

République Algérienne Démocratique et Populaire

Ministère De l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique

N° de classement : .....

N° de série : .....

Université *Echahid* Hamma Lakhdar EL-Oued



Faculté Des Sciences Exacts

Département De Physique

Mémoire présenté pour l'obtention

Du diplôme de

**Master Professionnel**

Option : Physique Médicale

Réalisé par :

Ziad Mohammed – Amouri Abd elkamel

Intitulé

**Planification du traitement et contrôle  
qualité patient en RC3D**

Soutenu d'un jour : 27/09/2023

Soutenu devant le jury composé de :

Ahmim Rachid	Universite Hamma Lakhdar EL-oued	Président
Ghougali Mabrouk	Universite Hamma Lakhdar EL-oued	Examineur
Letaim Fethi	Universite Hamma Lakhdar EL-oued	Encadreur
Boudjemaa Abdelkarim	CAC El-oued	Co-Encadreur

Année universitaire : 2023/2024

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ



# Dédicace et Remerciement



## **Remerciement**

*Ce travail a été effectué au service de radiothérapie du centre anticancéreux-el oued*

*J'adresse mes sincères remerciements et ma gratitude à mon superviseur, le Dr FATHI LATIM. Merci, mon professeur, et que Dieu vous bénisse.*

*-Il a soutenu le point de vue qu'il proposait et a suivi de près la réalisation de ces travaux et ses précieux conseils*

*Je tiens également à exprimer mes vifs remerciements au professeur RACHID AHMEEM pour avoir accepté de présider le jury d'évaluation de mon mémoire de fin d'études ainsi qu'à MABROK Ghoghali pour avoir accepté d'être membres de ce jury.*

*Mes remerciements particuliers vont à monsieur Boujemaa Karim pour sa collaboration, son aide et ses précieux conseils lors de la réalisation de monsieur expérimental au centre anti-cancéreux*

*"Rizki Al-Bashir" E-LOUED,*

*En effet, j'exprime ma gratitude à tous ceux qui ne sont pas dans ma ville et qui contribuent à la présentation ou au lieu de la réalisation de ce souvenir et à la réalisation de ce projet*



# Dédicace

**Avec tout mon respect et ma profonde gratitude, je dédie ma  
remise de d Dédicace**

**DédicaceIplôme et ma joie:**

**À ma merveille, mon astre lunaire, et au fil d'espoir qui a  
éclairé mon chemin, ma chère maman, ma moitié.**

**À l'âme de mon père.**

**À mes chers frères et mes sœurs, pour l'amour qu'ils me  
portent.**

**À mon cousin Younès BAKOUCHE et mon ami Mouhamed  
ziad qui n'ont jamais cessé de me conseiller de  
m'encourager, et me soutenir tout au long de mes  
recherches**

*AMOURI ABDELKAMEL*

# Dédicace

**À ma chère mère que dieu la guérisse**

**À mon père**

**À mes sœurs et mes frères**

**À ma chère femme**

**À mon ami Abde Elkamel Amouri**

**À toute ma famille**

**Et enfin, à tous ceux qui m'aiment et me soutiennent.**

*ZIAD MOHAMMED*



# Sommaires

## Table de Matière

<b>N°</b>	<b>Titer</b>	<b>Page</b>
	<b>Liste des Figures</b>	
	<b>Liste des Tableaux</b>	
	<b>Liste des abréviations</b>	
	<b>Introduction Générale</b>	
	<b>Chapitre I</b>	
<b>(I-1)</b>	<b>Introduction</b>	<b>05</b>
<b>(I-2)</b>	<b>Le Cancer</b>	<b>07</b>
<b>(I-3)</b>	<b>La Radiothérapie</b>	<b>09</b>
<b>(I-4)</b>	<b>Objectifs de la radiothérapie</b>	<b>10</b>
<b>(I-4-1)</b>	<b>Traitement curatif</b>	<b>10</b>
<b>(I-4-2)</b>	<b>Traitement palliatif</b>	<b>10</b>
<b>(I-4-3)</b>	<b>Traitement adjuvant</b>	<b>10</b>
<b>(I-4-4)</b>	<b>Traitement néoadjuvant</b>	<b>10</b>
<b>(I-5)</b>	<b>Les techniques de la radiothérapie</b>	<b>10</b>
<b>(I-5-1)</b>	<b>Radiothérapie externe</b>	<b>11</b>
<b>(I-5-1-1)</b>	<b>Radiothérapie conformationnelle tridimensionnelle</b>	<b>11</b>
<b>(I-5-1-2)</b>	<b>Radiothérapie avec modulation d'intensité</b>	<b>11</b>
<b>(I-5-1-3)</b>	<b>Radiothérapie guidée par image</b>	<b>11</b>
<b>(I-5-1-4)</b>	<b>Radiochirurgie stéréotaxique et radiothérapie Stéréotaxique corporelle</b>	<b>11</b>
		<b>11</b>
<b>(I-5-1-5)</b>	<b>Thérapie à l'arc modulée volumétrique</b>	<b>11</b>
<b>(I-5-1-6)</b>	<b>Radiothérapie adaptative</b>	<b>12</b>
<b>(I-5-1-7)</b>	<b>Curiethérapie</b>	<b>12</b>
<b>(I-5-2)</b>	<b>Protonthérapie</b>	<b>12</b>
<b>(I-5-3)</b>	<b>Radioisotope thérapie</b>	<b>12</b>
<b>(I-6)</b>	<b>Description de la radiothérapie conformationnelle tridimensionnelle (3D-CRT)</b>	<b>13</b>
<b>(I-6-1)</b>	<b>Planification et imagerie</b>	<b>13</b>

## Table de Matière

<b>(I-6-2)</b>	<b>Planification du traitement</b>	<b>13</b>
<b>(I-6-3)</b>	<b>Calcul de la dose</b>	<b>13</b>
<b>(I-6-4)</b>	<b>Angles de faisceau personnalisés</b>	<b>13</b>
<b>(I-6-5)</b>	<b>Collimateurs multilames (MLC)</b>	<b>14</b>
<b>(I-6-6)</b>	<b>Radiothérapie guidée par l'image (IGRT)</b>	<b>14</b>
<b>(I-6-7)</b>	<b>Prestation du traitement</b>	<b>14</b>
<b>(I-6-8)</b>	<b>Assurance de la qualité</b>	<b>14</b>
<b>(I-6-9)</b>	<b>Surveillance et suivi</b>	<b>14</b>
<b>(I-7)</b>	<b>Contrôle qualité du patient en 3D-CRT</b>	<b>16</b>
<b>(I-7-1)</b>	<b>Vérification de la position</b>	<b>16</b>
<b>(I-7-2)</b>	<b>Vérification de l'imagerie</b>	<b>16</b>
<b>(I-7-3)</b>	<b>Vérification de la dose</b>	<b>16</b>
<b>(I-8)</b>	<b>Conclusion</b>	<b>16</b>
<b>Chapiter II</b>		
<b>(II-1)</b>	<b>Introduction</b>	<b>18</b>
<b>(II-2)</b>	<b>Matériels utilises</b>	<b>18</b>
<b>(II-2-1)</b>	<b>L'accélérateur linéaire Elekta Infinity</b>	<b>18</b>
<b>(II-2-2)</b>	<b>Description du système iViewGT™</b>	<b>19</b>
<b>(II-2-3)</b>	<b>Le système de planification de traitement (TPS Monaco )</b>	<b>20</b>
<b>(II-2-4)</b>	<b>Définition générale de EPIbeam par Dosisoft</b>	<b>21</b>
<b>(II-3)</b>	<b>Méthodologie de travail</b>	<b>22</b>
<b>(II-3-1)</b>	<b>Realisation des plans de traitement 3D sur Monaco</b>	<b>23</b>
<b>(II-3-1-1)</b>	<b>Technique de traitement et définition des faisceaux</b>	<b>23</b>
<b>(II-3-1-2)</b>	<b>Plan de traitement en RC3Den général</b>	<b>30</b>
<b>(II-3-1-3)</b>	<b>Méthode de transmission</b>	<b>30</b>
<b>(II-3-1-3-1)</b>	<b>Comment envoyer depuis Monaco vers Dasisoft</b>	<b>30</b>
<b>(II-3-1-3-2)</b>	<b>Comment envoyer depuis Monaco vers MOSAIQ</b>	<b>31</b>
<b>(II-3-1-3-3)</b>	<b>Transmission de MOSAIQ à l'accélérateur linéaire</b>	<b>33</b>

## Table de Matière

(II-4)	Réalisation des mesures de la dose pour les plans QA	33
(II-5)	Méthode d'analyse et tolérance	34
(II-6)	Conclusion	35
<b>Chapiter III</b>		
(III-1)	Introduction	37
(III-2)	Comparaison dosimétrique des plans de traitement	37
(III-2-1)	Cas de maladies	37
(III-2-1-1)	Cas de loesophage	37
(III-2-1-1-1)	Cas de l'oesophage avec Angulations des faisceaux (295°)	38
(III-2-1-1-2)	Cas de l'oesophage avec Angulations des faisceaux (120°)	39
(III-2-1-1-3)	Cas de l'oesophage avec Angulations des faisceaux (207°)	40
(III-2-1-2)	Cas de sien	41
(III-2-1-2-1)	Cas de sien avec Angulations des faisceaux (317°)	42
(III-2-1-2-2)	Cas de sien avec Angulations des faisceaux (140°)	43
(III-2-1-3)	Cas de poumon	43
(III-2-1-3-1)	Cas de poumon avec Angulations des faisceaux (48°)	44
(III-2-1-3-2)	Cas de poumon avec Angulations des faisceaux (255°)	45
(III-2-1-3-3)	Cas de poumon avec Angulations des faisceaux (65°)	46
(III-2-1-3-4)	Cas de poumon avec Angulations des faisceaux (330°)	47
(III-2-1-3-5)	Cas de poumon avec Angulations des faisceaux (245°)	48
(III-2-1-3-6)	Cas de poumon avec Angulations des faisceaux (330°)	49
(III-2-1-3-7)	Cas de poumon avec Angulations des faisceaux (245°)	50
(III-2-1-3-8)	Cas de poumon avec Angulations des faisceaux (65°)	51
(III-2-1-4)	Cas de hodgkin	52
(III-2-1-4-1)	Cas de hodgkin avec Angulations des faisceaux (270°)	53
(III-2-1-4-2)	Cas de hodgkin avec Angulations des faisceaux (0°)	54
(III-2-1-4-3)	Cas de hodgkin avec Angulations des faisceaux (90°)	55
(III-2-1-4-4)	Cas de hodgkin avec Angulations des faisceaux (180°)	56

## Table de Matière

<b>(III-2-1-4-5)</b>	<b>Cas de hodgkin avec Angulations des faisceaux (45°)</b>	<b>57</b>
<b>(III-2-1-4-6)</b>	<b>Cas de hodgkin avec Angulations des faisceaux (315°)</b>	<b>58</b>
<b>(III-2-1-4-7)</b>	<b>Cas de hodgkin avec Angulations des faisceaux (270°)</b>	<b>58</b>
<b>(III-2-1-4-8)</b>	<b>Cas de hodgkin avec Angulations des faisceaux (90°)</b>	<b>59</b>
<b>(III-2-1-5)</b>	<b>Cas de parotid</b>	<b>60</b>
<b>(III-2-1-5-1)</b>	<b>Cas de parotide avec Angulations des faisceaux (347°)</b>	<b>61</b>
<b>(III-2-1-5-2)</b>	<b>Cas de parotide avec Angulations des faisceaux (171°)</b>	<b>62</b>
<b>(III-2-1-5-3)</b>	<b>Cas de parotide avec Angulations des faisceaux (77.7°)</b>	<b>63</b>
<b>(III-2-1-6)</b>	<b>Cas de prostate</b>	<b>64</b>
<b>(III-2-1-6-1)</b>	<b>Cas de prostate avec Angulations des faisceaux (270°)</b>	<b>65</b>
<b>(III-2-1-6-2)</b>	<b>Cas de prostate avec Angulations des faisceaux (0°)</b>	<b>66</b>
<b>(III-2-1-6-3)</b>	<b>Cas de prostate avec Angulations des faisceaux (90°)</b>	<b>66</b>
<b>(III-2-1-6-4)</b>	<b>Cas de prostate avec Angulations des faisceaux (180°)</b>	<b>67</b>
<b>(III-2-1-6-5)</b>	<b>Cas de prostate avec Angulations des faisceaux (270°)</b>	<b>68</b>
<b>(III-2-1-7)</b>	<b>Cas de col</b>	<b>69</b>
<b>(III-2-1-7-1)</b>	<b>Cas de col avec Angulations des faisceaux (270°)</b>	<b>70</b>
<b>(III-2-1-7-2)</b>	<b>Cas de col avec Angulations des faisceaux (0°)</b>	<b>71</b>
<b>(III-2-1-7-3)</b>	<b>Cas de col avec Angulations des faisceaux (90°)</b>	<b>72</b>
<b>(III-2-1-7-4)</b>	<b>Cas de col avec Angulations des faisceaux (180°)</b>	<b>73</b>
<b>(III-3)</b>	<b>conclusion</b>	<b>74</b>
	<b>Conclusion Générale</b>	<b>76</b>
	<b>Recommandations</b>	<b>77</b>
	<b>Références Bibliographiques</b>	
	<b>Annexes</b>	
	<b>Résumé</b>	

# Listes des figures

<b>N°</b>	<b>Titre</b>	<b>Page</b>
<b>Chapiter I</b>		
<b>(I-1)</b>	<b>Accélérateurs linéaires utilisés pour la radiothérapie la plus utilisée au monde, le premier d'Elekta (utilisé dans le centre de cancérologie d'El Oued) et le second de Varian</b>	<b>05</b>
<b>(I-2)</b>	<b>Un aperçu d'un accélérateur linéaire.</b>	<b>06</b>
<b>(I-3)</b>	<b>Développement et propagation de cellules cancéreuses.</b>	<b>08</b>
<b>(I-4)</b>	<b>Tuerie des cellules cancéreuses par rayonnement ionisant.</b>	<b>09</b>
<b>Chapiter II</b>		
<b>(II-1)</b>	<b>Linac Elekta Infinity de CAC EL-oued</b>	<b>19</b>
<b>(II-2)</b>	<b>Accélérateur numérique équipé d'un iViewGT.</b>	<b>20</b>
<b>(II-3)</b>	<b>L'interface de TPS Monaco</b>	<b>21</b>
<b>(II-4)</b>	<b>L'interface EPIbeam (Dosisoft)</b>	<b>22</b>
<b>(II-5)</b>	<b>Contour du patient, de volumes cibles et des OARs pour un cancer du poumon avec Le modèle 3D dialogue.</b>	<b>23</b>
<b>(II-6)</b>	<b>Calcul de la doze Max</b>	<b>30</b>
<b>(II-7)</b>	<b>Commentaire envoyer de Monaco à Dosisoft</b>	<b>31</b>
<b>(II-8)</b>	<b>Comment envoyer depuis Monaco vers Mosaic</b>	<b>32</b>
<b>(II-9)</b>	<b>Transmission de la mosaïque au Linac</b>	<b>33</b>
<b>(II-10)</b>	<b>Matériels utilisés dans les travaux appliqués</b>	<b>34</b>
<b>(II-11)</b>	<b>Représentation géométrique du concept de l'index gamma.</b>	<b>35</b>
<b>Chapiter III</b>		
<b>(III-1)</b>	<b>Carte de la différence de dose absolue pour l'état de l'œsophage dans des proportionsangulaires295°</b>	<b>38</b>
<b>(III-2)</b>	<b>Analyse de l'indice gamma de l'œsophage sous vide angle295°</b>	<b>39</b>
<b>(III-3)</b>	<b>Carte de la différence de dose absolue pour l'état de l'œsophage dans des proportionsangulaires120°</b>	<b>39</b>

<b>(III-4)</b>	<b>Analyse de l'indice gamma de l'œsophage sous vide angle 120°</b>	<b>40</b>
<b>(III-5)</b>	<b>Carte de la différence de dose absolue pour l'état de l'œsophage dans des proportions angulaires 207°</b>	<b>40</b>
<b>(III-6)</b>	<b>Analyse de l'indice gamma de l'œsophage sous vide angle 207°</b>	<b>41</b>
<b>(III-7)</b>	<b>Carte de la différence de dose absolue pour l'état de sien dans des proportions angulaires 317°</b>	<b>42</b>
<b>(III-8)</b>	<b>Analyse de l'indice gamma de l'état de sien sous un angle 317°</b>	<b>42</b>
<b>(III-9)</b>	<b>Carte de la différence de dose absolue pour l'état de sien dans des proportions angulaires 140°</b>	<b>43</b>
<b>(III-10)</b>	<b>Analyse de l'indice gamma de l'état de sien sous un angle 140°</b>	<b>43</b>
<b>(III-11)</b>	<b>Carte de la différence de dose absolue pour l'état de poumon dans des proportions angulaires 48°</b>	<b>44</b>
<b>(III-12)</b>	<b>Analyse de l'indice gamma de l'état de poumon sous un angle 48°</b>	<b>45</b>
<b>(III-13)</b>	<b>Carte de la différence de dose absolue pour l'état de poumon dans des proportions angulaires 255°</b>	<b>45</b>
<b>(III-14)</b>	<b>Analyse de l'indice gamma de l'état de poumon sous un angle 255°</b>	<b>46</b>
<b>(III-15)</b>	<b>Carte de la différence de dose absolue pour l'état de poumon dans des proportions angulaires 65°</b>	<b>46</b>
<b>(III-16)</b>	<b>Analyse de l'indice gamma de l'état de poumon sous un angle 65°</b>	<b>47</b>
<b>(III-17)</b>	<b>Carte de la différence de dose absolue pour l'état de poumon dans des proportions angulaires 330°</b>	<b>47</b>
<b>(III-18)</b>	<b>Analyse de l'indice gamma de l'état de poumon sous un angle 330°</b>	<b>48</b>
<b>(III-19)</b>	<b>Carte de la différence de dose absolue pour l'état de poumon dans des proportions angulaires 245°</b>	<b>48</b>
<b>(III-20)</b>	<b>Analyse de l'indice gamma de l'état de poumon sous un angle 245°</b>	<b>49</b>
<b>(III-21)</b>	<b>Carte de la différence de dose absolue pour l'état de poumon dans des proportions angulaires 330°</b>	<b>49</b>
<b>(III-22)</b>	<b>Analyse de l'indice gamma de l'état de poumon sous un angle 330°</b>	<b>50</b>

