'effet direct, le rayonnement interagit directement avec une cible critique dans la cellule : molécule ou structure intra-cellulaire de faibles dimensions (gènes, chromosomes, etc.). Les atomes de ces structures ou de ces molécules critiques peuvent s'ioniser ou être excités à partir d'une interaction coulombienne, conduisant à une chaîne d'événements physiques et chimiques qui aboutissent à un dommage biologique (Voir Figure 7)[1]

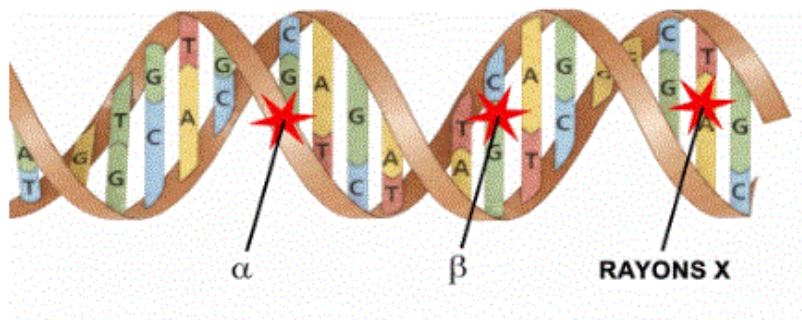


Figure 7 : L'Effet Direct des Rayonnements Ionisants sur l'ADN

- **Effets indirects :**

Les effets indirects proviennent principalement des ionisations des molécules d'eau, conduisant à la formation de radicaux libres spécifiques. Les produits de la radiolyse de l'eau, $H^\bullet$ et $OH^\bullet$, sont extrêmement réactifs et interagissent rapidement avec les molécules environnantes, entraînant leurs modifications chimiques. Ces réactions se produisent presque immédiatement après l'irradiation ($\approx 10^{-6}$ s)(Voir Figure 8)[1].

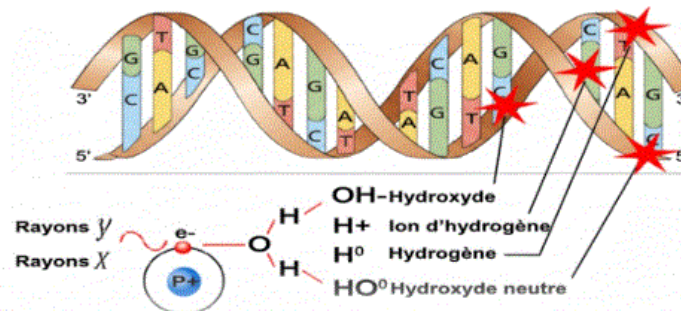


Figure 8 : Effets Indirects des Rayonnements Ionisants sur l'ADN

I.7 Principes biologiques de la radiothérapie :

La radiothérapie utilise des rayonnements ionisants pour détruire les cellules cancéreuses en délivrant, avec la plus grande précision possible, la dose prescrite au volume tumoral tout en épargnant au maximum les tissus sains environnants. Le succès d'un traitement de radiothérapie repose sur un compromis entre la probabilité de contrôle tumoral (TCP, Tumor Control Probability) et le risque de complications des tissus sains (NTCP, Normal Tissue Complication Probability). L'efficacité biologique du traitement dépend notamment de la dose totale administrée et de son fractionnement, tandis que le facteur limitant demeure la tolérance des tissus sains adjacents à la tumeur[1].

- Le rayonnement interagit principalement avec l'eau intracellulaire, entraînant la formation de radicaux libres qui endommagent ou détruisent l'ADN cellulaire. L'intensité des lésions biologiques augmente avec l'énergie libérée, l'énergie absorbée par la cible et la rapidité du dépôt énergétique, cette dernière limitant les mécanismes Act (Action) : En fonction des résultats, l'entreprise ajuste les processus et prend des mesures correctives pour améliorer les performances(Voir Figure 9).

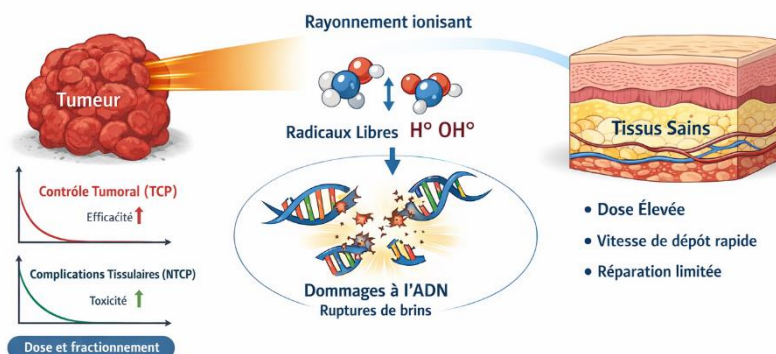


Figure 9 : Effets biologiques des rayonnements ionisants sur la tumeur et les tissus sains

I.8 Notions de doses en radiothérapie et protection des tissus sains :

La radiothérapie repose sur l'administration contrôlée de rayonnements ionisants afin de délivrer une dose précise au volume tumoral tout en limitant l'irradiation des tissus sains avoisinants. La compréhension des notions de dose et des volumes anatomiques est essentielle pour garantir l'efficacité thérapeutique et réduire les complications radio-induites[3].

I.8.1 Notions de dose en radiothérapie

- **Dose absorbée et énergie impartie :**

La dose absorbée

Est une grandeur physique non stochastique applicable aux rayonnements directement et indirectement ionisants. Pour les rayonnements indirectement ionisants, le transfert d'énergie à la matière se fait en deux étapes : lors de la première étape, le rayonnement incident transfère son énergie sous forme d'énergie cinétique aux particules chargées secondaires, ce qui correspond au **kerma**. Lors de la seconde étape, ces particules chargées déposent une partie de leur énergie cinétique dans le milieu, produisant ainsi la dose absorbée, tandis qu'une autre partie peut être perdue sous forme de rayonnements secondaires, tels que le **bremssstrahlung** ou l'**annihilation en vol**. La dose absorbée est liée à la grandeur stochastique appelée énergie impartie et correspond à l'énergie moyenne déposée par le rayonnement ionisant par unité de masse du milieu irradié[5], [6].

L'énergie impartie

Est la somme de toute l'énergie entrant dans le volume d'intérêt moins toute l'énergie quittant ce volume, en tenant compte de toute conversion masse-énergie à l'intérieur du volume. Par exemple, la production de paires diminue l'énergie de 1,022 MeV, tandis que l'annihilation électron-positron augmente l'énergie du même montant. Il convient de noter que, puisque les électrons se déplacent dans le milieu et déposent de l'énergie le long de leur trajectoire, l'absorption de cette énergie ne se produit pas nécessairement au même endroit que le transfert d'énergie décrit par le **kerma**[5], [6].

La dose absorbée D est définie par :

$$D = \frac{d\varepsilon}{dm} \quad (1)$$

Où :

- $d\varepsilon$ est l'énergie moyenne impartie par le rayonnement ionisant (en joules),
- dm est la masse du milieu irradié (en kilogrammes).

Unité : La dose absorbée s'exprime en **joules par kilogramme (J/kg)**, et son unité officielle est le **gray (Gy)**, avec[6] :

$$1 \text{ Gy} = 1 \text{ Jkg}^{-1}$$

I.8.2 Notion de volumes en radiothérapie :

Plusieurs concepts de volumes ont été développés dans les rapports de l'ICRU (Voir Figure 10)[7] :

- **Gross Tumour Volume (GTV):**

Le volume tumoral macroscopique (GTV) correspond à l'étendue et à la localisation macroscopiquement palpables ou visibles/démonstrables de la croissance maligne [7].

- **Clinical Target Volume (CTV):**

Le volume cible clinique (CTV) est un volume tissulaire qui contient un GTV démontrable et/ou qui est considéré comme contenant une maladie maligne subclinique[7].

- **Planning Target Volume (PTV) :**

Le volume cible de planification (PTV) est défini comme un volume englobant le CTV, auquel sont ajoutées des marges destinées à compenser les incertitudes géométriques liées aux variations de position, de taille et de forme des tissus, ainsi qu'aux variations de position du patient et aux paramètres des faisceaux, aussi bien intra-fractionnelles qu'inter-fractionnelles. Le PTV permet ainsi de définir un volume stable et reproductible nécessaire à la planification finale du traitement[7].

- **OR (Organes à risque) :**

Les organes à risque (OR) sont des tissus normaux dont la sensibilité aux rayonnements peut influencer de manière significative la planification du traitement et/ou la dose prescrite (par exemple, la moelle épinière)[7].

- **Treated Volume (Volume traité)**

Le **volume traité** est le volume tissulaire qui est planifié pour recevoir au moins la dose choisie et prescrite par le radio-oncologue comme étant appropriée pour atteindre l'objectif du traitement, par exemple l'éradication tumorale ou un traitement palliatif[7].

- **Irradiated Volume (Volume irradié) :**

Le volume irradié est le volume de tissu qui reçoit une dose considérée comme significative par rapport à la tolérance des tissus sains. Lorsque le volume irradié est rapporté, la dose significative doit être exprimée soit en valeur absolue (en Gy), soit de manière relative par rapport à la dose prescrite au PTV. Le volume irradié dépend de la technique de traitement utilisée[7].

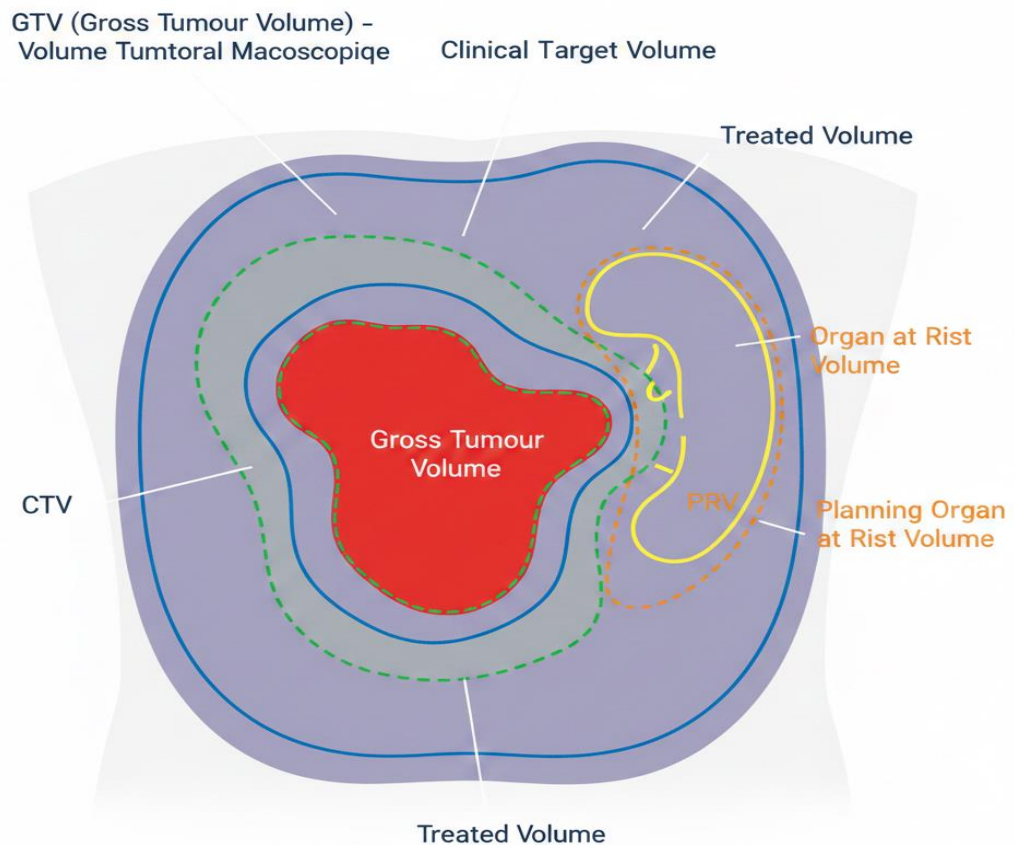


Figure 10 : Concepts des volumes définis par l'ICRU pour la planification en radiothérapie

I.9 Principe de fonctionnement de l'accélérateur linéaire :

I.9.1 Définition et importance du LINAC :

Il y a un peu plus d'un siècle, Wilhelm Conrad Röntgen découvrait les rayons X (1895) et Henri Becquerel décrivait la radioactivité (1896). Depuis, l'utilisation des rayonnements ionisants s'est largement diversifiée, notamment dans le domaine médical, industriel et de la recherche.

Les accélérateurs de particules sont des installations permettant d'accélérer des particules chargées (électrons, protons, ions, etc.) à très grande vitesse grâce à des champs électriques et magnétiques. Ces particules peuvent être étudiées ou utilisées pour produire des rayonnements électromagnétiques ou provoquer des réactions nucléaires.

Différents types d'accélérateurs existent selon la trajectoire imposée aux particules et le mode de production de l'énergie : linéaires ou circulaires. Les accélérateurs linéaires (LINAC), qui font l'objet de notre étude, peuvent fonctionner de manière électrostatique ou à radiofréquence. Dans ces derniers, les particules sont accélérées par impulsions successives, ce qui permet de produire des faisceaux d'électrons ou d'ions pour des applications thérapeutiques ou de recherche[8].

I.9.2 Principe physique de l'accélération des électrons :

Un accélérateur de particules est une installation destinée à la production et à l'émission de particules chargées (électrons, protons, positrons, ions, etc.), injectées dans un tube vide d'air où elles sont accélérées par des champs électriques à haute fréquence. Ce processus permet la formation d'un faisceau de particules destiné à être étudié ou utilisé dans diverses applications, notamment en radiothérapie, en recherche ou dans l'industrie.

Le fonctionnement des accélérateurs repose sur l'action combinée de champs électriques et magnétiques, qui mettent les particules en mouvement à très grande vitesse et leur transmettent ainsi de l'énergie. Les particules peuvent entrer en collision, donnant naissance à de nouvelles particules, et les énergies mises en jeu se mesurent en électronvolts (eV).

Dans les LINAC modernes à radiofréquence, un injecteur envoie les électrons dans un modulateur pulsé, où une haute tension alternative est produite et régulée par des dispositifs tels que pont de diodes et thyatron. Cette énergie alimente à la fois le canon à électrons et le klystron, générant une onde électromagnétique qui traverse le guide d'onde jusqu'à la section accélératrice. Les électrons sont alors émis par impulsions successives, synchronisées avec la fréquence de l'onde électromagnétique, ce qui leur permet d'acquérir progressivement une énergie élevée pouvant atteindre 10 à 20 MV/m[1].

Différents types d'accélérateurs ont été développés selon la fréquence de l'énergie appliquée et la trajectoire des particules : linéaire ou circulaire. Parmi les accélérateurs linéaires, on distingue :

Chapitre I : Généralités sur la radiothérapie et les accélérateurs linéaires

Accélérateurs linéaires électrostatiques : utilisant une haute tension statique entre deux électrodes pour produire une énergie instantanée et générer des réactions nucléaires.

Accélérateurs linéaires à radiofréquence : où les particules sont accélérées par impulsions successives, constituant le type de LINAC utilisé en radiothérapie moderne[1].

I.10 Les principaux composants d'un accélérateur linéaire et leurs fonctions

Un accélérateur linéaire utilisé en radiothérapie est un dispositif médical destiné au traitement des tumeurs par irradiation à l'aide de faisceaux de photons ou d'électrons de haute énergie. Cette machine est constituée de plusieurs éléments essentiels, chacun jouant un rôle spécifique dans la production, la mise en forme et l'orientation du faisceau thérapeutique.[8]

Chapitre I : Généralités sur la radiothérapie et les accélérateurs linéaires

Les principaux composants de l'accélérateur linéaire sont (Voir Figure 11)[8] :

- Le collimateur multi-lames
- La gantry (ou bras rotatif)
- Le stand ou bâti
- Le klystron ou le magnétron
- Les capteurs
- Les éléments de focalisation du faisceau
- Les déflecteurs de direction du faisceau
- La cible
- La tête de l'accélérateur
- La table de traitement
- Les appareils d'imagerie (optionnels)
- Le modulateur
- La console de commande

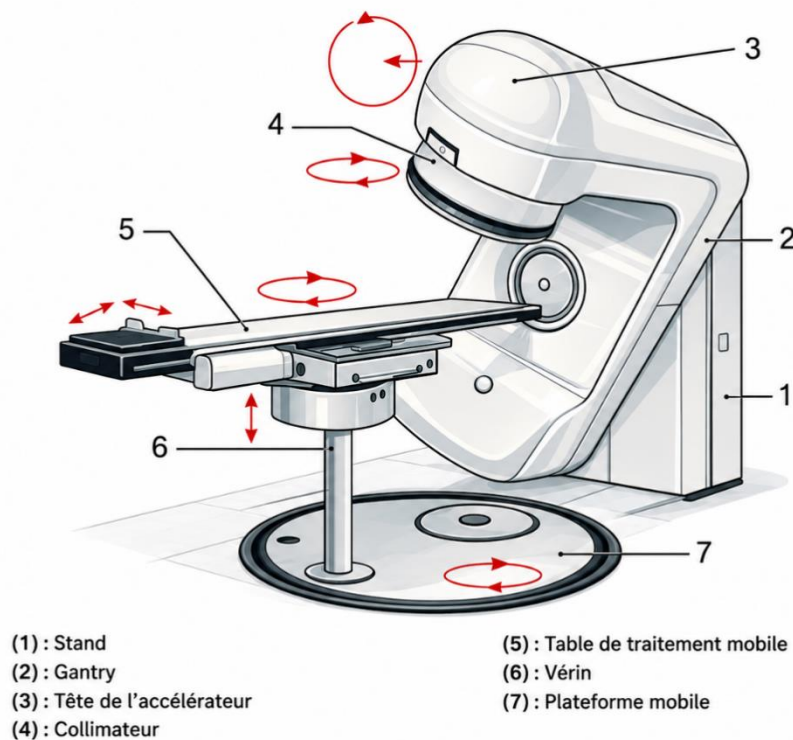


Figure 11 :Schéma d'un accélérateur linéaire

Chapitre I : Généralités sur la radiothérapie et les accélérateurs linéaires

La tête de l'accélérateur est solidaire de la gantry, un élément mécanique capable d'effectuer une rotation complète de 360° autour du patient grâce à son support fixé sur le stand. Cette rotation permet d'orienter le faisceau de rayonnement selon différentes incidences, optimisant ainsi la distribution de dose autour du volume cible.

