



MEMOIRE

Présenté à :

FACULTE DES SCIENCES – DEPARTEMENT DE PHYSIQUE

Pour l'obtention du diplôme de :

MASTER EN PHYSIQUE

Spécialité : Physique Médicale

Par :

M^{lle} Boudghene Stambouli Nour El Houda

Sur le thème

***Étude de l'impact de la radiothérapie adaptative au
niveau du centre anti cancéreux de Tlemcen.***

Soutenu publiquement le 30 juin 2025 à Tlemcen devant le jury composé de :

Mr KARAOUZENE Lotfi Ibrahim	MCA	Université de Tlemcen	Président
Mr BRAHMI BadrEddine Nabil	Professeur	Université de Tlemcen	Encadrant
Mr MENEOUAR Benamar	MA	Université de Tlemcen	Co-encadrant
Mr CHIKHAOUI Abdelhak	Professeur	Université de Tlemcen	Examineur
Mr DAHI El Hadj Med	Docteur	Université de Tlemcen	Examineur

Remerciements

La réalisation de ce travail de recherche, qui a abouti à la présente thèse, est le fruit d'un investissement personnel conséquent, mais elle n'aurait pu être menée à bien sans le soutien inestimable et la collaboration de nombreuses personnes. **Je remercie avant toute chose ALLAH de m'avoir accordé la force et la persévérance nécessaires à l'accomplissement de ce projet.**

Je tiens ensuite à exprimer ma profonde gratitude à chacun de ceux qui ont contribué à cette œuvre.

Je remercie sincèrement **Mr BRAHMI Badr Eddine Nabil**, pour son encadrement précieux, sa disponibilité constante, ses conseils éclairés, sa confiance indéfectible et sa patience tout au long de ce projet. Son expertise scientifique et sa rigueur ont été des piliers essentiels à l'élaboration de cette étude.

Mes remerciements s'adressent également aux membres du jury Mr KARAOUZENE Lotfi Ibrahim, Mr DAHI El Hadj Mohamed, Mr MENEOUAR Benamar et Mr CHIKHAOUI Abdelhak, pour avoir accepté d'évaluer ce travail. Leur lecture attentive et leurs futures remarques contribueront indubitablement à l'amélioration de ma réflexion scientifique.

Je souhaite exprimer ma reconnaissance à l'ensemble du personnel de **service de radiothérapie (CAC Tlemcen)**, et plus particulièrement à **docteur DAHI El Hadj Med le physicien chef**, pour son aide technique, ces conseils pratiques, sa collaboration précieuse et l'atmosphère bienveillante qui a marqué mon quotidien. Son professionnalisme et son soutien ont été déterminants.

Je remercie également le patient que j'ai suivi son traitement, Je lui souhaite de se remettre de la maladie et de retrouver sa santé

Enfin, je n'oublie pas ma famille et mes amis, dont le soutien moral, l'encouragement et la compréhension ont été une source de motivation inépuisable durant ces années de travail. Leur patience et leur affection ont été un réconfort précieux.

À toutes celles et ceux qui ont contribué, de près ou de loin, à l'aboutissement de ce projet, je vous exprime ma sincère gratitude.

Dédicace

Avec l'aide D'ALLAH, j'ai pu réaliser ce modeste travail que je dédie :

*A mes chers parents ma mère **Meziane Bouchra***

*Et mon père **(Hbib) Nourreddine** ,*

Pour leur amour inconditionnel, leurs sacrifices, leur soutien indéfectible et leur confiance, qui ont toujours été ma plus grande source de motivation.

*A l'âme de mon grand-père **Meziane Abdelazize** qui a cru en moi et m'a soutenu*

*A mes frères **Mouhammed, Omar et Mouaad***

Pour leur amour fraternel, leur soutien inébranlable et leur présence constante, qui ont toujours été une force et un réconfort précieux.

*A ma petite sœur **Soumia***

*Pour sa joie de vivre, sa tendresse et ses sourires qui illuminent mes journées.
Que cette thèse soit pour toi une source d'inspiration et de fierté.*

*A mes belles sœur **Sarah et Marwa** et mon petit neveu **Ahmed Zayd***

*Et sans oublier mes amies de cœur **Fatima, Ibtissem, Amina***

*Et a toute la promo **physique médicale 2025***

BOUDGHENE stambouli Nour el houda

Table des matières

Introduction générale	5
-----------------------------	---

I. Chapitre I

Introduction	8
I.1. C'est quoi un rayonnement ?.....	8
I.2. Types de rayonnement.....	8
I.2.1. Rayonnement électromagnétique.....	8
I.2.2. Rayonnement particulaire.....	10
I.2.3. Rayonnement particulaire –matière.....	10
a) La matière	10
b) Interaction électron-matière	11
I.2.4 Conséquences des interaction rayonnement matière	13
a) Effet physique et chimique	13
b) Effet biologique	14
I.3. Application en radiothérapie.....	14
I.3.1. . Traceurs usuels.....	15
I.3.2. Nouveaux traceurs	15
I.4. Dosimétrie	15
I.4.1. Les grandeurs fondamentales en dosimétrie	15
a) La fluence	15
b) La dose absorbée	15
c) La dose équivalente	16
d) La dose efficace E	16
e) Exposition.....	16
Conclusion.....	16
Références.....	17

II. Chapitre II

Introduction	20
II.1. Quel est la différence entre rayonnement et radioactivité ?	20
II.2. Types de radiothérapie	20
II.2.1. Radiothérapie d'intensité modulée (VMAT)	20
II.2.2. Radiothérapie guidée par l'image (IGRT).....	21
II.2.3. Radiothérapie stéréotaxique (SBRT)	21
II.2.4. Radiochirurgie HyperARC (SRS)	21
II.2.5. Radiothérapie intraopératoire (IORT).....	21

II.2.6. La curithérapie	21
II.2.7. La Radiothérapie adaptative (ART)	21
a) Radiothérapie adaptative online	21
b) Radiothérapie adaptative offline	23
II.3. La tomographie volumique à faisceau conique	23
II.3.1. Le principe de base du CBCT	24
II.3.2. Stratégies de calcul de dose à partir d'images CBCT	24
II.4. Comment traiter les cellules cancéreuses par la radiothérapie ?	25
Conclusion.....	25
Références.....	26

III. Chapitre III

Introduction	28
III.1. Intérêt de combiner les données du fantôme et du patient	28
III.2. Etude expérimentale avec le fantôme EasyCube.....	28
III.2.1. Présentation de fantôme EasyCube	28
III.2.2. Objectif de l'étalonnage	28
III.2.3. Définition de l'Unité hounsfield (HU)	29
III.2.4 Matériaux de référence (fantôme de calibration)	29
III.3. Surveillance adaptative d'un patient porteur d'un cancer du cavum par CBCT	31
III.3.1. Matériels utilisés.....	31
III.3.2. Scanneur GE	31
III.3.3. TreuBeam	32
III.3.4. Eclipse 13.7.....	32
III.4. Suivre des structures CBCT (PTV4) au cours du traitement	33
III.5. Suivre des structures CBCT (Parotides) au cours du traitement.....	34
III.6. La distribution du Dose avant et après la correction des plans.....	35
III.7. Analyse des graphiques d'histogramme dose- volume (HDV)	37
Conclusion.....	38
Références.....	39
Conclusion générale	41
Résumé	42

Liste des figures

Figure I.1 : Onde Electromagnétique plane	9
Figure I.2 : <i>Spectre des ondes électromagnétiques</i>	9
Figure I.3 : <i>Comment le rayonnement électromagnétique interagit avec le corps humain</i>	10
Figure I.4 : <i>Faisceau d'électrons incident</i>	11
Figure I.5 : <i>Trajectoire électronique simulée par la méthode de monte carlo dans silicium à $E_0 = 5$ KeV</i>	12
Figure I.6 : <i>Interaction des rayons gamma et x avec la matière</i>	13
Figure II.1 : <i>Trois patients ayant une indication de radiothérapie palliative de la vessie (10-13 fractions de 3 Gy) ont été traités avec le flux de travail développé par l'équipe d'Utrecht</i>	22
Figure II.2 : <i>Illustration de l'importance de la radiothérapie adaptative</i>	23
Figure II.3 : <i>Radiothérapie guidée par la tomographie conique (cone beam computed tomography)</i>	24
Figure II.4 : <i>Formation des cellules saines et des cellules tumorales</i>	25
Figure III.1 : Scanneur Simulateur GE	32
Figure III.2 : Des images illustratives de recalage	33
Figure III.3 : Structure avec CBCT (PTV4)	33
Figure III.4 : Structure avec CBCT (parotides)	34
Figure III.5 : Des images illustratives de dose colorwach avant et après correction	35
Figure III.6 : Des images illustratives de l'ISO dose avant et après correction	36

Introduction Générale

Introduction Générale

La radiothérapie est une méthode importante dans le traitement du cancer, utilisée chez plus que la moitié des patients atteints d'un cancer, individuellement ou en association avec d'autres méthodes. La radiothérapie est une forme précoce de médecine personnalisée elle implique la prescription de traitement ciblé adaptées à diverses pathologies et à leur stade d'évolution ainsi que l'élaboration de protocoles thérapeutiques individualisés pour chaque patient. Ces thérapies sont basées sur des normes fondées sur des preuves et sont optimisées séparément pour chaque patient, en tenant compte de son anatomie. L'objectif est de gérer la dose la plus efficace pour détruire les cellules cancéreuses ou empêcher leur prolifération tout en minimisant les dommages causés aux organes à risque (OAR) et aux tissus sains voisins [1].

Au fil des décennies, la radiothérapie dont les techniques ont été traditionnellement conventionnelles, est devenue plus technique, ou plus précisément, la haute précision a été atteinte grâce à des avancées technologiques, dont l'imagerie tri-dimensionnelle qui s'est intégrée dans des systèmes de planification plus techniques comme Eclipse, intégrant la modélisation au système d'information des accélérateurs linéaires de dernière génération comme le TrueBeam. Les doses peuvent être conformées plus finement aux volumes tumoraux tout en réduisant la toxicité des organes à risque. Le corps humain étant un environnement dynamique, il existe de nombreuses modifications physiologiques susceptibles d'affecter les données préalablement enregistrées du patient au cours d'un traitement prolongé de radiothérapie, induisant des variations d'anatomie pouvant parfois atteindre des seuils cliniques déterminants (la perte ou le gain de poids, la réduction tumorale, les mouvements des organes). Ces variations peuvent affecter la distribution de dose déjà prévue, et péjorer le traitement, voire exposer de façon accrue les tissus sains à l'irradiation.

L'objectif de notre travail a été d'étudier les imageries volumiques réalisées dans la salle de traitement (CBCT, Cone Beam Computed Therapy), et les conséquences dosimétriques d'un changement anatomique qui peut se produire au cours du traitement de radiothérapie. [2]. Notre travail est orienté sur les patients traités pour un cancer de cavum.

Pour trouver un meilleur fonctionnement de la radiothérapie en cherchant les enjeux et les pistes offertes par l'évolution des données morphologiques en cours de traitement notamment à des niveaux anatomiques complexes comme le cavum. Nous nous attacherons à évaluer les méthodes d'étalonnage des images CBCT à partir de fantômes adaptés comme l'EasyCube et du recalage des imageries, qui demeurent le gage d'un bon fonctionnement dosimétrique. A partir d'une approche pluridisciplinaire combinant la recherche expérimentale sur fantôme et recherche clinique sur un patient nous tenterons de prouver l'impact des variations morphologiques observées (réduction du body et des glandes parotides, évolution du PTV4) et l'efficacité des stratégies d'adaptation visant à optimiser la délivrance de dose réellement appliquée d'une manière sûre. Cette étude a donc pour but de présenter l'intérêt d'une démarche adaptative propre à la radiothérapie afin de mieux préserver les organes à risque ainsi que les tissus sains environnants.

Références

[1] Dona Lemus, Olga Maria, et al. "Adaptive radiotherapy: next-generation radiotherapy." *Cancers* 16.6 (2024) : 1206.

[2] Huger, Sandrine. *Adaptation interactive d'un traitement de radiothérapie par imagerie volumique : développement et validation d'outils pour sa mise en oeuvre en routine clinique*. Diss. Université de Lorraine, 2013.

Chapitre I

Interaction rayonnement matière

C hapitre I

Interaction rayonnement matière

Introduction

Le 22 novembre 1895, le physicien allemand Wilhelm Röntgen explore de nouveaux types de rayonnements. En générant une décharge électrique entre deux électrodes placées dans un tube de verre sous vide, il observe une étrange lueur verdâtre émanant de l'électrode négative.

Ce rayonnement « Cathodique » révèle des propriétés intrigantes. Curieux d'en savoir davantage, Röntgen place le tube dans un carton opaque et approche une plaque photographique, qui devient soudainement fluorescente. Il comprend alors que des rayons invisibles traversent le carton et marquent la plaque. N'ayant encore aucune explication scientifique, il les nomme « rayons X ».

Prenant conscience de leur capacité à traverser la matière selon sa densité et son épaisseur, Röntgen poursuit ses recherches. Le 22 décembre 1895, il réalise la première radiographie en immortalisant la main de sa femme, Anna-Bertha. Cette découverte révolutionnaire marque la naissance de la radiologie, transformant à jamais la médecine [1].

La découverte des rayons X par Wilhelm Conrad Röntgen en novembre 1895 constitue une révolution majeure en médecine, offrant la possibilité d'explorer l'intérieur du corps humain. Dès 1896, l'idée d'utiliser ces rayonnements pour traiter le cancer fait son apparition. Inspiré par une hypothèse microbienne de la maladie, Victor Depeigne réalise les premières expériences d'irradiation de tumeurs, initiant ainsi l'utilisation thérapeutique des rayonnements en cancérologie [2].

I.1. C'est quoi un rayonnement ?

La notion de rayonnement désigne une énergie qui est transmise d'un lieu vers un autre selon le mode d'une onde ou d'une particule. Dans nos vies quotidiennes, nos vies sont constamment envahies par le rayonnement. Le soleil, les fours à micro-ondes dans notre cuisine ou les radios dans notre voiture sont les sources de rayonnement les plus connues. Pour la grande majorité d'entre eux, il ne posera aucun problème, mais pour ceux-ci, des risques pour la santé existent. Cela devient vrai, d'une manière générale, lorsque des doses faibles sont peu susceptibles d'entraîner des accidents, alors que des doses plus importantes de rayonnement peuvent causer des effets délétères très importants. En fonction de la nature du rayonnement, différents types de précautions seront désormais mises en œuvre afin de protéger autant le corps que l'environnement, tout en tirant parti d'un certain nombre de leurs applications [3].

I.2. Types de rayonnement

Le rayonnement est une forme d'énergie capable de se propager dans l'espace soit sous forme d'ondes (rayonnement électromagnétique), soit sous forme de particules rapides (rayonnement corpusculaire) [7].