<b>(III-23)</b>	<b>Carte de la différence de dose absolue pour l'état de poumon dans des proportionsangulaires 255°</b>	<b>50</b>
<b>(III-24)</b>	<b>Analyse de l'indice gamma de l'état de poumon sous un angle 255°</b>	<b>51</b>
<b>(III-25)</b>	<b>Carte de la différence de dose absolue pour l'état de poumon dans des proportionsangulaires 65°</b>	<b>51</b>
<b>(III-26)</b>	<b>Analyse de l'indice gamma de l'état de poumon sous un angle 65°</b>	<b>52</b>
<b>(III-27)</b>	<b>Carte de la différence de dose absolue pour l'état de hodgkin dans des proportionsangulaires270°</b>	<b>53</b>
<b>(III-27)</b>	<b>Analyse de l'indice gamma de l'état de Hodgkin sous un angle270°</b>	<b>53</b>
<b>(III-29)</b>	<b>Carte de la différence de dose absolue pour l'état de hodgkin dans des proportionsangulaires0°</b>	<b>54</b>
<b>(III-30)</b>	<b>Analyse de l'indice gamma de l'état de hodgkin sous un angle 0°</b>	<b>54</b>
<b>(III-31)</b>	<b>Carte de la différence de dose absolue pour l'état de hodgkin dans des proportionsangulaires90°</b>	<b>55</b>
<b>(III-32)</b>	<b>Analyse de l'indice gamma de l'état de hodgkin sous un angle90°</b>	<b>55</b>
<b>(III-33)</b>	<b>Carte de la différence de dose absolue pour l'état de hodgkin dans des proportionsangulaires180°</b>	<b>56</b>
<b>(III-34)</b>	<b>Analyse de l'indice gamma de l'état de hodgkin sous un angle180°</b>	<b>56</b>
<b>(III-35)</b>	<b>Carte de la différence de dose absolue pour l'état de hodgkin dans des proportionsangulaires45°</b>	<b>57</b>
<b>(III-36)</b>	<b>Analyse de l'indice gamma de l'état de hodgkin sous un angle45°</b>	<b>57</b>
<b>(III-37)</b>	<b>Carte de la différence de dose absolue pour l'état de hodgkin dans des proportionsangulaires315°</b>	<b>58</b>
<b>(III-38)</b>	<b>Analyse de l'indice gamma de l'état de hodgkin sous un angle315°</b>	<b>58</b>
<b>(III-39)</b>	<b>Carte de la différence de dose absolue pour l'état de hodgkin dans des proportionsangulaires270°</b>	<b>59</b>
<b>(III-40)</b>	<b>Analyse de l'indice gamma de l'état de hodgkin sous un angle270°</b>	<b>59</b>

<b>(III-41)</b>	<b>Carte de la différence de dose absolue pour l'état de hodgkin dans des proportions angulaires 90°</b>	<b>60</b>
<b>(III-42)</b>	<b>Analyse de l'indice gamma de l'état de hodgkin sous un angle 90°</b>	<b>60</b>
<b>(III-43)</b>	<b>Carte de la différence de dose absolue pour l'état de parotide dans des proportions angulaires 347°</b>	<b>61</b>
<b>(III-44)</b>	<b>Analyse de l'indice gamma de l'état de protide sous un angle 347°</b>	<b>62</b>
<b>(III-45)</b>	<b>Carte de la différence de dose absolue pour l'état de parotide dans des proportions angulaires 171°</b>	<b>62</b>
<b>(III-46)</b>	<b>Analyse de l'indice gamma de l'état de protide sous un angle 171°</b>	<b>63</b>
<b>(III-47)</b>	<b>Carte de la différence de dose absolue pour l'état de parotide dans des proportions angulaires 77.7°</b>	<b>63</b>
<b>(III-48)</b>	<b>Analyse de l'indice gamma de l'état de protide sous un angle 77.7°</b>	<b>64</b>
<b>(III-49)</b>	<b>Carte de la différence de dose absolue pour l'état de prostate dans des proportions angulaires 270°</b>	<b>65</b>
<b>(III-50)</b>	<b>Analyse de l'indice gamma de l'état de prostate sous un angle 270°</b>	<b>65</b>
<b>(III-51)</b>	<b>Carte de la différence de dose absolue pour l'état de prostate dans des proportions angulaires 0°</b>	<b>66</b>
<b>(III-52)</b>	<b>Analyse de l'indice gamma de l'état de la prostate sous un angle 0°</b>	<b>66</b>
<b>(III-53)</b>	<b>Carte de la différence de dose absolue pour l'état de prostate dans des proportions angulaires 90°</b>	<b>67</b>
<b>(III-54)</b>	<b>Analyse de l'indice gamma de l'état de prostate sous un angle 90°</b>	<b>67</b>
<b>(III-55)</b>	<b>Carte de la différence de dose absolue pour l'état de prostate dans des proportions angulaires 180°</b>	<b>68</b>
<b>(III-56)</b>	<b>Analyse de l'indice gamma de l'état de prostate sous un angle 180°</b>	<b>68</b>
<b>(III-57)</b>	<b>Carte de la différence de dose absolue pour l'état de prostate dans des proportions angulaires 270°</b>	<b>69</b>
<b>(III-58)</b>	<b>Analyse de l'indice gamma de l'état de prostate sous un angle 270°</b>	<b>69</b>

(III-59)	Carte de la différence de dose absolue pour l'état de col dans des proportions angulaires 270°	70
(III-60)	Analyse de l'indice gamma de l'état de col sous un angle 270°	71
(III-61)	Carte de la différence de dose absolue pour l'état de col dans des proportions angulaires 0°	71
(III-62)	Analyse de l'indice gamma de l'état de col sous un angle 0°	72
(III-63)	Carte de la différence de dose absolue pour l'état de col dans des proportions angulaires 90°	72
(III-64)	Analyse de l'indice gamma de l'état de col sous un angle 90°	73
(III-65)	Carte de la différence de dose absolue pour l'état de col dans des proportions angulaires 180°	73
(III-66)	Analyse de l'indice gamma de l'état de col sous un angle 180°	74

## Listes des tableaux

N°	Titre	Page
<b>Chapiter I</b>		
(I-1)	Classification de la Théorie conformationnelle selon la méthodologie et les outils associés à chaque étape de la procédure [34].	15
<b>Chapiter II</b>		
(II-1)	Les techniques utilisées et les faisceaux créés dans la réalisation de ce travail.	24
(II-2)	Les tolérances en dose et en distance utiliser pour le calcul du l'indice $\gamma$	35
<b>Chapiter III</b>		
(III-1)	Résultats <b>GAI</b> relatifs à l'état d'un patient atteint d'un cancer de l'œsophage	38
(III-2)	Résultats <b>GAI</b> relatifs à l'état d'un patient atteint d'un cancer de sien	41
(III-3)	Résultats <b>GAI</b> relatifs à l'état d'un patient atteint d'un cancer de poumon	44
(III-4)	Résultats <b>GAI</b> relatifs à l'état d'un patient atteint d'un cancer de hodgkin	52
(III-5)	Résultats <b>GAI</b> relatifs à l'état d'un patient atteint d'un cancer de parotide	61

<b>(III-6)</b>	Résultats <b>GAI</b> relatifs à l'état d'un patient atteint d'un cancer de prostate	<b>64</b>
<b>(III-7)</b>	Résultats <b>GAI</b> relatifs à l'état d'un patient atteint d'un cancer de col	<b>70</b>



# Abréviations

## Liste des abréviations

**GY** : Gray

**ADN** : Acide désoxyribonucléique

**MV** : Méga volts

**OAR** : Organe A Risque

**Linac** : Linear Accelerator

**RCMI** : Radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité

**IMRT** : Intensité Modulâtes Radiation Therapy

**4D** : En quatre dimensions

**3D** : Trois dimensions

**2D** : Bidimensionnelle

**CT** : Computerized tomography

**TDM**: tomodensitométrie

**SBRT**: Stereotactic body radiotherapy

**IGRT:** Image-guided radiation therapy

**SRS:** Stereotactic radiosurgery

**TPS:** Treatment Planning System

**IRM:** Imagerie par résonance magnétique

**VMAT:** Volumetric Modulated Arc Therapy

**Kev :** Kilo Electron Volt

**UM :** Unité Moniteur

**RC3D :** Radiothérapie conformationnelle Tridimensionnelle

**CQ :** Contrôle de qualité

**PET :** Positron Emission Tomography

**EPID :** Dispositif d'imagerie portail électronique

**DAS :** Système d'acquisition des données

**RX :** Rayon x

**CAC :** Centre Anti Cancéreux

**PTV:** Planning Target Volume.

**GTV:** Gross Tumor Volume

**CTV :** Clinical Target Volume

**ITV:** Internal Target Volume

**GAI :** Indice de congruence gamma



# Introduction Générale

## Introduction Générale

Le cancer reste l'un des plus grands défis pour la santé publique mondiale, affectant la vie de millions de personnes chaque année. L'Organisation mondiale de la santé ([www.who.int](http://www.who.int)) estime qu'il y aura près de 10 millions de décès en 2020 et près d'un décès sur six.

En Algérie (voir statistiques détaillées en annexe A), le nombre de cas détectés en 2020 a été estimé à 58 418 nouveaux cas, tandis que 32 802 personnes sont décédées d'un cancer la même année.

Dans la quête incessante d'améliorer les stratégies de traitement, la radiothérapie est apparue comme un outil essentiel dans la lutte multidisciplinaire contre le cancer. Plus de la moitié des personnes atteintes de cancer subissent une radiothérapie dans le cadre de leur traitement, et elle contribue également au traitement de jusqu'à 40% des cas, un nombre qui augmente grâce aux nouvelles technologies et traitements. Dans certaines tumeurs telles que le poumon ou la prostate, il obtient des résultats similaires à la chirurgie, sans être un traitement chirurgical. De plus, il permet dans certains cas de préserver l'organe ou de fonctionner comme dans le cancer du larynx. C'est aussi un outil essentiel pour compléter un traitement chirurgical quand il ne l'est pas. Réalisez une suppression complète, par exemple.

Parmi la gamme de techniques de radiothérapie, RC3D a reçu une attention significative pour son potentiel à révolutionner le traitement du cancer.

Cette thèse de maîtrise explore le domaine multidimensionnel de la radiothérapie conformationnelle tridimensionnelle, explorant ses principes, ses innovations technologiques, ses applications cliniques et l'impact profond qu'elle a eu sur le paysage des soins contre le cancer. Bien que la RC3D soit basée sur les fondements de la radiothérapie conventionnelle, elle offre un changement de paradigme en termes de précision, de personnalisation et de résultats thérapeutiques. En formant dynamiquement des faisceaux de rayonnement pour correspondre avec précision aux lignées tumorales complexes, CR3D minimise les dommages

collatéraux aux tissus sains, améliore la précision de l'administration de la dose et ouvre la possibilité d'augmenter les doses de rayonnement.

Cet examen complet de RC3D traverse les domaines de la radiobiologie, de la planification du traitement, des techniques d'imagerie et de l'exécution clinique. Il examine les processus de planification complexes, explore l'intégration des technologies guidées par l'image et évalue divers résultats de traitement pour différents cancers, ce travail vise à souligner le rôle central de la CRT 3D dans le paysage oncologique moderne.

Nous allons tester cette technique sur sept patients atteints de différents types de cancer comme suit : œsophage, sein, poumon, parotide, prostate, hodgkin et col. Nous suivons chaque patient séparément et comparons l'étendue de la correspondance de l'image tridimensionnelle, qui est en fait la taille de l'incarnation de la tumeur par le chemin TPS-MOSAIC-Linac-iView -DOSISOFT, et nous comparons cette image avec l'image attendue via la voie TPS-DOSISOFT et nous comparons et calculons avec précision le coefficient gamma  $\gamma$  Pour chaque cas, ce qui nous aide à connaître la précision de ce type de radiothérapie.

Alors que nous entamons cette exploration, nous révélerons le pouvoir transformateur de la radiothérapie conforme tridimensionnelle, sa capacité à améliorer la précision du traitement du cancer et sa capacité à améliorer la vie d'innombrables personnes confrontées à l'énorme défi du cancer. Ce faisant, nous contribuons à un ensemble de connaissances en constante évolution en radio-oncologie et, en fin de compte, à la poursuite de meilleurs résultats et d'une meilleure qualité de vie pour les patients atteints de cancer.

Ce document est formaté sous la forme d'un document composé d'une introduction et d'une conclusion, avec trois chapitres entre eux, en plus des annexes ajoutées parce qu'ils contiennent des informations importantes qui peuvent être consultées.

Le premier chapitre est une introduction dans laquelle des informations de base sur le cancer, la radiothérapie et ses différentes techniques sont racontées, conduisant à la rédaction d'une explication détaillée de la technologie RC3D. Le deuxième chapitre mentionne les techniques et les méthodes utilisées. Le troisième chapitre a été consacré à l'aspect pratique en montrant les résultats obtenus.



# Chapitre I : Radiothérapie conformationnelle tridimensionnelle.

## I-1- Introduction

La radiothérapie est l'un des traitements anticancéreux les plus efficaces, traitant plusieurs types de cancer en détruisant les cellules cancéreuses à l'aide du rayonnement généré par un accélérateur de particules linéaire tel qu'Elekta ou Varian (voir la figure 1-1).



**Figure I-1.** Accélérateurs linéaires utilisés pour la radiothérapie la plus utilisée au monde, le premier d'**Elekta** (utilisé dans le centre de cancérologie d'El Oued) et le second de **Varian**

L'objectif clinique d'un Linac est donc toujours d'atteindre un bon rythme thérapeutique en délivrant la dose idéale à la tumeur et en réduisant la dose reçue par les tissus sains, la figure 1-2 montre un aperçu d'un accélérateur linéaire.