Le collimateur, situé au niveau de la tête de l'accélérateur, joue un rôle essentiel dans la limitation et la conformation de la géométrie du faisceau. Il permet d'adapter la forme et les dimensions du champ d'irradiation à celles de la tumeur, tout en réduisant l'exposition des tissus sains environnants.

La table de traitement est conçue pour accueillir et positionner le patient avec une grande précision. Elle permet des déplacements contrôlés selon trois axes orthogonaux (longitudinal, latéral et vertical), ainsi que des mouvements de rotation autour du plateau. Cette table est reliée au plateau mobile par l'intermédiaire d'un vérin, assurant des ajustements fins et reproductibles de la position du patient au cours de l'irradiation et des différentes séances de traitement



**Figure 12 :Un accélérateur linéaire utilisé en radiothérapie
(CAC Ouargla)**

- **Le collimateur multi-lames :**

Les accélérateurs de particules modernes utilisés en radiothérapie sont aujourd'hui équipés de collimateurs multi-lames (MLC – Multileaf Collimator), intégrés au niveau de la tête de l'accélérateur. Ce dispositif est destiné à la collimation et à la conformation du faisceau de particules selon une géométrie variable et adaptable.

Chapitre I : Généralités sur la radiothérapie et les accélérateurs linéaires

Le collimateur multi-lames est constitué de matériaux à numéro atomique élevé (Z élevé), afin d'assurer une absorption efficace du faisceau et d'empêcher sa traversée. Il comprend généralement 60 paires de lames mobiles indépendantes, permettant de délimiter des faisceaux de rayons X de formes complexes et personnalisées.

Chaque lame étant motorisée individuellement, il est possible de les déplacer pendant l'émission du faisceau, ce qui autorise une modulation de l'intensité du rayonnement. Cette fonctionnalité permet d'adapter précisément la forme du faisceau à celle de la tumeur et de définir avec une grande précision la zone à irradier, tout en réduisant l'exposition des tissus sains environnants.

De plus, le MLC offre la possibilité d'un contrôle dynamique des lames, en synchronisant leur mouvement avec la rotation du bras (gantry) et la géométrie tridimensionnelle du volume cible. Cette approche contribue à l'optimisation de la distribution de dose, sans nécessiter la fabrication de caches spécifiques pour chaque séance de traitement(Voir Figure 13)[8].



Figure 13 :Collimateur multi-lames (MLC) en radiothérapie

La Gantry (bras) :

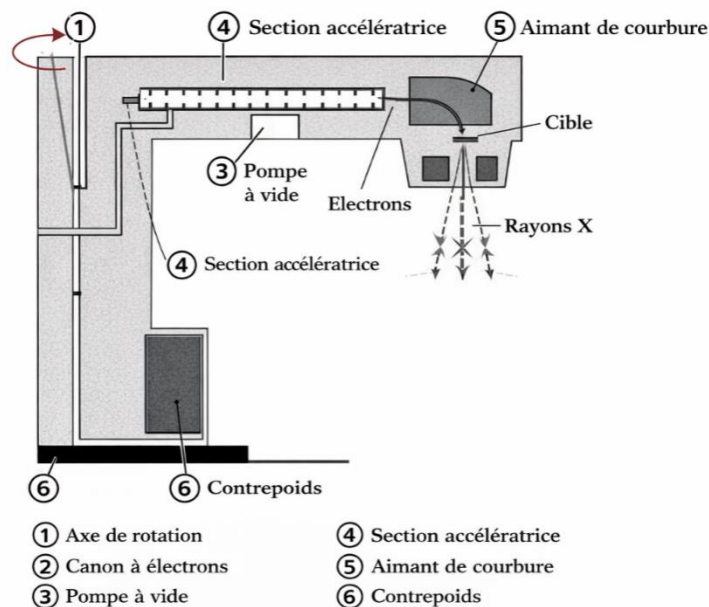
Le bras de la machine, également appelé gantry, constitue la partie de l'accélérateur linéaire où se concentre l'essentiel des éléments physiques nécessaires à l'accélération et à la mise en forme du faisceau. Il regroupe notamment :

- La source de particules (canon à électrons)
- La section accélératrice
- Une pompe à vide
- Un aimant de courbure
- Le collimateur
- Un contrepoids d'environ trois tonnes, assurant l'équilibre mécanique de l'ensemble.

La gantry est reliée au stand par un axe rotatif, lui permettant d'effectuer une rotation complète de 360° autour du patient. Elle constitue ainsi une ligne de faisceau rotative, offrant de multiples incidences du faisceau sur la zone à traiter. Cette configuration permet d'optimiser la distribution de la dose tout en préservant au mieux les tissus sains environnants.

Sur certains accélérateurs, un tube à rayons X peut être intégré à des fins d'imagerie (radiographie ou scanner), afin de réaliser des contrôles d'imagerie avant le traitement et de vérifier le positionnement du patient[8].

Les différentes étapes de l'accélération des particules seront détaillées dans la suite de cette étude(Voir Figure 14).



- **Le Stand :**

Figure 14 : Schéma simplifié du bras d'un accélérateur

Le stand constitue la structure principale de l'accélérateur. Il renferme plusieurs éléments essentiels, notamment le klystron ou le magnétron, le guide d'onde, les différentes cartes électroniques, ainsi que le système de refroidissement[8].

Klystron et Magnétron

Sur le marché des accélérateurs, on distingue deux types principaux de machines : celles à magnétron et celles à klystron.

- **Le Magnétron**

Le magnétron est un tube électronique sous vide capable de générer et d'amplifier une onde sinusoïdale d'environ 2 MW. Il fonctionne comme un oscillateur et un amplificateur, nécessitant simplement une haute tension fournie par un modulateur pour son fonctionnement.

Le principe repose sur le fait que les électrons émis par la cathode se dirigent vers l'anode mais sont déviés par un champ magnétique, ce qui les fait suivre une trajectoire en spirale. L'interaction entre ce faisceau d'électrons et l'anode produit l'onde électromagnétique.

La structure du magnétron comprend :

- Une cathode centrale chauffée par un filament,
- Une anode concentrique et massive, percée de cavités résonnantes,
- Un champ magnétique axial, généralement créé par deux aimants permanents situés aux extrémités du tube.

La spirale des électrons se produit à une fréquence accordée aux cavités résonnantes.

Étant auto-oscillant, le magnétron permet des montages simples, comme ceux utilisés dans les fours à micro-ondes. Les puissances disponibles sont de l'ordre de quelques kW en continu, nécessitant plusieurs milliers de volts pour leur obtention.

Cependant, les caractéristiques de l'onde produite, notamment la phase, sont difficiles à contrôler, ce qui a longtemps limité son utilisation dans certaines applications[8].

- **Le Klystron :**

Le klystron est un tube à vide permettant d'amplifier des signaux à moyenne et forte puissance sur une bande étroite en hyperfréquences. Il peut fonctionner comme oscillateur, mais il est le plus souvent utilisé comme amplificateur de micro-ondes.

Le fonctionnement repose sur un faisceau d'électrons produit par une cathode chauffée :

- Le faisceau est focalisé par des électrodes soumises à un champ magnétique intense,
- Il est accéléré par une tension appliquée sur l'anode,
- L'anode de contrôle module le faisceau en intensité, déterminant le courant qui le traverse.

Le faisceau passe ensuite dans une cavité résonnante reliée à la source du signal à amplifier. Cette cavité crée un champ électrique parallèle au faisceau. Selon le moment où les électrons la traversent, certains sont accélérés, d'autres ralentis, ce qui entraîne une modulation

Chapitre I : Généralités sur la radiothérapie et les accélérateurs linéaires

de leur vitesse. Cette modulation se transforme en modulation de densité, c'est-à-dire en variation de courant.

Le faisceau continue à travers d'autres cavités résonnantes, où les variations de courant amplifient progressivement le signal, jusqu'à atteindre la cavité de sortie. Durant tout le parcours, le faisceau est maintenu focalisé grâce à des bobines de focalisation (électroaimants).

Dans la cavité finale, les électrons transfèrent une partie de leur énergie cinétique en rayonnement électromagnétique, récupéré via un circuit d'accord relié à la cavité.

Comparé au magnétron, le klystron est beaucoup plus puissant, mais il nécessite un signal UHF ainsi qu'un émetteur pilote de faible puissance (~ 100 W) pour fonctionner correctement.[8].

Les capteurs :

Les détecteurs sont essentiels pour observer les particules produites. Il en existe plusieurs types, mais on peut citer notamment ceux qui sont sous forme de cylindre rempli de gaz. Ces détecteurs possèdent un fil métallique au centre et une différence de potentiel V est appliquée entre ce fil et le cylindre.

Lorsque des particules chargées traversent le gaz, celui-ci s'ionise :

- Les particules négatives se déplacent dans le sens opposé au champ,
- Une impulsion électronique est produite, permettant de détecter la particule.

Selon l'énergie des particules :

- Si le signal électronique est proportionnel à l'énergie des ions primaires, on parle de chambre d'ionisation,
- Si les ions ont suffisamment d'énergie pour ioniser d'autres atomes (créant une avalanche d'électrons), on obtient un compteur proportionnel, où le signal amplifié reste proportionnel à l'énergie des particules.

Une chambre d'ionisation est constituée d'une enceinte contenant un volume gazeux compris entre des électrodes soumises à une tension de 400 à 500 V. Elle est toujours utilisée avec un électromètre, qui mesure le courant induit par le passage du rayonnement, de l'ordre de 10^{-9} A à 10^{-14} A. Un amplificateur opérationnel, associé à une résistance ou un condensateur standard, permet de rendre ces faibles courants mesurables par l'électromètre[8].

Élément assurant la focalisation du faisceau

L'accélérateur comporte un dispositif destiné à empêcher le faisceau de se disperser. De la même manière qu'en optique, où la combinaison d'une lentille convergente et d'une lentille divergente crée un effet focalisateur, ici la focalisation du faisceau est obtenue grâce à des champs magnétiques combinés selon les axes x et y . Ce dispositif est appelé lentille quadripolaire.

Une combinaison de deux lentilles quadripolaires disposées à 90° l'une de l'autre assure la focalisation totale du faisceau. La force exercée par le champ magnétique sur une particule chargée est donnée par :

$$F = q (v \times B) \quad (3)$$

Où :

- $q = 1,602 \times 10^{-19}$ C est la charge de l'électron,
- v est la vitesse de l'électron,
- B est le champ magnétique.

Déflecteurs

Les déflecteurs sont des aimants qui déplacent le faisceau dans la direction souhaitée. Le rayon de courbure d'une particule chargée dans un champ magnétique dépend de sa quantité de mouvement et donc de sa masse.

La cible

La cible est l'élément que le faisceau de particules atteint. Selon l'objectif :

- Cible mince ($\approx 10 \mu\text{m}$) : limite les perturbations dans le faisceau, utile pour étudier un état excité spécifique.
- Cible épaisse (dizaines de cm) : arrêt complet du faisceau pour produire des particules secondaires.

La cible nécessite souvent un refroidissement, car elle absorbe une grande quantité d'énergie. Son épaisseur dépend également de la portée des particules :

- Particule γ (interaction électromagnétique) $\rightarrow$ grande portée
- Particule β (interaction faible) $\rightarrow$ portée intermédiaire
- Particule α (interaction forte) $\rightarrow$ portée plus faible

Le modulateur

Le modulateur fournit au klystron ou au magnétron une très haute tension pendant quelques microsecondes toutes les 5 à 6 millisecondes.

Il fonctionne selon le principe de charge et décharge d'un ensemble de condensateurs et bobines, appelé réseau PFN (Pulse Forming Network), en régime pulsé.

Importance des performances techniques du LINAC :

Les performances techniques d'un **accélérateur linéaire (LINAC)** sont essentielles pour garantir une **radiothérapie précise, sûre et efficace**. Un LINAC bien calibré et stable assure une **distribution correcte de la dose de rayonnement**, ce qui permet de **cibler la tumeur avec une grande exactitude tout en épargnant les tissus sains environnants**. La qualité du faisceau, sa symétrie et la constance de l'énergie délivrée influencent directement l'efficacité du traitement et la sécurité du patient. Une performance technique optimale nécessite des **contrôles réguliers de qualité (QA)** et un entretien approprié pour éviter les erreurs cliniques et les interruptions de traitement.

I.11 Les différentes étapes du traitement en radiothérapie

La mise en œuvre d'un traitement en radiothérapie dans sa globalité requiert un ensemble d'étapes nombreuses, indispensables et bien définies, allant du diagnostic initial jusqu'à l'administration du traitement, en passant par la planification, la simulation et les phases de vérification (Voir Figure 15)[1].

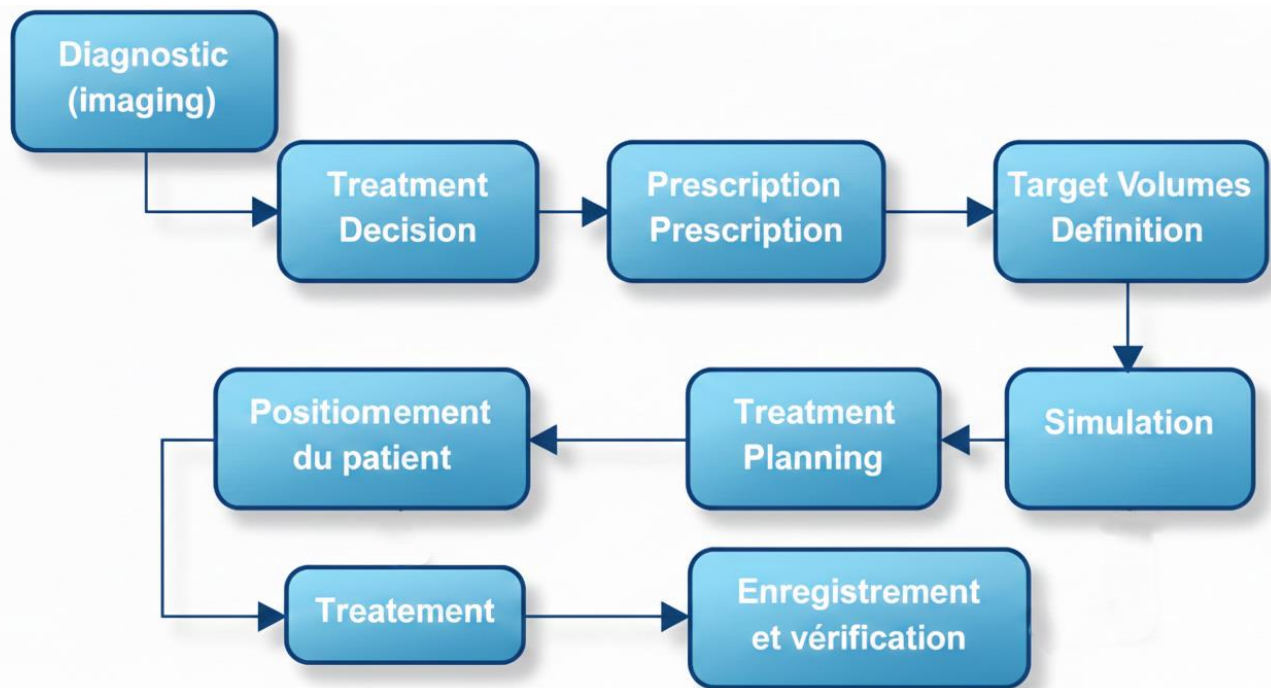


Figure 15 :Schéma récapitulatif des différentes étapes du traitement en radiothérapie

Le processus de traitement en clinique :

Un cancer est généralement diagnostiqué à la suite de l'apparition de symptômes cliniques chez le patient. Celui-ci est alors orienté vers des examens d'imagerie médicale tels que la tomodensitométrie (TDM ou CT pour *Computed Tomography*), l'imagerie par résonance magnétique (IRM) ou la tomographie par émission de positons (TEP).

Dans le cadre de la radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité (RCMI), l'équipe médicale utilise un logiciel appelé Système de Planification de Traitement (TPS). Cet outil informatique assiste le médecin radiothérapeute et le physicien médical dans la définition et la mise en œuvre du traitement.

Le processus thérapeutique débute par la construction d'un modèle tridimensionnel du patient à partir de multiples coupes issues d'une ou de plusieurs modalités d'imagerie précédemment citées. Le TPS met ensuite à disposition des outils de contournage permettant de délimiter la tumeur ainsi que les organes à protéger. Les informations anatomiques obtenues, incluant les contours tumoraux et ceux des organes à risque, servent à définir les volumes d'intérêt tels que les volumes cibles planifiés (PTV) et les organes à risque (OAR).