I.2.1. Rayonnement électromagnétique

On appelle rayonnement électromagnétique (EM) le processus de transfert d'énergie par des ondes électromagnétiques. Ces ondes sont constituées d'un champ électrique orienté dans une direction perpendiculaire à celle du champ magnétique (voir figure I.3). Dans un milieu donné, les ondes électromagnétiques se propagent à une vitesse dépendant de cette même matière [8].

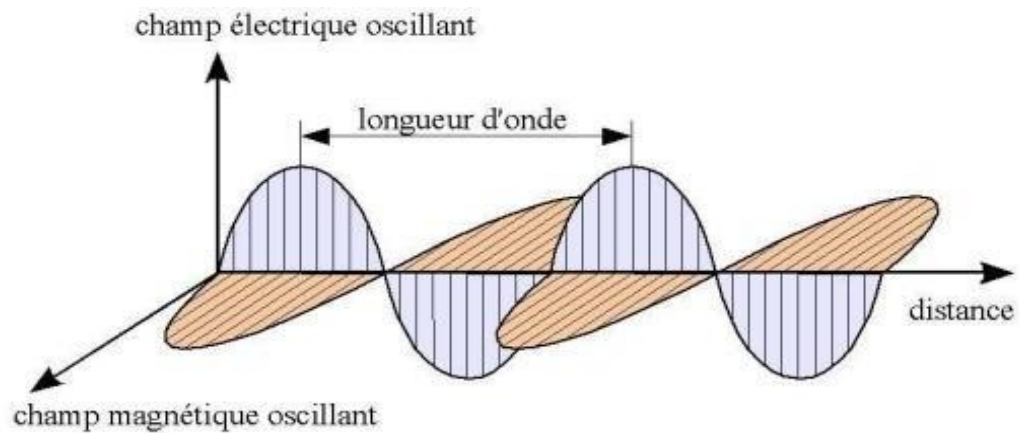


Figure I.1. Onde électromagnétique plane [« analyse et modélisation de rayonnement électromagnétique des réseaux cpl. diss. Université clermont auvergne [2017-2020] », liakouti, achraf. Université sidi mohamed ben abdellah (fès, maroc), 2017].

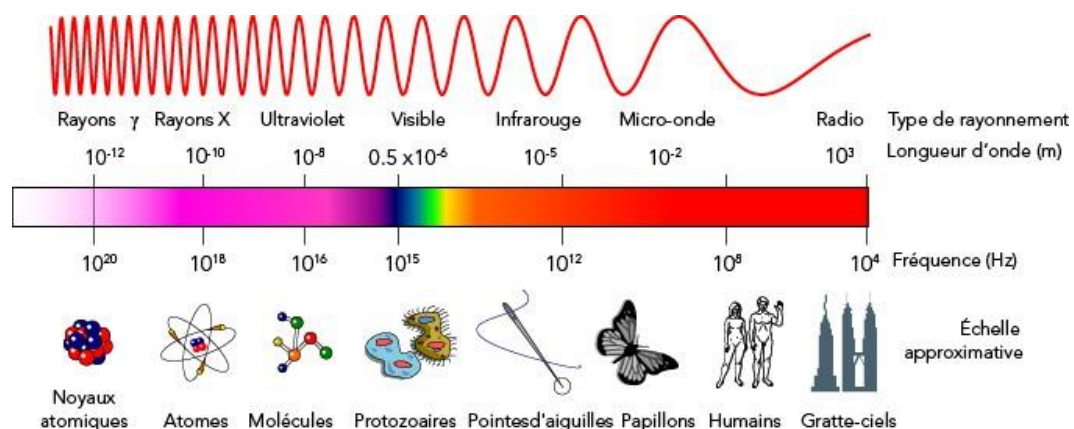


Figure I.2. Spectre des ondes électromagnétiques. Les rayons gamma à haute énergie sont à l'extrême gauche et les ondes radio à faible énergie sont à l'extrême droite (Adapté d'une image par Inductiveload [CC BY-SA 3.0] via [Wikimedia Commons](https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Electromagnetic_spectrum.svg)).

L'exposition de l'être humain aux ondes électromagnétiques n'est pas un fait nouveau. La Terre possède un champ électromagnétique naturel et de faible fréquence, tout comme la lumière du soleil est un rayonnement électromagnétique. Mais les activités humaines, entre la distribution électrique de l'électricité, la généralisation des appareils connectés, ont largement contribué à la diversification et à l'intensification du champ électromagnétique (CEM) auquel nous sommes exposés dans les gammes des radiofréquences et des micro-ondes [9].

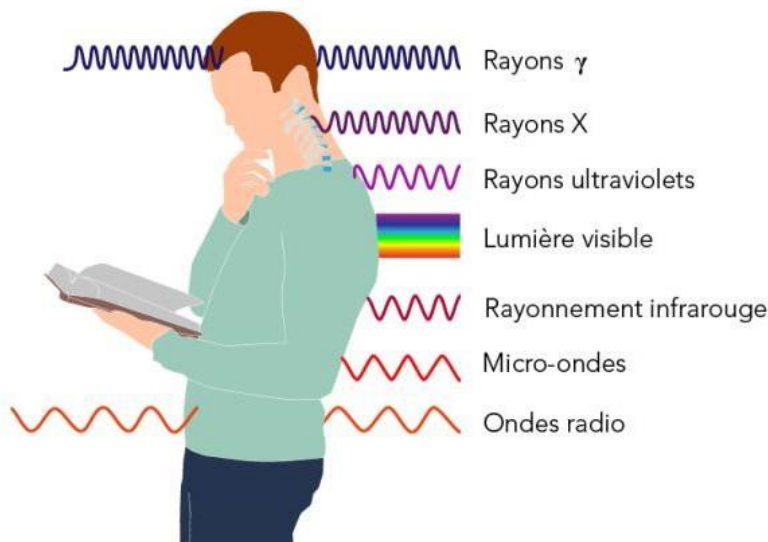


Figure I.3 : Comment le rayonnement électromagnétique interagit avec le corps humain (Parlons sciences à partir d'une image de [mohamed Hassan](#) via [Pixabay](#)).

I.2.2. Rayonnement particulaire

Le rayonnement particulaire, quant à lui, regroupe des particules atomiques ou subatomiques comme les protons, neutrons et électrons, qui transportent une énergie cinétique (énergie d'un corps en mouvement).

Les particules alpha et bêta sont des émettrices directes de rayonnement ionisant puisqu'elles sont chargées, et, de ce fait, capables d'interagir directement avec les électrons atomiques via les forces électrostatiques (les charges identiques se repoussent, les charges opposées s'attirent...).

Les particules alpha (ou particules α) sont définies comme constituées de deux neutrons et de deux protons, grandes et lentes, et possédant une charge positive. Une particule alpha est ainsi, équivalente au noyau d'un atome d'hélium.

Les particules bêta, que sont-elles sinon des particules de petite dimension, se trouvant dans un état de très haute vitesse. Historiquement, elles sont connues pour leur charge qui est soit positive (positrons) soit négative (électrons).

Leur lieu de résidence est dans le cœur des atomes (neutrons) alors que pour d'autres particules, telles que les protons et les électrons, ce peut tout à fait être le cas.

Le rayonnement neutronique constitue une radiation qui provoque une ionisation, indirecte, des atomes ; il est constitué de neutrons dégagés de leurs atomes de provenance.

Genèse d'un isotope nouveau, soumis à l'interaction du neutron libre par collision avec le noyau d'un autre atome, cela produit du rayonnement tel que l'émission de rayons gamma pour le nouvel isotope. Le rayonnement neutronique est désigné dans notre cas et dans des circonstances de ce type de rayonnement qu'il est dit « ionisant indirect » en relation avec le fait qu'il ne produit pas l'ionisation des atomes par le même processus que les particules chargées [7].

I.2.3. Rayonnement particulaire –matière

Il existe trois particules fondamentales, deux lourdes (Neutron et Proton) et une légère (électron), auquel on peut inclure le Positon (β^+) et le Négaton (β^-). L'interaction d'une particule matérielle ionisante avec la matière est caractérisée par un échange d'énergie dû à des chocs directs ou à distance (collision) provoquant le ralentissement de la particule d'un côté et des effets physiques (ionisation) de l'autre et ceci jusqu'à la fin [10].

a) La matière

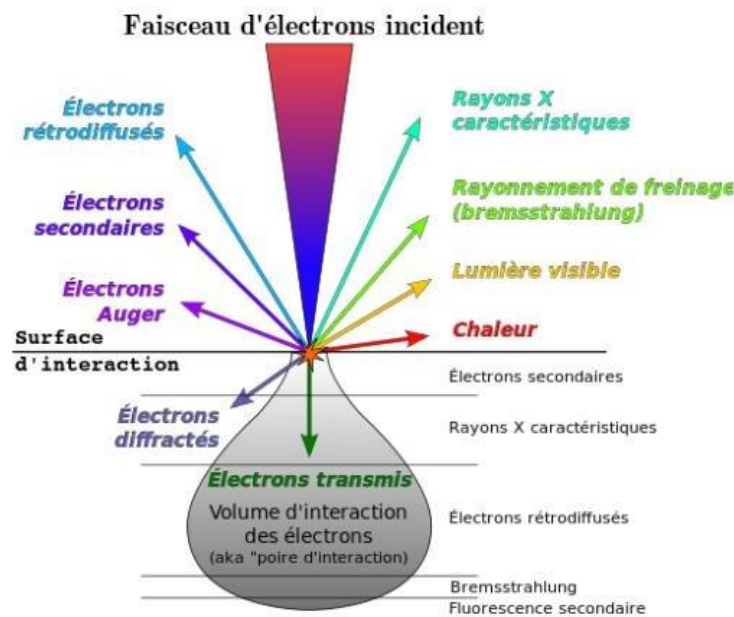
Il existe diverses manières de définir la matière, mais la plus courante la désigne comme la substance qui possède une masse et qui occupe du volume. En effet, est dit physique tout ce qui est constitué de matière elle-même composée d'atomes qui sont constitués de protons, neutrons et électrons.

Le postulat selon lequel la matière serait composée de petites unités fondamentales ou de particules a été formulé pour la première fois par les philosophes grecs Leucippe (vers 490 av. J.-C.) et Démocrite (vers 470-380 av. J.-C.) [4].

b) Interaction électron-matière :

Au moment de l'impact d'un faisceau d'électrons sur une cible massive (Figure III.1), chaque électron subit principalement deux types de collisions :

- Les collisions élastiques avec les noyaux atomiques entraînent des déviations successives des trajectoires des électrons (figure III.2). En pratique, on désigne par électrons rétrodiffusés l'ensemble des électrons incidents qui par suite de collisions successives ressortent le solide irradié après un certain parcours. La rétrodiffusion est responsable de l'élargissement latéral du faisceau électronique initialement focalisé en une sonde d'un diamètre de quelques dizaines d'Angstrom. Cet élargissement augmente avec l'énergie du faisceau incident ainsi qu'avec le numéro atomique du matériau. Il représente une limite inévitable de la résolution spatiale



des techniques reposant sur l'excitation par faisceau électronique (EBIC, CL, microanalyse X,) [5].

Figure I.4. Faisceau d'électrons incident

((http://commons.wikimedia.org/wiki/File:Electron_interactions.svg))

On dit qu'il y a collision élastique quand le nombre de particules reste constant et que l'énergie interne de chaque particule reste inchangée avant et après le choc. En d'autres termes, les particules ne se déforment pas ni ne changent de nature. Les lois de conservation sont donc [6].

$$m_i = m'_i \text{ et } \vec{p}_{s\text{avant}} = \vec{p}_{s\text{après}} \text{ et } \mathcal{E}_c(s)^{\text{avant}} = \mathcal{E}_c(s)^{\text{après}} \quad (\text{I.1})$$

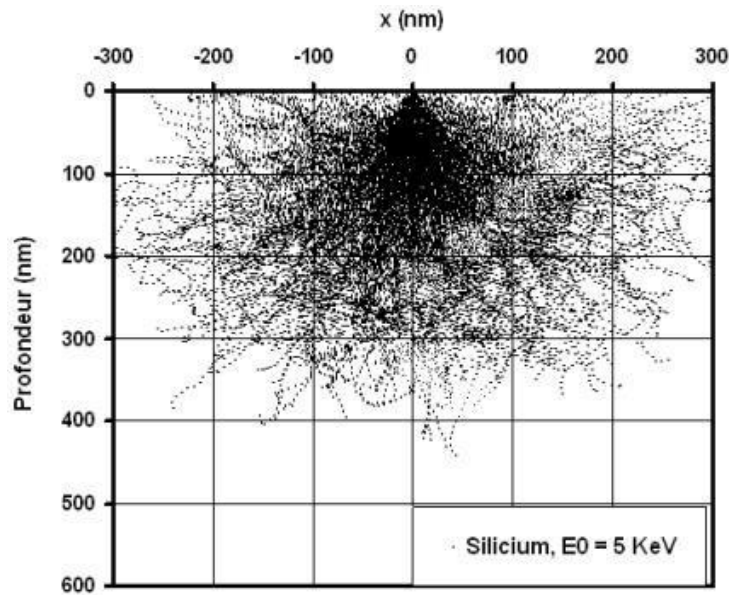


Figure I.5. trajectoire électronique simulée par la méthode de Monte Carlo dans silicium à $E_0 = 5 \text{ KeV}$ (M. LEDRA et al, Int. J. Nano and Biomaterials, Vol. 2, Nos. 1/2/3/4/5, 2009)

Les collisions inélastiques avec les électrons de valence ou de cœur des atomes du solide entraînant une dissipation d'énergie qui est responsable de la naissance des émissions radiatives et corpusculaires :

Les émissions électroniques peuvent être divisées en deux principales familles : d'une part, les électrons secondaires de faible énergie (environ 50 eV) et d'autre part, les électrons Auger, eux-mêmes de valeurs d'énergie caractéristiques, qui renseignent sur la présence de certains éléments dans la cible.

Les rayons électromagnétiques émis sont principalement des rayons X, comprenant d'une part le rayonnement continu qui correspond au rayonnement de freinage ou au Bremsstrahlung émis et d'autre part, le spectre de raies caractéristiques des éléments de la cible. Dans le cas des matériaux isolants ou semi-conducteurs, un rayonnement électromagnétique de faible énergie dans le champ de l'électromagnétisme correspondant au visible peut également être observé, il s'agit de la cathodoluminescence [5].

b.1) L'effet photo électrique

L'effet photoélectrique correspond à un événement de conversion d'un photon (X ou gamma) en un électron fortement lié à un atome, principalement aux couches internes (K ou L), qui est éjecté de cet atome car il a reçu toute l'énergie du photon, laissant une vacance dans la structure électronique de l'atome. Cette vacance est comblée par un électron d'une couche électronique supérieure, qui va émettre un photon de fluorescence ou un électron Auger. Le photoélectron éjecté ayant pu directement occasionner des ionisations secondaires. Ce mécanisme est particulièrement pertinent pour les matériaux à numéro atomique élevé et pour les photons de faible énergie, participatif dans l'absorption radiations en radiothérapie, notamment dans les tissus denses ou dans l'utilisation des milieux de contraste.