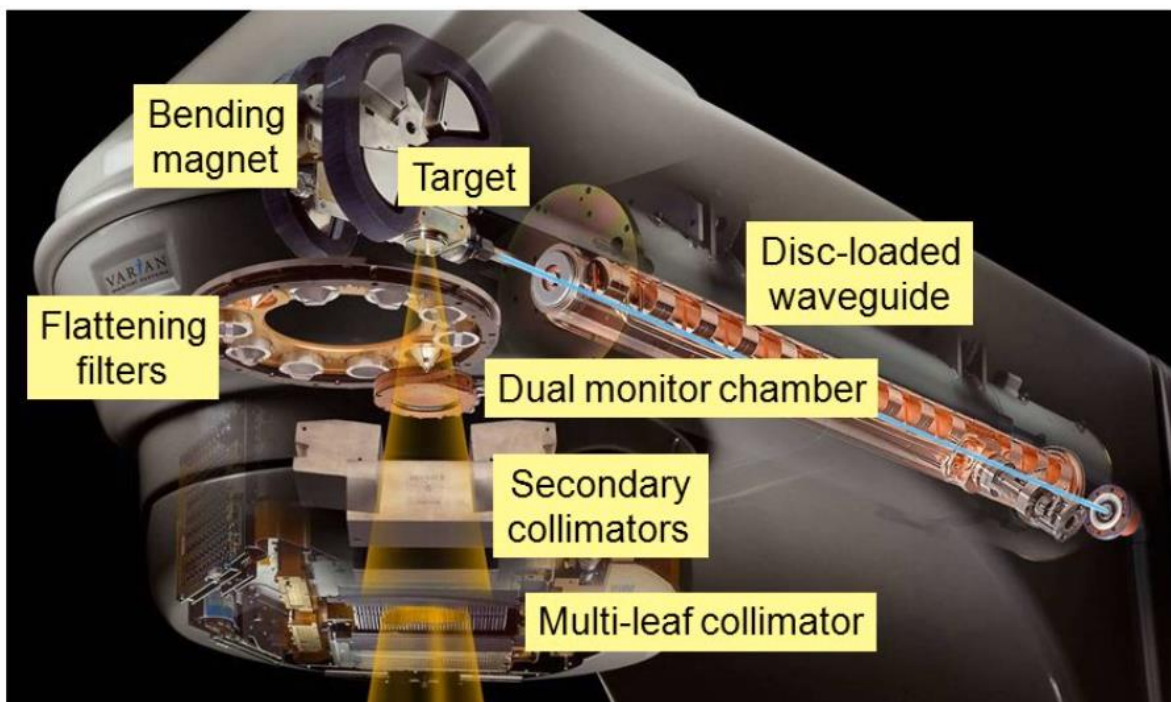
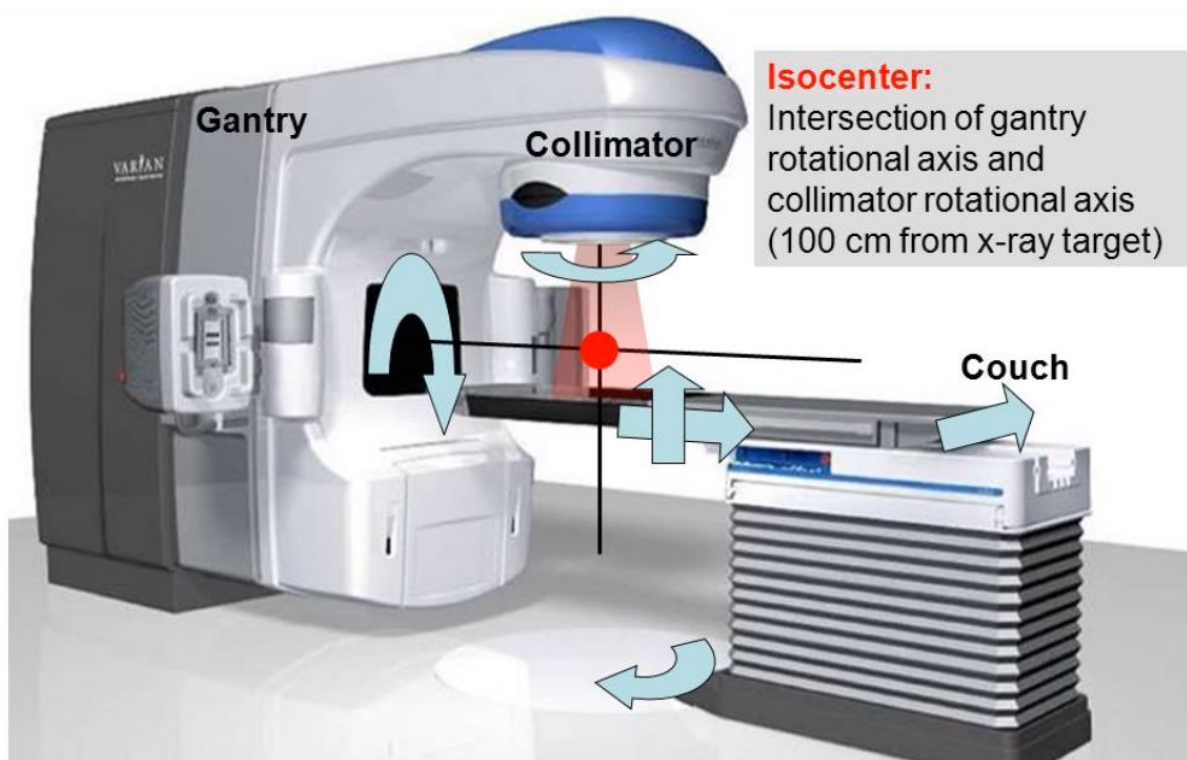
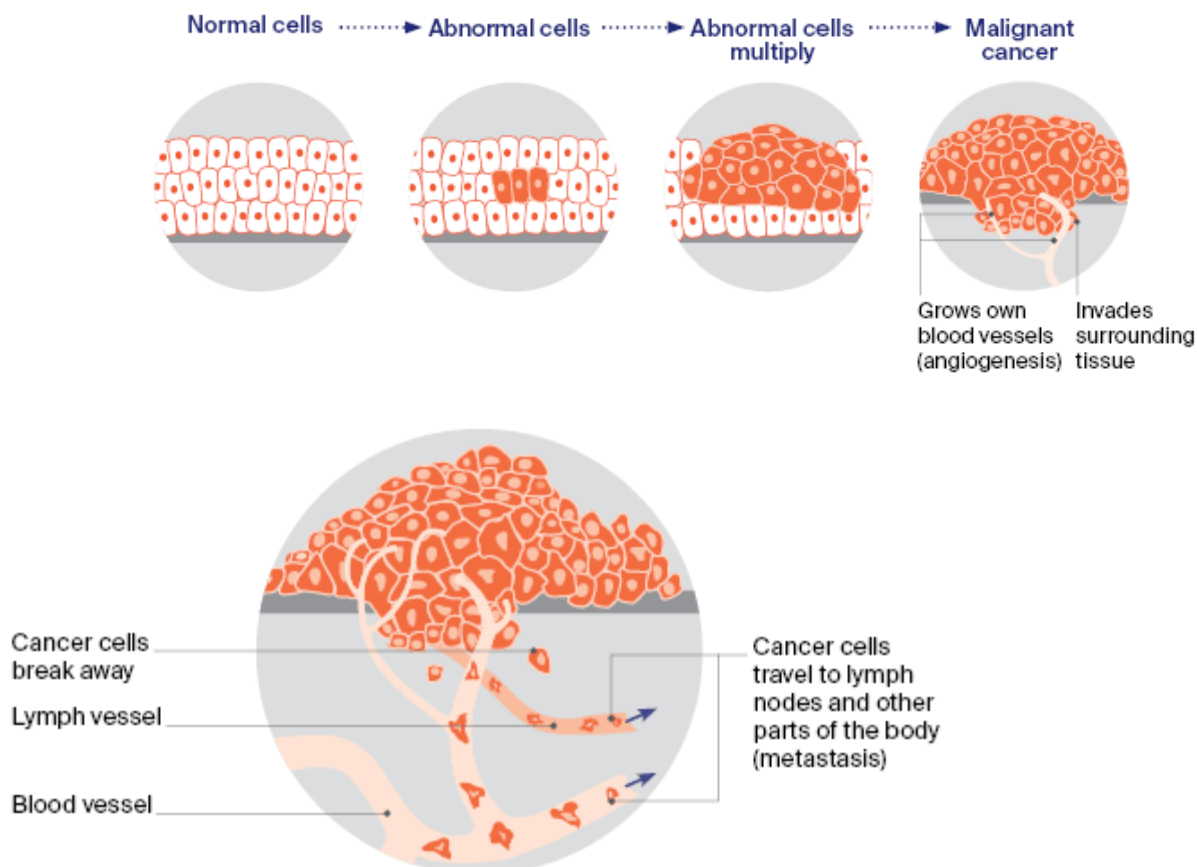


Figure I-2. Un aperçu d'un accélérateur linéaire [1].

Pour atteindre cet objectif, plusieurs techniques sont utilisées pour mieux déterminer les volumes cibles et les organes à risque, et optimiser la répartition des doses en tenant compte des mouvements du patient et des organes pendant le traitement. Parmi les techniques les plus importantes et les plus efficaces utilisées récemment figure la technique de radiothérapie conformationnelle tridimensionnelle (RC-3D). Après avoir donné une définition de la radiothérapie et de ses différentes techniques, ce chapitre aborde une explication et une clarification de la technique (RC-3D) comme technique utilisée dans ce travail.

## **I-2- Le Cancer**

Le cancer est un groupe complexe et diversifié de maladies caractérisées par la croissance incontrôlée et la propagation de cellules anormales dans le corps. Ces cellules anormales, connues sous le nom de cellules cancéreuses, peuvent former une masse ou une masse appelée tumeur. Contrairement aux cellules normales, les cellules cancéreuses ne suivent pas le cycle naturel de croissance, de division et de mort cellulaires. Au lieu de cela, ils continuent à se diviser et à s'accumuler, submergeant souvent les tissus sains voisins [2, 3].



**Figure I-3.** Développement et propagation de cellules cancéreuses [4].

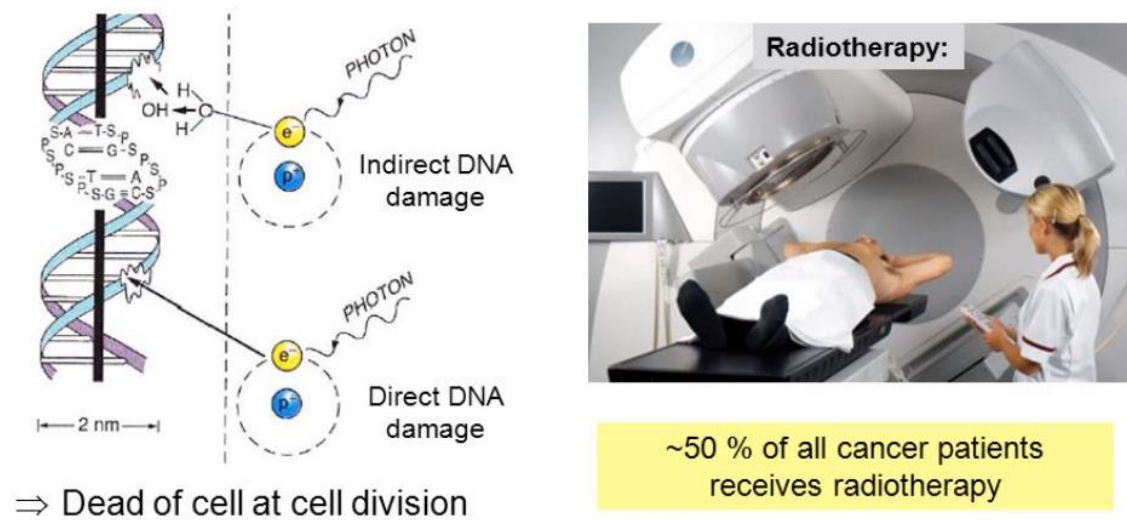
Le traitement du cancer varie considérablement et dépend de facteurs tels que le type et le stade du cancer, son emplacement et l'état de santé général du patient. Les traitements courants comprennent la chirurgie, la radiothérapie, la chimiothérapie, la thérapie ciblée, l'immunothérapie et l'hormonothérapie. Les plans de traitement sont souvent adaptés à chaque patient.

Le cancer demeure un défi majeur de santé publique dans le monde entier, et les efforts de recherche en cours visent à mieux comprendre ses causes sous-jacentes, à développer des traitements plus efficaces et, en fin de compte, à trouver des moyens de prévenir et de guérir ce groupe complexe de maladies [5].

### I-3-La Radiothérapie :

La radiothérapie est un traitement médical qui utilise des radiations à haute énergie pour cibler et détruire les cellules cancéreuses ou réduire les tumeurs. C'est l'une des principales modalités de traitement du cancer, utilisée seule ou en combinaison avec d'autres traitements comme la chirurgie et la chimiothérapie. La radiothérapie agit en endommageant l'ADN dans les cellules cancéreuses (voir la figure 1-4), en les empêchant de se multiplier et en les faisant mourir.

Damage to DNA by ionizing radiation:



**Figure I-4.** Tuerie des cellules cancéreuses par rayonnement ionisant [4].

Pendant la radiothérapie, une machine appelée accélérateur linéaire délivre un rayonnement ciblé avec précision à la zone touchée du corps. La radiation peut être administrée à l'extérieur (radiothérapie externe) ou à l'intérieur (curiethérapie). Le choix de la technique dépend du type, de l'emplacement et du stade du cancer traité.

La radiothérapie est généralement administrée en plusieurs séances appelées fractions sur une période de plusieurs semaines ou mois. Le plan de traitement est soigneusement conçu par une équipe de radio-oncologues, de physiciens médicaux et de dosimétristes, en tenant compte de facteurs tels que le type et le stade du cancer, la taille et l'emplacement de la tumeur et l'état de santé général du patient [6, 7, 8, 9].

## I-4-Objectifs de la radiothérapie :

La radiothérapie peut être utilisée à différentes fins, notamment :

**I-4-1-Traitement curatif :** (*en anglais Curative traitement*) La radiothérapie peut être utilisée dans le but de guérir le cancer. Il est souvent utilisé comme traitement principal pour les tumeurs localisées ou dans le cadre d'une approche multimodale, comme sa combinaison avec la chirurgie ou la chimiothérapie [10, 11].

**I-4-2-Traitement palliatif :** (*en anglais Palliatif traitement*) Dans les cas de cancer avancé ou métastatique, la radiothérapie peut être utilisée pour soulager les symptômes et améliorer la qualité de vie. Il peut aider à soulager la douleur, réduire la taille de la tumeur, contrôler les saignements ou soulager d'autres symptômes liés au cancer [12, 13].

**I-4-3-Traitement adjuvant :** (*en anglais Adjuvant traitement*) Après la chirurgie pour enlever une tumeur, la radiothérapie peut être administrée à la région environnante pour détruire toutes les cellules cancéreuses restantes et réduire le risque de récurrence [14, 15].

**I-4-4-Traitement néoadjuvant :** (*en anglais Neoadjuvant traitement*) Dans certains cas, la radiothérapie peut être utilisée avant la chirurgie ou d'autres traitements pour réduire les tumeurs et les rendre plus opérables ou pour améliorer l'efficacité des thérapies ultérieures [16].

La radiothérapie est soigneusement planifiée et administrée par une équipe de professionnels de la santé spécialisés en radio-oncologie. Le traitement est personnalisé pour chaque patient, en tenant compte des caractéristiques spécifiques de leur cancer et de leur état de santé général. Une surveillance et un suivi étroits sont importants pour évaluer la réponse au traitement et gérer les effets secondaires.

## I-5- Les techniques de la radiothérapie.

Il existe plusieurs techniques utilisées en radiothérapie pour administrer des radiations aux cellules cancéreuses. Voici quelques techniques de radiothérapie courantes :

**I-5-1- Radiothérapie externe :** (en anglais External Beam Radiation Therapy (**EBRT**)) [17]: Cette technique consiste à diriger les faisceaux de rayonnement d'une machine à l'extérieur du corps vers la tumeur. Différents types de machines, telles que des accélérateurs linéaires ou des systèmes de protonthérapie, peuvent être utilisés pour délivrer le rayonnement. L'EBRT peut être classée en différentes techniques :

**I-5-1-1-Radiothérapie conformationnelle tridimensionnelle :** (en anglais Three-Dimensional Conformal Radiation Therapy (**3D-CRT**)): Cette technique utilise la technologie d'imagerie, telle que la tomodensitométrie, pour créer une carte tridimensionnelle de la tumeur. Les faisceaux de rayonnement sont façonnés et dirigés sous plusieurs angles pour correspondre à la forme de la tumeur, minimisant ainsi les dommages aux tissus sains environnants [18, 19].

**I-5-1-2- Radiothérapie avec modulation d'intensité :** (en anglais Intensity-Modulated Radiation Therapy (**IMRT**)) : La RCMI (IMRT) permet une administration encore plus précise de la radiation. Il utilise des accélérateurs linéaires contrôlés par ordinateur pour faire varier l'intensité des faisceaux de rayonnement, délivrant des doses plus élevées à la tumeur tout en réduisant davantage l'exposition aux tissus sains voisins [20].

**I-5-1-3- Radiothérapie guidée par image :** (en anglais Image-Guided Radiation Therapy (**IGRT**)): IGRT implique l'utilisation de techniques d'imagerie, telles que la tomodensitométrie, l'IRM ou la TEP, avant ou pendant le traitement pour vérifier la position de la tumeur. Cela permet d'assurer un ciblage précis des rayonnements [21, 22].

**I-5-1-4- Radiochirurgie stéréotaxique et radiothérapie stéréotaxique corporelle :** (en anglais Stereotactic Radiosurgery (**SRS**) et Stereotactic Body Radiation Therapy (**SBRT**)) Ces techniques délivrent un rayonnement hautement ciblé et à forte dose à de petites cibles, telles que les tumeurs cérébrales (SRS) ou les tumeurs dans le corps (SBRT). Ils impliquent un positionnement précis et l'immobilisation du patient, et le traitement est généralement complété en quelques séances [23, 24].

**I-5-1-5- Thérapie à l'arc modulée volumétrique :** (en anglais Volumetric Modulated Arc Therapy (**VMAT**)) : VMAT est une technique qui combine des éléments de RCMI et de livraison rotationnelle. Il utilise un portique rotatif pour délivrer le rayonnement en arc de cercle autour

du patient, tout en faisant varier simultanément l'intensité et la forme du rayonnement. VMAT offre une administration efficace et précise du traitement, réduisant le temps de traitement et améliorant la conformité de la dose par rapport à la RCMI conventionnelle [25, 26].

**I-5-1-6- Radiothérapie adaptative :** (en anglais Adaptive Radiation Therapy (**ART**)) La **PMA (ART)** consiste à apporter des ajustements au plan de traitement au cours du traitement en fonction des changements anatomiques du patient. Il intègre l'imagerie, telle que la tomodensitométrie ou l'IRM, acquise pendant le traitement pour évaluer la réponse tumorale et adapter la dose de rayonnement en conséquence. Le TAR permet de s'assurer que le traitement demeure précis et efficace tout au long du traitement [27].

**I-5-1-7- Curiethérapie :** (en anglais Curietherapy) consiste à placer des sources radioactives directement à l'intérieur ou à proximité de la tumeur. Elle peut être permanente ou temporaire. Dans la curiethérapie permanente, de petits grains ou sources radioactifs sont implantés de façon permanente, tandis que dans la curiethérapie temporaire, les sources sont placées temporairement puis retirées. Cette technique permet d'administrer une forte dose de rayonnement à une zone spécifique tout en épargnant les tissus sains voisins. La curiethérapie est couramment utilisée comme traitement efficace pour le cancer du col de l'utérus, de la prostate, du sein et de la peau et peut également être utilisée pour traiter les tumeurs dans de nombreux autres sites du corps [28]

**I-5-2- Protonthérapie :** (en anglais Proton therapy) utilise des protons, au lieu de rayons X ou de photons, pour délivrer des radiations à la tumeur. Les protons ont des propriétés physiques uniques qui permettent un ciblage précis de la tumeur tout en minimisant l'exposition aux rayonnements des tissus environnants. Il est particulièrement utile pour traiter les tumeurs à proximité de structures critiques ou chez les patients pédiatriques [29].

**I-5-3- Radioisotope thérapie :** (en anglais Radioisotope Therapy ) implique l'administration systémique de substances radioactives, telles que l'iode-131 ou le samarium-153, qui sont absorbées par des cellules ou des tissus cancéreux spécifiques. Ces substances radioactives émettent des radiations, tuant sélectivement les cellules cancéreuses [30, 31, 32].

Chaque technique a ses propres avantages et applications, et le choix de la technique de radiothérapie appropriée dépend de divers facteurs, notamment le type et l'emplacement de

la tumeur, le stade du cancer, la santé globale du patient et la disponibilité d'équipements et d'expertise spécifiques au centre de traitement. L'équipe d'oncologie déterminera la technique la plus appropriée en fonction des circonstances individuelles.