La dose prescrite pour chaque PTV ainsi que les contraintes de dose associées aux PTV et aux OAR sont alors déterminées. La démarche classique de définition des faisceaux d'irradiation, incluant leurs caractéristiques physiques (type et énergie) et géométriques (nombre, orientations et incidences), repose principalement sur l'expérience et l'expertise du corps médical.

Une fois les faisceaux sélectionnés, le TPS est utilisé pour optimiser les cartes de fluence associées à chaque faisceau. Grâce aux performances de l'informatique moderne, le calcul de cartes de fluence optimales peut être réalisé en un temps relativement court, de l'ordre d'une vingtaine de minutes.

Au cours de cette phase d'optimisation, le TPS calcule la distribution de dose déposée par les faisceaux dans les volumes anatomiques, lesquels sont discrétisés en petits éléments de volume réguliers appelés voxels. Le calcul consiste ainsi à modéliser la dose absorbée par chaque voxel.

Si la distribution finale de dose obtenue à partir des faisceaux sélectionnés ne satisfait pas les critères cliniques requis, le processus de sélection des faisceaux et d'optimisation des cartes de fluence est répété jusqu'à l'obtention d'un plan de traitement acceptable, au prix toutefois d'un temps de calcul plus important.

Les méthodes de calcul de dose seront détaillées dans la deuxième partie de ce mémoire, tandis que le processus d'optimisation fera l'objet de la troisième partie.

La simulation :

La simulation constitue la première étape du parcours thérapeutique en radiothérapie et correspond à la phase de préparation du traitement. Elle est généralement réalisée entre deux et sept jours avant le début de l'irradiation. Au cours de cette étape, le patient est installé dans la position de traitement, le plus souvent en décubitus dorsal, en utilisant des dispositifs de contention adaptés à la localisation de la lésion à traiter ainsi qu'au type de machine utilisée.

Par exemple, lorsque la lésion est localisée au niveau thoracique, les bras du patient sont positionnés au-dessus de la tête afin de les maintenir à distance des faisceaux d'irradiation. En revanche, si la tumeur concerne la sphère ORL ou l'encéphale, un masque de contention thermoformé est mis en place afin d'assurer la reproductibilité et la précision du positionnement tout au long du traitement.

Par la suite, les données anatomiques sont acquises grâce à un scanner spécialement dédié à la radiothérapie. Dans certains cas, une injection de produit de contraste peut être réalisée pour faciliter la délimitation des zones à traiter et pour différencier les vaisseaux des autres structures, telles que les ganglions. Une fois qu'une position confortable et reproductible est établie, des tatouages sont réalisés sur le patient à des points de référence précis. Ces points correspondent à l'intersection des faisceaux laser représentant les trois axes de l'espace cartésien (x, y, z). Les salles de traitement sont équipées du même système laser, permettant ainsi un repositionnement précis au millimètre près lors des séances. Par ailleurs, toutes les informations relatives au type de contention, à la disposition de ses différents éléments et à la position du patient sont enregistrées sur une fiche individuelle qui accompagne le patient tout au long de son traitement.[1].

Planification et approbation du traitement :

La planification constitue l'avant-dernière étape avant le traitement et vise à concevoir la stratégie la mieux adaptée au patient tout en respectant les contraintes de dose imposées aux organes à risque. Cette étape est réalisée par l'équipe physique du service, composée d'un dosimétriste et d'un physicien médical, en collaboration étroite avec le radiothérapeute.

Les traitements sont délivrés par des accélérateurs linéaires, qui produisent des électrons d'énergie comprise entre 6 et 25 MeV. Ces électrons sont générés par un canon et accélérés par un champ de haute fréquence produit par un magnétron. Ils frappent ensuite une cible en tungstène, générant des photons de haute énergie. Il est également possible de retirer la cible pour obtenir un faisceau d'électrons purs.

Les photons permettent d'atteindre un maximum de dose plusieurs centimètres sous la surface cutanée, tandis que les électrons, ayant un rendement en profondeur plus faible, sont utilisés pour des volumes superficiels. Tous les appareils sont équipés d'un collimateur avec des mâchoires mobiles pour définir la taille et la forme du faisceau. Les collimateurs multi-lames (MLC) ont remplacé les anciens caches personnalisés en alliage de Wood, permettant une modulation précise de la forme du faisceau[9].

Chapitre I : Généralités sur la radiothérapie et les accélérateurs linéaires

La dose absorbée par les tissus est exprimée en Gray (Gy), correspondant à l'énergie absorbée par 1 kg de matière exposée à 1 joule de rayonnement ionisant. Pour délivrer une dose homogène à la tumeur tout en protégeant les organes critiques, le dosimétriste et le physicien ajustent itérativement la dimension, la position et la pondération des faisceaux convergents afin d'optimiser la distribution de dose.

Avec l'avènement de la radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité (IMRT) dans les années 1990, la fluence des faisceaux peut être modulée en cours de traitement grâce aux collimateurs multi-lames. Dans ce cas, la dosimétrie inverse est appliquée : des objectifs de dose pour le volume cible et des contraintes pour les organes à risque sont imposés au logiciel, qui ajuste automatiquement les paramètres techniques à chaque itération jusqu'à satisfaction des critères fixés.

Une fois la planification terminée, le plan dosimétrique est discuté avec le radiothérapeute. Lorsque plusieurs options offrent une couverture tumorale équivalente, on choisit celle qui épargne le mieux les organes à risque et qui est la plus facile à exécuter, garantissant sécurité, qualité et utilisation optimale des ressources. Pour comparer qualitativement et quantitativement différents plans, on utilise le **Dose Volume Histogram (DVH)**, qui représente graphiquement la distribution de la dose dans les tissus cibles et non cibles.

L'objectif idéal est de délivrer 100 % de la dose dans 100 % du volume cible et 0 % dans les organes adjacents. Les risques de complications des tissus sains dépendent du volume irradié, de la dose totale et de la dose par fraction. Des contraintes de dose sont définies pour limiter ces complications, en tenant compte de l'architecture fonctionnelle des organes :

- **Organes en série** (moelle épinière, tube digestif, nerfs) : la destruction d'une sous-unité entraîne une altération totale de la fonction. La dose de tolérance est la dose maximale tolérée par 2–3 % du volume de l'organe ($D_2 \leq x$ Gy).
- **Organes en parallèle** (poumons, reins, foie) : la fonction est altérée uniquement si un certain nombre de sous-unités sont détruites. La dose de tolérance est exprimée en pourcentage du volume recevant une dose donnée ($V_x \leq y$ %) ou en dose moyenne calculée par le logiciel.

Toutes les données relatives au traitement transitent de manière sécurisée et informatique, bien que quelques documents papiers soient encore utilisés pour vérification[10].

Processus de traitement :

Une fois le traitement commencé, la position du patient est vérifiée grâce à un système d'imagerie portale intégré à l'accélérateur linéaire. Ce dispositif permet de comparer les images de planification, générées par le logiciel de calcul à partir du scanner de simulation, avec celles obtenues pendant les séances de traitement. Cette comparaison peut se faire sur des images planaires (2D) ou volumiques (3D), afin de contrôler le positionnement et de corriger d'éventuelles erreurs systématiques.

Chapitre I : Généralités sur la radiothérapie et les accélérateurs linéaires

Pendant le traitement, ce contrôle de repositionnement est effectué une fois par semaine. Les images sont analysées par les infirmiers et les technologues, puis validées par le radiothérapeute. Parallèlement, des consultations hebdomadaires avec le radiothérapeute permettent d'évaluer la tolérance clinique du patient, tant sur le plan général (poids, fatigue, état général) que sur le plan locorégional (apparition de complications locales aiguës). Le patient bénéficie également d'un suivi psychologique pour un soutien adapté.

Suivi :

À la fin de la radiothérapie, le patient est revu dans le mois afin de suivre l'évolution des éventuelles complications aiguës. Par la suite, un suivi régulier et à long terme est mis en place en concertation avec les autres médecins impliqués et le médecin généraliste. Ce suivi est essentiel pour évaluer l'efficacité du traitement locorégional. En l'absence de suivi par le radiothérapeute, ces informations peuvent se perdre, notamment lorsque surviennent des métastases à distance, occultant l'évolution locale.

Une évaluation objective et standardisée des effets secondaires à long terme est indispensable pour envisager d'éventuelles modifications des paramètres de traitement futur. Cette codification justifie à elle seule l'importance d'un suivi prolongé par le radiothérapeute.

On distingue deux types d'effets secondaires :

- **Effets secondaires aigus ou précoces** : apparaissent pendant le traitement et jusqu'à six mois après. Ils concernent surtout les tissus à renouvellement rapide (peau, muqueuses digestives) et sont généralement réversibles en quelques semaines. Rarement, ils nécessitent l'arrêt du traitement.
- **Effets secondaires tardifs** : apparaissent plusieurs mois voire années après le traitement, principalement dans les tissus à renouvellement lent (poumons, paroi de l'œsophage, moelle épinière). Ils se traduisent souvent par une fibrose irréversible, pouvant altérer la qualité de vie et influencer les protocoles de traitement des patients futurs.

Conclusion :

Ce chapitre a permis de présenter les fondements de la radiothérapie ainsi que le rôle central des accélérateurs linéaires (LINAC) dans le traitement des cancers. Nous avons défini la radiothérapie et ses types, décrit les interactions des rayonnements ionisants avec la matière, et expliqué le principe de fonctionnement du LINAC ainsi que ses principaux composants et leurs fonctions. Enfin, l'importance des performances techniques a été soulignée, montrant que la précision et la fiabilité

De ces machines sont essentielles pour optimiser l'efficacité du traitement tout en protégeant les tissus sains.

Chapitre II

Critères de qualité en radiothérapie



II.1Introduction

La radiothérapie moderne ne repose pas uniquement sur l'utilisation de technologies avancées, mais également sur l'application rigoureuse de critères de qualité garantissant la précision et la sécurité des traitements. Dans ce cadre, nous aborderons les différents aspects liés à la qualité en radiothérapie, en mettant l'accent sur les normes et protocoles internationaux établis par des organismes de référence tels que AAPM et IAEA.

Nous mettrons également en évidence le rôle essentiel de l'équipe de physique médicale dans la mise en œuvre du programme de qualité, afin d'assurer la fiabilité des équipements, d'optimiser les résultats thérapeutiques et de réduire les risques pour le patient.

II.2 Définition des critères de qualité et leur importance

Les critères de qualité en radiothérapie correspondent à l'ensemble des exigences et des indicateurs permettant de garantir la précision, la sécurité et l'efficacité des traitements. **Dans cecadre**, la gestion de la qualité (Qualité Management, QM), telle que définie par ASTRO, correspond à un programme global visant à organiser de manière appropriée l'ensemble des actions afin de promouvoir la qualité, la sécurité et la cohérence des pratiques. Elle englobe tous les processus et contrôles nécessaires pour garantir que les traitements de radiothérapie sont réalisés conformément aux objectifs fixés et dans des conditions optimales[11].

La QM inclut plusieurs composantes essentielles, notamment l'analyse des risques, l'assurance qualité (QA), le contrôle qualité (QC), ainsi que la formation et la documentation. Ces éléments permettent de prendre en compte à la fois les aspects techniques liés aux équipements et aux systèmes informatiques de haute technologie, ainsi que les facteurs humains contribuant à l'instauration d'une véritable culture de sécurité[11].

Elle revêt une importance particulière en radiothérapie, où la diversité des techniques utilisées, telles que la radiothérapie externe et la curiethérapie, exige un haut niveau de rigueur. En effet, l'absence d'un système de gestion de la qualité adéquat peut conduire à des traitements sous-optimaux et augmenter le risque d'incidents graves pouvant entraîner des conséquences importantes pour les patients[11].

Enfin, il convient de noter que le terme « assurance qualité » (QA) est souvent utilisé pour désigner l'ensemble du programme de gestion de la qualité. Ainsi, dans certains contextes, la QA peut être employée comme synonyme de la QM[11].

Il convient de distinguer clairement entre :

- **L'assurance qualité (QA)** : ensemble des actions planifiées visant à garantir que les procédures et équipements fonctionnent conformément aux exigences établies.
- **Le contrôle qualité (QC)** : ensemble des tests techniques permettant de vérifier de manière opérationnelle les performances des équipements.
- **La gestion de la qualité (QM)** : approche globale intégrant la QA, le QC, la gestion des risques et l'amélioration continue.

II.3 Protocoles et normes internationales :

Les protocoles et normes internationales jouent un rôle essentiel dans l'harmonisation des pratiques en radiothérapie. Parmi les références les plus utilisées, on retrouve le rapport TG-142 de AAPM, qui définit les procédures de contrôle de qualité des accélérateurs linéaires, ainsi que le protocole TRS-398 de IAEA, dédié à la dosimétrie absolue. Ces recommandations constituent une base scientifique indispensable pour garantir la précision et la sécurité des traitements.

II.3.1 IAEA :

L'International Atomic Energy Agency, reconnue à l'échelle internationale comme l'organisme de référence pour la promotion de « l'atome au service de la paix et du développement » au sein du système des Nations Unies, constitue un centre majeur de coopération dans le domaine nucléaire. En collaboration étroite avec ses États membres et ses partenaires à travers le monde, elle s'engage à promouvoir une utilisation sûre, sécurisée et pacifique des technologies nucléaires[12].

II.3.2 Le rapport TG-142 de AAPM :

Avant l'introduction des recommandations récentes, le rapport TG-40 de l'AAPM constituait une référence majeure en matière d'assurance qualité des accélérateurs linéaires. Cependant, l'évolution rapide des technologies en radiothérapie, notamment l'introduction des collimateurs multilames (MLC), de l'imagerie embarquée et des techniques avancées telles que l'IMRT et la SBRT, a rendu nécessaire la mise à jour de ces recommandations afin de répondre aux nouvelles exigences cliniques[13].

Dans ce contexte, le rapport TG-142 a été élaboré afin d'adapter et d'élargir les procédures de contrôle de qualité aux technologies modernes. Il définit des lignes directrices détaillées concernant les tests de contrôle de qualité, leurs fréquences (quotidiennes, mensuelles et annuelles), ainsi que les tolérances associées, en intégrant également les dispositifs d'imagerie (EPID, CBCT) et les systèmes de délivrance avancés[13].

Ce protocole vise ainsi à garantir la performance des accélérateurs linéaires et à assurer la précision et la sécurité des traitements en radiothérapie, tout en offrant une certaine flexibilité permettant son adaptation aux différentes pratiques cliniques.

Par rapport au TG-40, le TG-142 offre une approche plus détaillée et mieux adaptée aux technologies modernes et aux techniques avancées de radiothérapie.

En outre, le rapport AAPM TG-142 propose une classification des tests de contrôle de qualité en plusieurs catégories, notamment les tests géométriques, dosimétriques et de sécurité. Parmi les paramètres évalués figurent la constance du débit de dose, la symétrie et la planéité du faisceau, la précision du positionnement iso centrique, ainsi que le bon fonctionnement des systèmes de sécurité et d'arrêt d'urgence[13].

Le protocole introduit également des seuils de tolérance et des niveaux d'action, permettant de distinguer les écarts acceptables de ceux nécessitant une intervention corrective

immédiate. Cette approche contribue à une détection précoce des anomalies et à la prévention des incidents cliniques[13].

Par ailleurs, le TG-142 adopte une approche flexible basée sur le niveau de risque, permettant aux centres de radiothérapie d'adapter les procédures de contrôle de qualité en fonction de leurs équipements, de leurs techniques et de leur organisation interne, tout en respectant les exigences minimales recommandées[13].

II.3.3 Le rapport IAEA TRS-398 :

Le protocole TRS-398 de l'IAEA est un code de pratique international publié en 2000, basé sur la détermination de la dose absorbée dans l'eau. Il a été développé afin de remplacer les anciennes méthodes reposant sur le kerma dans l'air, dans le but d'améliorer la précision et la cohérence des mesures dosimétriques en radiothérapie[14].

Ce protocole fournit un cadre harmonisé pour la calibration des chambres d'ionisation et la détermination de la dose absorbée dans différents types de faisceaux utilisés en radiothérapie, notamment les photons, les électrons, ainsi que les protons et ions lourds. Grâce à cette approche, TRS-398 a contribué à réduire les incertitudes dosimétriques et à renforcer la fiabilité des traitements en radiothérapie moderne[14].

Le protocole IAEA TRS-398 repose sur le formalisme de la dose absorbée dans l'eau, considéré comme une référence plus directe et plus précise pour les applications cliniques. Il établit une chaîne de traçabilité métrologique reliant les laboratoires d'étalonnage primaires aux centres de radiothérapie, garantissant ainsi la cohérence des mesures à l'échelle internationale.

La détermination de la dose absorbée nécessite l'application de plusieurs facteurs de correction, tels que les corrections de température et de pression, de recombinaison ionique, ainsi que les facteurs liés à la qualité du faisceau (kQ). Ces paramètres permettent d'assurer une mesure fiable et reproductible de la dose délivrée au patient.[14].

En outre, le protocole fournit des recommandations détaillées concernant les conditions de référence (profondeur, champ, distance source-surface), ce qui permet de standardiser les procédures de mesure et de réduire les incertitudes dosimétriques. Cette standardisation joue un rôle essentiel dans la comparaison des résultats entre différents centres de radiothérapie[14].