(a) L'atome est ionisé.

(b) Réarrangement en cascade du cortège électronique de l'atome

(c) Un photon émis (rayon X de fluorescence) ou bien **(d)** un électron expulsé d'une couche encore plus périphérique [24].

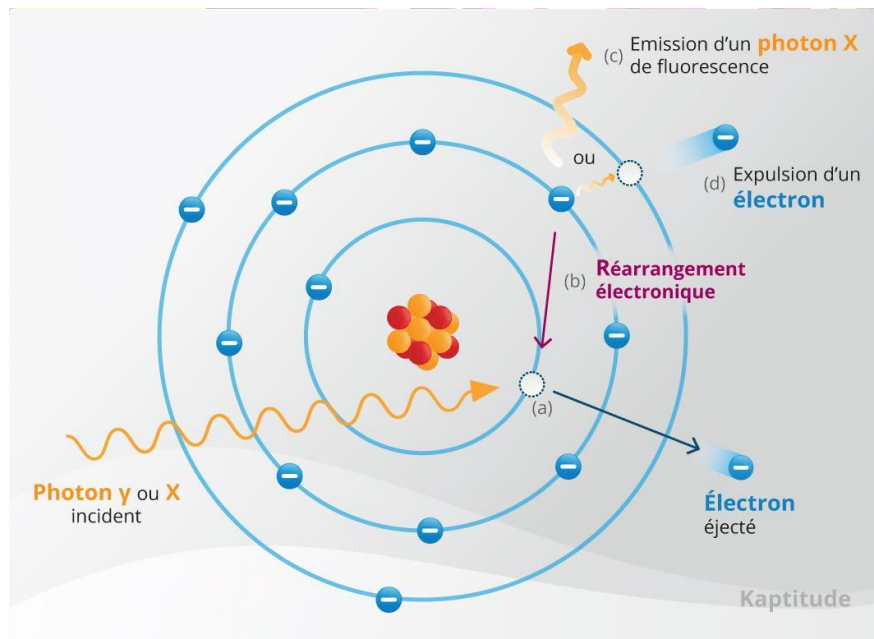


Figure I.6. Interaction des rayons gamma et x avec la matière [24].

b.2) Effet Compton

La diffusion Compton est un processus d'interaction entre un photon incident de haute énergie $h\nu_0$ et un électron faiblement lié, habituellement un électron de valence. Au cours de la collision, le photon est diffusé et a perdu une fraction de son énergie, ce qui se traduit par un photon diffusé devenu un photon de plus faible énergie $h\nu$. L'énergie est transférée au plutôt un électron éjecté, en tant qu'électron de recul, avec énergie cinétique Ec , censée correspondre à l'énergie disparue du photon qui est la différence entre la quantité initiale d'énergie du photon et celle du photon diffusé ($h\nu_0 = h\nu + Ec$). L'électron éjecté projeté à un angle de diffusion ϕ , va ensuite ioniser d'autres atomes dans son environnement. L'angle de diffusion de l'électron de recul peut être calculé à l'aide de la formule suivante :

$$\Delta\lambda = h/mec (1 - \cos \phi) \quad (\text{I.2})$$

$\Delta\lambda$ est la différence de longueur d'onde entre le photon incident et le photon diffusé, c'est la masse de l'électrons [25].

I.2.4 Conséquences des interaction rayonnement matière

a) Effet physique et chimique

a.1) Ionisation

Les électrons d'un atome occupent des niveaux d'énergie discrets dictés par la mécanique quantique. Pour l'atome d'hydrogène, le niveau fondamental est à -13,6 eV, et les niveaux excités sont, par exemple, à -3,4 eV puis -1,5 eV. Ces énergies sont négatives, car elles mesurent l'énergie requise pour extraire un électron du champ d'attraction du noyau ; pour extraire l'électron en état de base, il faut fournir au moins 13,6 eV. L'électron a besoin d'atteindre un état excité, ce que l'on obtient par transition vers un état supérieur, et non pas par un élan suffisant pour sortir complètement de l'atome : l'ionisation. Lorsqu'une particule chargée traverse de la matière, elle interagit avec les électrons des atomes et provoque des ionisations successives. Ces interactions entraînent une perte d'énergie progressive de la particule notée par un pouvoir d'arrêt, noté dE/dx . Ce pouvoir d'arrêt dépend de la vitesse de la particule : à basse énergie, la perte d'énergie est plus importante, décroissant approximativement en fonction de $1/\beta^2$ (avec $\beta = v/c$), elle atteindra alors un minimum de l'ordre de la gamme de l'énergie d'un GeV (pour des vitesses $\beta = v/c$ approchant 0,96). Par la suite, à des énergies plus élevées, il faudrait donc introduire des effets relativistes ; en particulier, la formule de Bethe, qui modélise la perte d'énergie des particules chargées rapides (telles que les électrons) traversant la matière.

Au stade pratique, l'on constate qu'une particule ionisante subit une succession d'un grand nombre de chocs, chacun transmettant une faible énergie (de l'ordre de quelques eV), et qu'en raison de la forte fréquence de ces chocs, un milieu est soumis à une forte ionisation. Par exemple, un atome se trouve ionisé tous les 100 μm dans un gaz, et jusqu'à un atome tous les μm dans un centimètre de plexiglas. La distance sur laquelle une particule perd toute son énergie est appelée son parcours, et elle dépend à la fois de son énergie initiale et du milieu traversé. Par exemple, un proton de 10 MeV s'arrête après environ 250 mm de cuivre [11].

a.2) Excitation

Lorsque l'énergie transférée par l'électron incident est égale ou supérieure à l'énergie de liaison de deux couches électroniques de l'atome visé, l'électron atomique évolue d'une couche électronique à une autre plus élevée, c'est le phénomène d'excitation. Cet atome essaie à retrouver son état original. Au moment de son retour à la couche interne l'énergie est dégagée sous forme d'un photon dont la valeur d'énergie se base sur la différence entre les deux niveaux énergétiques, on parle de réarrangement du cortège électronique [12].

b) Effet biologique

Ce que l'on appelle matière vivante, qu'il s'agisse d'un virus, d'une cellule d'un tissu ou d'un organisme, est fait d'atomes en molécules. Lorsqu'elle est soumise à un rayonnement – qu'il soit ionisant ou non, elle absorbe de l'énergie, ou non (on peut aussi parler ici de transfert de matière). Les conséquences peuvent être variées, certaines nocives pour la santé en provoquant des altérations biologiques pouvant faire courir des risques pour la santé et d'autres bénéfiques, voire nécessaires à certains mécanismes de vie, voire à certaines applications médicales [13].

Les radiations ionisantes sont en état d'engendrer toute sorte de lésion cellulaire, notamment par deux mécanismes : l'effet direct où le rayonnement ionise directement un atome de la molécule d'ADN d'une cellule (modifiant la structure de l'ADN) ; cet effet est néanmoins restreint aux rayons X utilisés en imagerie médicale ; et l'effet indirect qui est plus courant, où l'ionisation de l'eau environnante libère des radicaux libres qui peuvent interagir avec l'ADN (où ils entraînent dans ce dernier, des cassures ou des remaniements moléculaires de structures)[14].

I.1. Application en radiothérapie

Le rayonnement est défini comme l'émission et la propagation d'énergie dans l'espace ou dans une matière. On distingue classiquement deux types de rayonnement : les rayonnements électromagnétiques et les rayonnements particuliers.

Les rayonnements électromagnétiques (par exemple : les rayons X et les rayons gamma (γ)) sont des oscillations de champs électrique et magnétique, ils ont à la fois une nature ondulatoire et corpusculaire. En radiothérapie, les rayons X sont des rayonnements électromagnétiques générés par la décélération d'électrons rapides frappant une cible métallique de numéro atomique élevé (tungstène ou molybdène) dans un tube à rayons X. Les rayonnements gamma, issus de la désintégration nucléaire d'éléments radioactifs, sont générés sous la forme d'un paquet de photons. Quant aux rayonnements particuliers, ils consistent en des particules matérielles ayant une masse au repos, un élan et une position donnés, par exemple les électrons, protons ou neutrons. Pourtant, malgré les progrès technologiques et les recherches effectuées depuis plusieurs dizaines d'années, les faisceaux de photons sont préférés en radiothérapie, principalement en raison de la complexité technique qui demeure à surmonter au sujet de la mise en œuvre et du contrôle des rayonnements particuliers[17].

Les rayonnements ionisants, lorsqu'ils rencontrent la matière vivante, produisent des réactions physico-chimiques. C'est cette méthode qui est mise en œuvre en radiothérapie qu'elle soit externe ou interne : des rayons X ou des photons à haute énergie seront utilisés pour tuer les cellules cancéreuses en dégradant leur ADN [15].

La médecine nucléaire englobe toutes les utilisations de radioéléments en sources non scellées à des fins de diagnostic ou de thérapie [16].

I.1.1. Traceurs usuels

La radiothérapie métabolique repose sur l'administration d'un radiopharmaceutique émetteur de rayonnements ionisants afin de fournir à un organe cible, pour des objectifs de type curatif ou palliatif, une dose importante.

Certaines thérapies nécessitent une administration limitée de radioéléments (inférieure à 740 MBq), comme pour : -le traitement de l'hyperthyroïdie par iode-131 -le traitement des douleurs d'un cancer par le strontium-89 ou le samarium-153 pour les métastases osseuses.

- le phosphore-32 pour la polyglobulie. -des colloïdes marqués à l'yttrium-90 ou au rhénium- 186 pour les articulations.

D'autres thérapies, à l'inverse, nécessitent la réalisation d'activités bien plus importantes, comme c'est le cas pour le traitement de certains cancers de la thyroïde à la suite d'une intervention chirurgicale [16].

I.1.2. Nouveaux traceurs

Dans le cadre de la radiothérapie interne, les recherches se portent plutôt sur l'utilisation de nouveaux radionucléides émetteur bêta (par exemple le cuivre-67 ou le lutétium-177) ou alpha (pour exemple l'astate-211, le bismuth-213, le radium-223 ou l'actinium-225), ainsi que sur de nouveaux vecteurs reliés à des radionucléides actuellement utilisés (par exemple un anticorps marqué par l'yttrium-90 dans le contexte de la radio-immunothérapie). Ce n'est qu'en 2006, pour la première fois en France, que le radium-223 radionucléide émetteur alpha a été utilisé en thérapeutique dans le cadre d'une étude clinique destinée à évaluer son efficacité dans le traitement de la douleur liée aux métastases osseuses [16].

I.2. Dosimétrie

L'étape de calcul de la manière de délivrer la dose prescrite par l'oncologue-radiothérapeute (nombre de faisceaux, énergie des faisceaux...) est ce que l'on appelle la dosimétrie en radiothérapie. Cette étape est réalisée par un(e) dosimétriste ou un(e) physicien(ne) médical(e). L'objectif est de déterminer la façon dont les radiations ionisantes (photons, électrons, protons) vont être appliquées dans la zone cible (la tumeur), en essayant de préserver au mieux les tissus sains. Pour ce faire, on utilise des algorithmes mathématiques de simulation de répartition de l'énergie (dose d'irradiation) dans les différentes zones que le médecin a identifiées lors du scanner de simulation par contourage, comme par exemple le calcul dit « de Monte Carlo » [18].

I.2.1. Les grandeurs fondamentales en dosimétrie

a) La fluence

Flux de particules ou La fluence est définit comme le nombre de particules émises reçues, ou en transit par unité de temps.

$$\rho = dN/da \quad (I.3)$$

Avec $da \rightarrow 0$ et dN nombre de particules qui traversent une sphère et la surface d'un plan est da [19].

b) La dose absorbée

La dose absorbée D : il s'agit de l'énergie moyenne de transférée par un rayonnement ionisant à un volume dV de matière ayant de masse dm . la dose absorbée notée D s'exprime en Gray (Gy) dans le système international :

$$D = d\varepsilon/dm \text{ en } J.kg^{-1}=Gy \quad (I.4)$$

Le débit de dose absorbée, D° correspond a la quantité de dose absorbée par unité de temps :

$$D^\circ = dD/dt \quad (I.5)$$

La grandeur physique à considérer pour quantifier une irradiation dont le niveau est suffisant pour causer des effets déterministes, qui commence à être perceptible à partir d'environ 0,25 Gy (250 mGy) au niveau de l'organisme entier, est la dose absorbée. Elle est donc un des paramètres clés en radiothérapie en raison de ces effets potentiellement immédiats. Cependant, cette grandeur ne prend nullement en compte l'efficacité biologique spécifique de chaque type de rayonnement, et elle ne tient pas compte plus généralement de la

variabilité de la sensibilité des tissus à développer des effets à long terme, notamment des cancers ou des mutations.

La dose absorbée n'est donc pas la grandeur physique recommandée pour évaluer les effets tardifs, en particulier dans le cas du radiodiagnostic ou de la médecine nucléaire [20].

c) La dose équivalente :

Dose équivalente, La grandeur de protection préconisée par l'ICRP (commission internationale de protection radiologique) pour l'estimation du risque elle apporte une solution plus simple La relation s'écrit:

$$H_T = D_{T,R} * W_R \quad (I.6)$$

H_T : dose équivalente dans l'organe T ou le tissu

$D_{T,R}$: dose absorbée moyenne dans le tissu, ou l'organe T résultant du rayonnement de type R w_R : facteur de pondération radiologique [21].

d) La dose efficace E

Une grandeur de référence stochastique. Elle s'exprime en mSv et permet d'évaluer l'impact d'une irradiation locale du corps.

La grandeur est obtenue à partir du PDS par l'intermédiaire d'un facteur de pondération k [22].

$$E (mSv) = k (mSv/Gy.cm^2) \times PDS (Gy.cm^2) \quad (I.7)$$

e) Exposition

L'exposition correspond au rapport entre la charge totale dQ injectée dans un volume d'air de masse dm , dans le cas où l'ensemble des électrons produits lors de l'interaction des photons avec cet élément de masse est complètement arrêté dans cet air [23].

$$X = dQ/dm \quad (I.8)$$

Elle s'exprime en $C.Kg^{-1}$

L'unité ancienne était le Roentgen(R)

$$2.58 \cdot 10^{-4} C.Kg^{-1} = 1R$$

Conclusion

Pour conclure ce premier chapitre, nous avons introduit les bases théoriques des interactions des rayonnements avec l'eau, la matière et le vivant, détaillant les différentes formes et mécanismes d'actions au niveau physique, jusqu'aux effets biologiques aux échelles cellulaire ou organique. Nous avons ainsi compris comment ces interactions, potentiellement destructrices, sont utilisées dans des techniques aussi fondamentales que la radiothérapie, grâce à une connaissance précise de la dosimétrie et des caractéristiques des rayonnements employés. Ces notions sont essentielles pour comprendre les applications cliniques de la radiothérapie, thème qui sera développé dans le second chapitre, développement qui comprend non seulement les notions essentielles concernant les techniques de radiothérapie, mais également les types de traitements, les équipements concernés, les récents développements technologiques (radiothérapie adaptative), et l'organisation pratique des soins pour les patients atteints de cancer.