## **I-6- Description de la radiothérapie conformationnelle tridimensionnelle (3D-CRT)**

La radiothérapie conformationnelle tridimensionnelle (3D-CRT) est une technique médicale sophistiquée utilisée en radio-oncologie pour traiter le cancer. C'est une amélioration par rapport à la radiothérapie bidimensionnelle traditionnelle (2D-RT) car elle permet un ciblage plus précis et efficace des tumeurs cancéreuses tout en épargnant les tissus sains voisins. Voici une description détaillée de 3D-CRT [18, 19, 33] :

**I-6-1-Planification et imagerie :** Le processus commence par une évaluation approfondie des antécédents médicaux du patient, y compris des études d'imagerie telles que la tomodensitométrie (tomodensitométrie), l'IRM (imagerie par résonance magnétique) et la TEP (tomographie par émission de positrons). Ces images aident les oncologues à localiser précisément la tumeur et à comprendre sa taille et sa forme.

**I-6-2-Planification du traitement :** À l'aide d'un logiciel informatique de pointe, les radio-oncologues créent un plan de traitement détaillé. Ils définissent les limites de la tumeur et identifient les structures critiques telles que les organes à risque (OAR), qui doivent être protégés de l'exposition aux rayonnements. L'objectif est de maximiser l'administration de radiations à la tumeur tout en minimisant l'exposition aux tissus sains.

**I-6-3-Calcul de la dose :** Une fois la tumeur et les structures critiques définies, le logiciel informatique calcule la dose de rayonnement optimale à administrer. Ceci est basé sur des facteurs tels que le type de tumeur, la taille, l'emplacement et la santé globale du patient. La dose est généralement divisée en plusieurs fractions pour minimiser les effets secondaires.

**I-6-4-Angles de faisceau personnalisés :** 3D-CRT implique l'utilisation de plusieurs faisceaux de rayonnement, chacun avec un angle d'entrée spécifique dans le corps. Ces angles sont calculés avec précision pour se croiser au niveau de la tumeur tout en évitant autant que possible les structures critiques. Le logiciel informatique aide à déterminer ces angles.

**I-6-5-Collimateurs multilames (MLC) :** Les MLC sont des dispositifs au sein de l'appareil de radiothérapie qui peuvent façonner et moduler les faisceaux de rayonnement. Ils se déplacent en temps réel pour bloquer ou laisser passer le rayonnement, conformant le faisceau à la forme de la tumeur. Cela permet un ciblage encore plus précis.

**I-6-6-Radiothérapie guidée par l'image (IGRT) :** Pendant le traitement, des techniques d'imagerie telles que la tomодensitométrie à faisceau conique ou les rayons X sont souvent utilisées pour s'assurer que la tumeur est dans la bonne position. S'il y a des écarts, des ajustements peuvent être effectués en temps réel pour assurer une livraison précise du traitement.

**I-6-7-Prestation du traitement :** Le patient est allongé sur une table de traitement, généralement dans la même position que lors de l'analyse de simulation. L'appareil de radiothérapie est soigneusement positionné et le traitement est administré selon les faisceaux et les doses pré-planifiés. Le patient doit rester immobile pendant le traitement pour assurer la précision.

**I-6-8-Assurance de la qualité :** Des mesures strictes d'assurance de la qualité sont en place pour vérifier que l'équipement de traitement fonctionne correctement et que la dose prescrite est administrée avec exactitude.

**I-6-9-Surveillance et suivi :** Après le traitement, les patients sont étroitement surveillés pour tout effet secondaire, et leurs progrès sont suivis par des rendez-vous de suivi réguliers et des études d'imagerie. Des ajustements au plan de traitement peuvent être apportés si nécessaire.

La 3D-CRT offre plusieurs avantages par rapport à la 2D-RT conventionnelle, notamment une exposition réduite aux rayonnements des tissus sains, une dose tumorale accrue et une précision de traitement améliorée. Cette précision conduit souvent à de meilleurs taux de contrôle du cancer et à une réduction des effets secondaires, améliorant ainsi la qualité de vie globale des patients cancéreux subissant une radiothérapie.

**Tableau I-1. Classification de la Théorie conformationnelle selon la méthodologie et les outils associés à chaque étape de la procédure [34].**

	Level 1 Basic CRT	Level 2 3-D CRT	Level 3 Advanced 3-D CRT
<b>1. Patient data acquisition</b>			
Immobilization	Desirable	Customized to the patient	Customized to the patient
Imaging system	Localization films, few CT slices optional	Thin adjacent CT slices, MR optional	Co-registered CT with MR or PET
Anatomical data			
Reference marks for setup	Height above table and skin marks	External markers or frame	Implanted markers or frame
Critical organs	Contour individual slices	3-D segmentation	3-D segmentation
Inhomogeneities	Optional	Contouring every slice or voxel based correction	Voxel based correction
Gross tumour volume (GTV)	May not be formally defined	Contouring every slice	3-D segmentation
Clinical target volume (CTV)	May not be formally defined	Grown from GTV using auto-margin growing	Margin growing from GTV + functional imaging
Internal target volume (ITV)	May not be formally defined	Based on standard decision rules	4-D CT data to define ITV customized to patient
<b>2. Beam definition</b>			
Accounting for beam setting uncertainty	Margins are not customized	3-D margins based on audit of setup errors	Image guidance
Type of radiation and beam modifiers	Photons or electrons ± wedge filters	Photons, wedges, field in field, compensators	Photons + IMRT
Beam incidence	Coplanar beams	Several (including non-coplanar) beams	Multiple non-coplanar beams or arcs
Isocentre	SSD or SAD technique	SAD technique (auto centred on target)	SAD technique (auto centred on target)
Beam limiting device	Non-customized shielding blocks	Customized blocks or MLC	MLC or mini MLC
PTV – CTV margin	Shape drawn on simulation films	Protocol margins based on audit	Individual margin based on e.g. 4-D CT
<b>3. Dose calculation and optimization</b>			
Calculation model	1-D or 2-D (slice) ± inhomogeneity	2-D or 3-D with inhomogeneity	3-D or 4-D with inhomogeneity
Evaluation of treatment plans	Isodoses on central slice or several slices	Isodoses viewed in 3-D on computer + DVH	3-D isodose surface + DVH, TCP, NTCP
Treatment plan optimization	Successive trials + visual appreciation	Successive trials + simple optimisation	Inverse planning
<b>4. Treatment verification and execution</b>			
Verification simulation	Normal practice	Useful	Replaced by IGRT on treatment machine
Immobilization (see above)	Desirable	Customized to the patient	Individual cast or stereotactic frame
Aids for positioning	Lasers + light field	Isocentre lasers	Lasers or frameless stereotaxy
Patient positioning	Height above couch + skin marks	Move from anatomical reference or stereotaxy	Daily image guidance
Verification reference image	Simulation film	DRR	CT data compared to cone beam CT
Record and verify system	Desirable	Essential but network is optional	Essential including network transfer
In vivo measurements	Desirable	TLD or diodes recommended	TLD or diodes or EPID transit dosimetry

## I-7-Contrôle qualité du patient en 3D-CRT

Le contrôle de la qualité du patient en 3D-CRT consiste à s'assurer que le traitement est administré comme prévu et que le patient reçoit la bonne dose de rayonnement. Cela peut être fait par diverses méthodes, telles que l'imagerie du patient avant et pendant le traitement pour s'assurer que la tumeur est au bon endroit et que le rayonnement est délivré à la bonne zone. Le contrôle de la qualité peut également impliquer la surveillance de la dose de rayonnement reçue par le patient pour s'assurer qu'elle se situe dans les limites de sécurité.

Le contrôle qualité du patient en 3D-CRT implique les étapes suivantes :

**I-7-1-Vérification de la position :** Le patient est positionné de la même manière pour chaque séance de traitement afin de s'assurer que la tumeur est au bon endroit.

**I-7-2-Vérification de l'imagerie :** L'imagerie est effectuée avant ou pendant chaque séance de traitement pour s'assurer que la tumeur est au bon endroit et que le rayonnement est délivré à la bonne zone.

**I-7-3-Vérification de la dose :** La dose de rayonnement reçue par le patient est surveillée pour s'assurer qu'elle se situe dans les limites sécuritaires.

Dans l'ensemble, la planification du traitement et le contrôle de la qualité du patient en CRT 3D sont essentiels pour s'assurer que la radiothérapie est administrée de manière sûre et efficace.

## I-8- Conclusion

Dans ce chapitre introductif, nous avons présenté des définitions et des concepts importants qui devaient être brièvement énumérés, tels que le cancer et la radiothérapie, ainsi que les différentes méthodes et objectifs de ce type de traitement, ce qui a conduit à fournir une définition détaillée de l'un des domaines importants et méthodes répandues, ce qui est radiothérapie conformationnelle tridimensionnelle (3D-CRT), que nous avons appliqué à différents cas de patients atteints de différents types de cancer. Le chapitre suivant passera en revue les méthodes et outils adoptées dans cette étude.



# Chapitre III : Résultats et discussion

## II-1- Introduction

Dans le chapitre précédent, nous avons présenté le principe de réalisation de traitements en 3D et les principaux outils nécessaires pour réaliser le CQ prétraitement pour cette technique. Le présent chapitre a été consacré à la présentation de tous les outils et la description des méthodes utilisées au cours de la réalisation du présent travail. Ce travail a été réalisé dans le Service de Radiothérapie de L'hôpital CAC El Oued. Nous allons détailler les caractéristiques des outils utilisés (Linac, Dosisoft, système iViewGT™, TPS, Logiciels d'acquisition et d'analyse des données). Et présentons la procédure utilisée pour la réalisation du CQ prétraitement afin de vérifier les plans de traitement calculés sur Monaco.

## II-2- Matériels utilisés

### II-2-1- L'accélérateur linéaire Elekta Infinity

Les mesures que nous avons réalisées sont faites sur un Linac Elekta Infinity (Figure III.1) avec deux énergies de photons 6MV et 10MV et 18MV et 6 énergies électrons allant de 6 à 18MeV. Les RX produits de 6 MV ont une énergie moyenne d'environ 1,5 MeV et les RX de 18 MV ont une énergie moyenne d'environ 3,5 MeV. Cet accélérateur est doté d'un collimateur multilames de type Agility 160 Lames.



**Figure II.1:** Linac Elekta Infinity de CAC EL-oued

### II-2-2- Description du système iViewGT™

Ceci est une description du système d'imagerie iViewGT™ et de l'équipement associé iViewGT™ installés dans les salles de traitement et les salles de contrôle.

Vous pouvez utiliser le logiciel iViewGT™ et le panneau de détection MV pour acquérir des images de terrain. Vous pouvez ensuite utiliser ces images pour vous assurer que le champ de rayonnement est dans la bonne position par rapport à la zone cible.

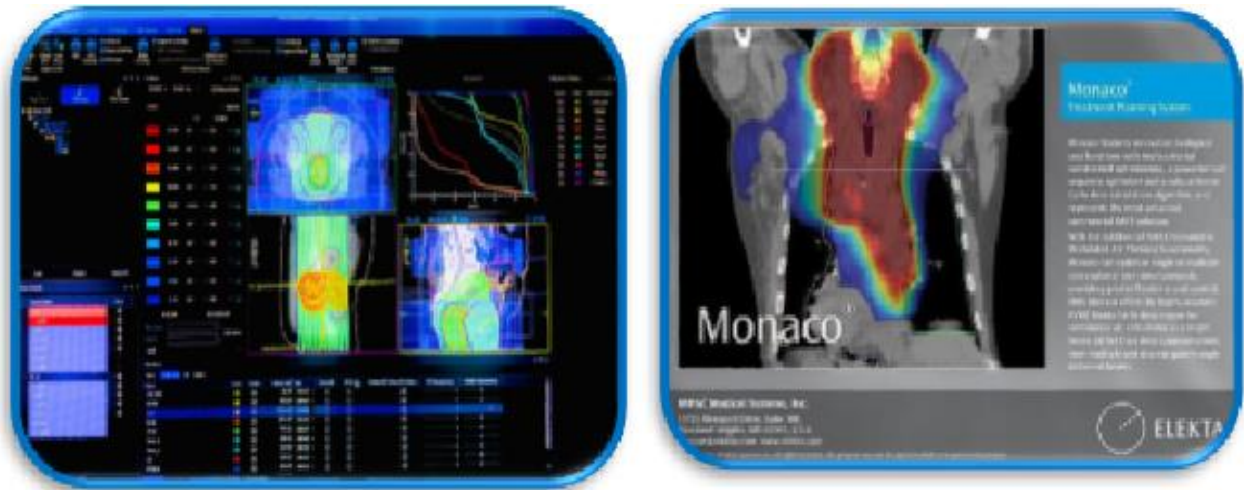
La salle de traitement comprend le panneau détecteur MV et la télécommande iViewGT™, qui font partie intégrante de l'appareil iViewGT™. Le panneau de détection MT est situé en face du portique accélérateur numérique sur le tambour du portique (voir **Figure II.2**). Vous devez déployer le panneau de détection MV à l'aide de la télécommande iViewGT™ pour acquérir des images MV. Ouvrez et ajustez la position du panneau de détection MV à l'aide de la télécommande iViewGT™. [35]



**Figure II.2 :** Accélérateur numérique équipé d'un iViewGT.

### **II-2-3- Le système de planification de traitement (TPS Monaco)**

CAC El Oued dispose du système de planification de traitement (TPS) Monaco® version 5.51.10 il est utilisé pour élaborer des plans de traitement pour les patients cancéreux traités par la radiothérapie. Ce système est surtout dédié pour les traitements avec la 3D.



**Figure II.3:** L'interface de TPS Monaco

Les activités principales de Monaco comprennent :

- CT Simulation - Contournage, Création de Plan, Manipulation de Faisceau.
- Fusion - Enregistrement manuel et automatique d'images CT, IRM, PET.
- Planification en 3D.
- Évaluation du plan et comparaison.
- Création, calcul et exportation du plan d'assurance qualité en 3D.

On a utilisé ce système pour la Planification de plans de traitement et la création, le calcul et l'exportation du plan d'assurance qualité en 3D.

#### **II-2-4- Définition générale de EPIbeam par Dosisoft**

Avant d'administrer le traitement au patient, EPIbeam, développé par DOSIsoft et couplé à l'EPID (appareil électronique d'imagerie à portail), a pour objectif de confirmer la délivrance réelle de la dose prévue par l'équipement de traitement. Ce logiciel viendra compléter les contrôles réglementaires qualité-sécurité déjà effectués sur les accélérateurs d'électrons, permettant ainsi aux patients de recevoir des traitements de haute précision grâce à une technologie de pointe.

"En plus d'autres technologies de contrôle qualité (fantômes, détecteurs, etc.), EPIbeam est une solution de vérification automatique et indépendante du prétraitement compatible avec

tous les accélérateurs médicaux linéaires et prenant en charge toutes les modalités de traitement actuelles, notamment les faisceaux IMRT, VMAT, SBRT et FFF, " déclare Marc Uszynski, directeur général de DOSIsoft.

Il compare automatiquement la dose délivrée à la dose planifiée calculée par le TPS. Il garantit une administration correcte de la dose, le bon fonctionnement du MLC et de la machine, ainsi que l'intégrité de la transmission des données avant que la première fraction du traitement ne soit administrée au patient.

Cela réduit considérablement le temps consacré à l'inspection des faisceaux par rapport aux méthodes basées sur des modèles, rendant désormais possibles des inspections systématiques de prétraitement. L'image est présentée dans la (Figure II.4). [36]

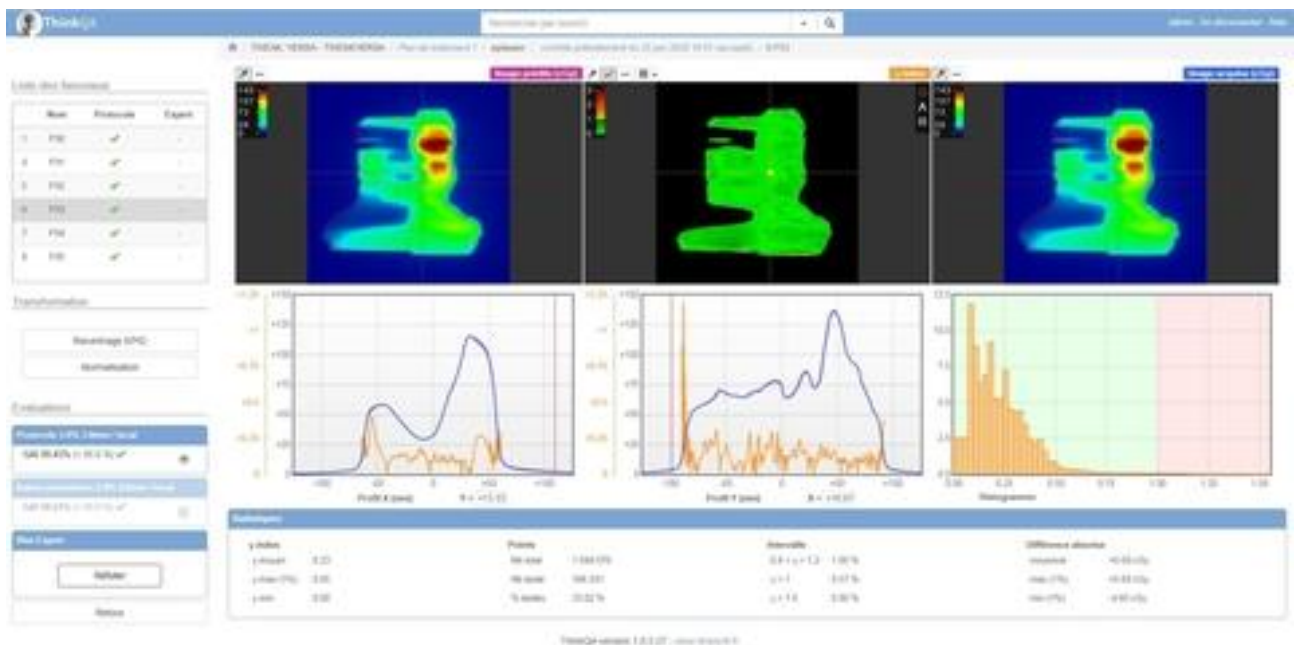


Figure II.4: L'interface de EPIbeam (Dosisoft)