II.3.4 ISO 9001 :

Les normes ISO, en particulier la norme ISO 9001, définissent un cadre international de management de la qualité applicable aux établissements de santé, y compris en radiothérapie. Elles visent à structurer les processus organisationnels, améliorer la traçabilité, assurer la sécurité des patients et promouvoir une amélioration continue de la qualité. Contrairement aux recommandations techniques de l'AAPM et de l'IAEA, les normes ISO se concentrent principalement sur les aspects organisationnels et systémiques de la gestion de la qualité[15].

II.4 Tests et contrôles de qualité des équipements :

Les contrôles de qualité des équipements en radiothérapie sont organisés selon une périodicité définie afin d'assurer une surveillance continue et structurée des performances des dispositifs. Ils sont généralement classés en contrôles quotidiens, hebdomadaires, mensuels et annuels, chacun ayant un niveau d'exigence et un objectif spécifique (Voir Figure 16)[13].

- **Les contrôles quotidiens (Daily QA)** visent à vérifier de manière rapide et systématique la stabilité globale des paramètres essentiels de l'équipement avant le traitement des patients.
- **Les contrôles hebdomadaires (Weekly QA)** permettent une surveillance plus approfondie de certains paramètres de fonctionnement et complètent les vérifications quotidiennes.
- **Les contrôles mensuels (Monthly QA)** assurent une évaluation plus détaillée des performances de l'équipement et permettent de détecter des variations progressives pouvant affecter la qualité du traitement.

Cette organisation temporelle des contrôles s'inscrit dans le cadre des recommandations internationales, notamment celles de AAPM TG-142, afin de garantir la sécurité et la performance des traitements en radiothérapie[13].



Figure 16 : Programme de contrôle qualité des équipements en radiothérapie

II.5 Tolérances et critères d'acceptation :

Les tolérances représentent les limites admissibles de variation des paramètres mesurés lors des contrôles de qualité. Elles sont définies par les protocoles internationaux afin de garantir que les écarts observés restent sans impact clinique significatif. Les critères d'acceptation permettent de distinguer les résultats conformes de ceux nécessitant une intervention corrective. Le respect strict de ces tolérances est essentiel pour maintenir la précision dosimétrique et la sécurité des patients en radiothérapie (Voir Tableau 1) [13].

Tableau 1: Tolérances et critères d'acceptation en radiothérapie (selon AAPM TG-142 [13])

Type de contrôle	Test effectué	Paramètre mesuré	Tolérance	Fréquence
Dosimétrique	Constance du faisceau (output)	Dose délivrée	$\pm 3 \%$	Quotidien
Dosimétrique	Facteur de sortie (photons)	Output constancy	$\pm 2 \%$	Mensuel
Dosimétrique	Symétrie du faisceau	Profile symmetry	$\pm 2 \%$	Mensuel
Dosimétrique	Planéité du faisceau	Flatness	$\pm 2 \%$	Mensuel
Dosimétrique	Qualité du faisceau	Énergie (TPR/PDD)	$\pm 2 \%$	Mensuel
Dosimétrique	Calibration absolue	Dose (TG-51)	$\pm 1 \%$	Annuel
Géométrique	Alignement des lasers	Position isocentre	$\pm 2 \text{ mm}$	Quotidien
Géométrique	Taille du champ	Field size	$\pm 2 \text{ mm}$	Quotidien
Géométrique	Concordance champ lumineux/radiatif	Coïncidence	$\pm 2 \text{ mm}$	Annuel
Géométrique	Isocentre mécanique	Déviations	$\pm 2 \text{ mm}$	Mensuel
Mécanique	Rotation gantry	Angle	$\pm 1^\circ$ à $\pm 2^\circ$	Mensuel
Mécanique	Rotation collimateur	Angle	$\pm 1^\circ$ à $\pm 2^\circ$	Mensuel
Mécanique	Mouvement table	Positionnement	$\pm 2 \text{ mm}$	Mensuel
Sécurité	Systèmes de sécurité	Fonctionnement	Conforme	Quotidien

Rôle de l'équipe en physique médicale dans la qualité :

Le physicien médical, également appelé radiophysicien, est un professionnel de santé reconnu, chargé d'assurer le suivi technique et le bon fonctionnement des équipements utilisant les rayonnements ionisants (radiothérapie, scanner, radiographie, imagerie nucléaire). Il intervient principalement en radiothérapie, où il joue un rôle essentiel dans la mise en œuvre des traitements et l'optimisation des paramètres dosimétriques.

Son rôle consiste notamment à garantir la délivrance précise de la dose prescrite, en évitant les sous-dosages et les surdosages, tout en protégeant les tissus sains autour de la tumeur. À l'aide de logiciels de planification, il conçoit et ajuste les plans de traitement en tenant compte de la dose, de l'énergie, de la forme et de l'orientation des faisceaux.

Par ailleurs, le physicien médical participe activement à la radioprotection, en évaluant les risques liés aux rayonnements, en mettant en place des mesures de sécurité, et en assurant la surveillance des installations et du personnel. Ce métier exige une grande rigueur, une expertise avancée en dosimétrie et en physique des rayonnements, ainsi que des compétences en informatique et en sciences biomédicales, tout en nécessitant une mise à jour continue des connaissances.

II.6 Conclusion :

En conclusion, ce chapitre a mis en évidence l'importance essentielle de la qualité en radiothérapie pour garantir la précision des traitements et la sécurité des patients. L'application des protocoles internationaux, tels que l'AAPM TG-142 et l'IAEA TRS-398, ainsi que le respect des tolérances et des critères d'acceptation, permettent d'assurer la fiabilité des équipements et la maîtrise des procédures.

Par ailleurs, le rôle de l'équipe de physique médicale demeure fondamental dans la mise en œuvre et le suivi du programme de qualité. L'ensemble de ces éléments constitue ainsi une base indispensable pour optimiser les résultats thérapeutiques et assurer une pratique sûre de la radiothérapie.

Chapitre III :

Méthodologie de l'étude

III.1 Introduction

Le contrôle de qualité de l'accélérateur linéaire constitue une étape essentielle pour garantir la précision des traitements en radiothérapie et assurer la sécurité des patients. Il permet de vérifier la conformité des performances dosimétriques ainsi que des performances mécaniques et d'ingénierie de l'équipement, conformément aux recommandations internationales, notamment celles de l'Agence internationale de l'énergie atomique et de l'American Association of Physicists in Medicine.

Dans ce chapitre, nous présentons la méthodologie adoptée pour la réalisation des tests de contrôle de qualité au sein du centre étudié, afin d'évaluer la stabilité et les performances du LINAC en conditions cliniques. Nous proposons également une description détaillée des équipements et des logiciels utilisés, ainsi que des instruments de mesure nécessaires à l'évaluation de ses performances. Enfin, nous exposons l'approche méthodologique suivie afin de mener cette étude de manière rigoureuse et structurée.

III.2 Description du service de radiothérapie

L'étude a été réalisée au sein du service de radiothérapie de l'Établissement Public Hospitalier de Ouargla, qui assure la prise en charge des patients atteints de pathologies cancéreuses nécessitant un traitement par rayonnements ionisants. Le service est équipé d'un accélérateur linéaire unique pour la délivrance des traitements externes, et dispose des équipements nécessaires à la planification et à la simulation des traitements.

L'organisation du service repose sur une équipe pluridisciplinaire composée de médecins radiothérapeutes, de physiciens médicaux et de manipulateurs spécialisés, chargés respectivement de la planification dosimétrique, de la vérification technique et de l'administration des traitements ainsi que du suivi clinique des patients. Cette structure permet de garantir la précision thérapeutique et la sécurité des soins, offrant un cadre approprié pour la réalisation et l'analyse des tests de contrôle de qualité du LINAC dans le cadre de cette étude (Voir Figure 17)[16].



Figure 17: Service de radiothérapie Ouargla

III.3 Matériel :

III.3.1 L'accélérateur linéaire :

Dans le cadre de ce travail, nous avons utilisé un accélérateur linéaire médical (LINAC) de marque Varian Médical Systèmes, présenté sur la (Figure 18), appartenant au service de radiothérapie de l'établissement hospitalier. Cet équipement est destiné à la délivrance de faisceaux de photons de haute énergie pour le traitement des tumeurs. Il se compose d'un gantry rotatif permettant une irradiation sous différents angles, d'une tête de traitement intégrant le collimateur multi-lames (MLC) pour la modulation du faisceau, ainsi que d'une table de traitement motorisée assurant un positionnement précis du patient. Le système est également équipé d'un dispositif de contrôle et de planification permettant l'optimisation et la vérification des paramètres dosimétriques, garantissant ainsi la précision et la sécurité des traitements en radiothérapie (Voir Figure 18).



Figure 18 : Accélérateur linéaire (LINAC) de radiothérapie

III.3.2 Electromètre :

PTW UNIDOS Electromètre Il s'agit d'un électromètre de référence de haute précision, contrôlé par microprocesseur, conçu pour la dosimétrie clinique des rayonnements. Il fonctionne comme une unité de lecture permettant de traiter et d'analyser le signal électrique provenant de la chambre d'ionisation associée (Voir Figure 19)[17].



Figure 19 : PTW UNIDOS Electromètre

III.3.3 Fantôme d'eau :

Le terme « **fantôme d'eau** » (water Phantom) est utilisé en physique médicale pour désigner une cuve spécialisée remplie d'eau, qui agit comme un milieu équivalent aux tissus humains pour mesurer la distribution de la dose de rayonnement. C'est un outil essentiel pour l'assurance qualité (AQ) clinique des systèmes de radiothérapie (Voir Figure 20)[18].

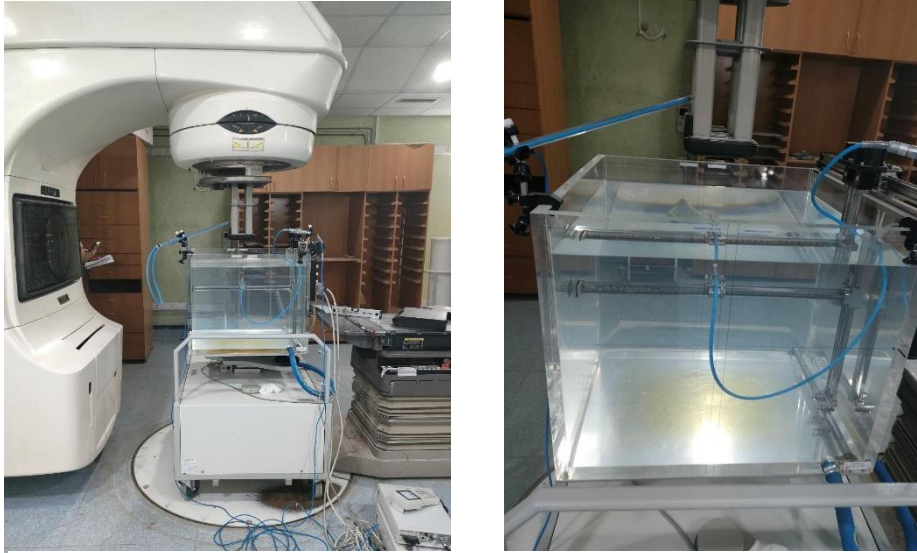


Figure 20 : Système de fantôme d'eau automatique avec bras motorisé et réservoir

III.3.4 Thermomètre et Baromètre :

En radiothérapie, le thermomètre est utilisé à des fins distinctes, notamment la surveillance des conditions environnementales pour garantir la précision des mesures dosimétriques ainsi que le suivi clinique dans les traitements par hyperthermie. Dans le cadre de la dosimétrie et de l'étalonnage, il permet de mesurer la température ambiante au niveau du volume de mesure, généralement à l'intérieur d'un fantôme d'eau. Cette mesure est essentielle car les conditions environnementales influencent directement la densité de l'air dans les chambres d'ionisation. Elle permet ainsi de déterminer le facteur de correction température-pression (T, P), assurant la précision des mesures de rayonnement et leur standardisation par rapport aux conditions de référence (20 °C et 1013,25 hPa)(Voir Figure 21, Figure 22)[19].



Figure 21 : Dispositif de mesure de la précision de l'eau (p) dans le fantôme d'eau.



Figure 22 : Dispositif de mesure de la température de l'eau (T) dans le fantôme d'eau.

III.3.5 Chamber d'ionisation :

Une chambre d'ionisation est un dispositif qui détecte et mesure l'intensité des rayonnements ionisants. Elle fonctionne en utilisant le principe de l'ionisation, où les rayonnements interagissent avec les molécules de gaz à l'intérieur de la chambre, produisant des particules chargées (ions). Ces ions sont ensuite collectés par des électrodes, générant un courant mesurable proportionnel à l'intensité des rayonnements.

Nous avons utilisé deux types de chambres d'ionisation : plane-parallèle (Voir Figure 23) et cylindrique (Voir Figure 24), et la différence entre elles est la suivante : la chambre d'ionisation plane-parallèle est principalement utilisée pour la mesure des électrons et des doses superficielles avec une grande précision, notamment aux faibles profondeurs, tandis que la chambre d'ionisation cylindrique est généralement utilisée pour la mesure des photons et l'évaluation des doses en profondeur dans un fantôme d'eau. Elle est également largement employée dans les procédures d'étalonnage et d'assurance qualité des équipements de radiothérapie[20].

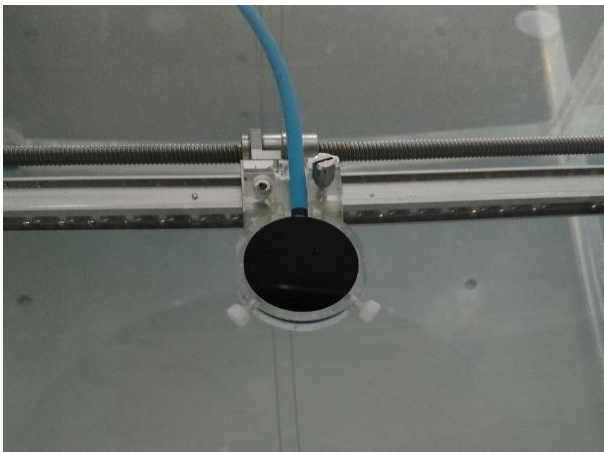


Figure 24: Plane-parallel ionization chamber

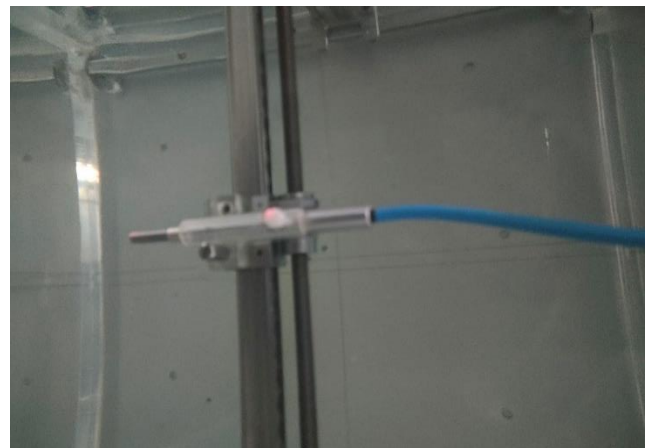


Figure 23: Cylindrical chamber ionization

III.3.6 Utilisation du PTW QuickCheck :

Le PTW QUICKCHECK est un dispositif d'assurance qualité (AQ) quotidien conçu pour la vérification rapide et automatisée des performances des accélérateurs linéaires en radiothérapie (Voir Figure 25)[21].

III.3.7 MultiPlan Système de planification de traitement associé au CyberKnife

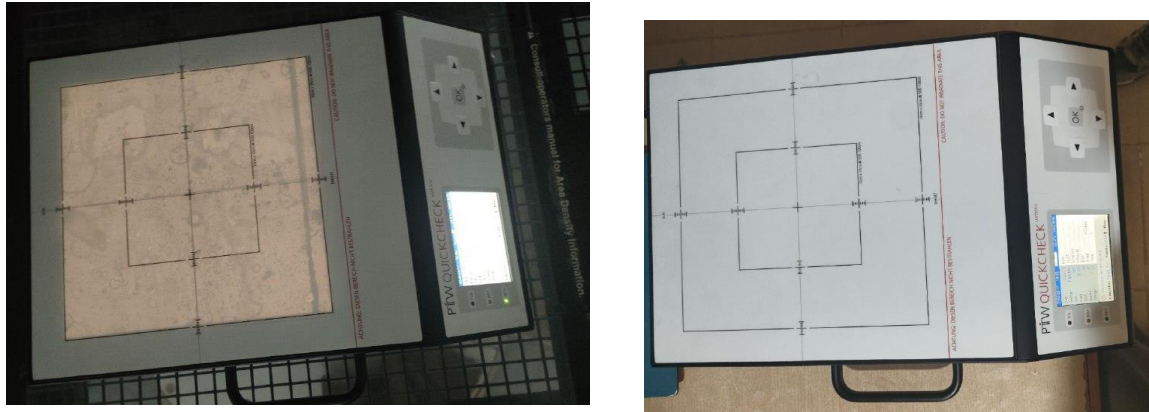


Figure 25: PTW QuickCheck pour les tests de constance dosimétrique quotidienne

MultiPlan est le système de planification de traitement (TPS) développé et historiquement associé au système de radiochirurgie robotisée CyberKnife d'Accuray. Il permet de concevoir, optimiser et vérifier les plans de traitement en radiothérapie stéréotaxique, en particulier pour des lésions de petite taille situées dans différentes régions du corps.