Références

- [1] « Ma dose quotidienne d'histoire. 365 notions d'histoire », lefrançois, marc. (2021).
- [2] « qu'est-ce que le rayonnement ? », agence internationale de l'énergie atomique, andreagalindo, 03/05/2024.
- [3] « Quelle est la définition de la « matière » en physique ? », mahnazmezon, <https://fr.mahnazmezon.com/>
- [4] « Interaction rayonnements matiere », ledra, m.
- [5] « Physique nucléaire, propriétés générales des collisions », université frères mentouri constantine.
- [6] « Quels sont les différents types de rayonnements », parlons sciences.
- [7] « Analyse et modélisation de rayonnement électromagnétique des réseaux cpl. diss. Université clermont auvergne [2017-2020] », liakouti, achraf. Université sidi mohamed ben abdellah (fès, maroc), 2017.
- [8] « Protégé du rayonnement électromagnétique. Un immeuble neuf, sain, en milieu urbain. diss », fleischner, ludovic. 2020.
- [9] « Les rayons de la vie : une histoire des applications médicales des rayons x et de la radioactivité en france », bordry, monique, and paolo brenni,. Institut curie, 1998, 1895-1930.
- [10] « Interaction rayonnement matière », benabdellah, ghlamallah. (2021).
- [11] « L'ionisation », <https://www.editions-ellipses.fr>, 01/03/2018
- [12] « Interaction rayonnements-matière », université eloued, 05/04/2021
- [13] « Biophysique des rayonnements », université de constantine, 02/2022
- [14] « Rayon x », cardio-paramed, 2025
- [15] <https://www.irsna.fr/savoir-comprendre/sante/principes-radiotherapie>, 09/04/2019
- [16] « La radiothérapie interne vectorisée dans le traitement antalgique des métastases osseuses au service de médecine nucléaire du chu de tlemcen », choukchou, brahamlabiba, 14/12/2016.
- [17] « Radiotherapy: basic concepts and recent advances », mehta, s. r., et al. medical journal armed forces india 66.2 (2010).
- [18] « Dosimétrie en radiothérapie », nove gray
- [19] « Grandeurs-dosimétriques université de médecine », mansourifaroukconstantine, 2021/2022
- [20] « elements de dosimetrie pour le dfgsm2 », mariano-goulart université de montpellier. Faculté de médecine.
- [21] « Grandeurs dosimétriques », marc ammerich, radioprotectioncirkus, 28/03/ 2018.

[22] « Grandeur et unités dosimétriques incontournables », cardio paramed,

[23] « La dosimétrie du faisceau d'électrons a haute énergie », ramdane-mamcha, soumia, 11/01/2015.

[24] « Interaction des rayons gamma et x avec la matière », 21 février 2024

[25] hammouda khedidja, « validation de l'algorithme collapsed cone par le protocole trs 430 », 2023-2024.

Chapitre II

Notions fondamentales sur la radiothérapie

C *hapitre II*

Notions fondamentales

sur la radiothérapie

Introduction

La radiothérapie est l'utilisation de rayons X, de rayons gamma, d'électrons et d'autres formes de radiations de haute énergie pour le traitement de maladies, le plus souvent cancéreuses. Pour les cas de radiothérapie externe, on utilise un appareil de traitement placé à courte distance du corps, qui dirige des rayons d'une grande intensité sur la tumeur maligne. La plupart des patients sont traités de cette façon et ne sont pas hospitalisés. Pour les cas de radiothérapie interne (curiethérapie), on introduit une substance radioactive à l'intérieur d'une cavité ou directement dans la tumeur maligne. Les implants peuvent être permanents ou temporaires [1].

La radiothérapie est un moyen thérapeutique d'un usage courant et habituel dans le cadre d'un traitement du cancer dont l'indication n'est pas systématique et dépendra de différents facteurs. Parmi ceux-ci, on compte par exemple la localisation de la tumeur, son stade d'évolution mais aussi l'état général du patient et différentes structures peuvent être mises à disposition. En effet, la radiothérapie peut être mise en pratique seule ou en combinaison avec d'autres modalités de traitement telles que la chirurgie ou la chimiothérapie, en fonction des caractéristiques de chaque cas [15].

II.1. Quel est la différence entre rayonnement et radioactivité ?

Le rayonnement est le processus par lequel les énergies sont transmises sous la forme d'ondes électromagnétiques, en tant qu'ondes radios, rayonnement infrarouge, lumière visible, rayons X ou rayons gamma, ou bien des ondes sonores sous forme d'ondes, ou des particules tels que des particules alpha, des bêta particules ou des neutrons. Ce phénomène se produit dans l'espace et entre en réaction avec la matière, y compris les tissus biologiques. Une quantité de rayons en particulier, telle que les rayons X, ont la faculté de passer directement à travers de la matière y compris les tissus biologiques.

Parmi eux qui peuvent pénétrer la matière se trouvent les rayons X, c'est pourquoi ils sont si largement utilisés en imagerie médicale pour étudier des structures internes du corps, et utilisés pour tuer les cellules ou arrêter leur division, donc par exemple utilisés pour traiter certains types de cancer-radiation, ou utilisant un laser [2].

II.2. Comment traiter les cellules cancéreuses par la radiothérapie ?

La caractéristique du cancer est que ces de cellules se développe et prolifère de manière incontrôlée dans une partie du corps, formant des tumeurs qui touchent les tissus et organes environnants et qui se propagent parfois à d'autres parties du corps par voie sanguine ou lymphatique.

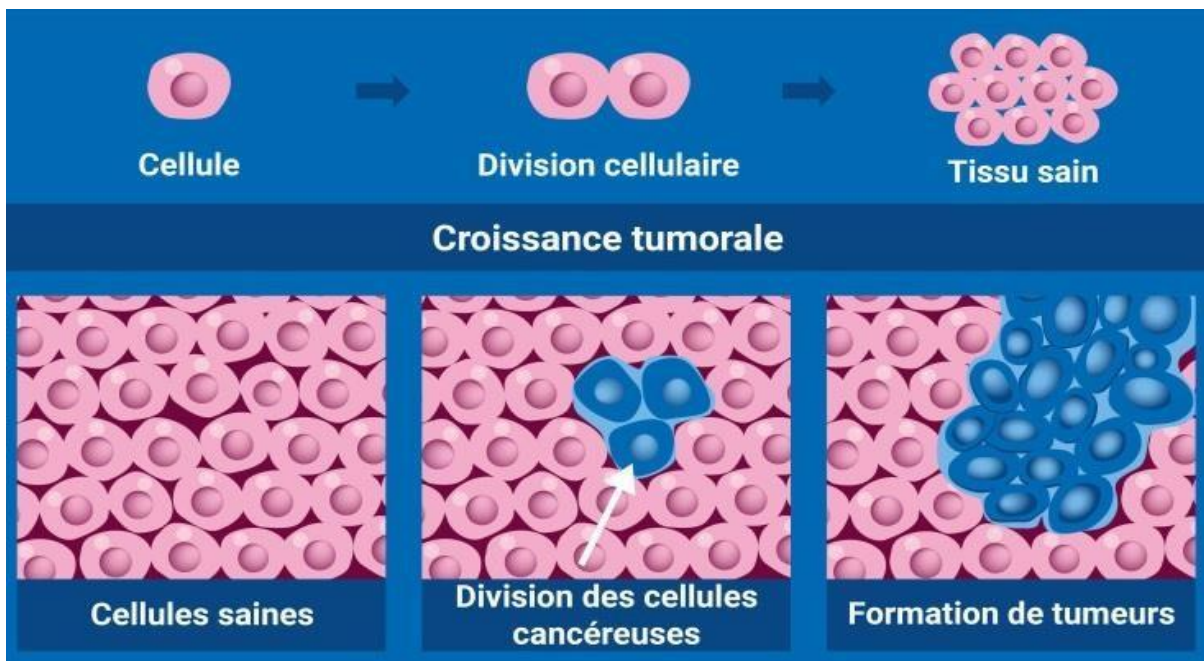


Figure II-4 : Formation des cellules saines et des cellules tumorales (Graphique : A. Vargas/AIEA)

La radiothérapie est un traitement qui utilise des rayonnements ionisants pour atteindre et endommager l'ADN des cellules cancéreuses. Comme vu précédemment, l'ADN est au cœur du processus de division, de la division des cellules. Avec la radiothérapie, La taille de la tumeur peut être réduite à zéro ou presque. La radiothérapie est utilisée pour traiter la plupart des types de cancer depuis les années 1890. La Thérapie pharmacologique ou chirurgicale [3].

II.3. Types de radiothérapie

En fonction du type et de la localisation du cancer, les radio-oncologues ont recours à deux formes de radiothérapie, parfois combinées : la radiothérapie externe, ou téléthérapie, et la radiothérapie interne, également appelée curiethérapie.

Chaque traitement mobilise une équipe d'experts qualifiés, comprenant un radio-oncologue, un physicien médical et un manipulateur en radiothérapie. Leur objectif est d'utiliser les rayonnements pour détruire la tumeur tout en minimisant les dommages aux cellules saines [3].

II.3.1. Radiothérapie d'intensité modulée (IMRT)

L' IMRT permet une distribution optimale des doses de rayonnement, minimisant ainsi l'exposition des tissus sains. Elle se caractérise par un haut degré de précision et de rapidité d'administration.

II.3.2. Radiothérapie guidée par l'image (IGRT)

La radiothérapie guidée par l'image (IGRT) (*Image Guided Radiotherapy*) intègre l'imagerie médicale et les accélérateurs linéaires pour assurer une localisation précise de la tumeur avant et pendant le traitement. Cette approche permet d'administrer la dose de rayonnement avec une grande précision, conformément au plan de traitement.

II.3.3. Radiothérapie stéréotaxique (SRT)

La radiothérapie stéréotaxique (SBRT - *Stereotactic Body Radiation Therapy*) permet d'administrer de fortes doses de rayonnement à de petites zones avec une précision millimétrique. Ce traitement, qui se déroule généralement en trois à huit séances, est de plus en plus utilisé dans la radiothérapie moderne. Il est particulièrement utilisé pour traiter les tumeurs primaires localisées ou un nombre limité de métastases.

II.3.4. Radiochirurgie HyperARC (SRS)

La radiochirurgie est une technique de traitement très précise, généralement réalisée en une seule séance. Grâce à la technologie HyperArc, plusieurs cibles intracrâniennes peuvent être traitées simultanément avec une grande rapidité et une grande précision.

II.3.5. Radiothérapie intra opératoire (IORT)

Ce type de radiothérapie très focalisé a lieu pendant la chirurgie du cancer du sein. La technique permet l'irradiation du lit tumoral pendant la chirurgie pour certaines patientes atteintes d'un cancer du sein sélectionnées. Dans certains cas, elle peut éviter de nombreuses séances de radiothérapie postopératoires [4].

II.3.6. La curiethérapie

La curiethérapie est une technique de radiothérapie interne qui consiste à placer des sources radioactives en contact direct avec les cellules cancéreuses ou le lit opératoire. Cette technique est utilisée depuis plus de 150 ans et constitue un traitement efficace, notamment pour la plupart des cancers gynécologiques et le cancer de la prostate.

Elle est couramment utilisée pour traiter les cancers de l'ovaire, de l'utérus et du col de l'utérus, souvent en association avec la radiothérapie externe. Son principal avantage réside dans sa capacité à cibler précisément les tissus cancéreux, tout en épargnant autant que possible les tissus sains environnants [5].

II.3.7. La radiothérapie adaptative (ART)

La radiothérapie adaptative (ART) agit comme une boucle de rétroaction intégrée au processus de traitement, permettant d'ajuster et d'optimiser le plan de traitement en fonction des changements individuels du patient. Cette approche dynamique prend en compte les changements spécifiques qui se produisent au cours du traitement afin d'optimiser la précision de l'irradiation.

L'ART offre un double avantage : L'augmentation de la dose cible pour une plus grande efficacité thérapeutique et la minimisation des complications en préservant davantage de tissus sains [6].

On peut noter quelque type de radiothérapie adaptative

La radiothérapie adaptative peut être divisée en deux catégories : la radiothérapie adaptative « Online » réalisée lorsque le patient est sur la table de traitement, et la radiothérapie adaptative « offline » administrée entre les séances de traitement [7].

a) Radiothérapie adaptative online

Lors de la rencontre entre la Société Française de Radiothérapie Oncologique (SFRO) et de la Société française de physique médicale (SFPM) du congrès de 2019, un état des lieux de la radiothérapie adaptative avait été établi, annonçant un effet puissant dans nos pratiques, notamment avec l'existence des appareils de traitement couplés à un système d'IRM. Après Trois ans, il semble approprié de faire le point sur la place de la radiothérapie adaptative, et surtout de la stratégie « online » parce qu'elle est effectivement toujours plus accessible avec les améliorations matérielles et logicielles récentes, ainsi que les accélérateurs couplés à un appareil d'imagerie tridimensionnelle et les algorithmes basés sur l'intelligence artificielle. Le lancement de cette stratégie prometteuse est compliqué car elle contracte l'échelle du temps de la planification et bouscule les organisations habituelles [8].

La radiothérapie adaptative en ligne est une technique spéciale de radiothérapie sert à traiter les cancers. Il s'agit d'une démarche très récente qui ajuste toujours individuellement la dose d'irradiation à l'état de la tumeur et à sa localisation.

La radiothérapie adaptative en ligne (ART) offre maintenant la possibilité d'ajuster exactement et quotidiennement le plan de radiothérapie à l'évolution individuelle de la tumeur et à l'état de santé du patient[9].

La méthode de radiothérapie adaptative en ligne (ART) peut être appliquée pour prendre en considération le mouvement inter-fraction des organes tout en limitant la dose aux organes à risque (OAR). Cette étude vise à analyser la cible tumorale et le mouvement inter- et intra fractionnel des OAR en utilisant l'IRM en ligne au cours de toute la durée des fractions de radiothérapie MR-Linac. Évaluer les répercussions dosimétriques de la radiothérapie adaptative en ligne comparativement à la radiothérapie non adaptative (non-ART) [10].

Les équipements de la radiothérapie adaptative online

Pour adapter le plan en ligne, il est essentiel d'avoir un appareil spécialisé capable de plonger les utilisateurs dans les conditions de la planimétrie classique. Cela signifie qu'il doit permettre de travailler sur une image tridimensionnelle de l'anatomie du jour, de qualité suffisante pour inclure toutes les informations nécessaires au calcul de dose, comme la densité électronique des tissus. De plus, cet appareil et son environnement informatique doivent avoir une puissance de calcul adéquate pour garantir une durée de prise en charge qui soit cliniquement acceptable. Actuellement, trois équipements sont disponibles sur le marché français : l'un repose sur l'imagerie tomodensitométrique, tandis que les deux autres utilisent l'imagerie par résonance magnétique. Tous trois offrent des traitements par modulation d'intensité, tels que RCMI step and shoot, sliding window ou VMAT (Volumetric-Modulated Arc Therapy), et fonctionnent avec une seule énergie, soit 6MV FFF (Flattening Filter Free) ou 7MV FFF [8].