### II-3- Méthodologie de travail

Avant d'utiliser le 3D pour un traitement, il est nécessaire d'établir un protocole comprenant les différentes phases du processus du traitement, c'est-à-dire l'acquisition de données anatomiques, le choix de technique de traitement, la définition des faisceaux, le

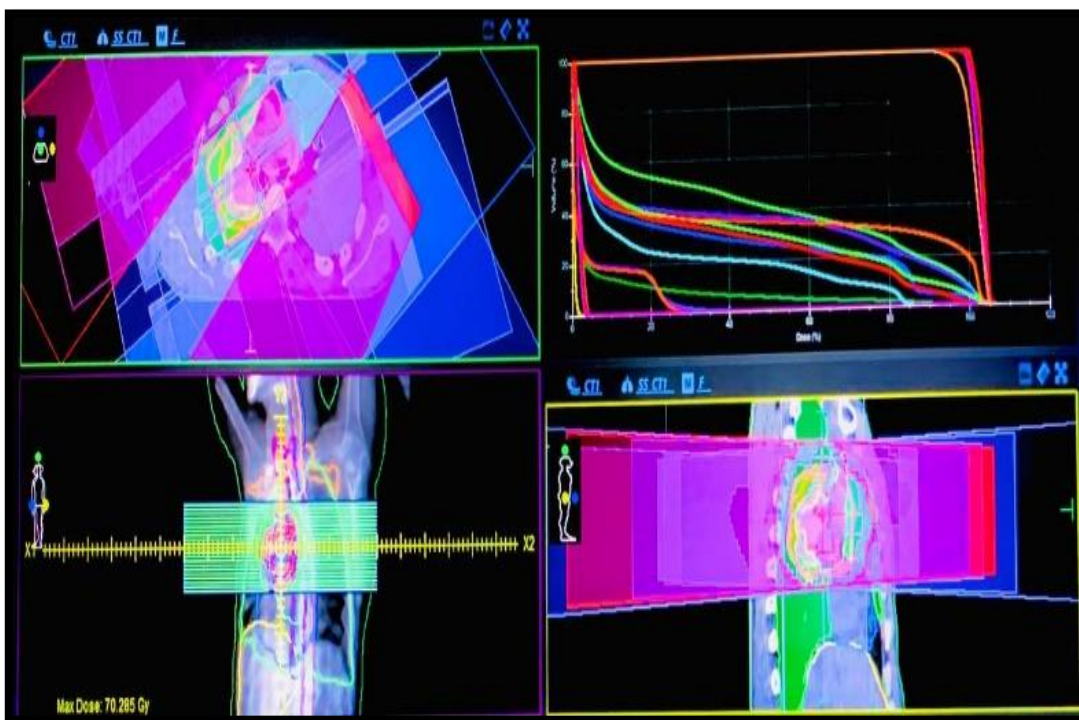
calcul et l'optimisation de la distribution de dose, l'exécution et le contrôle du traitement. Schématiquement, à chaque phase du processus du traitement les étapes indispensables à suivre sont :

### II-3-1-Realisation des plans de traitement 3D sur Monaco

#### II-3-1-1-Technique de traitement et définition des faisceaux

Pour notre étude nous avons choisi 7 patients atteints des cancers de (L'œsophage, Sein, Poumon, Hodgkin, Parotide, Prostate, col). Nous avons réalisé des plans de traitement avec les techniques La 3D sur le TPS Monaco. La préparation de la balistique commence en premier lieu par le choix de la technique (**Figure II.5**), il faut privilégier un nombre

Impair de faisceaux, dans ce travail de 2 à 8 faisceaux (Tableaux II.1) équirépartis, autour du patient.



**Figure II.5:** Contour du patient, de volumes cibles et des OARs pour un cancer de poumon avec Le modèle 3D dialogue.

**Tableaux II.1:** Les techniques utilisées et les faisceaux créés dans la réalisation de ce travail.

Patient	Pathologie	Technique	Angulations des faisceaux (°)							
1	L'œsophage	3D	295	120	207					
2	Sein	3D	317	140						
3	Poumon	3D	48	225	65	330	245	330	245	65
4	Hodgkin	3D	270	0	90	180	45	315	270	90
5	Parotide	3D	347	171	77.7					
6	Prostate	3D	270	0	90	180	270			
7	Col	3D	270	0	90	180				

### II-3-1-2- Plan de traitement en RC3Den général

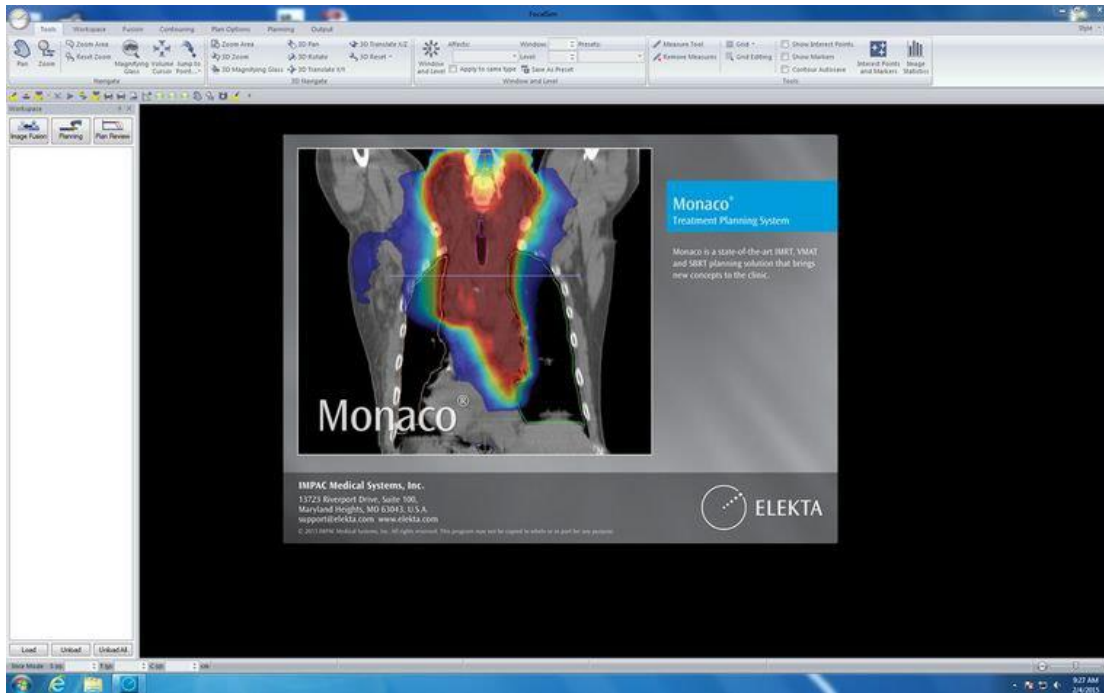
#### Exemple de la prostate

La radiothérapie conformationnelle 3D (RC3D) contient 4 étapes : la simulation par un scanner-simulateur, ensuite le contournage des volumes cible et les organes à risque (OAR), planification de traitement et mise en place des champs de traitement, et à la fin la mise en place du patient et le traitement.

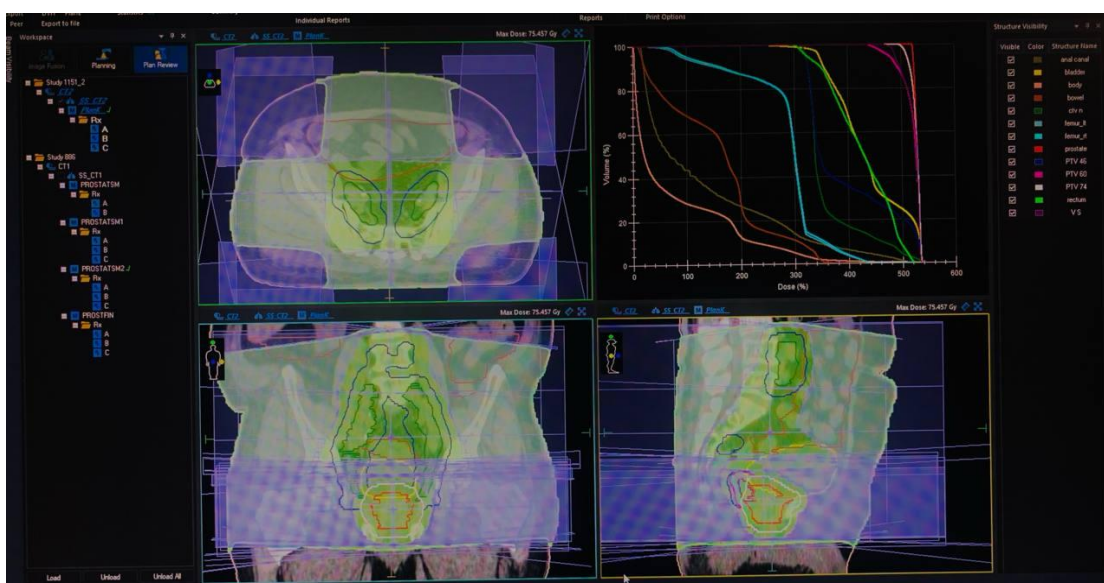
#### Les étapes de planification:

- a. Ouvrir un nouveau Monaco plan pour le patient
- b. Donner un nom pour le plan
- c. La technique (3D, IMRT, VMAT).
- d. Sélectionner le modèle rectum.
- e. Traitement orientation.
- f. Automatique conforme port (conforme PTV) la marge 0.7 et couché les MLC.
- g. Confirmer par OK

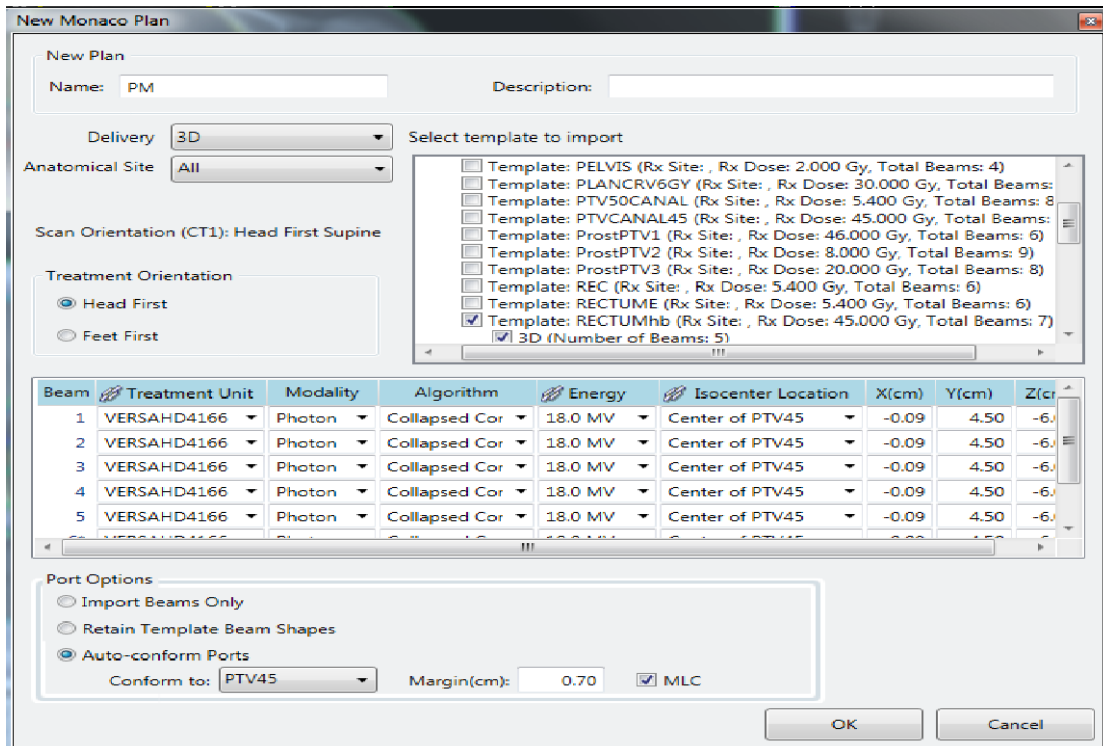
Connectez-vous au programme Monaco et enregistrez votre email et votre mot de passe comme indiqué sur la figure



On clique sur New Plan, on choisit le nom du patient, on clique sur ssct1, puis on clique à gauche et on clique sur New plan Monaco

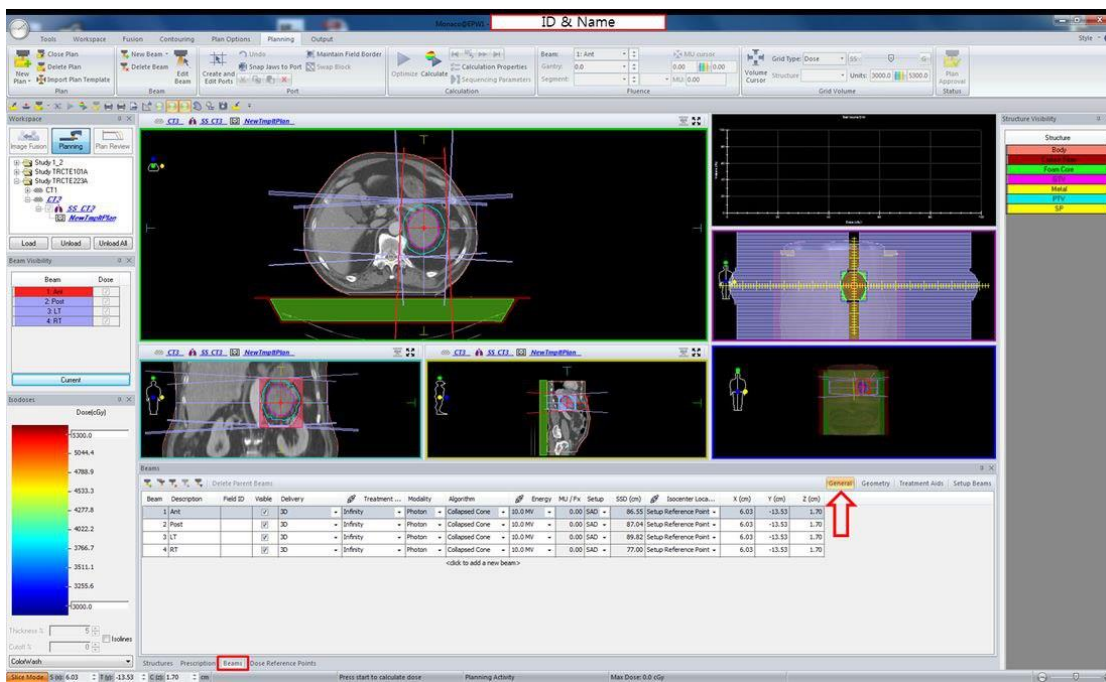


Une marge de **0.7 mm** autour du PTV45



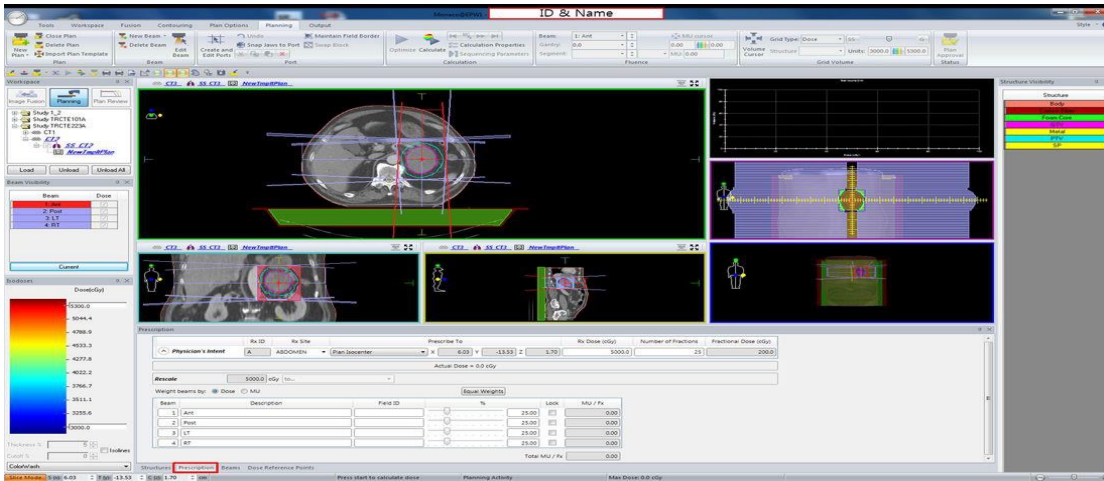
On clique sur Poutres ainsi que général. On règle l'angle en fonction des membres sains et dangereux.

Dans le cas encore de l'angle, on le nomme l'angle et la première valeur numérique et on clique sur Nouveau Faisceau. Le menu apparaît dans le sens opposé et dans celui-ci avec le sens après avoir saisi l'angle et les énergies selon chaque organe. Les proportions de la dose reçue par les organes de la tête sont 6MV, la dose reçue par les organes thoraciques est 10MV et la dose reçue par les organes pelviens. 18MV Nous allons au bureau d'ingénierie et trouvons tout enregistré



Nombre de fraction séances.