Ce logiciel repose sur des algorithmes de calcul précis qui prennent en compte la distribution de dose, la géométrie complexe des faisceaux non coplanaires, ainsi que les contraintes des organes à risque. Grâce à son intégration avec le système CyberKnife, MultiPlan permet une grande précision dans le ciblage tumoral tout en minimisant l'exposition des tissus sains environnants (Voir Figure 26)[22].

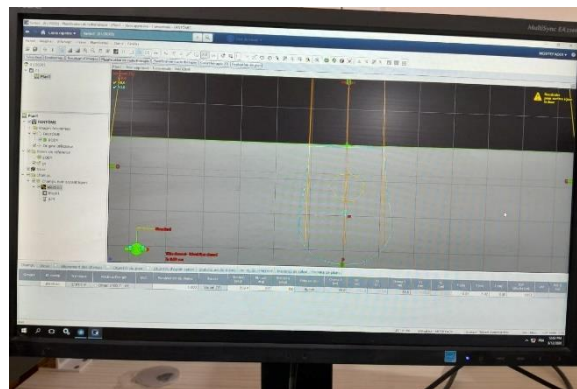


Figure 26 : planification de radiothérapie

III.4 Méthodologie de travail :

Réalisation des tests de contrôle de qualité

Le contrôle de qualité (QA) du LINAC constitue une étape essentielle pour assurer la sécurité et l'efficacité des traitements en radiothérapie. Il regroupe un ensemble d'essais systématiques visant à vérifier la précision dosimétrique, la stabilité géométrique et le fonctionnement mécanique de l'accélérateur. Ces tests permettent de garantir que le LINAC délivre la dose prescrite avec exactitude, que le faisceau est correctement aligné et que tous les composants mécaniques (collimateur, gantry, table de traitement...) fonctionnent conformément aux normes établies.

Le programme de QA est conçu pour être réalisé régulièrement, selon des fréquences quotidiennes, mensuelles et annuelles, et repose sur des protocoles standardisés recommandés par les organismes internationaux tels que l'International Atomic Energy Agency (IAEA) et l'American Association of Physicists in Medicine (AAPM), afin d'assurer la qualité optimale des traitements radiothérapeutiques.

Parmi les tests réalisés, on peut citer :

III.4.1 Utilisation du PTW QuickCheck

Le PTW QuickCheck est un dispositif autonome, compact et léger, utilisé pour le contrôle de qualité quotidien (QA) des accélérateurs linéaires. Il permet de mesurer de manière rapide et fiable la constance de sortie, la qualité du faisceau, ainsi que la planéité et la symétrie du faisceau, sur des champs standard de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ et $20 \times 20 \text{ cm}^2$, en une seule exposition. Son fonctionnement automatique et sans fil facilite la réalisation des tests à tout angle de gantry, avec correction automatique de la densité de l'air et en conformité avec les principaux protocoles de dosimétrie.

Ce dispositif est particulièrement utile pour assurer la constance dosimétrique quotidienne des faisceaux photon et électron, vérifier la stabilité des paramètres essentiels du LINAC et contribuer à la sécurité et à la précision des traitements radiothérapeutiques[16].

III.4.2 Contrôle de Qualité géométrique

Dans le cadre du contrôle qualité en radiothérapie, le contrôle géométrique du LINAC est essentiel pour garantir la précision du faisceau et la sécurité du patient. Ce TP vise à vérifier la cohérence géométrique du système, notamment la correspondance entre le champ lumineux et le champ radiatif, la précision de l'isocentre ainsi que l'alignement des lasers et du collimateur, conformément aux tolérances recommandées ($\pm 2 \text{ mm}$) selon les protocoles AAPM TG-142 et IEC.

La méthode repose sur une série de vérifications pratiques : la rotation du gantry est contrôlée en le positionnant à différents angles et en comparant les valeurs réelles à celles affichées, puis la rotation du collimateur est évaluée pour confirmer l'orientation correcte du faisceau. La précision des déplacements de la table est également testée selon les trois axes, tandis que l'alignement des lasers est vérifié par rapport à l'isocentre. Enfin, la concordance entre le champ lumineux et le champ radiatif est examinée à l'aide d'un film placé au niveau de l'isocentre. Ces étapes permettent de s'assurer de la justesse géométrique du système à travers une démarche méthodique de contrôle[16].

III.4.3 Contrôle du TPR :

Méthode du test TPR20/10 :

Le test TPR20/10 consiste à mesurer la charge à deux profondeurs (10 cm et 20 cm) dans un fantôme (eau ou solide) à l'aide d'une chambre d'ionisation reliée à un électromètre, avec un champ d'irradiation de $10 \times 10 \text{ cm}^2$. La distance SSD est réglée à 90 cm pour la profondeur de 10 cm et à 80 cm pour celle de 20 cm afin de maintenir une distance source-chambre constante de 100 cm.

Les mesures sont réalisées pour des énergies de 6 MV et 18 MV, dans des conditions environnementales de température $18,5^\circ\text{C}$ et de pression 1000,27 hPa. Pour chaque profondeur, plusieurs lectures de charge sont effectuées puis moyennées, avec application éventuelle du facteur de correction KTP. Enfin, le TPR20/10 est déterminé en calculant le rapport entre la charge mesurée à 20 cm et celle mesurée à 10 cm [16].

III.4.4 Facteur d'ouverture du collimateur :

Dans ce travail, l'évaluation du facteur d'ouverture du collimateur a été réalisée en suivant une procédure standardisée afin de garantir la reproductibilité des mesures. Les irradiations ont été effectuées pour deux énergies de photons, 6 MV et 18 MV, en utilisant un fantôme équivalent tissu positionné à une profondeur de référence de 10 cm. La distance source-surface (SSD) a été maintenue à 100 cm pour l'ensemble des mesures.

Les champs étudiés étaient de dimensions 5×5 , 10×10 , 15×15 et $20 \times 20 \text{ cm}^2$. Afin d'assurer la fiabilité des résultats, trois lectures successives ont été réalisées pour chaque taille de champ. Les valeurs obtenues correspondent aux charges collectées par une chambre d'ionisation reliée à un électromètre calibré.

Le facteur d'ouverture pour chaque champ a ensuite été déterminé en normalisant la lecture moyenne du champ étudié par rapport à celle du champ de référence $10 \times 10 \text{ cm}^2$. Cette approche permet d'analyser la variation de la dose en fonction de la taille du champ et de vérifier la cohérence du comportement du LINAC [16].

III.4.5 Prévisibilité et mesure de linéarité :

L'évaluation de la linéarité et de la capacité de prédiction de la réponse de l'accélérateur linéaire représente une étape essentielle en assurance qualité en physique médicale des rayonnements. Ces paramètres permettent de vérifier la capacité du système à délivrer une dose précise et reproductible en fonction des variations du nombre d'unités moniteur (MU). Toute anomalie dans cette relation peut entraîner des erreurs de dosimétrie.

Dans ce travail, les mesures ont été réalisées avec deux énergies de faisceaux, 6 MV et 18 MV, à l'aide d'une chambre d'ionisation reliée à un électromètre pour l'enregistrement des valeurs de dose. Une série de valeurs de MU (5, 10, 20, 40, 50, 70, 100 et 150 MU) a ensuite été délivrée, et la dose correspondante a été mesurée pour chaque irradiation[16].

III.4.6 Control trimestriel :

Le contrôle trimestriel est réalisé afin de vérifier la stabilité des performances dosimétriques de l'accélérateur linéaire (LINAC). Il permet de s'assurer que la dose délivrée reste conforme aux valeurs de référence du système de planification de traitement (TPS)[16].

Principe général :

Les mesures expérimentales sur le LINAC sont comparées aux données calculées dans le TPS.

Afin d'assurer une comparaison fiable, les mesures ont été réalisées dans des conditions géométriques fixes :

- Énergies : 6 MV et 18 MV
- Champ : $10 \times 10 \text{ cm}^2$
- DSP : 100 cm
 - PDD, Dmax et doses caractéristiques

Les mesures dosimétriques ont porté sur la distribution de dose en profondeur dans un fantôme de référence.

PDD (Percentage Depth Dose) : variation de la dose en fonction de la profondeur dans le milieu irradié.

Dmax : profondeur correspondant à la dose maximale.

D'autres grandeurs caractéristiques ont également été étudiées :

Rayon pénétrant : profondeur maximale atteinte par le faisceau.

Dose ROLAX : dose mesurée dans une configuration de référence standard.

Dose sur axe central : dose mesurée sur l'axe principal du faisceau.

➤ Profils du faisceau

Les profils de dose ont été mesurés dans deux directions :

In-plane

Cross-plane

Cette étape permet d'analyser la forme du faisceau et sa stabilité spatiale.

Les paramètres étudiés sont :

Homogénéité : uniformité de la dose dans le champ

Symétrie : équilibre de la dose de part et d'autre de l'axe central

Conditions de simulation dans le TPS

Les mêmes conditions ont été reproduites dans le système de planification de traitement (TPS)

- Même énergie
- Même champ
- Même profondeur
- Principe général du travail

Ce travail consiste à caractériser le faisceau de l'accélérateur linéaire à travers l'étude des distributions de dose en profondeur et des profils de faisceau, afin de décrire ses propriétés dosimétriques et géométriques en radiothérapie (Voir Figure 28, Figure 27).

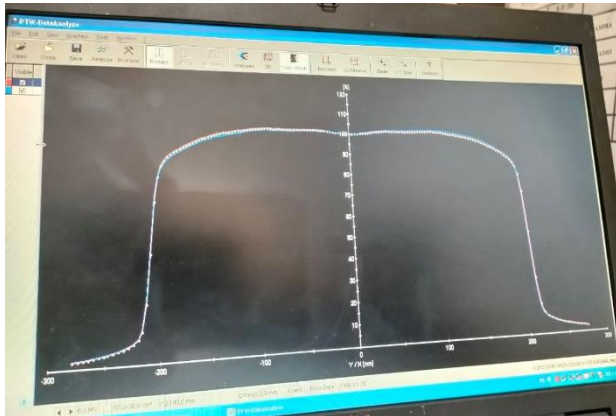


Figure 27 : Courbe de profil de faisceau dans le TPS

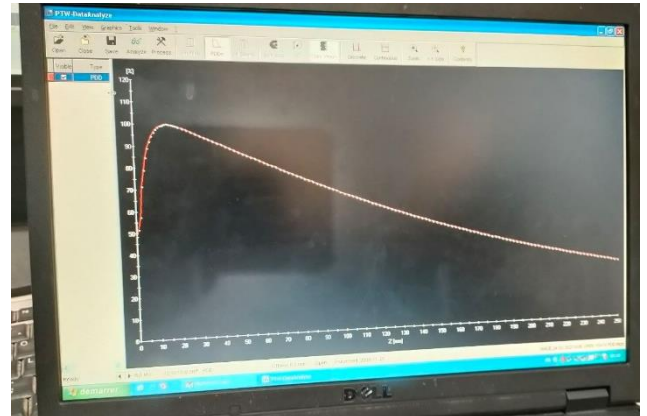


Figure 28: Courbe PDD dans le TPS

Chapitre III : Méthodologie de l'étude

Test de répétabilité :

Principe du test :

Le test consiste à évaluer la concordance entre les doses calculées par le système de planification de traitement (TPS) et celles mesurées expérimentalement sur l'accélérateur linéaire à l'aide d'une chambre d'ionisation associée à un électromètre.

Normalisation :

- 6MV / 10×10 / DSP =90 /C.C
100 UM /point de normalisation Dose =0.811 Gy
- 18MV / 10×10 / DSP =90 /C.C
100 UM /point de normalisation Dose =0.9308 Gy

Après l'étape de normalisation, un calcul dosimétrique a été réalisé dans le TPS afin de déterminer les valeurs de dose en plusieurs points de mesure notés (Q1), (Q2), (Q3), (Q4) et (Q5). Les doses calculées pour chaque point ont ensuite été relevées à partir du système de planification.

Par la suite, les mêmes paramètres d'irradiation ont été reproduits sur l'accélérateur linéaire pour les faisceaux de 6 MV et 18 MV, avec un champ de (10× 10), une DSP de 90 mm et une irradiation de 100 UM.

Les mesures expérimentales ont été effectuées à l'aide d'une chambre d'ionisation reliée à un électromètre. Pour chaque point de mesure, la position de la chambre d'ionisation a été déplacée à l'intérieur du fantôme afin d'obtenir les différentes valeurs de dose correspondantes aux points (Q1) à (Q5).

Ensuite, après avoir obtenu les valeurs calculées par le TPS et les valeurs mesurées expérimentalement sur le LINAC, le **facteur de normalisation** est calculé pour chaque point de mesure[16].



Figure 29: fantôme cylindrique de contrôle dosimétrique avec positions multiples

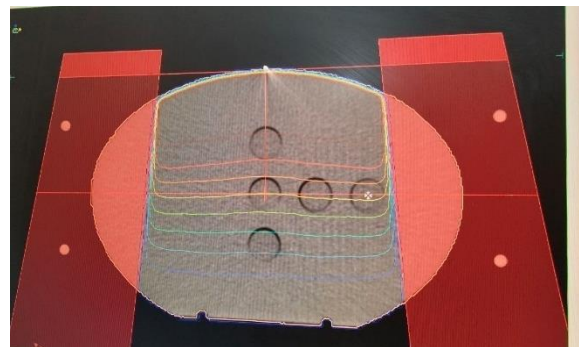


Figure 30 : Simulation du fantôme cylindrique dans le système de (TPS)

III.4.7 Control TPS :

Un test de vérification dosimétrique du système de planification de traitement (TPS) a été réalisé en utilisant deux énergies (6 MV et 18 MV), avec une distance source–surface de 100 cm et différentes tailles de champs (5×5 , 10×10 et 20×20 cm²). Les distributions de dose ont été calculées selon les trois axes orthogonaux : variation le long de l'axe Y à ($X = 0$, $Z = 0$), le long de l'axe X à ($Y = 10$, $Z = 0$), et en profondeur selon l'axe Z à ($X = 0$, $Y = 10$). Les doses ont ensuite été normalisées par rapport à une valeur de référence définie à $Y = 10$ (100 %)[16].

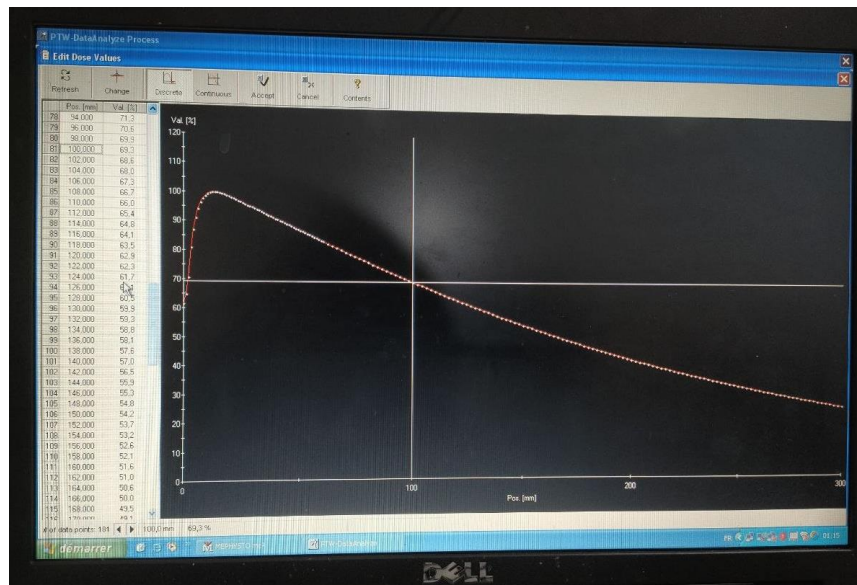


Figure 31: Contrôle qualité du TPS du LINAC – Analyse de la courbe de dose

III.5 Conclusion :

Dans la partie méthodologique, un ensemble de tests de contrôle de qualité validés a été présenté, couvrant les aspects dosimétriques, géométriques ainsi que les caractéristiques du faisceau de rayonnement, en plus de l'évaluation de la précision du système de planification de traitement (TPS). Ces tests sont basés sur des protocoles internationaux de référence et sont réalisés de manière périodique afin de garantir la stabilité des performances de l'accélérateur linéaire.

De manière générale, ce chapitre fournit les bases techniques et méthodologiques nécessaires pour comprendre la réalisation des tests de contrôle de qualité, ouvrant ainsi la voie à l'analyse des résultats et à l'évaluation des performances de l'équipement dans le chapitre suivant.

Chapitre IV :

Résultats et Discussion

IV.1 Introduction :

Les résultats obtenus au cours de cette étude ont été présentés et analysés, à partir des données enregistrées et traitées dans le cadre du travail réalisé. Ces résultats font également l'objet d'une discussion et d'une interprétation, afin de dégager les principales conclusions relatives à la qualité des performances et aux caractéristiques étudiées.

Dans ce chapitre, nous présentons directement les résultats obtenus pour chaque contrôle de qualité réalisé dans le cadre de ce travail, accompagnés de leur discussion. Chaque test est présenté de manière indépendante afin de faciliter l'analyse et l'interprétation des données.

IV.2 Résultats et Discussion :

Tous les résultats obtenus concernent les contrôles de qualité (CQ) réalisés au sein du service de radiothérapie de l'Établissement Public Hospitalier (EPH) de Ouargla[16].

IV.2.1 Utilisation du PTW QuickCheck:

Résultats :

Le contrôle qualité a été réalisé à l'aide du système PTW QuickCheck sur un accélérateur linéaire Clinac 1 avec une énergie photonique de 18 MV.