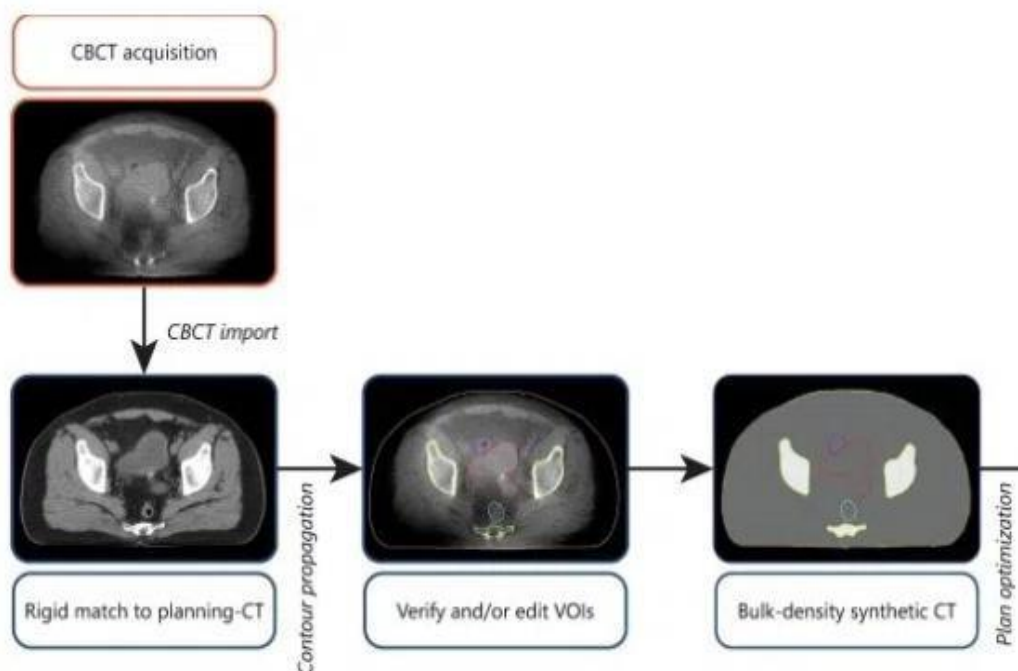


Figure II-1 : Trois patients ayant une indication de radiothérapie palliative de la vessie (10- 13 fractions de 3 Gy) ont été traités avec le flux de travail développé par l'équipe d'Utrecht (M.L. Groot Koerkamp et coll./Physics and Imaging in Radiation Oncology 2024)

b) Radiothérapie adaptative offline

La radiothérapie adaptative hors ligne (offline) est une stratégie qui permet d'adapter le traitement en fonction des changements anatomiques du patient au long du traitement. Cette approche a un intérêt particulier pour certaines localisations de tumeurs, comme celles de la sphère ORL.

L'aspect principal de l'ART offline est de déterminer le moment idéal pour exécuter la nouvelle planification et le nombre de planifications suffisant pour assurer un traitement efficace.

Cette décision peut être influencée par plusieurs facteurs, comme la taille et la localisation de la tumeur, la vitesse à laquelle elle se développe, les organes à risque voisins, de même que les réactions des tissus sains environnants au traitement. La décision liée au moment de la planification et au nombre de planifications

nécessaires doit être prise séparément cas par cas, en se basant sur des caractéristiques individuelles du patient et de la réponse au traitement. Des études et des recherches sont en cours pour définir les meilleures pratiques et les normes permettant de guider les cliniciens dans le choix du moment idéal et du nombre de planifications adaptatives requises [11].

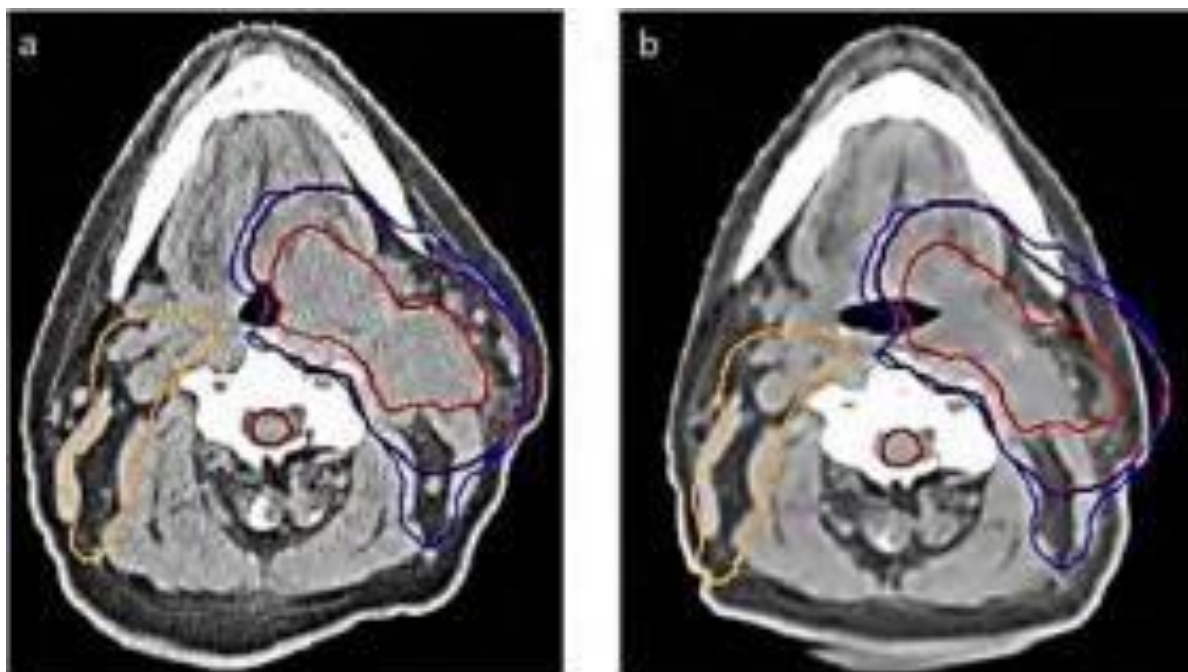


Figure II-2 Illustration de l'importance de la radiothérapie adaptative : Contours du CTV (Clinical Tumor Volume) et GTV (Gross Tumor Volume) projetés sur (a) une image du CT de préparation et (b) une image du CT effectué trois semaines après le début du traitement (Celi, Sofia. Contribution à la radiothérapie adaptative par analyse systématique de la fluence en entrée et de la dose en sortie du patient. Diss. Université Paul Sabatier- Toulouse III, 2016.)

II.4. La tomographie volumique à faisceau conique

La tomographie volumique à faisceau conique (et nommé en anglais Cone Beam CT), est une méthode permettant d'obtenir un volume anatomique en 3D à partir d'un certain nombre de projections 2D acquises sous différents angles.

Ce système réunit un générateur de rayons X et un détecteur (CCD ou CMOS, que nous précisons plus loin). Il procède à la reconstruction d'un volume à partir de plusieurs centaines de projections 2D – similaires à des clichés radiologiques « classiques » - obtenues par rotation de l'ensemble autour de l'objet à examiner. On est très loin de l'approche du scanner médical, qui reposait sur l'exploitation de la densité de l'objet transpercé par les rayons X [12].



Figure II-3 : Radiothérapie guidée par la tomographie conique (cone beam computed tomography) [1]

II.4.1. Le principe de base du CBCT

Le CBCT possède un tube à rayons X composé de deux électrodes ayant des charges opposées, à savoir la cathode et l'anode, placées dans une ampoule de verre sous vide. En bref, une différence de potentiel est créée entre ces deux électrodes accélérant ainsi les électrons émis par la cathode, qui vont ensuite entrer en collision avec l'anode chargée positivement. Lors de la collision, une partie de l'énergie produite sera transformée en rayons X grâce à l'interaction des électrons avec les noyaux des atomes du tungstène à l'intérieur des deux cônes responsables du point focal (phénomène de rayonnement de freinage).

Bien que les rayons X soient émis dans toutes les directions, la surface de l'anode est légèrement inclinée pour maximiser le flux de rayons X vers la fenêtre de sortie du tube. Pour définir la zone à explorer, les rayons X sont dirigés et concentrés à l'aide d'un collimateur en alliage de plomb. La plupart des systèmes CBCT offrent plusieurs tailles de champs de vision prédéfinies, ou field of view (FOV). Ainsi, l'ouverture du collimateur peut être ajustée pour obtenir le volume d'exploration le mieux adapté à l'examen [13].

II.4.2. Stratégies de calcul de dose à partir d'images CBCT

À l'heure actuelle, dans la littérature, trois méthodes principales de calcul de dose à partir d'images CBCT ont été explorées :

- Le recours à une loi de conversion reliant les unités Hounsfield et les densités, propre à l'appareil CBCT utilisé.
- L'affectation de valeurs de densité aux diverses structures anatomiques après l'étape de segmentation de l'image CBCT.
- L'application d'algorithmes de recalage déformable permettant la préservation des informations de densité de l'image CT malgré les déformations géométriques observées dans l'image CBCT [14].

II.4.3. Comparaison entre CBCT scanner et CT scanner

En règle générale, les appareils de tomodensitométrie conventionnels sont conçus pour réaliser l'imagerie de larges zones du corps et de ses structures internes dans leur ensemble et dans le détail. Et sont particulièrement adaptés aux situations cliniques où la visualisation précise et de tout le corps est souhaitable pour les organes, tissus, et structures profondes.

Par contre La tomodensitométrie à faisceau conique, (CBCT), délivre une résolution relativement fine dans le cadre de l'imagerie des régions anatomiques ciblées, tels que la mâchoire ou les sinus. Son principal inconvénient est d'exposer à des doses plus élevées de rayonnement, ce qui est relativement acceptable pour les examens dentaires par exemple, où la zone d'intérêt est limitée et donc comprise dans l'ensemble du champ de vision très restreint obtenu aux dépens d'une information anatomique globale et panoramique. En raison de son faible champ d'intérêt, cette technique permet ainsi de bien approfondir, d'une manière plus précise, l'analyse d'éléments anatomiques bien définis, ce qui est très largement utilisé dans le champ de la dentisterie pour l'exploration de la région buccale et maxillo-faciale, entre autres indications [16].

Conclusion :

pour conclure, dans ce deuxième chapitre, nous avons pu aborder les notions fondamentales du sujet radiothérapie, ainsi que la diversité des techniques utilisées qui permettent d'adapter les traitements aux caractéristiques propres à chaque patient, des approches classiques comme la radiothérapie externe et la curiethérapie, aux plus innovantes comme la radiothérapie adaptative ou la radiothérapie guidée par l'imagerie, l'ensemble des procédés contemporains reposant sur une plus grande précision dans la délivrance des doses, de manière à maximiser l'efficacité thérapeutique à visée curative tout en préservant le tissu sain. le rôle grandissant de l'imagerie médicale, notamment grâce à la tomographie volumique à faisceau conique (CBCT), s'est ainsi imposé comme un maillon essentiel dans le suivi, la planification et l'adaptation des traitements. en continuité avec cette approche théorique, la suite sera consacrée à l'étude pratique de la calibration des images CBCT pour le traitement d'un patient atteint d'un cancer du cavum, et la mise en application des compétences et connaissances acquises lors de cette recherche, notamment dans l'analyse, l'adaptation et l'optimisation des paramètres de traitements à partir de données expérimentales.

Références

- [1] « Ce qu'il faut savoir sur la radiothérapie », guides de la fondation québécoise du cancer
- [2] « Interaction rayonnement-matière », université tiaret
- [3] <https://www.iaea.org/fr/newscenter/news/quest-ce-que-la-> consultée....
- [4] « Les différents types de radiothérapie », pelagia tsoutsou, hopitaux universitaire genève, 20/03/2023
- [5] « Les types de radiothérapie et leurs intérêts », par l'équipe de l'ishh[institut de sein henri hartmann], 14/06/2022
- [6] « huger, sandrine. Adaptation interactive d'un traitement de radiothérapie par imagerie volumique : développement et validation d'outils pour sa mise en oeuvre en routine clinique ». diss. Université de lorraine, 2013.
- [7] « Avancées technologiques en radiothérapie infographie de synthèse », benkhoris brahim , ghzaïel karim, hadjidj inès, mukanyandwi yvette, parodi raphaël. 13/12/2022
- [8] « Que faut-il pour faire de la radiothérapie adaptative « online » ? cancer/radiothérapie », delpon, grégory, et al, 2022.
- [9] Primo medico <https://www.primomedico.com/fr/cure/radiotherapie-adaptative-en-ligne/>
- [10] « dosimetric advantages of online adaptative radiotherapy for cervical cancer on 1.5 t mr-linac." international journal of radiation oncology, biology, physics 117.2», ding, s., et al., 2023.
- [11] « Évaluation rétrospective des bénéfices de la radiothérapie adaptative pour les cancers orl », airouss, zouhair, 2023.
- [12] « Analyse de la qualité d'image en cbct en fonction de différents protocoles d'acquisition », dheilly, anthony, 2020.
- [13] « Apport du cbct dans l'exploration des kystes et des tumeurs bénignes des maxillaires chez l'enfant », haïk, michaël, 2020.
- [14] « Calcul de dose à partir d'images cone beam ct : état de l'art cancer/radiothérapie », barateau, a., et al, 2018.
- [15] Radiothérapie guidée par la tomographie conique (cone beam computed tomography): mise en œuvre et applications cliniques cancer/radiothérapie », de crevoisier, renaud, et al., 2009.
- [16] “what’s the difference between cone beam ct and ct?”, BLOCK IMAGING, 05/04/2024

Chapitre III
Résultats Et Discussion

C hapitre III

Résultats et discussions

Introduction

Dans ce chapitre, nous allons nous intéresser à la particularité de la radiothérapie adaptative, en passant en revue les différentes étapes à suivre pour réaliser ce procédé. Le tout sera illustré par un exemple concret à travers le suivi d'un patient de 48 ans s'agit d'un cancer du cavum traité par radiothérapie sur une durée de 3 semaines. Au travers du suivi de ce patient, nous allons décrire les différentes acquisitions CBCT ainsi que les changements anatomiques observés au cours du traitement et les différents recalculs de plans de traitement et/ou replanification réalisées. Nous allons ainsi présenter là où nous en sommes actuellement, et défendrons l'idée que la radiothérapie adaptative peut constituer une prise en charge plus personnalisée des patients.

III.1. Intérêt de combiner les données du fantôme et du patient

Dans une perspective de radiothérapie adaptative rigoureuse, l'intérêt combiné d'intégrer les données acquises à partir d'un fantôme d'étalonnage et celles collectées sur un patient réel est à la fois expérimental et clinique. D'une part, l'usage du fantôme EasyCube permet d'obtenir la courbe de correspondance entre les unités Hounsfield (HU) et les densités relatives, étape préalable indispensable à une bonne calibration des images CBCT, qui est elle-même nécessaire pour effectuer la conversion de l'imagerie en grandeurs physiques que l'on peut utiliser dans le calcul de dose.