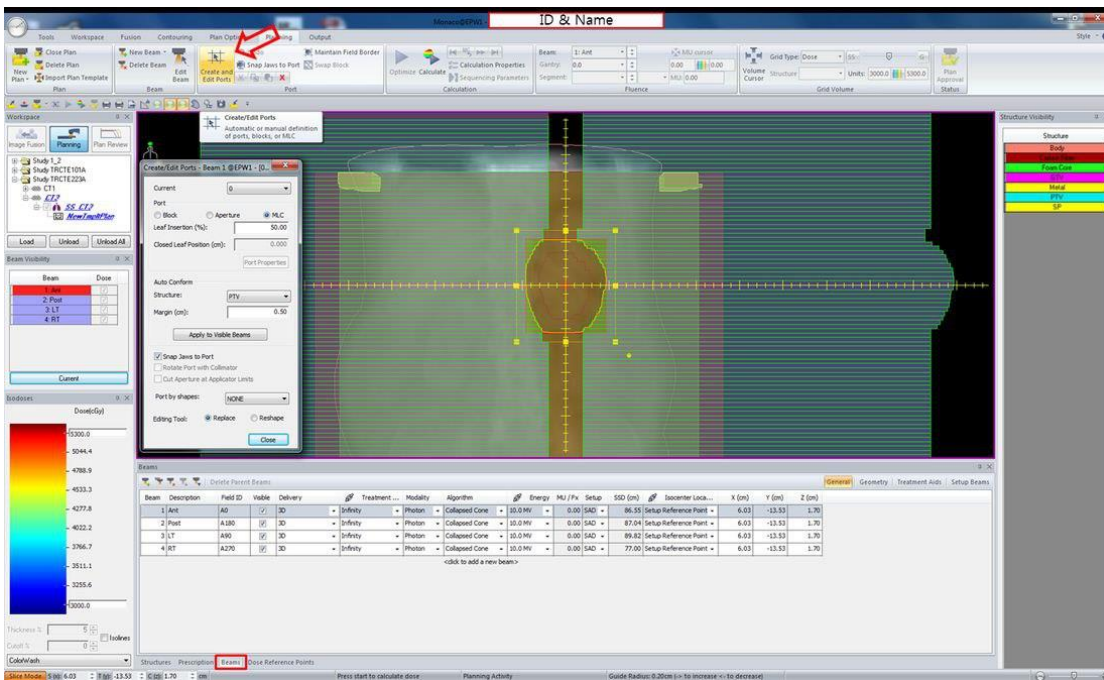
Exemple:



On clique sur tous les coins et on leur donne la même répartition, par exemple 4 coins, chaque coin 25%.

### Nous calculons la dose

La dose calculée n'était pas très supérieure à la dose donnée, nous fermerons les lames et les refermerons également sur les organes adjacents sains.



Après avoir fermé le code, on recalcul



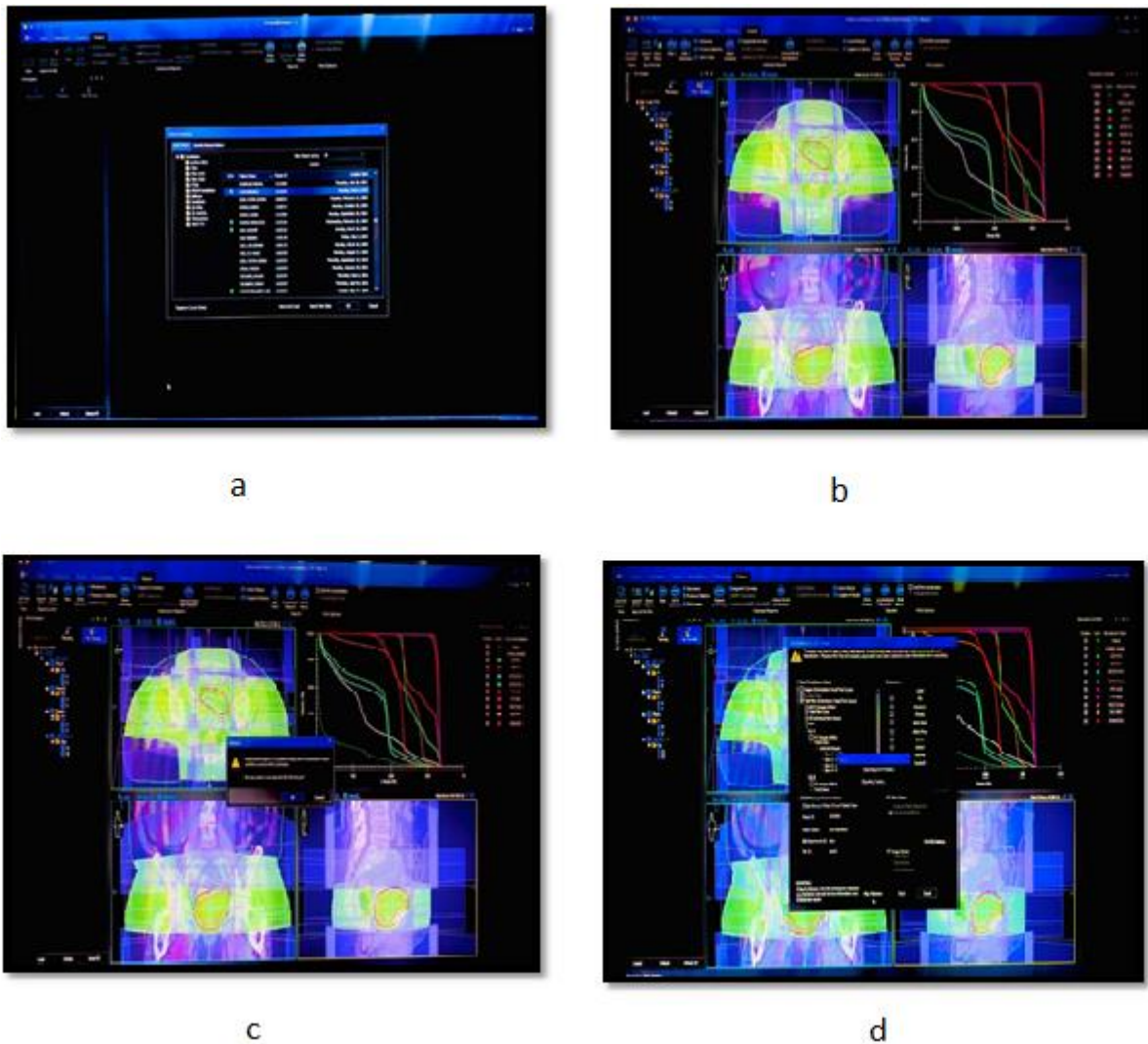


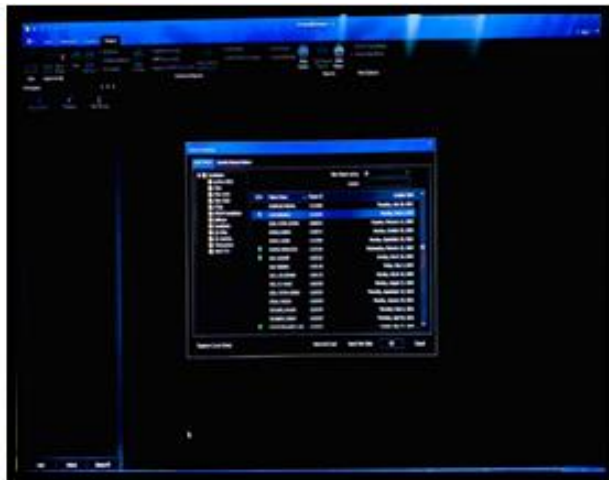
Figure II.7: Commentaire envoyer de Monaco à Dasisoft

### II-3-1-3-2- comment envoyer depuis Monaco vers MOSAIQ

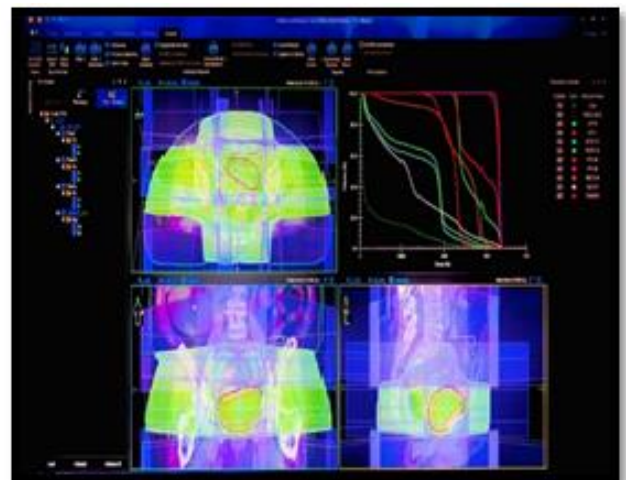
- Entrez dans le programme Monaco, cliquez sur le filtre, sélectionnez le patient et cliquez sur l'icône de sortie dans l'image (Image A)
- Une image illustrant le plan du patient comme dans (Image B)
- Puis on Clique sur le plan k ✓

Ensuite, on clique sur OK, comme indiqué (Image C)

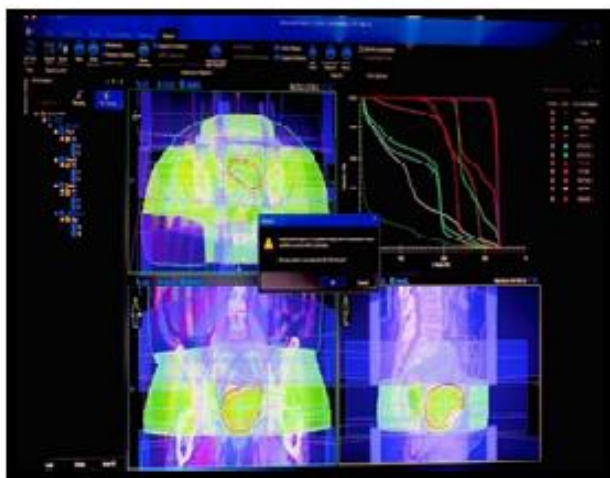
- Le menu apparaîtra, cliquez dessus ✓ sur Plan total et plan total Dose et All Individuel Beam Dose On va dans le menu Destination, sur met le ✓ sur MOSAIQ, puis sur clique sur Exportateur idem dans (Image D et E)



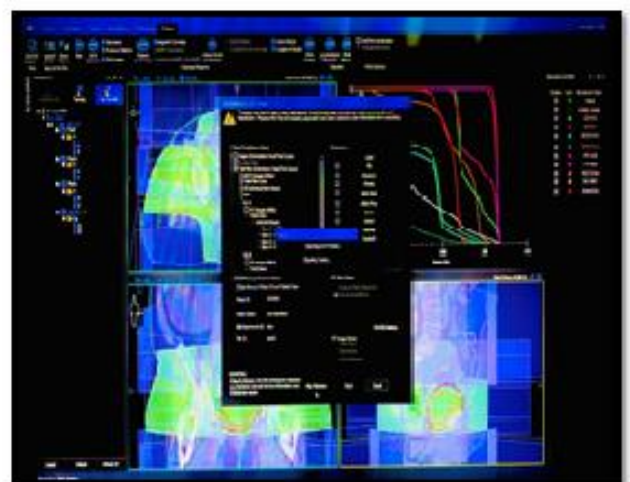
a



b



c



d

**Figure II.8:** Comment envoyer depuis Monaco vers Mosaic

### II-3-1-3-3-Transmission de MOSAIQ à l'accélérateur linéaire (Elekta Infinity) comme dans (Figure II.9)

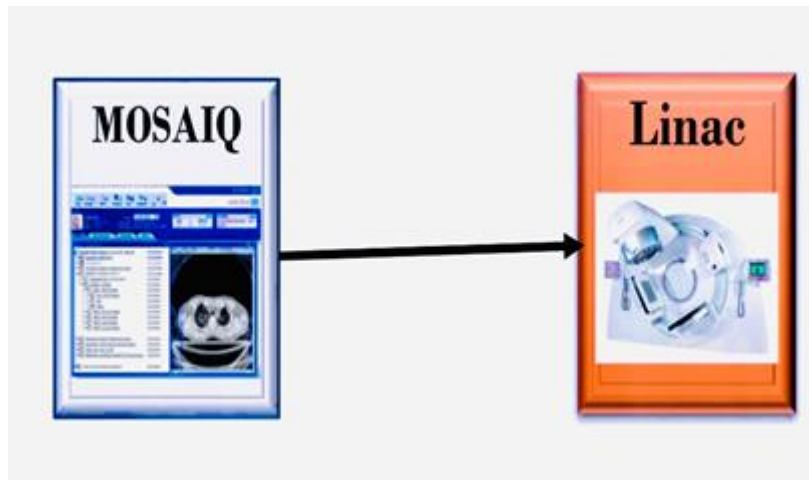


Figure II.9 : Transmission de la mosaïque au linac

### II-4- Réalisation des mesures de la dose pour les plans QA

La démarche suivie pour réaliser la vérification dosimétrique de la 3D s'effectue selon ces étapes :

Après avoir complété Monaco et soumis à Dosisoft et MOSAIQ, le voici :

En nous rendant dans la pièce où se trouve le revêtement de l'accélérateur (Elekta Infinity), nous avons sorti la table, sorti le détecteur, ouvert le système iViewGT™ et commencé à mesurer et à lire les images du canal d'acquisition iViewGT™ vers le système comme dans (Figure II.10)

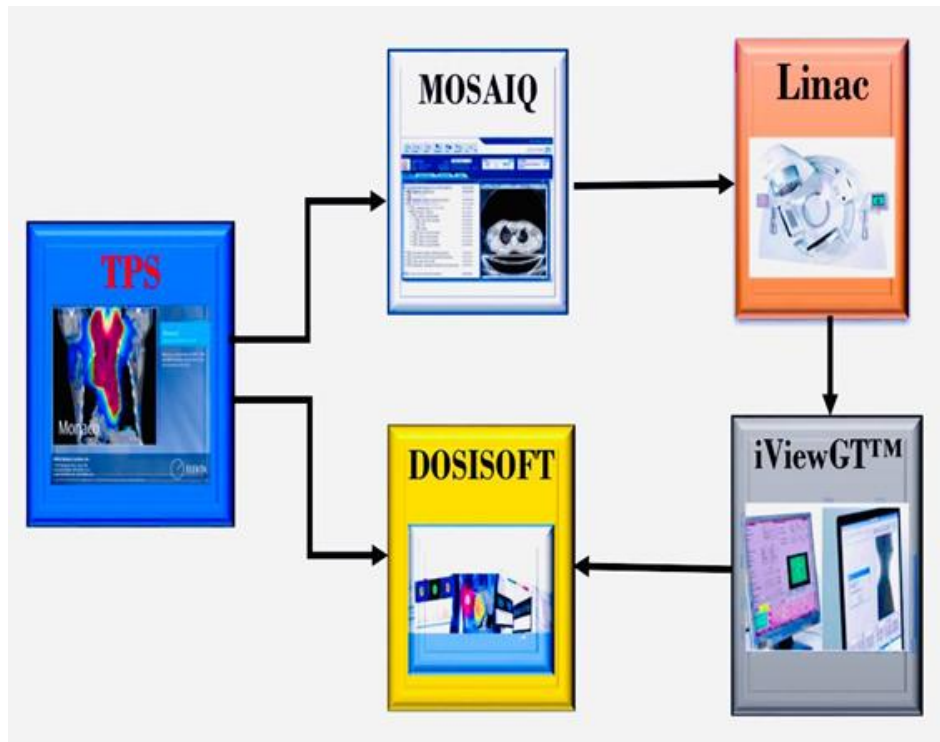


Figure II.10 : Matériels utilisés dans les travaux appliqués

### II-5- Méthode d'analyse et tolérance

Low a introduit le concept de l'indice gamma voir (II.10), qui permet de comparer deux distributions de dose, l'une étant considérée comme la distribution de référence  $D_r(x)$  et l'autre étant celle à évaluer  $D_e(x)$ . Une ellipse est définie, autour de chaque point  $(x_r, D_r)$ , appartenant à la distribution de référence. Les deux demi-axes de cette ellipse correspondent aux deux critères d'acceptabilité propres à l'indice gamma. Il s'agit respectivement de  $\Delta x_{\max}$  (en mm) qui définit l'écart de distance maximal acceptable et de  $\Delta D_{\max}$  (en %) qui décrit la différence de dose maximale acceptable

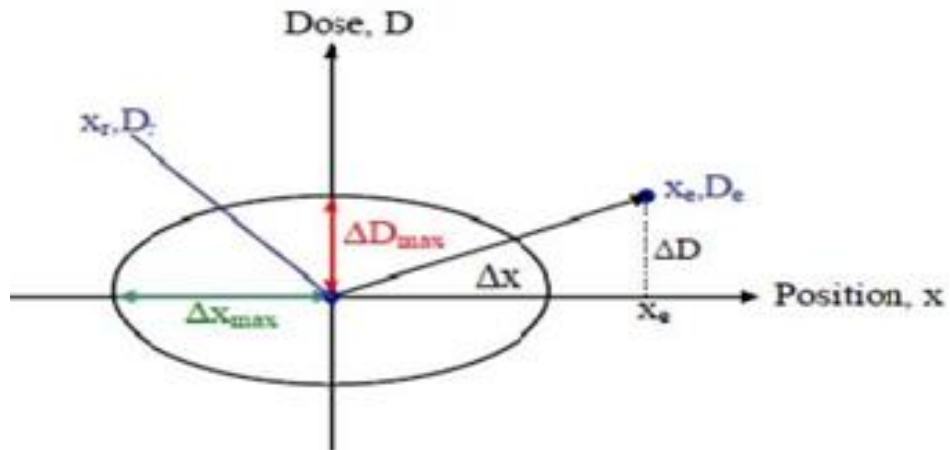


Figure III.11 : Représentation géométrique du concept de l'index gamma.

La comparaison dans ce travail se fait par la méthode de l'indice gamma.

Tableau II.4 : Les tolérances en dose et en distance utiliser pour le calcul du l'indice  $\gamma$

	Tolérances en dose (%)	Tolérances en distance (mm)
Méthode globale (à bras 0)	$\pm 2;3$	$\pm 2;3$
Méthode faisceau par faisceau (à bras 0)	$\pm 2;3$	$\pm 2;3$
Méthode globale (à bras variable)	$\pm 2;3$	$\pm 2;3$
Méthode faisceau par faisceau (à bras variable)	$\pm 2;3$	$\pm 2;3$

## II-6- conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté tous les outils et les méthodes utilisées au cours de la réalisation du présent travail, la présentation et à la discussion des différents résultats obtenus est présenté dans le chapitre III.