Les résultats affichés sont :

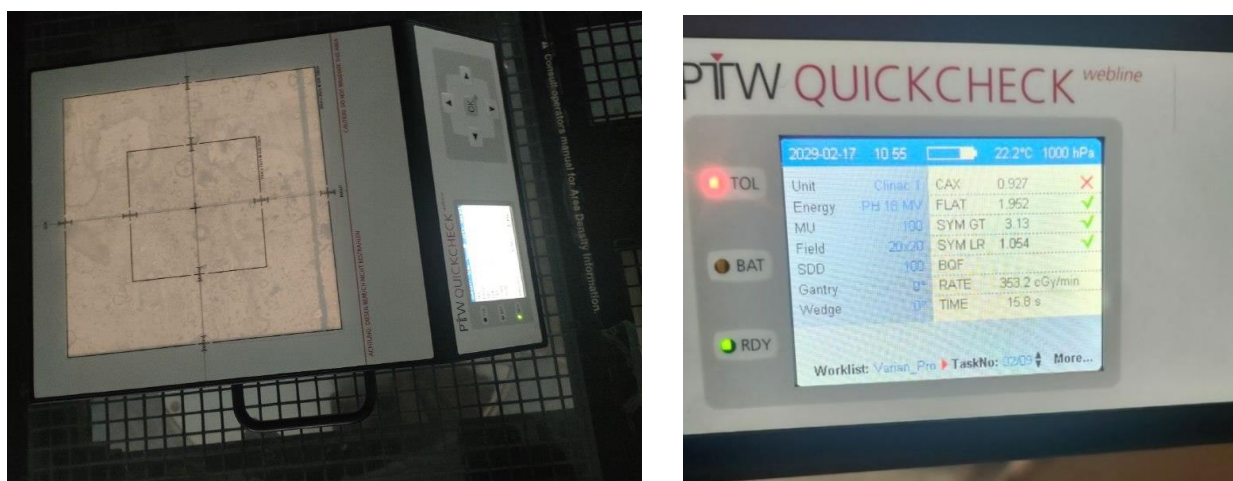


Figure 32:PTW QuickCheck – Contrôle qualité du faisceau

Chapitre IV : Résultats et Discussion

Tableau 2 : Résultats du contrôle qualité du faisceau photonique à l'aide du PTW QuickCheck

Paramètre	Valeur mesurée	Observation
CAX	1.07	Hors tolérance
FLAT	2.783	Conforme
SYM GT	3.184	Conforme
SYM LR	2.768	Conforme
Dose Rate	407.6cGy/min	Stable
Temps d'irradiation	15.8 s	Correct

Les indicateurs de validation montrent que la majorité des paramètres mesurés sont conformes aux critères de qualité établis. Toutefois, le paramètre CAX présente une non-conformité.

Discussion :

Les résultats obtenus montrent que :

Les résultats obtenus montrent que la planéité du faisceau (FLAT) est acceptable, indiquant une bonne homogénéité de la distribution de dose. Les paramètres de symétrie GT et LR sont également conformes, traduisant une stabilité géométrique satisfaisante du faisceau photonique.

Par ailleurs, le débit de dose est resté stable durant l'irradiation, ce qui reflète un fonctionnement correct du système.

Cependant, le paramètre CAX est hors tolérance. Cette variation peut être liée à une modification de la dose sur l'axe central du faisceau, à une variation de calibration ou à la nécessité d'un recalibrage du système.

Une vérification complémentaire est donc nécessaire avant l'utilisation clinique de l'accélérateur afin de garantir la précision dosimétrique et la sécurité des traitements de radiothérapie.

Chapitre IV : Résultats et Discussion

IV.2.2 Contrôle de Qualité géométrique :

Résultats :

➤ Vérification de la table de traitement :

Tableau 3 : QC mécanique de la table (DSP = 100 cm) :

Type de déplacement	Position (cm)	Résultat mesuré(cm)	Tolérance
Déplacement horizontal	5 cm	5	5 mm
	10 cm	10	5 mm
	15 cm	15	5 mm
Déplacement longitudinal	5 cm	5	1 mm
	10 cm	10	1 mm
	15 cm	15	1 mm
Déplacement vertical (distance table-collimateur)	5 cm	5	2 mm
	10 cm	10	2 mm
	15 cm	15	2 mm

➤ Vérification des paramètres géométriques du collimateur et de la table de traitement

Tableau 4: Résultats du contrôle géométrique du LINAC

Paramètre	Valeur mesurée	Valeur attendue
X1	+2.0 cm	+2.0 cm
X2	+2.0 cm	+2.0 cm
Y1	+2.0 cm	+2.0 cm
Y2	+2.0 cm	+2.0 cm
Champ X	4.0 cm	4.0 cm
Champ Y	4.0 cm	4.0 cm
Angle table	359.8°	360°

Chapitre IV : Résultats et Discussion

➤ Vérification des autres angles du collimateur :

Conditions de mesure :

DSP : 100cm et 120cm

Champ d'irradiation maximum Bras à 0°

Collimateur à 0°, 90°, 180° et 270°

Tableau 5:Vérification des angles du collimateur

Angle du collimateur	Lecture mécanique / digitale (DSP 100)	Lecture réelle (DSP = 100 cm)	Lecture mécanique / digitale (DSP 120)	Lecture réelle (DSP = 120 cm)
0°	0°	0°	0°	0°
90°	90°	90°	90°	90°
180°	180°	180°	180°	180°
270°	270°	270°	270°	270,1°

Discussion :

Les résultats des contrôles géométriques montrent une bonne précision mécanique et géométrique du LINAC.

La vérification de la table de traitement a montré que les déplacements horizontaux, longitudinaux et verticaux restent proches des valeurs attendues et à l'intérieur des tolérances admises, ce qui garantit un bon positionnement du patient pendant le traitement.

Concernant les paramètres géométriques du collimateur et de la table, les valeurs mesurées correspondent aux valeurs attendues, confirmant la bonne symétrie et la précision du champ d'irradiation. L'angle de la table (359,8°) reste également conforme à la valeur théorique.

Enfin, le contrôle des angles du collimateur pour les DSP de 100 cm et 120 cm a révélé de faibles écarts entre les lectures mécaniques et réelles, tous inférieurs à la tolérance de $\pm 0,5^\circ$.

Globalement, ces résultats confirment le bon fonctionnement du LINAC et assurent une irradiation précise et sécurisée en radiothérapie.

Chapitre IV : Résultats et Discussion

IV.2.3 Contrôle du TPR :

Les mesures ont été réalisées à l'aide d'une chambre d'ionisation de type Farmer placée dans un fantôme, avec un champ d'irradiation de $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

Les conditions de mesure étaient les suivantes :

- Température : $18,5 \text{ }^\circ\text{C}$
- Pression atmosphérique : $1000,27 \text{ hPa}$
- Facteur de correction : $K_{TP} \approx 1,005$

Résultats :

➤ Faisceau 6 MV

➤ Mesures à 20 cm de profondeur (DSP = 80 cm)

Tableau 6: Mesures de la charge à 20 cm de profondeur (6 MV)

Lecture	Charge mesurée (nC)
1	1,860
2	1,859
3	1,859

Moyenne : $Q_{20}=1,8593 \text{ nC}$

➤ Mesures à 10 cm de profondeur (DSP = 90 cm)

Tableau 7: Mesures de la charge à 10 cm de profondeur (6 MV)

Lecture	Charge mesurée (nC)
1	2,786
2	2,787
3	2,788

Moyenne : $Q_{10}=2,787 \text{ nC}$

Calcul du $TPR_{20/10}$

$$\begin{aligned} TPR_{20/10} &= \frac{Q_{20}}{Q_{10}} \\ TPR_{20/10} &= \frac{1,8593}{2,787} = 0,667 \\ \boxed{TPR_{20/10}(6 \text{ MV}) &= 0,667} \end{aligned} \quad (4)$$

Chapitre IV : Résultats et Discussion

➤ Faisceau 18 MV

- Mesures à 20 cm de profondeur (DSP = 80 cm)

Tableau 8: Mesures de la charge à 20 cm de profondeur (18 MV)

Mesure	Charge (nC)
1	2,674
2	2,670
3	2,669

Moyenne : $Q_{20}=2.671$ nC

- Mesures à 10 cm de profondeur (DSP = 90 cm)

Tableau 9 : Mesures de la charge à 10 cm de profondeur (18 MV)

Mesure	Charge (nC)
1	3,426
2	3,423
3	3,423

Moyenne : $Q_{10}=3.424$ nC

- Calcul du TPR (20/10)

$$TPR_{20/10} = \frac{Q_{20}}{Q_{10}} = \frac{2.671}{3.424} \quad (5)$$

$$TPR_{20/10} \approx 0,78$$

Discussion :

Les mesures du TPR (20/10) montrent une différence claire entre les deux énergies étudiées :

6 MV : TPR = 0,667

18 MV : TPR = 0,78

L'augmentation du TPR avec l'énergie est conforme au comportement physique attendu, car les photons de haute énergie possèdent une meilleure capacité de pénétration dans le milieu, ce qui réduit l'atténuation entre 10 cm et 20 cm de profondeur.

Chapitre IV : Résultats et Discussion

La faible dispersion des lectures indique une bonne stabilité du faisceau et une bonne reproductibilité des mesures, ce qui confirme la fiabilité du système de dosimétrie et la qualité du contrôle effectué sur le LINAC. Et les résultats sont cohérents avec les valeurs attendues en radiothérapie et confirment la conformité des faisceaux utilisés.

IV.2.4 Facteur d'ouverture du collimateur :

Résultats :

Le contrôle du facteur d'ouverture du collimateur a été réalisé selon une procédure standardisée afin d'assurer la reproductibilité des mesures.

Tableau 10:récapitulatif du facteur d'ouverture du collimateur

Énergie	Champ (cm ²)	Moyenne (μC)	Facteur d'ouverture	Conformité
6 MeV	10×10	2.715	1.000	Conforme
6 MeV	5×5	2.445	0.900	Conforme
6 MeV	15×15	2.860	1.053	Conforme
6 MeV	20×20	2.945	1.085	Conforme
18 MeV	10×10	3.333	1.000	Conforme
18 MeV	5×5	3.088	0.927	Conforme
18 MeV	15×15	3.440	1.032	Conforme
18 MeV	20×20	3.504	1.051	Conforme

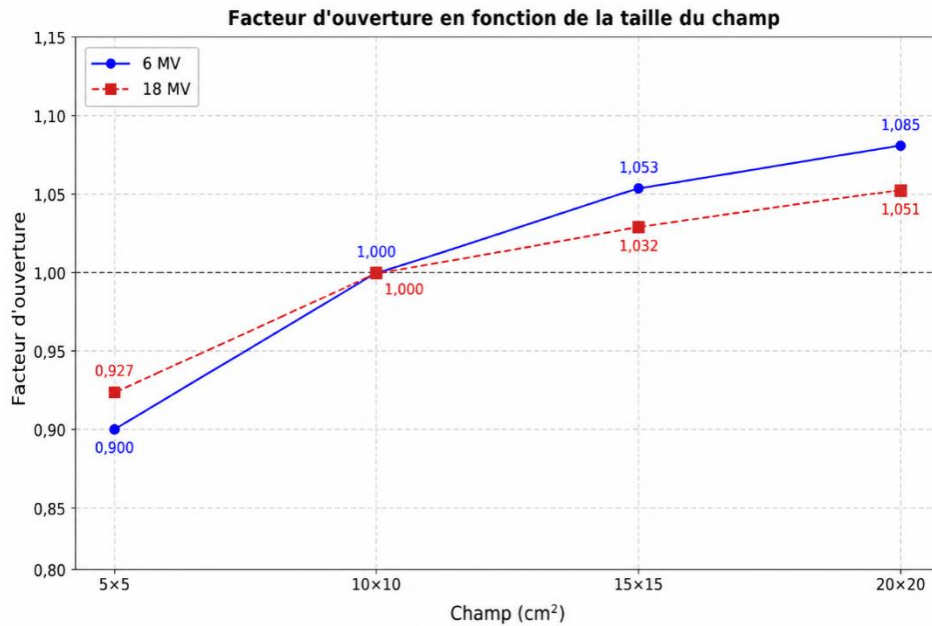


Figure 33: Facteur d'ouverture en fonction du champ d'irradiation (6 MeV et 18 MeV)

Discussion :

Les résultats montrent une augmentation progressive de la charge moyenne (μC) avec l'augmentation de la taille du champ pour les énergies de 6 MeV et 18 MeV, ce qui est conforme au comportement attendu en dosimétrie, puisqu'un champ plus large entraîne un volume irradié plus important et donc davantage d'ionisations.

Le facteur d'ouverture, normalisé à 1 pour le champ de référence $10 \times 10 \text{ cm}^2$, diminue pour les petits champs ($5 \times 5 \text{ cm}^2$) et augmente pour les grands champs (15×15 et $20 \times 20 \text{ cm}^2$). Cette variation traduit la réponse dosimétrique du système en fonction de la géométrie du champ.

La comparaison entre les deux énergies montre que les valeurs de charge sont globalement plus élevées à 18 MeV, tout en conservant la même tendance d'évolution selon la taille du champ, ce qui indique une bonne cohérence et stabilité des mesures.

Enfin, la conformité de tous les résultats confirme la fiabilité du système de mesure, tandis que la courbe du facteur d'ouverture en fonction du champ met en évidence une évolution régulière et similaire pour les deux énergies étudiées.

IV.2.5 Prévisibilité et mesure de linéarité :

Comme mentionné précédemment, les mesures ont été réalisées pour deux énergies (6 MV et 18 MV), ce qui a permis d'obtenir les résultats suivants :

Résultats :

- Réalisées pour énergies 6 MV

Tableau 11: Charge mesurée en fonction des MU (6 MV)

MU	Charge mesurée (nC)
5	0.1445
10	0.2875
20	0.5735
40	1.145
50	1.431
70	2.002
100	2.857
150	4.288

- Courbe de linéarité de la charge mesurée à 6 MV

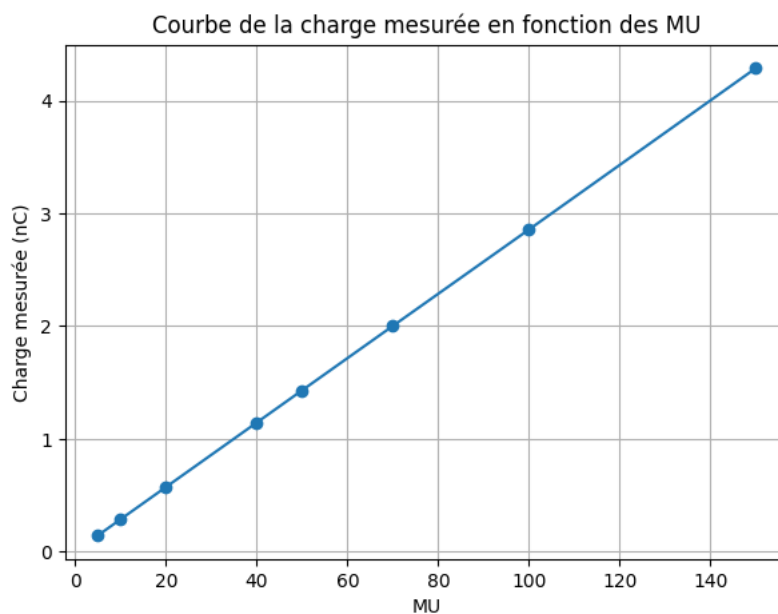


Figure 34: Charge mesurée en fonction des MU à 6 MV

Chapitre IV : Résultats et Discussion

➤ Réalisées pour énergies 18 MV

Tableau 12 : Charge mesurée en fonction des MU (18MV)

MU	Charge mesurée (nC)
5	0.171
10	0.3395
20	0.679
40	1.353
50	1.691
70	2.367
100	3.379
150	5.065

➤ Courbe de linéarité de la charge mesurée 18MV

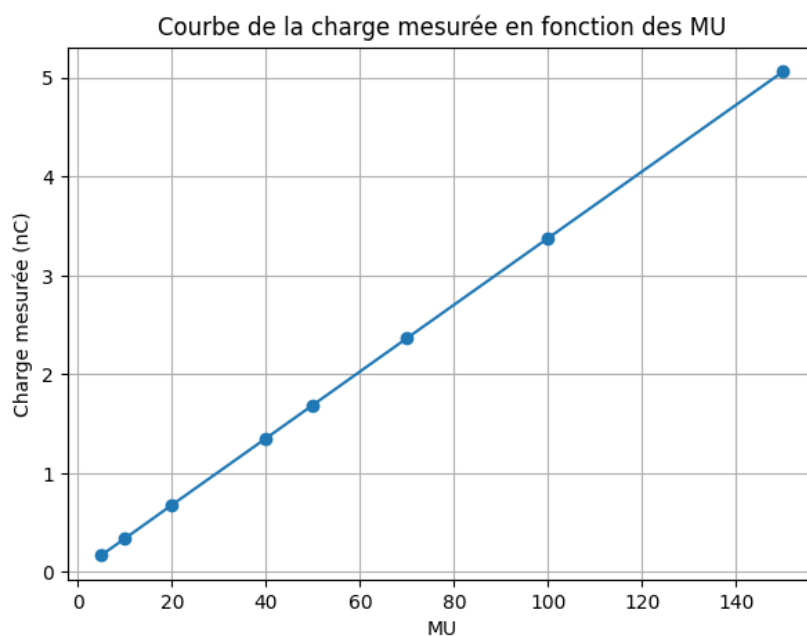


Figure 35: Charge mesurée en fonction des MU à 18 MV

Chapitre IV : Résultats et Discussion

➤ Mesures successives ont été réalisées pour chaque énergie.