Par ailleurs, l'utilisation directe de cette courbe calibrée à partir des images CBCT d'un patient atteint d'un cancer du cavum permet de concrétiser l'impact de cette calibration sur la précision du plan de traitement, et de nous faire pleinement saisir l'ensemble du processus, de la validation technique à la mise en œuvre clinique effective. En alliant ces deux approches, c'est une approche scientifique, reproductible et centrée sur le patient qui se met en place en faveur de l'optimisation des traitements par radiothérapie adaptative dans un contexte anatomique complexe.

III.2. Etude expérimentale avec le fantôme EasyCube

III.2.1. Présentation de fantôme EasyCube

Le fantôme EasyCube est un dispositif simulant l'eau, permettant de répondre à une large gamme d'applications de contrôle qualité en radiothérapie, telles que les mises en service des systèmes, la dosimétrie, le contrôle qualité des appareils et la vérification des plans de traitement des patients. Ce fantôme polyvalent permet d'assurer un contrôle de toute la chaîne de traitement, de la vérification de distribution des doses à la réalisation de tests dits « end-to-end ». Ce fantôme universel est donc adapté aux exigences précises de chaque procédure d'assurance qualité, en apportant un support fiable tant sur le plan technique que clinique [4].

III.2.2. Objectif de l'étalonnage

L'objectif de l'étalonnage est de lier les unités Hounsfield (HU) mesurées sur les images CBCT aux densités relatives électroniques des tissus qui sont la base de l'évaluation des calculs dosimétriques. En effet, les systèmes de planification de traitement en radiothérapie exploitent la densité électronique pour simuler de manière précise les interactions entre les rayonnements et les tissus traversés. Or, les images CBCT bien que utilisées pour le positionnement du patient présentent des variations de HU qui, si elles ne sont pas

étalonnées correctement, amènent à des calculs de doses peu fiables.

L'étalonnage permet donc de générer une courbe de conversion précisée HU/densité relative, propre à l'appareil utilisé aux conditions d'acquisition. Cette courbe est ensuite intégrée au système de planification pour que les images CBCT puissent être utilisées non plus seulement pour le positionnement mais aussi pour le calcul dosimétrique dans un cadre de radiothérapie adaptative. Cette étape est d'autant plus fondamentale que les zones anatomiquement complexes comme le cavum, sont traitées et où de faibles écarts de densité ont un poids important sur la distribution de dose.

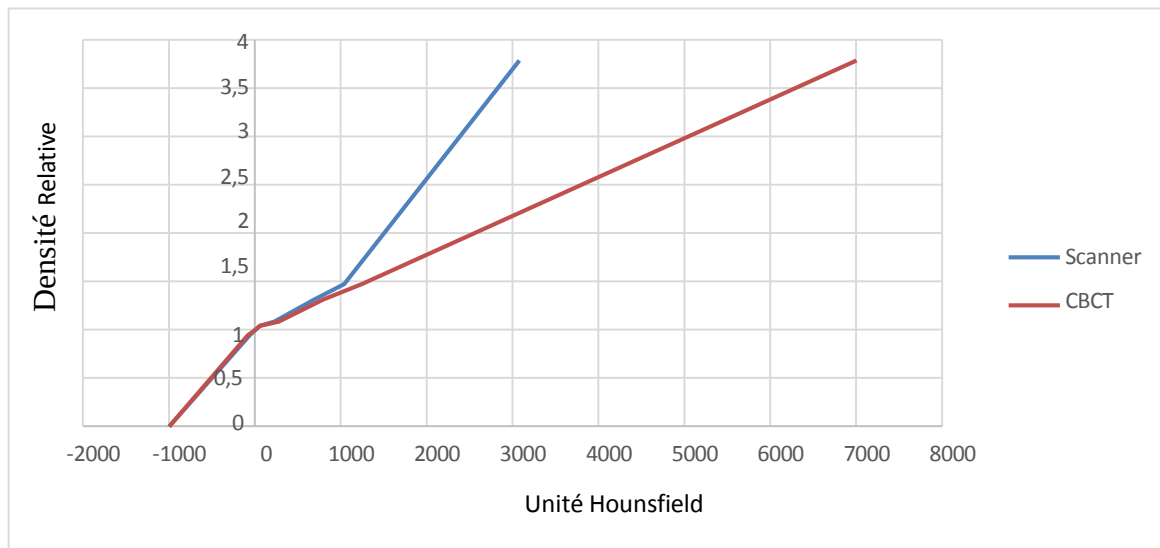
III.2.3. Définition de l'Unité hounsfield (HU)

Les unités de Hounsfield (UH) sont un terme utilisé en scanographie pour mesurer l'intensité des rayons X traversant les tissus vivants, transformée par l'ordinateur en information visible. Elles sont déduites directement des coefficients de transmission linéaire des tissus pour un faisceau de rayons x, qui rapportés à celle de l'eau. Ces coefficients qui représentent les propriétés physiques des tissus sont principalement fonction de la qualité du faisceau. La notion d'unité de Hounsfield a été définie de façon à attribuer l'eau : 0 UH et l'air : -1000 UH. Néanmoins, il ne s'agit, pour les différents tissus, que de valeurs approchées, pas parfaites. Plusieurs travaux ont montré que ces valeurs peuvent varier selon les constructeurs, les époques des scanners, mais aussi en fonction de la morphologie et de la position du patient [1,2,3].

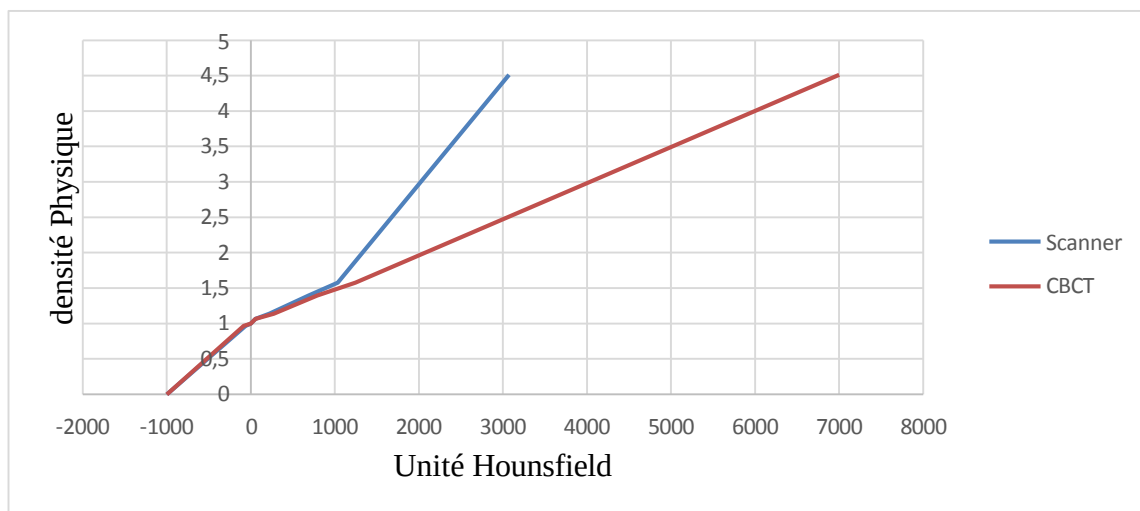
III.2.4 Matériaux de référence (fantôme de calibration)

Dans le cadre de la calibration dosimétrique des images CBCT, l'établissement d'une relation adéquate entre unités Hounsfield (HU) et densités électroniques des tissus est indispensable. Pour cela, nous avons utilisé un fantôme d'étalonnage EasyCube, plus particulièrement conçu pour simuler les différents types de tissus humains à l'aide d'inserts de matériaux normalisés. Ce fantôme comporte plusieurs inserts permettant de représenter des milieux biologiques tels que l'air, la graisse, l'eau, le muscle, différents types d'os, ainsi qu'un insert métallique (titane). Le fabricant fournit pour chaque matériau la densité physique (exprimée en g.cm^{-3}) et la densité relative (par rapport à celle de l'eau). Au moment du scan CBCT, les valeurs HU des inserts ont été mesurées et ces résultats ont permis d'établir la courbe d'étalonnage HU – densité relative et densité physique, utilisée en radiothérapie pour optimiser les calculs de dose notamment dans des régions anatomiques complexes, comme le cavum.

Insert	Densité physique	Densité relative	HU
L'air	0,001	0	-1000
Adipose	0,97	0,946	-84
L'eau	1	1	0
Muscle	1,07	1,043	56
Os 20%	1,14	1,084	273
Os 50%	1,399	1,312	792
Os	1,58	1,473	1244
Métal	4,51	3,79	7000



Graphique III.1. Courbe d'étalonnage (courbe de densité relative en fonction des HU)



Graphique III.2. Courbe d'étalonnage (courbe de densité physique en fonction des HU)

Commentaire

La courbe (**Graphique III.1.**) montre une progression comparable pour les deux modalités d'imagerie mais celle du scanner est linéaire et stable, notamment dans les plages correspondant aux tissus biologiques habituels constitués par l'air, l'adipose, l'eau, le muscle et les différentes densités osseuses. Car les valeurs HU au scanner sont meilleures et permettent, de ce fait, une conversion plus efficace en densités électroniques pour les calculs dosimétriques. Le CBCT présente légèrement des décalages, notamment dans les plages correspondant aux tissus mous et osseux, en raison des caractéristiques techniques du CBCT, qui passent certes en efficacité de positionnement, mais se rapprochent plus efficacement des artefacts et variations d'images ; nécessitant, si l'on envisage le bras, une calibration préalablement si l'on souhaite l'employer pour des fins dosimétriques en adaptation.

Dans (**Graphique III.2.**) on constate que la densité physique est également croissante avec les HU sur le scanner, corrélativement à l'évolution que l'on a observée avec les HU sur la courbe précédente et ce surtout pour les zones de référence des tissus (graisse, muscle et os), de façon régulière, ce qui témoigne d'un bon degré de reproductibilité et d'une meilleure fidélité des valeurs HU délivrées par le scanner. Difficile en revanche d'en dire autant pour le CBCT dont la courbe, même si elle est globalement semblable à celle du scanner, présente une légère irrégularité, par rapport aux valeurs des HU dans le domaine des tissus intermédiaires des tissus mous et osseux. Quoique ceci atteste d'une moins bonne détection des HU par le CBCT que par le scanner en termes quantitatifs, cela ne devrait pas empêcher, avec une bonne courbe d'étalonnage, d'utiliser le CBCT pour le recalcul de doses en radiothérapie adaptative, à voire éventuellement en complément et en soutien du scanner.

III.3. Surveillance adaptative d'un patient porteur d'un cancer du cavum par CBCT

La présente étude pratique a été réalisée sur un patient atteint d'un cancer du cavum pour illustrer le bénéfice potentiel de la radiothérapie adaptative guidée par CBCT. Le protocole de traitement a été réalisé selon les différentes étapes suivantes :

Le scanner de simulation a été effectué puis un contournage des volumes cibles et des organes à risque a été réalisé par l'équipe médicale (radio-oncologue) afin dans un premier temps de réaliser une planification initiale dosimétrique. Le traitement a été délivré sur l'accélérateur TrueBeam selon les paramètres retenus. Dans le cadre d'un suivi adaptatif, un CBCT a été réalisé chaque dimanche (acquisition hebdomadaire). Grâce à ces acquisitions, des modifications anatomiques a pu être observées au cours du temps, parmi lesquelles l'évolution du volume tumoral. Sur la base de ces observations, une nouvelle étape de contournage et de dosimétrie a été réalisée à la 3ème semaine de traitement pour adapter le plan initial à la nouvelle anatomie du patient.

L'évaluation par imagerie CBCT a mis en évidence une diminution d'une valeur très significative de sa taille tumorale (les images montrent une réduction de l'ordre de 5 mm à la première semaine, additionnée d'un autre centimètre, à la fin de la 2ème semaine). Ces dynamiques de changement plaident pour la radiothérapie adaptative, qui est la façon de tirer parti de l'évolution tissulaire de la tumeur dans le plan de traitement, tentant de préserver au mieux les tissus sains.

Pour apprécier la justesse des images de tomodensitométrie volumique à faisceau conique ou CBCT (Cone Beam Computed Tomography) mises en œuvre dans le cadre de la radiothérapie adaptative, il était fondamental dans cette étude de tracer la courbe d'étalonnage entre les unités Hounsfield (HU) et les densités physiques et relatives. Cela a été fait à l'aide du fantôme EasyCube, disponible pour des tâches d'assurance qualité en radiothérapie.

Ce fantôme est constitué de plusieurs inserts de matériaux de référence, choisis pour leur similitude avec les tissus ou structures anatomiques en lien avec la radiothérapie : muscle, graisse (adipose), os compact, os 20 %, os 50 % et matériau métallique (sans doute du titane). Ces inserts présentent une valeur (g/cm^3) de densité physique et une valeur de densité relative (par rapport à l'eau) connues, fournies par le constructeur.

D'une part, des acquisitions ont été faites avec le scanner de planification, d'autre part avec le CBCT de l'accélérateur TrueBeam. Les valeurs HU qui en ont été extraites pour chaque insert ont été mesurées et mises en relation avec les densités correspondantes afin de pouvoir tracer deux courbes :

- La densité physique en fonction de HU.
- La densité relative en fonction de HU.

Ces deux courbes serviront à évaluer la fidélité des images acquises par CBCT par rapport au scanner de référence, et à effectuer un bon recalage des calculs de dose lors de l'utilisation du CBCT pour la dosimétrie adaptative.

Matériels utilisés

III.3.1. Scanneur GE

Le scanner, ou tomodensitométrie (TDM), est une technique d'imagerie médicale qui repose sur l'utilisation des coefficients d'absorption des rayons X par les tissus du corps humain. Son principe est de générer des images en coupes transversales fines. Depuis la mise sur le marché du premier modèle médical commercialisé en 1975 par l'EMI à partir des recherches de G.N. Hounsfield, les CT-scan ont fortement évolué. La différence porte sur la nature du détecteur, le type de mouvement du tube à rayons X et des détecteurs, le temps d'acquisition d'une coupe, le nombre de détecteurs etc. Les PTC « mono barrettes » devenaient progressivement des PTC multi détecteurs permettant d'effectuer l'acquisition simultanée de plusieurs coupes pour assurer une imagerie à la fois plus rapide et plus fine [5].



Figure III.1. Scanner simulateur GE (CAC Tlemcen)

III.3.2. TreuBeam

Le True Beam est un accélérateur linéaire dernier cri qui permet de dispenser une radiothérapie de précision. Il garantit une grande flexibilité, permettant d'élaborer des plans de traitement personnalisés et très adaptés à une grande variété de cancers localisés à différents endroits (dans le cerveau, dans les poumons, dans la prostate, etc.), dès lors qu'une radiothérapie est indiquée.