# Chapitre II : Méthodes et Matériels

### III-1- Introduction

Ce chapitre est consacré à la présentation et à la discussion des différents résultats obtenus, en commençant par une comparaison de dosimétrie utilisant la technologie RC3D, puis nous présenterons les résultats du contrôle qualité du prétraitement de cette maladie 7 en termes de comparaisons de doses absolues, ce qui est considéré une image qui combine les images attendues et acquises et l'analyse avec gamma à l'aide d'une rotation Linac.

### III-2- comparaison dosimétrique des plans de traitement

Nous avons réalisé des plans de traitement de 7 patients par technique de traitement (RC3D) dont patients atteignent d'un cancer de la prostate. L'œsophage et, Sein, Poumon, Hodgkin, Parotide, col. L'objectif était de Comparaison des doses entre la carte différence de dose absolue et la carte gamma technologie 3D de radiothérapie pour

#### III-2-1- cas de maladies

Nous avons choisi 7 cas de maladies différents, qui sont l'œsophage, le sein, poumon, hodgkin, parotide, prostate, col de l'utérus et le sein. Pour chaque maladie, nous discuterons de chaque Angulations des Faisceaux (°) seule, car le bras tourne autour du détecteur sortant de la machine à un angle, et nous l'envoyons iViewGT™ à Dosi Soft Evaluations Protocol 3.0% 3.0mm /global GAI (>95%), et le processus se fera pour tous les angles de la même manière.

#### III-2-1-1- Cas d'œsophage

Ce tableau résume le cas du patient n°1 atteint d'un cancer de l'œsophage, comme le montre le tableau ci-dessous

Informations de contrôle

Unité de traitement : Infinity

Energie : 10 MV

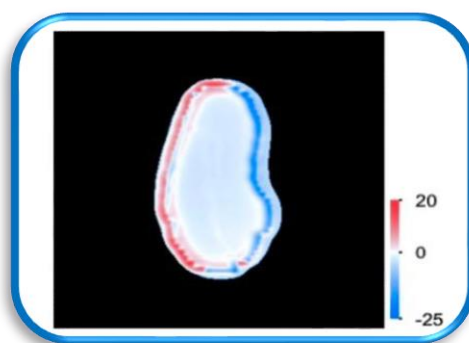
Protocole du contrôle : Gamma Index (3%/3mm) (>95.0%, 3.0%, 3.0mm / global) Statut global du contrôle : Accepté

**Tableaux III.1:** Résultats GAI relatifs à l'état d'un patient atteint d'un cancer de l'œsophage

#	Nom du faisceau	GAI	Protocole réussi /échoué	Visa expert
1	1	99.84 %	✓ conformé	-
2	2	100.00 %	✓ conforme	-
3	3	99.94 %	✓ conforme	-
<i>Tous les faisceaux</i>		99.93 %		

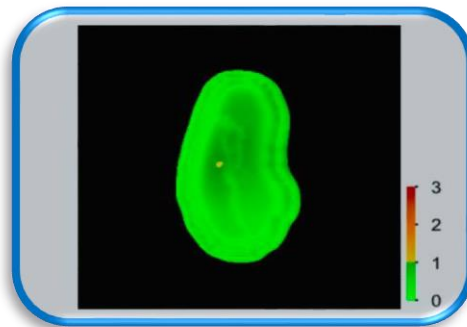
### III-2-1-1-1-cas de l'œsophage avec Angulations des faisceaux (295°)

Une image tirée du programme Dosisoft selon chaque n° Faisceau sous un angle (295°). L'image Comparaison des doses montre entre l'image prédite et l'image acquise comme sur (figureIII.1).



**Figure III .1 :** Carte de la différence de dose absolue pour l'état de l'œsophage dans des proportions angulaires 295°

Analyse de l'indice gamma avec un standard comme indiqué sur (FigureIII.2) 3 mm 3% pour comparer entre l'image rééditée et l'image Acquise, et elles ont été combinées en une seule image, qui est Comparaison des doses.



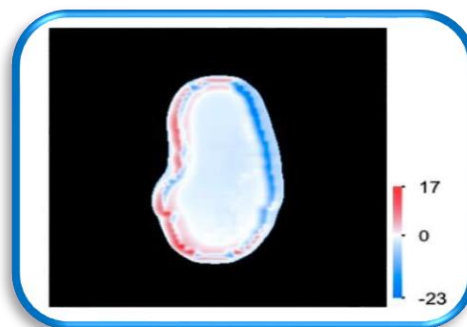
**Figure III .2 :** Analyse de l'indice gamma de l'état de l'œsophage sous un angle 295°

### Discussion

Nous constatons que le score GAI 99.84 (>95%) des points a augmenté et nous concluons que ces plans sont acceptables pour le traitement sur la machine.

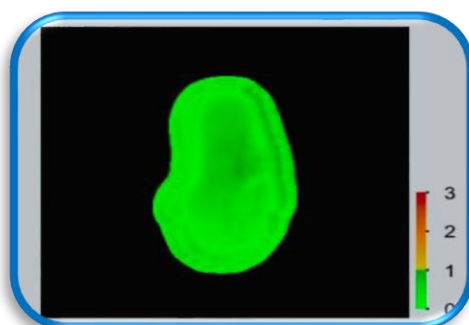
#### III-2-1-1-2-cas de l'œsophage avec Angulations des faisceaux (120°)

Une image tirée du programme Dosisoft selon chaque n° Faisceau sous un angle (120°). L'image Comparaison des doses montre entre l'image prédite et l'image acquise comme sur (figureIII.3).



**Figure III .3 :** Carte de la différence de dose absolue pour l'état de l'œsophage dans des proportions angulaires 120°

Analyse de l'indice gamma avec un standard comme indiqué sur (FigureIII.4) 3 mm 3% pour comparer entre l'image prédite et l'image Acquise, et elles ont été combinées en une seule image, qui est Comparaison des doses.



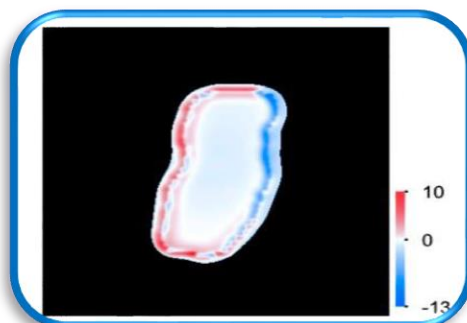
**Figure III .4 :** Analyse de l'indice gamma de l'état de l'oesophage sous un angle  $120^\circ$

### Discussion

Nous constatons que le score GAI 100(>95%) des points a augmenté et nous concluons que ces plans sont acceptables pour le traitement sur la machine.

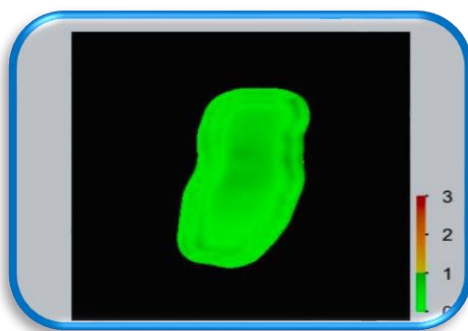
#### III-2-1-1-3-cas de l'oesophage avec Angulations des faisceaux ( $207^\circ$ )

Une image tirée du programme Dosisoft selon chaque n° Faisceau sous un angle ( $20^\circ$ ). L'image Comparaison des doses montre entre l'image prédite et l'image acquise comme sur (figureIII.5).



**Figure III .5 :** Carte de la différence de dose absolue pour l'état de l'oesophage dans des proportions angulaires  $207^\circ$

Analyse de l'indice gamma avec un standard comme indiqué sur (FigureIII.6) 3 mm 3% pour comparer entre l'image préditée et l'image Acquise, et elles ont été combinées en une seule image, qui est Comparaison des doses.



**Figure III .6 :** Analyse de l'indice gamma de l'état de l'œsophage sous un angle 207°

### Discussion

Nous constatons que le score GAI 99.94(>95%) des points a augmenté et nous concluons que ces plans sont acceptables pour le traitement sur la machine.

### III-2-1-2-cas de sien

Ce tableau résume le cas du patient n°2 atteint d'un cancer de sien, comme le montre le tableau ci-dessous

Informations de contrôle

Unité de traitement : Infinity

Energie : 6 MV

Protocole du contrôle : Gamma Index (3%/3mm) (>95.0%, 3.0%, 3.0mm / global)

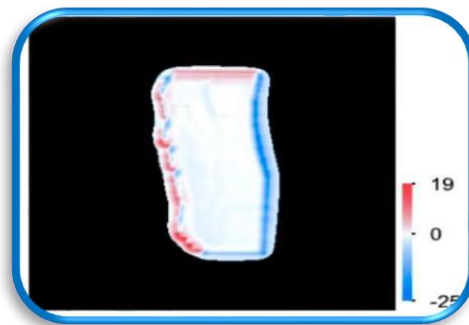
Statut global du contrôle : Accepté

**Tableaux III.2:** Résultats GAI relatifs à l'état d'un patient atteint d'un cancer de sien

#	Nom du faisceau	GAI	Protocole réussi / échoué	Visa expert
1	1	100.00 %	✓ conforme	-
2	2	100.00 %	✓ conforme	-
<i>Tous les faisceaux</i>		<i>100.00 %</i>		

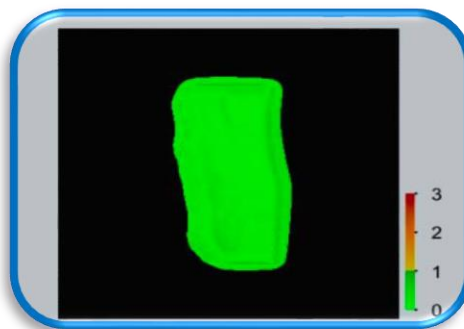
### III-2-1-2-1-cas de sien avec Angulations des faisceaux (317°)

Une image tirée du programme Dosisoft selon chaque n° Faisceau sous un angle (317°). L'image Comparaison des doses montre entre l'image prédite et l'image acquise comme sur (figureIII.7).



**Figure III .7 :** Carte de la différence de dose absolue pour l'état de sien dans des proportions angulaires 317°

Analyse de l'indice gamma avec un standard comme indiqué sur (FigureIII.3) 3 mm 3% pour comparer entre l'image prééditée et l'image Acquise, et elles ont été combinées en une seule image, qui est Comparaison des doses.



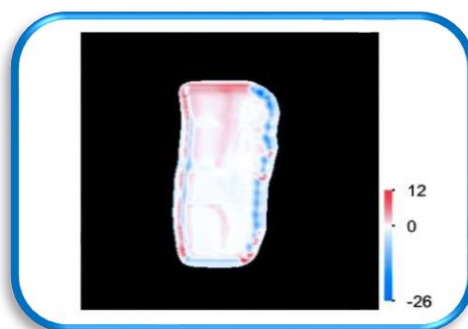
**Figure III .8 :** Analyse de l'indice gamma de l'état de sien sous un angle 317°

### Discussion

Nous constatons que le score GAI 100(>95%) des points a augmenté et nous concluons que ces plans sont acceptables pour le traitement sur la machine.

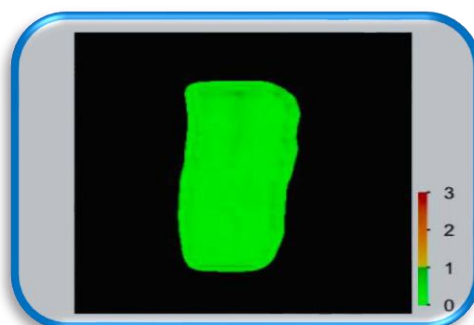
### III-2-1-2-2-cas de sien avec Angulations des faisceaux (140°)

Une image tirée du programme Dosisoft selon chaque n° Faisceau sous un angle (140°). L'image Comparaison des doses montre entre l'image prédite et l'image acquise comme sur (figureIII.9).



**Figure III .9 : Carte de la différence de dose absolue pour l'état de sien dans des proportions angulaires 140°**

Analyse de l'indice gamma avec un standard comme indiqué sur (FigureIII.10) 3 mm 3% pour comparer entre l'image prééditée et l'image Acquise, et elles ont été combinées en une seule image, qui est Comparaison des doses.



**Figure III .10 : Analyse de l'indice gamma de l'état de sien sous un angle 140°**

### Discussion

Nous constatons que le score GAI 100(>95%) des points a augmenté et nous concluons que ces plans sont acceptables pour le traitement sur la machine.

### III-2-1-3-cas de poumon

Ce tableau résume le cas du patient n°3atteint d'un cancer de poumon, comme le montre le tableau ci-dessous

Informations de contrôle

Unité de traitement : Infinity

Energie : 10 MV

Protocole du contrôle : Gamma Index (3%/3mm) (>95.0%, 3.0%, 3.0mm / global)

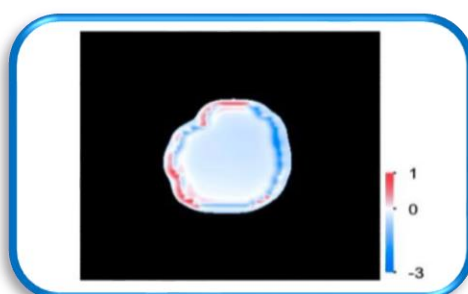
Statut global du contrôle : Accepté

**Tableaux III.3:** Résultats GAI relatifs à l'état d'un patient atteint d'un cancer de poumon

#	Nom du faisceau	GAI	Protocole réussi / échoué	Visa expert
1	1	100.00 %	✓ conforme	-
2	2	100.00 %	✓ conforme	-
3	3	100.00 %	✓ conforme	-
4	4	100.00 %	✓ conforme	-
5	5	100.00 %	✓ conforme	-
6	6	100.00 %	✓ conforme	-
7	7	100.00 %	✓ conforme	-
8	8	100.00 %	✓ conforme	-
<i>Tous les faisceaux</i>		<i>100.00 %</i>		

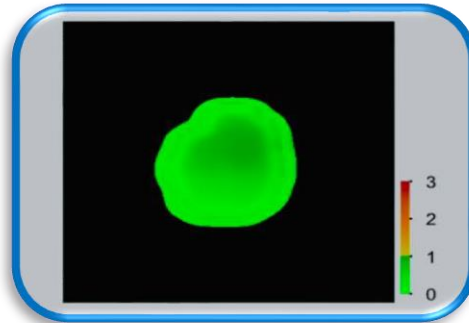
### III-2-1-3-1-cas de poumon avec Angulations des faisceaux (48°)

Une image tirée du programme Dosisoft selon chaque n° Faisceau sous un angle (48°). L'image Comparaison des doses montre entre l'image prédite et l'image acquise comme sur (figureIII.11).



**Figure III .11 :** Carte de la différence de dose absolue pour l'état de poumon dans des proportions angulaires 48°

Analyse de l'indice gamma avec un standard comme indiqué sur (Figure III.12) 3 mm 3% pour comparer entre l'image prédite et l'image Acquise, et elles ont été combinées en une seule image, qui est Comparaison des doses.



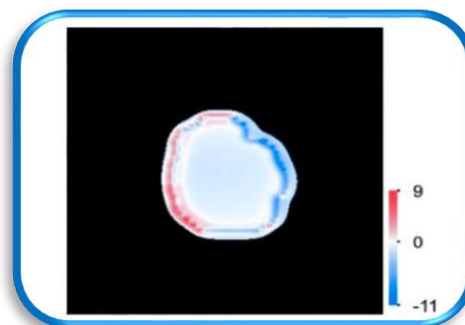
**Figure III .12 :** Analyse de l'indice gamma de l'état de poumon sous un angle 48°

### Discussion

Nous constatons que le score GAI 100(>95%) des points a augmenté et nous concluons que ces plans sont acceptables pour le traitement sur la machine.

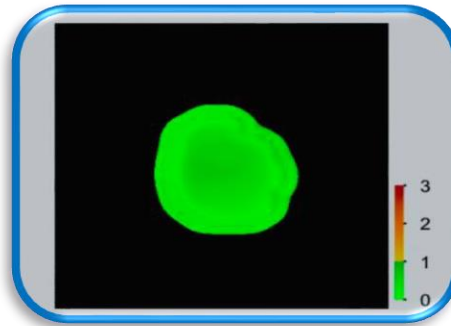
### III-2-1-3-2-cas de poumon avec Angulations des faisceaux (255°)

Une image tirée du programme Dosisoft selon chaque n° Faisceau sous un angle (255°). L'image Comparaison des doses montre entre l'image prédite et l'image acquise comme sur (figure III.13).



**Figure III .13 :** Carte de la différence de dose absolue pour l'état de poumon dans des proportions angulaires 255°

Analyse de l'indice gamma avec un standard comme indiqué sur (FigureIII.14) 3 mm 3% pour comparer entre l'image préditée et l'image Acquise, et elles ont été combinées en une seule image, qui est Comparaison des doses.



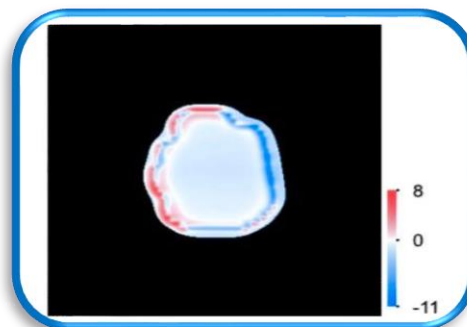
**Figure III .14 : Analyse de l'indice gamma de l'état de poumon sous un angle 255°**

### Discussion

Nous constatons que le score GAI 100(>95%) des points a augmenté et nous concluons que ces plans sont acceptables pour le traitement sur la machine.