Tableau 13 : Mesures successives réalisées pour chaque énergie

Mesure	6 MV	18 MV
1	2.868	3.291
2	2.868	3.291
3	2.866	3.289
4	2.865	3.291
5	2.865	3.291
6	2.865	3.291
7	2.863	3.290
8	2.863	3.291
9	2.865	3.291
10	2.863	3.292
Moyenne (M)	2.8651	3.2908

Les valeurs mesurées ont permis de calculer la moyenne et l'écart-type pour chaque série.

✓ Pour énergies 6 MV

Moyenne : 2,8651 nC

Écart-type : 0,00191 nC

✓ Pour énergies 18 MV

Moyenne : 3,2908 nC

Écart-type : 0,00079 nC

Chapitre IV : Résultats et Discussion

Discussion :

Les résultats obtenus montrent une augmentation progressive de la charge mesurée avec l'augmentation des unités moniteur (MU) pour les deux énergies étudiées (6 MV et 18 MV). Cette évolution linéaire traduit une bonne réponse du système de mesure et confirme la stabilité du faisceau délivré par l'accélérateur linéaire.

Pour l'énergie 6 MV, les valeurs de charge mesurée varient de 0,1445 nC à 4,288 nC lorsque les MU augmentent de 5 à 150 MU. De même, pour l'énergie 18 MV, les charges mesurées augmentent de 0,171 nC à 5,065 nC. Les valeurs obtenues à 18 MV sont supérieures à celles de 6 MV, ce qui est normal puisque les photons de plus haute énergie produisent une ionisation plus importante dans la chambre de mesure.

Les mesures successives réalisées pour chaque énergie montrent une très faible dispersion des résultats. Les moyennes calculées sont de :

2,8651 nC pour 6 MV.

3,2908 nC pour 18 MV.

Les écarts-types obtenus sont très faibles :

0,00191 nC pour 6 MV.

0,00079 nC pour 18 MV.

Ces faibles valeurs indiquent une excellente reproductibilité des mesures et une bonne stabilité du système de contrôle qualité. Cela confirme la fiabilité du dispositif de mesure ainsi que le bon fonctionnement de l'accélérateur linéaire durant les essais réalisés.

IV.2.6 Control trimestriel :

Résultats :

- Énergies : 6 MV
- Champ : $10 \times 10 \text{ cm}^2$
- DSP : 100 cm

L'étude de la pénétration du faisceau a donné :

$R_{100} \text{ mesuré} = 67,28 \%$

Valeur de référence attendue = 67,5 %

Tolérance admise = $\pm 1 \%$

- Pour l'énergie 18 MV

Les mesures réalisées ont donné :

$D_{100} = 77 \%$

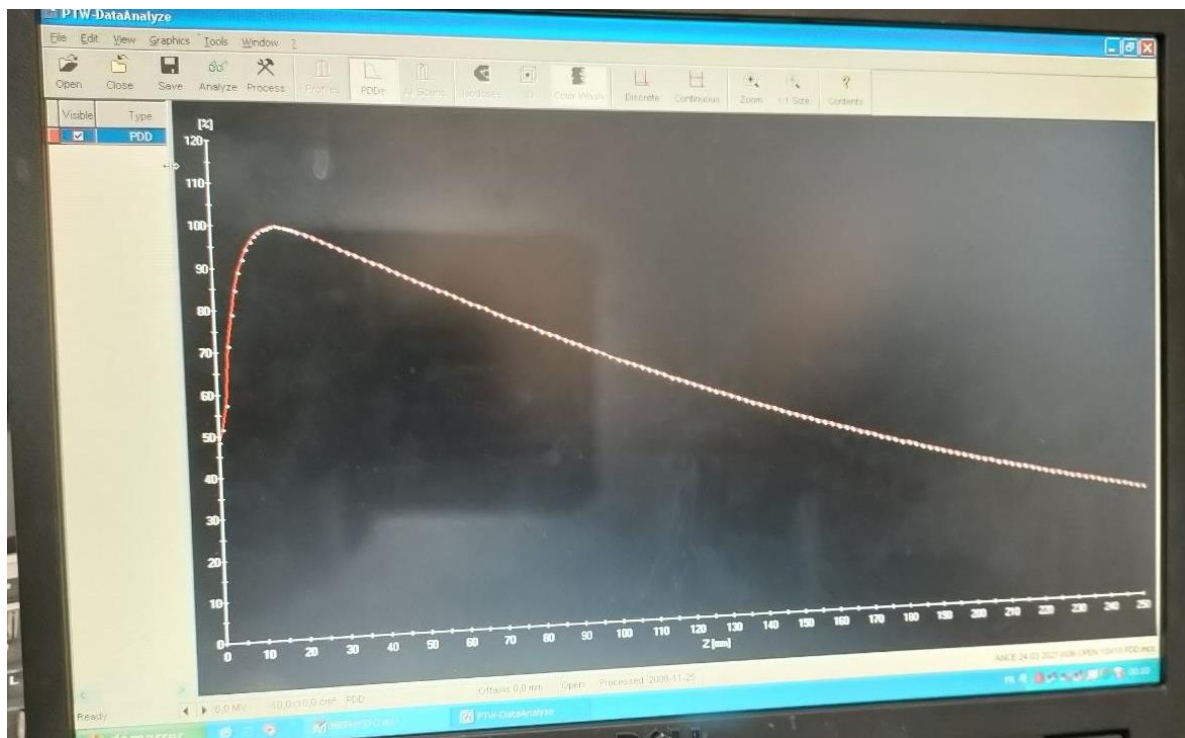


Figure 36: Courbe PDD du faisceau photonique à 18 MV

Chapitre IV : Résultats et Discussion

Résultats des profils du faisceau :

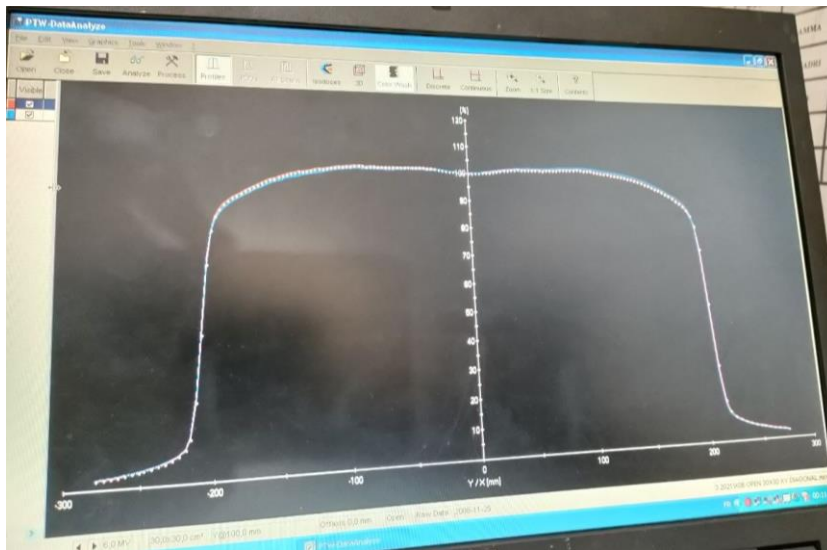


Figure 37: Profil de dose du faisceau photonique à 6 MV

Discussion :

Les résultats obtenus lors des contrôles qualité du LINAC montrent globalement une bonne conformité avec les valeurs de référence et les tolérances recommandées, ce qui confirme la stabilité du système d'irradiation.

Pour l'énergie 6 MV, la pénétration du faisceau évaluée par le paramètre R100 donne une valeur mesurée de 67,28 % contre une valeur de référence de 67,5 %. L'écart observé est très faible (0,22 %) et reste largement inclus dans la tolérance admise de ± 1 %. Cela indique une bonne reproductibilité du faisceau et une qualité acceptable de la profondeur de dose.

Concernant les profils du faisceau (In-plane et Cross-plane), les résultats montrent une **bonne homogénéité au centre du champ irradié ainsi qu'une symétrie satisfaisante de part et d'autre de l'axe central. Les écarts mesurés, de l'ordre de ± 2 % pour l'homogénéité et ± 1 % pour la symétrie, respectent les tolérances cliniques généralement acceptées en radiothérapie.

Ainsi, l'ensemble des résultats confirme que le LINAC présente des performances dosimétriques et géométriques stables, garantissant la précision et la sécurité des traitements délivrés aux patients.

IV.2.7 Test de répétabilité :

La figure suivante illustre le fantôme utilisé ainsi que la position des différents points de mesure (Q1 à Q5) où les acquisitions ont été réalisées. Les résultats des doses calculées par le TPS et des doses mesurées expérimentalement sont ensuite présentés.

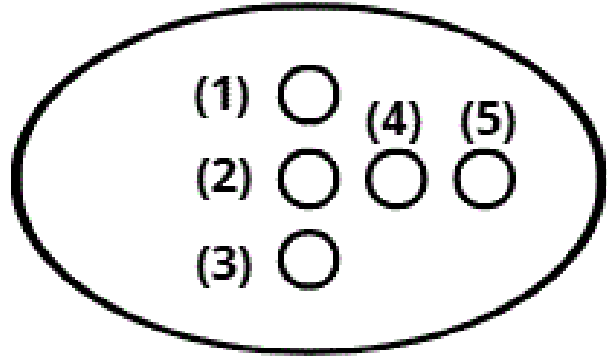


Figure 38:Position des points de mesure (Q1 à Q5) dans le fantôme

Résultats :

Nous commencerons tout d'abord par présenter les résultats obtenus à partir du système de planification de traitement (TPS).

➤ Mesure du TPS pour une énergie de 6 MV

Tableau 14:Doses TPS à 6 MV aux points Q1 à Q5

Q	La dose (Gy)
1	1.062
2	0.879
3	0.722
4	0.891
5	0.879

➤ Mesure du TPS pour une énergie de 18 MV

Tableau 15:Doses TPS à 18MV aux points Q1 à Q5

Q	La dose (Gy)
1	1.149
2	0.983
3	0.883
4	1.005
5	1.004

Chapitre IV : Résultats et Discussion

➤ Résultats de mesure au niveau du LINAC

Réglage :

100 MU /10×10 / DSP=90 / 6MV

Tableau 16:Charge mesurée à 6 MV aux points Q1 à Q5

Q	La charge (nc)
1	2.8660
2	2.860
3	2.860
4	2.860
5	2.858

100 MU /10×10 / DSP=90 / 18MV

Tableau 17:Charge mesurée à 18MV aux points Q1 à Q5

Q	La charge (nc)
1	3.376
2	3.380
3	3.380
4	3.378
5	3.379

100 MU /20×20 / DSP=90 / 6MV

Tableau 18:Charge mesurée à 6 MV aux points Q1 à Q5

Q	La charge (nc)
1	3.751
2	3.110
3	2.549
4	3.173
5	3.188

100 MU /20×20 / DSP=90 / 18MV

Tableau 19:Charge mesurée à 18MV aux points Q1 à Q5

Q	La charge (nc)
1	4.164
2	3.559
3	3.027
4	3.642
5	3.649

Chapitre IV : Résultats et Discussion

➤ Résultats finals

Dans cette partie, nous présentons les doses calculées à partir des charges mesurées au niveau du LINAC. Ces valeurs seront utilisées par la suite pour la comparaison avec celles obtenues par le système TPS.

La dose est déterminée à partir de la relation suivante :

$$D1 = \frac{Dc}{Q1} \times Q'1 \quad (6)$$

D1= dose mesurée au point 1.

Dc= dose au point de contrôle (point de normalisation).

Q1= charge mesurée pour le champ 10×10 au point 1.

Q'1= charge mesurée pour le champ 20×20 au point 1

Exemple pour l'énergie 6 MV :

- $Dc=0.811\text{Gy}$
- $Q_1 = 2.860\text{ nC}$ Pour le champ 10×10
- $Q'_1 = 3.751\text{ nC}$ Pour le champ 20×20

Ainsi, la dose au point 1 est calculée selon la relation suivante :

$$D1 = \frac{0.811}{2.860} \times 3.751$$

$$D1= 1.063\text{ Gy}$$

De la même manière, les doses aux autres points de mesure ((2, 3, 4 et 5)) sont calculées en appliquant la même relation.

Les résultats obtenus sont présentés dans le tableau suivant.

Tableau 20:Doses mesure à 6 MV aux points Q1 à Q5

Q	La Dose mesure (Gy)
1	1.063
2	0.881
3	0.722
4	0.899
5	0.904

Chapitre IV : Résultats et Discussion

Exemple pour l'énergie 18 MV :

- $D_c = 0.9308 \text{ Gy}$
- $Q_1 = 3.376 \text{ nC}$ Pour le champ 10×10
- $Q'_1 = 4.164 \text{ nC}$ Pour le champ 20×20

Ainsi, la dose au point 1 est calculée selon la relation suivante :

$$D_1 = \frac{0.9308}{3.376} \times 4.164$$

$$D_1 = 1.148 \text{ Gy}$$

De la même manière, les doses aux autres points de mesure ((2, 3, 4 et 5)) sont calculées en appliquant la même relation.

Les résultats obtenus sont présentés dans le tableau suivant.

Tableau 21: Doses mesure à 18MV aux points Q1 à Q5

Q	La Dose mesure (Gy)
1	1.148
2	0.980
3	0.8335
4	1.004
5	1.005

Afin de mieux visualiser la différence entre les doses calculées par le TPS et celles mesurées au niveau du LINAC, les courbes suivantes ont été tracées.

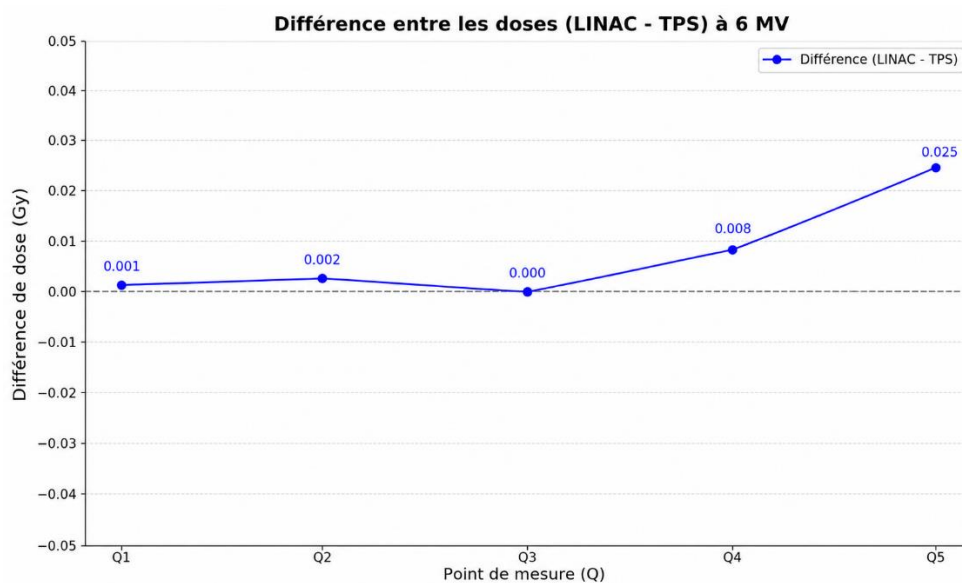


Figure 39: Différence entre les doses (Linac - TPS) à 6MV

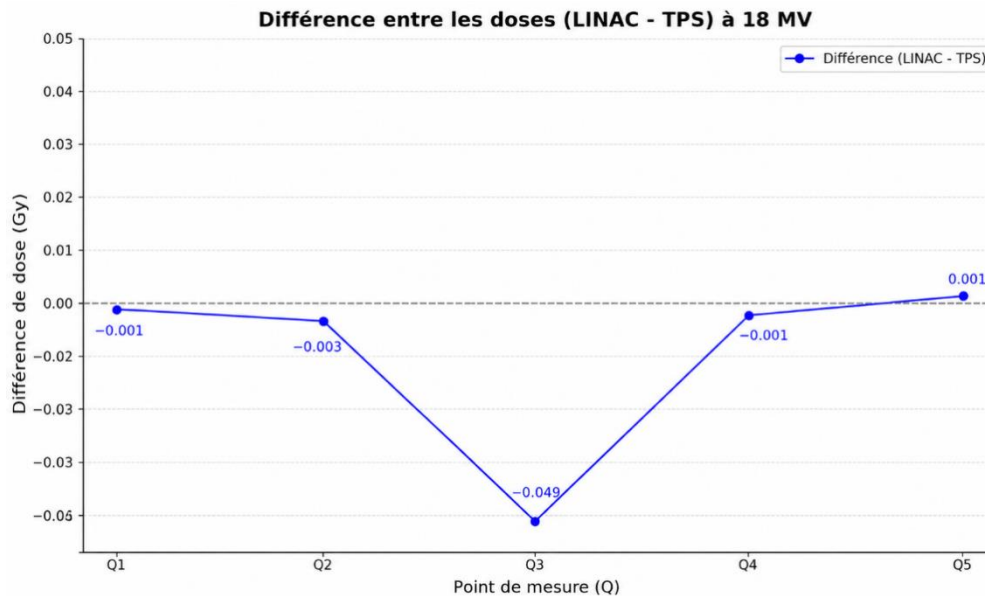


Figure 40: Différence entre les doses (Linac -TPS) à 18MV

Discussion :

Les résultats obtenus montrent une très bonne concordance entre les doses calculées par le système de planification de traitement (TPS) et les doses déterminées expérimentalement à partir des mesures réalisées au niveau du LINAC, aussi bien pour l'énergie de 6 MV que pour celle de 18 MV.