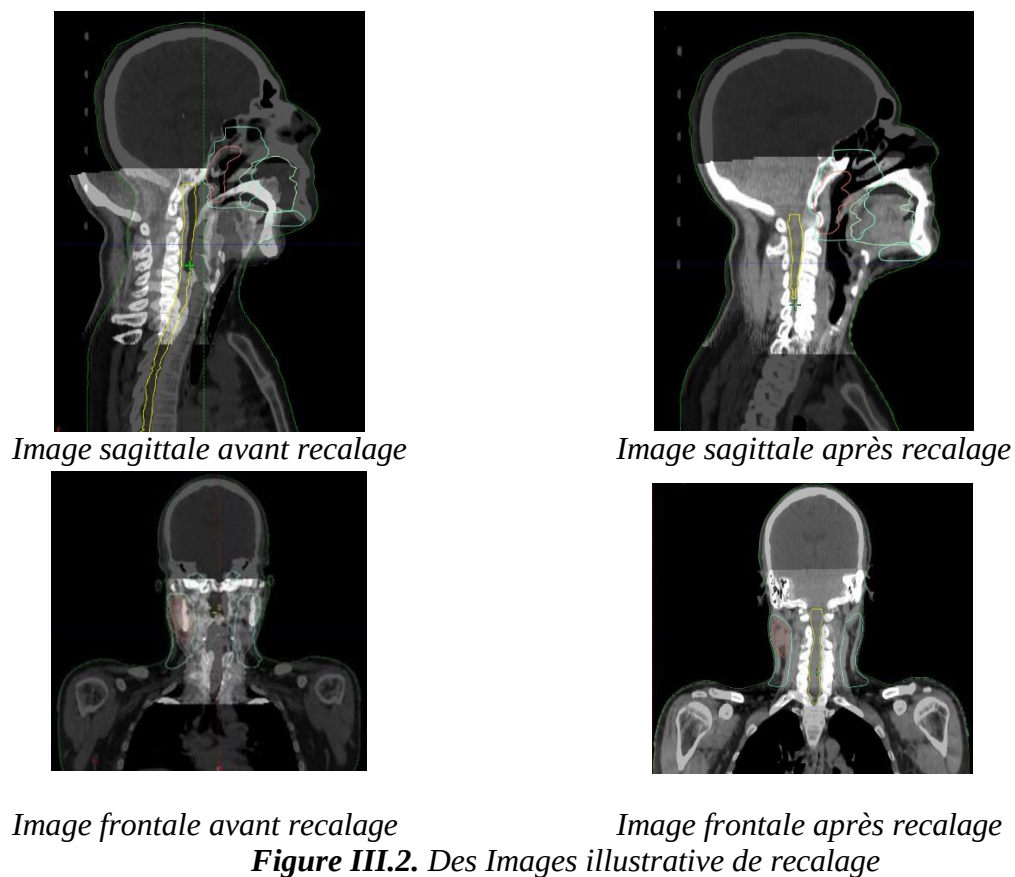
Ce système se distingue par sa capacité à intégrer diverses modalités d'imagerie et des solutions spécifiques à certaines pathologies. De plus, le TrueBeam permet l'acquisition d'images CBCT (Cone Beam CT) d'une netteté améliorée, ce qui est crucial pour la vérification du positionnement et le suivi des changements anatomiques du patient en temps réel. Cette personnalisation avancée est encore renforcée par sa capacité unique à traiter les tumeurs en mouvement (par exemple, celles affectées par la respiration du patient) avec une rapidité et une précision accrue [6].

III.3.3. Eclipse 13.7

Eclipse 13.7 est un logiciel développé par Varian Médical System il permet aux physiciens médicaux de contourer les structure anatomique et créé et optimiser les plans de traitement et aussi calculer la distribution de dose, et il contient une option qui s'appelle recalage.

Le Recalage

Au cours de ma pratique, j'ai utilisé le recalage, qui est une étape essentielle qui consiste à aligner précisément des images Cone Beam CT (CBCT) acquises de manière hebdomadaire avec l'image de référence du scanner (CT de planification). Cela me permet de détecter et de quantifier précisément des changements anatomiques survenus chez le patient pendant le traitement. L'objectif est de vérifier que la dose de rayonnement est toujours délivrée avec précision au volume cible, s'adaptant aux variations de la morphologie du patient, qu'il s'agisse d'une perte de poids ou d'une réduction des volumes tumoraux et organes à risque.



III.4. Suivre des structures CBCT (PTV4) au cours du traitement

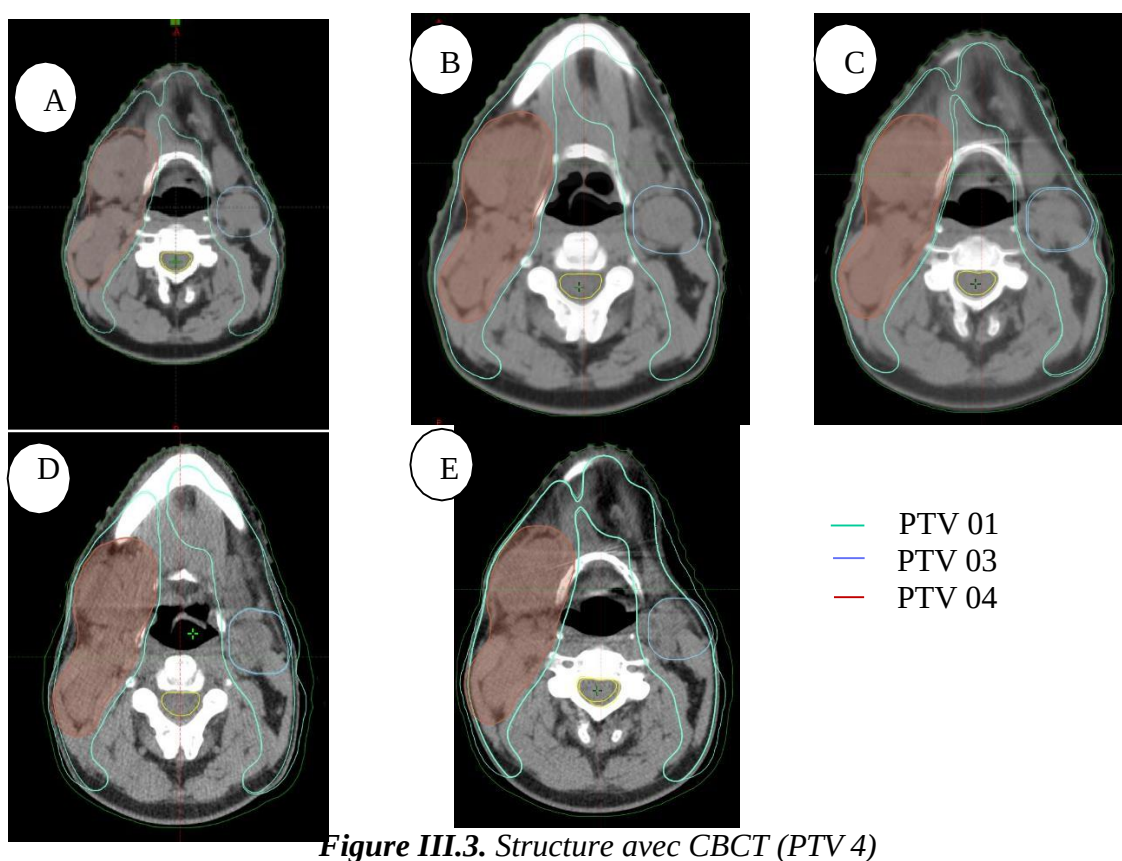


Figure III.3. Structure avec CBCT (PTV 4)

- A : image prise par le scanner simulateur (GE).
 B : image CBCT a la première séance de traitement.
 C : image CBCT après une semaine de traitement.
 D : image CBCT après deux semaines de traitement.
 E : image CBCT après trois semaines de traitement.

Au cours du traitement, nous avons remarqué des changements morphologiques chez le patient ; une réduction de la taille du contour corporel (body) et une diminution du volume des glandes. De plus, le volume cible prévisionnel (PTV4) semble devenir proportionnellement plus grand par rapport aux glandes environnantes. Ces modifications anatomiques pourraient entraîner une distribution de dose plus large, ce qui augmenterait l'irradiation des tissus sains voisins. Cela met en évidence l'importance d'un suivi régulier et de possibles ajustements du plan de traitement.

III.5. Suivre des structures CBCT (Parotides) au cours du traitement

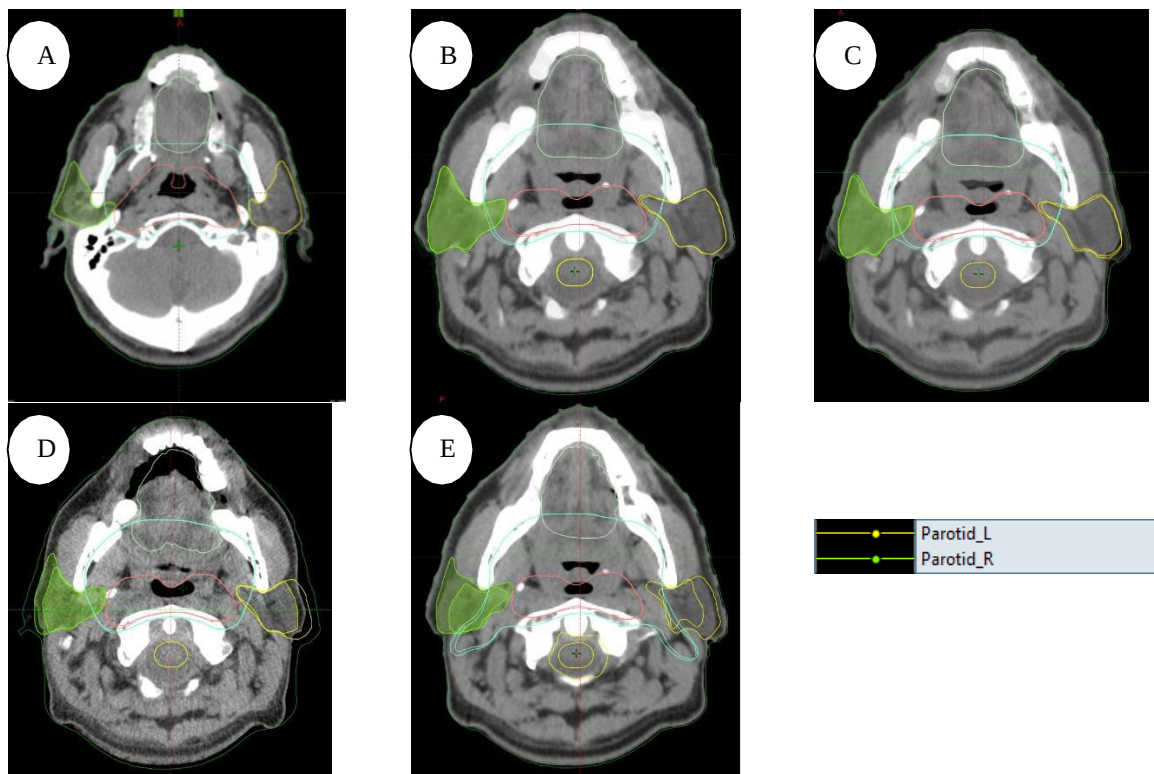


Figure III.4. Structure avec CBCT (Parotides)

- A : image prise par le scanner simulateur (GE).
 B : image CBCT a la première séance de traitement.
 C : image CBCT après une semaine de traitement.
 D : image CBCT après deux semaines de traitement.
 E : image CBCT après trois semaines de traitement.

Au fur et à mesure que le traitement progresse, nous pouvons observer, à travers les images CBCT (CBCT1, CBCT2, CBCT3, CBCT4), plusieurs changements concernant les glandes parotides (contourées en jaune pour la parotide gauche et en vert pour la parotide droite dans ces images).

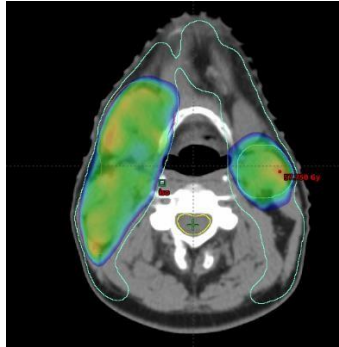
Diminution de la taille (atrophie/rétraction) : Il est clair que les volumes des deux glandes parotides, et en particulier la parotide gauche (en jaune), semblent diminuer au fil des séances. Elles apparaissent plus petites et potentiellement plus rétractées par rapport au début du traitement. Cette réduction de volume est une conséquence fréquente de l'irradiation.

Impact sur la dose aux tissus sains : Étant donné que les parotides sont des organes à risque (OAR - Organ At Risk) très sensibles à l'irradiation (une dose élevée entraînant une xérostomie ou sécheresse buccale permanente), leur diminution de taille peut avoir des implications sur la distribution de dose. Si le volume cible (PTV) ou les isodoses se rapprochent ou se chevauchent davantage avec les parotides réduites, cela pourrait potentiellement augmenter la dose relative à une fraction plus importante du tissu glandulaire.

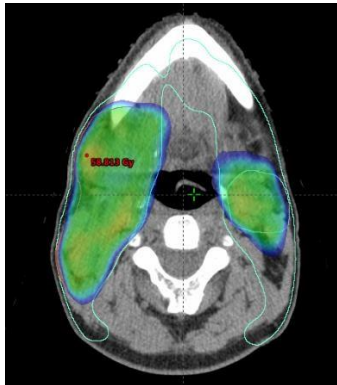
restant, ou modifier les gradients de dose.

Mouvement/Positionnement : La morphologie des parotides peut aussi changer légèrement de position au fur et à mesure que le patient perd du poids ou que l'œdème diminue, ce qui pourrait également influencer la dose reçue si le plan n'est pas adapté.

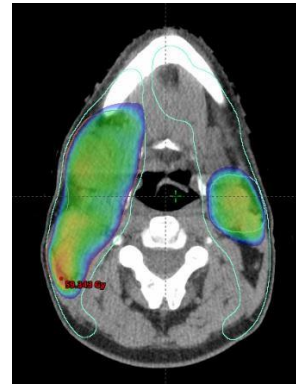
III.6. La distribution du Dose avant et après la correction des plans



Dose Colorwach avec scanner



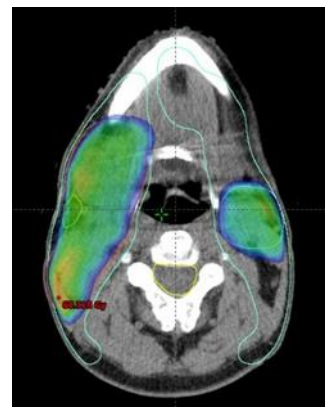
Dose Colorwach CBCT3 (2^{ème} semaine)



Corrected Dose Colorwach CBCT3 (2^{ème} semaine)

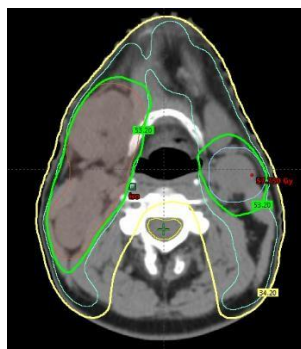


Dose Colorwach CBCT4 (3^{ème} semaine)

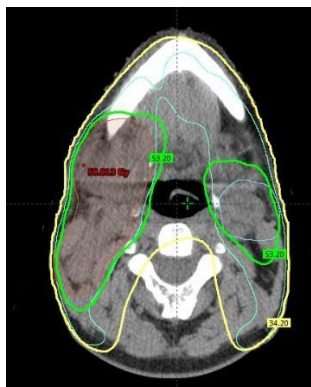
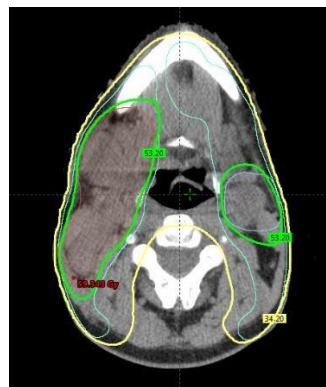
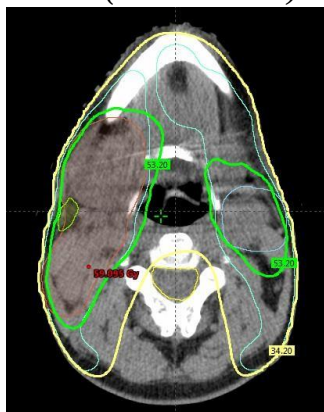
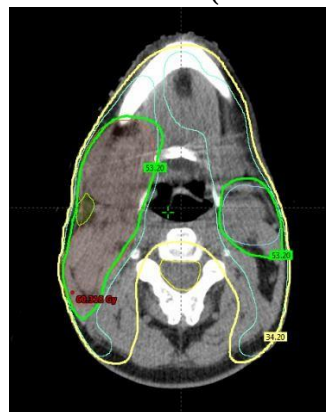


Corrected Dose Colorwach CBCT4(3^{ème} semaine)

Figure III.5. Images illustratives de dose colorwach avant et après correction

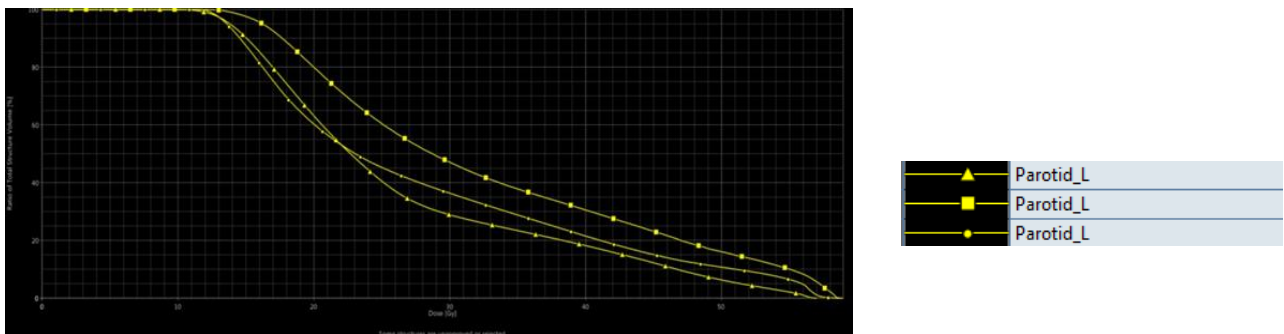


Iso Dose avec scanner

Iso Dose CBCT3 (2^{ème} semaine)Corrected Iso Dose CBCT3 (2^{ème} semaine)Iso Dose CBCT4 (3^{ème} semaine)Corrected Iso Dose CBCT4(3^{ème} semaine)**Figure III.6.** Images illustratives de l'iso dose avant et après correction

Au cours du traitement, à l'issue des contrôles (CBCT), le plan de traitement a dû être modifié en raison d'une extension de la distribution de dose initiale au-delà du volume cible, qui peut alors exposer en profondeur les tissus sains voisins. Cependant, après l'application d'une correction du plan de traitement, une optimisation de la distribution de dose a pu être obtenue, optimisant ainsi l'irradiation des volumes cibles et donc significativement réduisant la dose reçue par les organes à risque (OAR) et donc les tissus sains environnants, au détriment de tout effet secondaire et autorisant une meilleure tolérance du patient au traitement.

III.7. Analyse des graphiques d'histogramme dose- volume (HDV)



Graphique III.3. HDV (Histogramme Dose-Volume) du Parotide gauche

- La courbe de ct scanne(triangle) :

La courbe ici est celle du plan de traitement d'origine.

La distribution ici est homogène, avec des doses assez importantes pour ce qu'il s'agit de la parotide.

La dose moyenne est la plus importante parmi les trois courbes ($\approx 57,09$ gy).

La préservation de l'organe à risque est très peu satisfaisante dans ce plan qui ne tient pas en compte les variations anatomiques.

- CBCT avant la correction (carré) :

Cette courbe représente la dose que la parotide va recevoir en cas aucune adaptation n'est effectuée, selon l'anatomie réelle du jour (cbct).

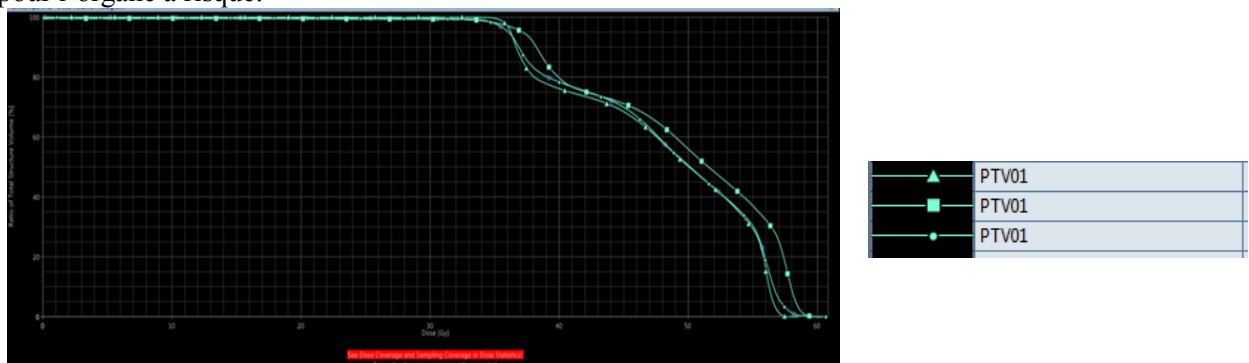
On fait le constat d'un maximum de doses qui semble plus élevé (max $\approx 59,37$ gy) ce qui évoque un risque de surcharge.

La courbe est plus étendue ce qui implique une non-homogénéité des doses, en d'autres termes le volume de la parotide est plus diffusément irradié.

- Nouveau plan après correction(cercle) :

Ce résultat est illustré par la courbe (graphique III.3) elle montre une réduction importante de la dose maximale et une diminution de la dose moyenne ($\approx 56,52$ gy).

La préservation du volume de la parotide apparait meilleure, indiquant que le nouveau plan est plus protecteur pour l'organe à risque.



Graphique III.4. HDV (Histogramme Dose-Volume) du PTV (Planning Target Volume)

En examinant le graphique HDV, la comparaison entre la courbe triangle (CT scanne) et la courbe cercle (CBCT après correction) pour le PTV1 :

1/ montre qu'on peut constater une assez bonne concordance générale et la caractéristique la plus frappante est la quasi-similarité des deux courbes. Pour les doses faibles, les doses moyennes, et pour les doses fortes, la courbe CT scanne et celle du CBCT après correction sont presque identiques.

2/ Couverture du Volume Cible (Target Coverage) :

Les deux courbes atteignent 100% de la couverture volumique pour le PTV1, signifiant que l'intégralité du volume cible a reçu au moins la dose minimale recherchée. Elles redescendent très rapidement après le

plateau, signe d'une conformité excellente et d'une dose bien concentrée sur le PTV1.

3/ Homogénéité de la Dose :

La pente très marquée des deux courbes montre une excellente homogénéité de la dose, car on y voit une grande partie du PTV1, qui reçoit une dose très homogène, proche de la moyenne ou de la dose prescrite, sans de grands « points froids » ou des « points chauds » indésirables.

4/ Incidence de la correction :

Le fait que la courbe "CBCT après correction" (cercle) soit si proche, et se superpose si bien à la courbe "CT scanne" (triangle) témoigne de l'efficacité de la correction du plan.

Cela indique que, quels que soient les changements anatomiques que le patient a subis au cours du traitement (perte de poids, modifications des contours, atrophie des glandes comme attendu), le processus d'adaptation du plan (la correction) a permis de maintenir la distribution de dose au PTV1 de manière identique à ce qui a été prévu sur le CT scanne.

Conclusion

Ce chapitre a ainsi mis en avant l'intérêt majeur de la radiothérapie adaptative pour l'efficacité et la sécurité des traitements oncologiques. Nous avons passés en revue les outils technologiques mis en jeu tels que le scanner, le TrueBeam, L'étude cas a montré les modifications anatomiques en milieu de traitement, avec la réduction des parotides et du contour corporel. Malgré cette variabilité, les analyses HDV ont bien montré que les corrections de plan appliquées aux CBCT ont maintenu une excellente couverture et homogénéité de dose pour le PTV1 ainsi qu'un gain pour la protection des organes à risque tels que les parotides. En résumé la radiothérapie adaptative est la meilleure méthode pour un traitement oncologique efficace et sécurisé pour les organes sains.

Références

- [1] denotter td, schubert j.hounsfield unit. 2023.
- [2] «*interphantom and interscanner variations for hounsfield units*», sande et alestablishment of reference values for hu in a commercial qa phantom. 2010.
- [3] «*multi-detector row ct attenuation measurements: assessment of intra- and interscanner variability with an anthropomorphic body ct phantom*», birnbaum et al. 2007.
- [4] <https://www.lap-laser.com/fr/produits/easy-cube/>
- [5] «*contrôle de qualité des accélérateurs linéaires et des scanner simulateur-procédure et application*», el amine, benseddik med, and oumansour med el amine, 2015/2016 .
- [6] «*treubeam : une thérapie de pointe contre le cancer* » ,elsan.

Conclusion Générale

Conclusion Générale

En somme, l'ensemble de ce travail illustre que la radiothérapie adaptative est non seulement une avancée technique, mais une nécessité clinique afin de veiller à l'efficacité et à la conformité du traitement tout au long des séances. Il est indispensable en effet d'évaluer en continu l'anatomie du patient, de réajuster données d'imageries et plans de traitements pour optimiser le rapport bénéfice/risque en radiothérapie. Cela est fondamental pour garantir qu'à la position donnée, le but de la dose prescrite soit délivré de manière optimale à la cible tout en protégeant les tissus sains, agissant directement ainsi pour l'amélioration de la qualité de vie des patients et la réduction des conséquences tardives.

Les enjeux futurs de cette recherche portent sur l'intégration de traitements d'intelligence artificielle, pour automatiser encore la détection de changements et proposition de plans adaptatifs, ainsi que sur la proposition de méthodes de validation. L'objectif ultime est de rendre la radiothérapie toujours plus précise, personnalisée, sûre pour chaque patient, en somme toujours plus individualisée.

.

Résumé

La radiothérapie adaptative (ART) représente une avancée majeure dans le traitement des cancers. Elle repose sur l'ajustement en temps réel des plans de traitement en fonction des variations anatomiques et des réponses tumorales au cours de la thérapie. En intégrant des technologies d'imagerie avancées et des algorithmes de planification, l'ART permet de maximiser la dose de radiation ciblée tout en minimisant l'irradiation des tissus sains. Cela conduit à une amélioration des taux de contrôle tumoral et à une réduction des effets secondaires, augmentant ainsi la qualité de vie des patients. En somme, l'ART transforme les pratiques de radiothérapie en offrant des traitements plus personnalisés et efficaces.

Cette étude a pour objectif d'évaluer l'efficacité et la faisabilité de la ART dans le traitement des cellules tumorales. D'où nous chercherons à quantifier les gains dosimétriques obtenus grâce à la ART par rapport à une approche conventionnelle en second temps nous cherchons à évaluer l'impact de la ART sur les toxicités aiguës et tardives. Enfin nous analysons le coût-efficacité de la ART.

Mots clés :

Radiothérapie – Adaptative - Imagerie avancée – Dosimétrie - Personnalisation du traitement

Abstract

Adaptive radiotherapy (ART) represents a major advance in cancer treatment. It relies on the real-time adjustment of treatment plans based on anatomical variations and tumor responses during therapy. By integrating advanced imaging technologies and planning algorithms, ART allows for the maximization of targeted radiation dose while minimizing the irradiation of healthy tissues. This leads to an improvement in tumor control rates and a reduction in side effects, thereby increasing the quality of life for patients. In summary, ART transforms radiotherapy practices by offering more personalized and effective treatments.

This study aims to evaluate the effectiveness and feasibility of ART in the treatment of tumor cells. Thus, we will seek to quantify the dosimetric gains achieved through ART compared to a conventional approach, and secondly, we will evaluate the impact of ART on acute and late toxicities. Finally, we analyze the cost-effectiveness of ART.

Keywords :

Radiotherapy – Adaptive - Advanced imaging – Dosimetry - Personalization of treatment

الملخص

العلاج الإشعاعي التكيفي (ART) يمثل تقدماً كبيراً في علاج السرطان. يعتمد على التعديل الفوري لخطط العلاج بناءً على التغيرات التشريحية واستجابات الورم أثناء العلاج. من خلال دمج تقنيات التصوير المتقدمة وخوارزميات التخطيط، يسمح العلاج الإشعاعي التكيفي (ART) بزيادة الجرعة المستهدفة من الإشعاع مع تقليل تعرض الأنسجة السليمة للإشعاع. هذا يؤدي إلى تحسين معدلات السيطرة على الأورام وتقليل الآثار الجانبية، مما يزيد من جودة حياة المرضى. باختصار، تحول ART ممارسات العلاج الإشعاعي من خلال تقديم علاجات أكثر تخصيصاً وفعالية. تهدف هذه الدراسة إلى تقييم فعالية وقابلية تطبيق العلاج الإشعاعي التكيفي (ART) في معالجة خلايا الأورام. وبالتالي، سنسعى إلى قياس المكاسب الجرعية التي تم تحقيقها من خلال ART مقارنةً بالنهج التقليدي، وثانياً، سنقوم بتقييم تأثير ART على السمات الحادة والمتأخرة. أخيراً، نقوم بتحليل الجدوى الاقتصادية للعلاج الإشعاعي التكيفي (ART).

الكلمات الرئيسية

العلاج الإشعاعي - تكيفي /التصوير المتقدم - الجرعة الإشعاعية - تخصص