Pour l'énergie de 6 MV, les valeurs mesurées aux différents points Q1 à Q5 sont pratiquement identiques à celles fournies par le TPS. Les écarts observés restent très faibles et peuvent être attribués aux incertitudes expérimentales liées à la chambre d'ionisation, au positionnement du fantôme ou encore aux variations de lecture de l'électromètre.

De même, pour l'énergie de 18 MV, les résultats obtenus montrent également une bonne correspondance entre les doses calculées et mesurées. La légère différence observée au niveau du point Q3 reste acceptable dans le cadre du contrôle qualité en radiothérapie et demeure dans les tolérances cliniques admises.

Par ailleurs, l'augmentation des valeurs de charge mesurée lors du passage d'un champ (10 \times 10) à un champ (20 \times 20) est cohérente avec l'augmentation du rayonnement diffusé et du volume irradié. Cette variation confirme le bon fonctionnement du LINAC ainsi que la cohérence des mesures expérimentales effectuées.

Ainsi, l'ensemble des résultats obtenus permet de valider la précision du système TPS ainsi que la fiabilité des mesures dosimétriques réalisées au niveau de l'accélérateur linéaire. Ces résultats démontrent également que les paramètres dosimétriques du LINAC respectent les exigences du contrôle qualité en radiothérapie.

Chapitre IV : Résultats et Discussion

IV.2.8. Control TPS :

Dans ce contrôle, les valeurs ont été normalisées en prenant la valeur de référence

10 = 100. Les résultats obtenus pour le TPS et le LINAC sont présentés dans les tableaux suivants.

Résultats :

➤ Pour une énergie de 6 MV

DSP=100

Champ = 5×5

Energie = 6MV

(Z=0, X=0)

Tableau 22: Comparaison des profils de dose calculés par le TPS et mesurés sur le LINAC

Y(cm)	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Dose	156.89	158.17	150.64	142.62	134.77	127.24	119.87	112.98	106.25	100
Mesure	156.96	157.34	149.68	142.01	134.18	127.47	119.64	112.77	106.07	100
Y(cm)	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
Dose	94.07	88.53	83.17	78.20	73.55	69.23	65.22	61.37	57.69	54.32
Mesure	93.92	88.49	83.22	78.11	73.64	69.32	65.17	61.34	57.82	54.32

➤ Pour une énergie de 18 MV

DSP=100

Champ = 5×5

Energie = 18 MV

Tableau 23: Comparaison des profils de dose calculés par le TPS et mesurés sur le LINAC

Y(cm)	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Dose	156.89	158.17	150.64	142.62	134.77	127.24	119.87	112.98	106.25	100
Mesure	156.96	157.34	149.68	142.01	134.18	127.47	119.64	112.77	106.07	100
Y(cm)	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
Dose	94.07	88.53	83.17	78.20	73.55	69.23	65.22	61.37	57.69	54.32
Mesure	93.92	88.49	83.22	78.11	73.64	69.32	65.17	61.34	57.82	54.32

Chapitre IV : Résultats et Discussion

➤ Pour une énergie de 6 MV

DSP=100

Champ = 10×10

Energie = 6 MV

(Z=0, X=0)

Tableau 24: Comparaison des profils de dose calculés par le TPS et mesurés sur le LINAC Energy 6 MV

Y(cm)	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Dose (TPS)	149.16	149.16	142.81	136.30	129.80	123.44	117.24	111.34	105.44	100
Mesure	149.31	148.86	142.66	136.15	129.80	123.44	117.24	111.34	105.44	100
Y(cm)	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
Dose	94.70	89.56	84.87	80.18	75.79	71.70	67.92	64.29	60.81	57.48
Mesure	94.70	89.56	84.72	80.03	75.642	71.55	67.62	63.84	60.51	57.18

➤ Pour une énergie de 18 MV

DSP=100

Champ = 10×10

Energie = 18 MV

(Z=0, X=0)

Tableau 25: Comparaison des profils de dose calculés par le TPS et mesurés sur le LINAC Energy 18 MV

Y(cm)	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Dose (TPS)	149.16	149.16	142.81	136.30	129.80	123.44	117.24	111.34	105.44	100
Mesure	149.31	148.86	142.66	136.15	129.80	123.44	117.24	111.34	105.44	100
Y(cm)	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
Dose	94.70	89.56	84.87	80.18	75.79	71.70	67.92	64.29	60.81	57.48
Mesure	94.70	89.56	84.72	80.03	75.642	71.55	67.62	63.84	60.51	57.18

Chapitre IV : Résultats et Discussion

➤ Pour une énergie de 6 MV

DSP=100

Champ = 20×20

Energie = 6 MV

(Z=0, X=0)

**Tableau 26: Comparaison des profils de dose calculés par le TPS et mesurés sur le LINAC
Energy 6 MV**

Y(cm)	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Dose (TPS)	143.43	141.55	136.36	130.88	125.39	120.05	114.86	109.81	104.76	100
Mesure	143.43	141.70	136.36	131.02	125.54	120.20	114.86	109.81	104.76	100
Y(cm)	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
Dose	95.38	90.76	86.43	82.25	78.21	74.31	70.70	67.24	63.92	60.60
Mesure	95.23	90.76	86.43	82.25	78.21	74.45	70.85	67.243	63.92	60.60

➤ Pour une énergie de 18 MV

DSP=100

Champ = 20×20

Energie = 18 MV

(Z=0, X=0)

**Tableau 27: Comparaison des profils de dose calculés par le TPS et mesurés sur le LINAC
Energy 18 MV**

Y(cm)	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Dose (TPS)	116.34	127.98	126.95	123.49	119.76	115.78	111.81	107.70	103.72	100
Mesure	115.35	127.93	127.93	124.47	120.23	115.99	111.75	107.83	103.85	100
Y(cm)	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
Dose	99.27	96.27	92.68	89.34	86.007	82.67	79.58	76.63	73.68	68.16
Mesure	99.33	96.34	92.74	89.27	86.64	82.65	79.64	76.62	73.66	67.82

Chapitre IV : Résultats et Discussion

Afin d'évaluer la précision du système de planification dosimétrique (TPS), une comparaison entre les doses calculées et les doses mesurées sur le LINAC a été réalisée pour différentes tailles de champs et énergies. Les courbes suivantes représentent l'évolution des doses en fonction de la position selon l'axe Y.

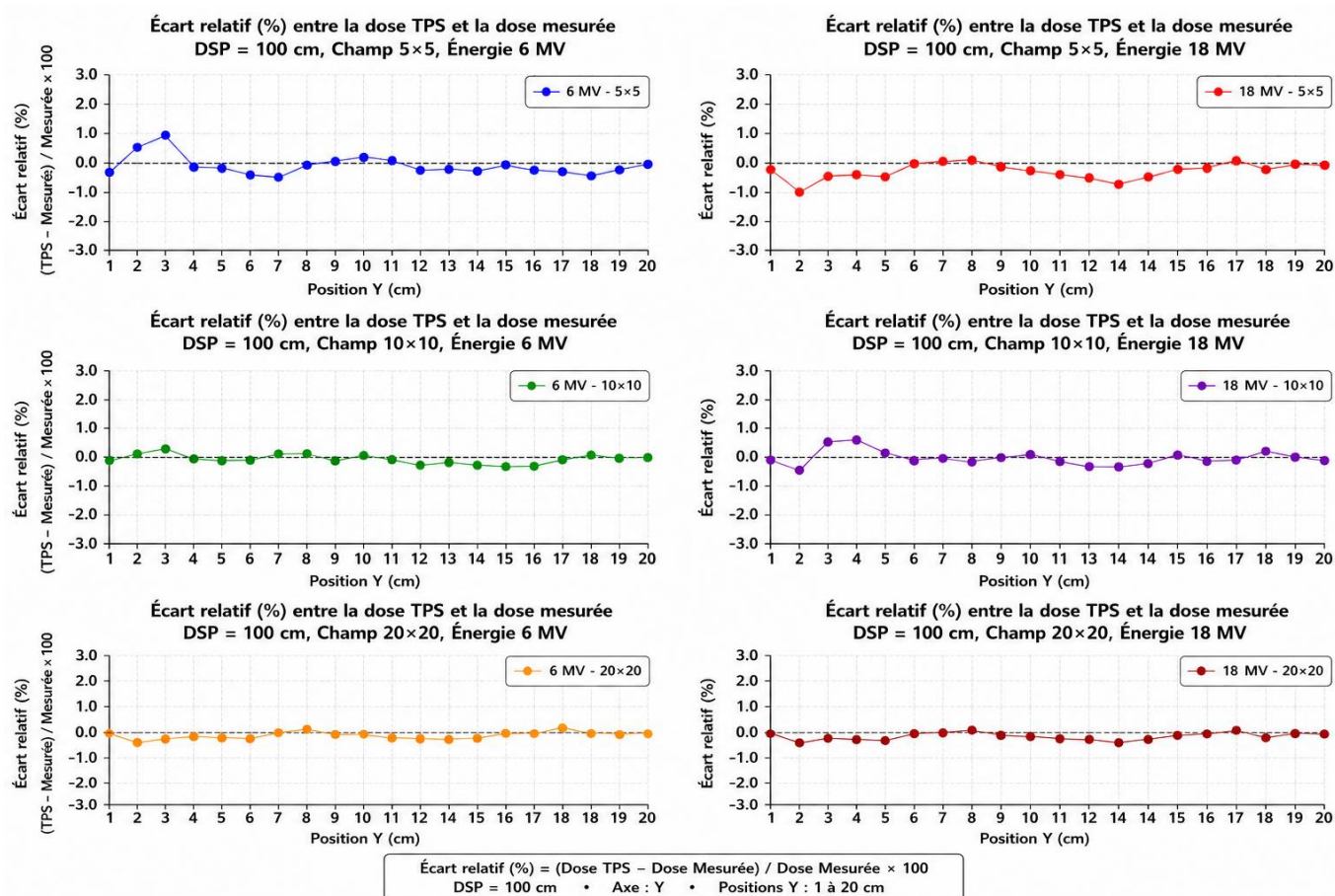


Figure 41: Comparaison entre la dose calculée par le TPS et la dose mesurée sur le LINAC

Chapitre IV : Résultats et Discussion

Discussion :

Les résultats obtenus à partir des tableaux et des courbes montrent une très bonne concordance entre les doses calculées par le système de planification des traitements (TPS) et celles mesurées sur l'accélérateur linéaire (LINAC), pour les différentes énergies et tailles de champs étudiées. Les écarts observés restent faibles et sont compris dans les limites acceptables, ce qui confirme la précision et la fiabilité du système de planification dosimétrique utilisé.

Conclusion :

En conclusion, l'étude et l'interprétation des résultats obtenus permettent de vérifier la conformité des contrôles réalisés et d'évaluer les performances des équipements de radiothérapie. Cette analyse constitue une étape essentielle pour garantir la qualité, la précision et la sécurité des traitements délivrés aux patients.

Conclusion Générale

Au cours de ce travail, nous avons présenté les bases théoriques de la radiothérapie et des accélérateurs linéaires, puis étudié les critères et procédures de contrôle qualité appliqués en radiothérapie. Nous avons également décrit la méthodologie expérimentale adoptée et analysé les résultats obtenus afin d'évaluer les performances du LINAC et la conformité des paramètres contrôlés.

En conclusion, il est indéniable que la radiothérapie occupe une place essentielle dans le traitement du cancer, en permettant une prise en charge efficace et précise des tumeurs tout en préservant au maximum les tissus sains environnants. Grâce aux progrès technologiques, notamment l'utilisation des accélérateurs linéaires, la qualité des traitements n'a cessé de s'améliorer.

Nous avons souligné dans cette étude l'importance du contrôle qualité et de la vérification des performances des équipements de radiothérapie, en particulier à travers des outils comme le QuickCheck, ainsi que l'utilisation du fantôme (phantom) et de l'électromètre pour la réalisation des mesures de dose. Ces étapes sont indispensables pour garantir la précision des faisceaux, la fiabilité des machines et la sécurité du patient.

De manière générale, l'amélioration continue des systèmes de radiothérapie, associée à un suivi rigoureux et à une maintenance régulière, permet d'assurer des traitements plus efficaces, plus sûrs et mieux adaptés aux besoins cliniques, tout en contribuant à optimiser les résultats thérapeutiques.

.

Les références

- [1] Benseddik, M. E. A. et Oumansour, M. E. A., “Contrôle de qualité des accélérateurs linéaires et des scanner simulateur–procédure et application,” *Mémoire université de Tlemcen, le*, vol. 29, 2016.
- [2] Yang, M. (2014). Optimisation des plans de traitement en radiothérapie grâce aux dernières techniques de calcul de dose rapide (Thèse de doctorat, Université Paris-Sud). HAL Thèses. <https://theses.hal.science/tel-01011223v1>
- [3] Fabjan, C. W., & Schopper, H. (Eds.). (2020). Particle physics reference library: Volume 2 : Detectors for particles and radiation. Springer.
- [4] Azria, D., & Dubois, J.-B. (2006). Item 141 : Radiothérapie : Notions radiobiologiques ; principaux effets secondaires. Montpellier, France : Département de Radiothérapie, INSERM EMI 0227, CRLC Val d'Aurelle.
- [5] Boudechicha, S., & Chekar, A. (2020). *Simulation dosimétrique d'un LINAC en radiothérapie* [Mémoire de master, Université Mohamed Seddik Ben Yahia – Jijel, Faculté des Sciences Exactes et Informatiques]
- [6] Marsolat, F. (2014). Développement d'un dosimètre diamant pour une mesure de la dose absorbée dans les mini-faisceaux utilisés en radiothérapie stéréotaxique [Doctoral dissertation, Université Pierre et Marie Curie]. HAL Open Science. <https://theses.hal.science/tel-00957871v1>
- [7] Berthelsen, A. K., Dobbs, J., Kjellén, E., Landberg, T., Möller, T. R., Nilsson, P., Specht, L., & Wambersie, A. (2007). What's new in target volume definition for radiologists in ICRU Report 71 ? How can the ICRU volume definitions be integrated in clinical practice. *Cancer Imaging*, 7(1), 104–116. <https://doi.org/10.1102/1470-7330.2007.0013>
- [8] Kraouche, C. (2020). *Etude d'un accélérateur de particules linéaire à usage médicale* [Master's thesis, Université Yahia Fares de Médéa].
- [9] I. Barillot, “Qu’attend l’oncologue radiothérapeute du physicien et inversement,” *Cancer/Radiothérapie*, vol. 21, no. 6, pp. 557–559, 2017, doi: <https://doi.org/10.1016/j.canrad.2017.07.018>.
- [10] F. Goupy *et al.*, “Contraintes de doses aux organes à risque en radiothérapie conformationnelle et stéréotaxique : intestin grêle et duodénum,” *Cancer/Radiothérapie*, vol. 21, no. 6, pp. 613–618, 2017, doi: <https://doi.org/10.1016/j.canrad.2017.07.036>.
- [11] D. Chang, A. Moore, S. Van Dyk, and P. Khaw, “Why quality assurance is necessary in gynecologic radiation oncology,” Mar. 01, 2022, *BMJ Publishing Group*. doi: 10.1136/ijgc-2021-002534.
- [12] International Atomic Energy Agency, “Agence internationale de l’énergie atomique.”
- [13] E. E. Klein *et al.*, “Task Group 142 report: Quality assurance of medical accelerators),” *Med. Phys.*, vol. 36, no. 9Part1, pp. 4197–4212, Sep. 2009, doi: 10.1118/1.3190392.
- [14] International Atomic Energy Agency. (n.d.). IAEA safety standards and related publications. Retrieved May, 2026, from <https://www.iaea.org/resources/safety-standards>
- [15] International Organization for Standardization. (2015). Quality management systems — Requirements (ISO Standard No. 9001 :2015). Retrieved May, 2026, from <https://www.iso.org/standard/62085.html>
- [16] Ministère de la Santé – Algérie. (n.d.). *Établissement Public Hospitalier (EPH) Mohamed Boudiaf – Ouargla*. Retrieved March–June 2026, from

- [17] PTW-Freiburg. (n.d.). Radiation medicine QA. Retrieved Mai, 2026, from <https://www.ptw.de/>
- [18] LAP Laser. (n.d.). Optimized water phantom brings streamlined commissioning to ring-shaped radiotherapy systems. Retrieved Mai, 2026, from <https://www.lap-laser.com/fr/societe/actualites/detail/optimized-water-phantom-brings-streamlined-commissioning-to-ring-shaped-radiotherapy-systems/>
- [19] Institut de radiophysique. (2017). *Dosimétrie à l'IRA pour la radiothérapie : Possibilités de mesurage et règles de contrôles*. Retrieved Mai, 2026, from
- [20] Tidjma. (n.d.). Chambres d'ionisation : Gardiennes de la sécurité environnementale et de l'eau. Tidjma / Environmental glossary. Retrieved Mai, 2026, from <https://tidjma.tn/fr/glenv/ionization-chamber-/>
- [21] PTW Dosimetry. (n.d.). QUICKCHECK weblne – Daily quality assurance device for linear accelerators. Retrieved Mai, 2026, from <https://www.ptwdosimetry.com/en/products/quickcheck-weblne>
- [22] Accuray. (n.d.). *MultiPlan Treatment Planning System – CyberKnife Radiosurgery*. Retrieved Mai, 2026,