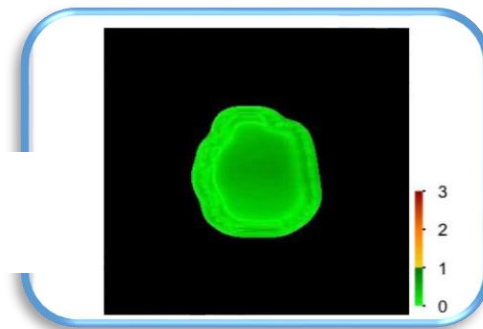
### III-2-1-3-3-cas de poumon avec Angulations des faisceaux (65°)

Une image tirée du programme Dosisoft selon chaque n° Faisceau sous un angle (65°). L'image Comparaison des doses montre entre l'image prédite et l'image acquise comme sur (figureIII.15).



**Figure III .15 : Carte de la différence de dose absolue pour l'état de poumon dans des proportions angulaires 65°**

Analyse de l'indice gamma avec un standard comme indiqué sur (FigureIII.16) 3 mm 3% pour comparer entre l'image préditée et l'image Acquise, et elles ont été combinées en une seule image, qui est Comparaison des doses.



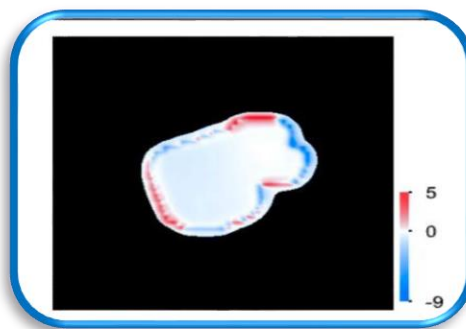
**Figure III .16 : Analyse de l'indice gamma de l'état de poumon sous un angle 65°**

### Discussion

Nous constatons que le score GAI 100(>95%) des points a augmenté et nous concluons que ces plans sont acceptables pour le traitement sur la machine.

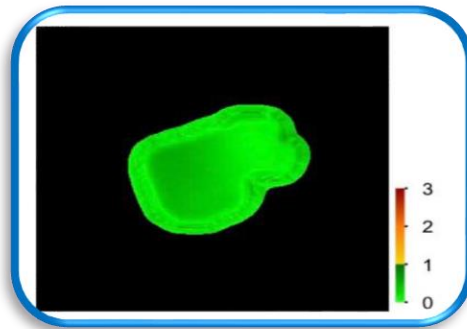
### III-2-1-3-4-cas de poumon avec Angulations des faisceaux (330°)

Une image tirée du programme Dosisoft selon chaque n° Faisceau sous un angle (330°). L'image Comparaison des doses montre entre l'image prédite et l'image acquise comme sur (figureIII.17).



**Figure III .17 : Carte de la différence de dose absolue pour l'état de poumon dans des proportions angulaires 330°**

Analyse de l'indice gamma avec un standard comme indiqué sur (FigureIII.18) 3 mm 3% pour comparer entre l'image préditée et l'image Acquise, et elles ont été combinées en une seule image, qui est Comparaison des doses.



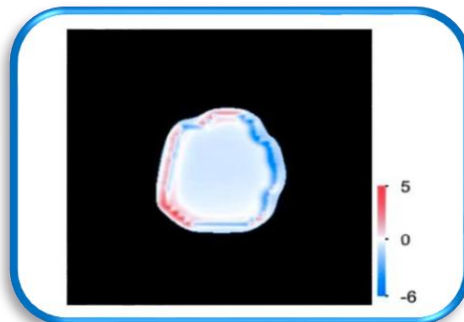
**Figure III .18 : Analyse de l'indice gamma de l'état de poumon sous un angle 330°**

### Discussion

Nous constatons que le score GAI 100(>95%) des points a augmenté et nous concluons que ces plans sont acceptables pour le traitement sur la machine.

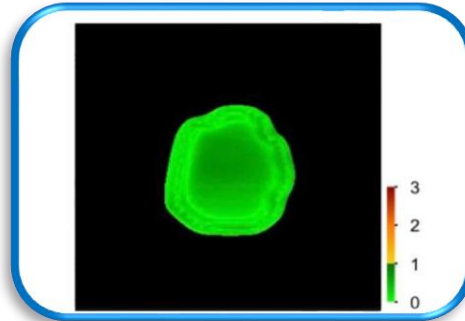
### III-2-1-3-5-cas de poumon avec Angulations des faisceaux (245°)

Une image tirée du programme Dosisoft selon chaque n° Faisceau sous un angle (245°). L'image Comparaison des doses montre entre l'image prédite et l'image acquise comme sur (figureIII.19).



**Figure III .19 : Carte de la différence de dose absolue pour l'état de poumon dans des proportions angulaires 245°**

Analyse de l'indice gamma avec un standard comme indiqué sur (FigureIII.20) 3 mm 3% pour comparer entre l'image préditée et l'image Acquise, et elles ont été combinées en une seule image, qui est Comparaison des doses.



**Figure III .20 : Analyse de l'indice gamma de l'état de poumon sous un angle 245°**

### Discussion

Nous constatons que le score GAI 100(>95%) des points ont augmenté et nous concluons que ces plans sont acceptables pour le traitement sur la machine.

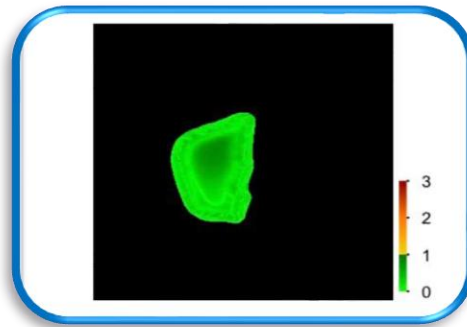
### III-2-1-3-6-cas de poumon avec Angulations des faisceaux (330°)

U Une image tirée du programme Dosisoft selon chaque n° Faisceau sous un angle (330°). L'image Comparaison des doses montre entre l'image prédite et l'image acquise comme sur (figureIII.21).



**Figure III .21 : Carte de la différence de dose absolue pour l'état de poumon dans des proportions angulaires 330°**

Analyse de l'indice gamma avec un standard comme indiqué sur (FigureIII.22) 3 mm 3% pour comparer entre l'image préditée et l'image Acquise, et elles ont été combinées en une seule image, qui est Comparaison des doses.



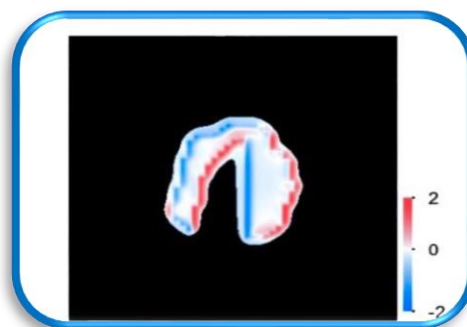
**Figure III .22 : Analyse de l'indice gamma de l'état de poumon sous un angle 330°**

### Discussion

Nous constatons que le score GAI 100(>95%) des points a augmenté et nous concluons que ces plans sont acceptables pour le traitement sur la machine.

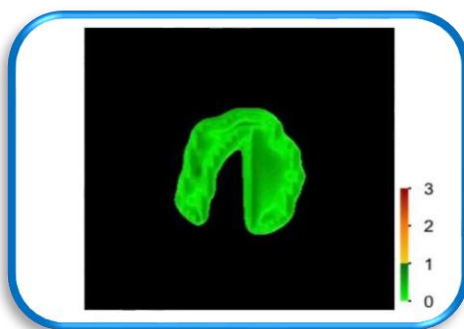
### III-2-1-3-7-cas de poumon avec Angulations des faisceaux (245°)

Une image tirée du programme Dosisoft selon chaque n° Faisceau sous un angle (245°). L'image Comparaison des doses montre entre l'image prédite et l'image acquise comme sur (figureIII.23).



**Figure III .23 : Carte de la différence de dose absolue pour l'état de poumon dans des proportions angulaires 245°**

Analyse de l'indice gamma avec un standard comme indiqué sur (FigureIII.24) 3 mm 3% pour comparer entre l'image préditée et l'image Acquise, et elles ont été combinées en une seule image, qui est Comparaison des doses.



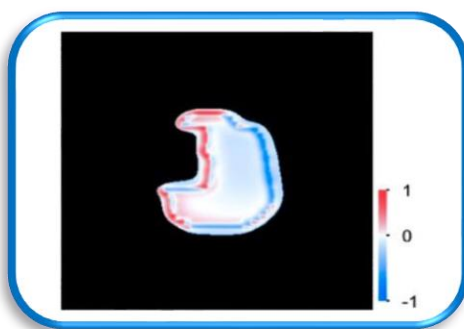
**Figure III .24 : Analyse de l'indice gamma de l'état de poumon sous un angle 245°**

### Discussion

Nous constatons que le score GAI 100(>95%) des points a augmenté et nous concluons que ces plans sont acceptables pour le traitement sur la machine.

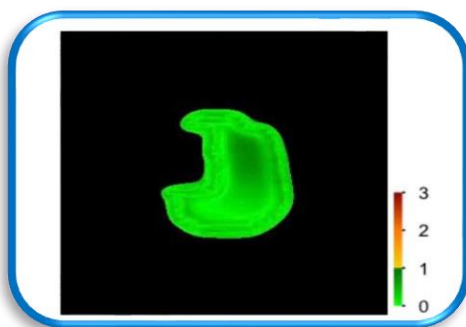
### III-2-1-3-8-cas de poumon avec Angulations des faisceaux (65°)

Une image tirée du programme Dosisoft selon chaque n° Faisceau sous un angle (65°). L'image Comparaison des doses montre entre l'image prédite et l'image acquise comme sur (figureIII.25).



**Figure III .25 : Carte de la différence de dose absolue pour l'état de poumon dans des proportions angulaires 65°**

Analyse de l'indice gamma avec un standard comme indiqué sur (FigureIII.26) 3 mm 3% pour comparer entre l'image préditée et l'image Acquise, et elles ont été combinées en une seule image, qui est Comparaison des doses.



**Figure III .26 :** Analyse de l'indice gamma de l'état de poumon sous un angle 65°

### Discussion

Nous constatons que le score GAI 100(>95%) des points a augmenté et nous concluons que ces plans sont acceptables pour le traitement sur la machine.

#### III-2-1-4-cas de hodgkin

Ce tableau résume le cas du patient n°4 atteint d'un cancer de hodgkin, comme le montre le tableau ci-dessous

Informations de contrôle

Unité de traitement : Infinity

Energie : 6 MV

Protocole du contrôle : Gamma Index (3%/3mm) (>95.0%, 3.0%, 3.0mm / global)

Statut global du contrôle : Accepté

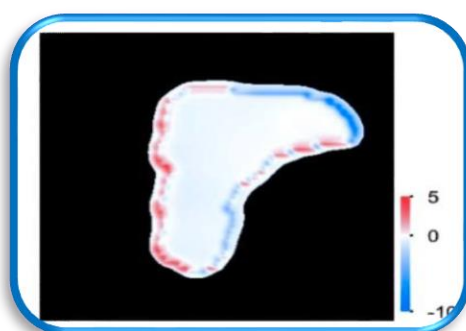
**Tableaux III.4:** Résultats GAI relatifs à l'état d'un patient atteint d'un cancer de hodgkin

#	Nom du faisceaux	GAI	Protocole réussi / échoué	Visa expert
1	1	100.00 %	✓ conforme	-
2	2	100.00 %	✓ conforme	-

3	3	100.00 %	√ conforme	-
4	4	99.91 %	√ conforme	-
5	5	100.00 %	√ conforme	-
6	6	100.00 %	√ conforme	-
7	7	99.81 %	√ conforme	-
8	8	100.00 %	√ conforme	-
<i>Tous les faisceaux</i>		<i>99.97 %</i>		

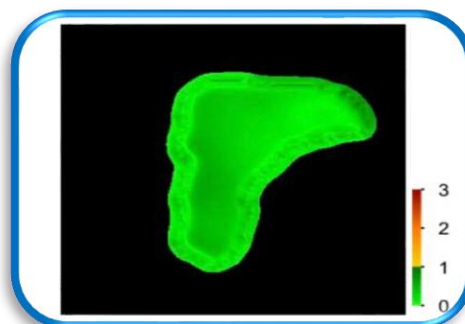
**III-2-1-4-1-cas de hodgkin avec Angulations des faisceaux (270°)**

Une image tirée du programme Dosisoft selon chaque n° Faisceau sous un angle (270°). L'image Comparaison des doses montre entre l'image prédite et l'image acquise comme sur (figureIII.27).



**Figure III .27 : Carte de la différence de dose absolue pour l'état de hodgkin dans des proportions angulaires 270°**

Analyse de l'indice gamma avec un standard comme indiqué sur (FigureIII.28) 3 mm 3% pour comparer entre l'image prédite et l'image Acquise, et elles ont été combinées en une seule image, qui est Comparaison des doses.



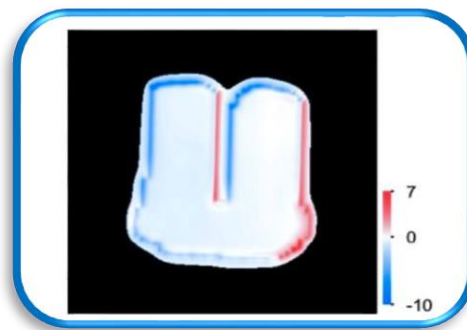
**Figure III .28 : Analyse de l'indice gamma de l'état de hodgkin sous un angle 270°**

## Discussion

Nous constatons que le score GAI 100(>95%) des points ont augmenté et nous concluons que ces plans sont acceptables pour le traitement sur la machine.

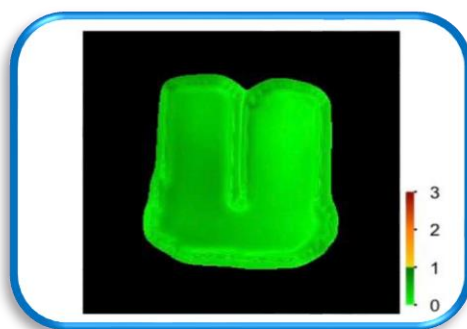
### III-2-1-4-2-cas de hodgkin avec Angulations des faisceaux (0°)

Une image tirée du programme Dosisoft selon chaque n° Faisceau sous un angle (0°). L'image Comparaison des doses montre entre l'image prédite et l'image acquise comme sur (figureIII.29).



**Figure III .29 : Carte de la différence de dose absolue pour l'état de hodgkin dans des proportions angulaires 0°**

Analyse de l'indice gamma avec un standard comme indiqué sur (FigureIII.30) 3 mm 3% pour comparer entre l'image préditée et l'image Acquise, et elles ont été combinées en une seule image, qui est Comparaison des doses.



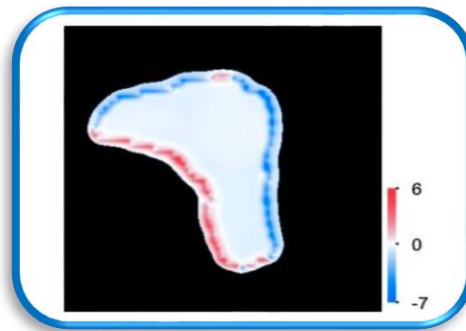
**Figure III .30 : Analyse de l'indice gamma de l'état de hodgkin sous un angle 0°**

## Discussion

Nous constatons que le score GAI 100(>95%) des points a augmenté et nous concluons que ces plans sont acceptables pour le traitement sur la machine.

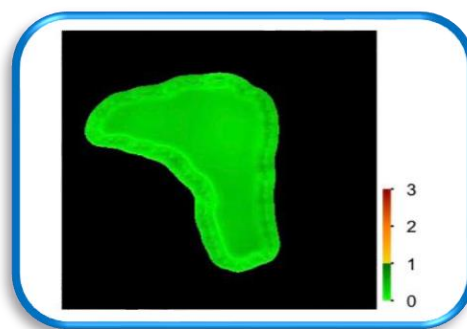
### III-2-1-4-3-cas de hodgkin avec Angulations des faisceaux (90°)

Une image tirée du programme Dosisoft selon chaque n° Faisceau sous un angle (90°). L'image Comparaison des doses montre entre l'image prédite et l'image acquise comme sur (figureIII.31).



**Figure III .31 :** Carte de la différence de dose absolue pour l'état de hodgkin dans des proportions angulaires 90°

Analyse de l'indice gamma avec un standard comme indiqué sur (FigureIII.32) 3 mm 3% pour comparer entre l'image prééditée et l'image Acquise, et elles ont été combinées en une seule image, qui est Comparaison des doses.



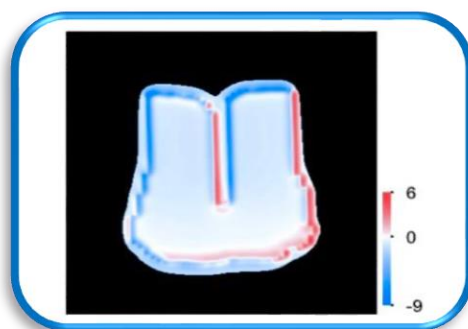
**Figure III .32 :** Analyse de l'indice gamma de l'état de hodgkin sous un angle 90°

## Discussion

Nous constatons que le score GAI 100(>95%) des points a augmenté et nous concluons que ces plans sont acceptables pour le traitement sur la machine.

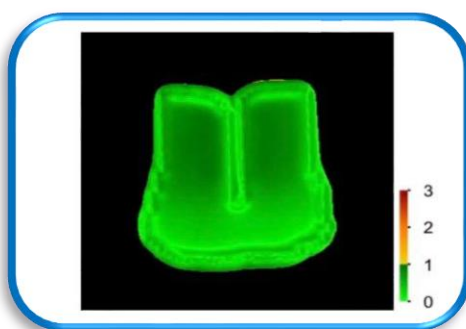
### III-2-1-4-4-cas de hodgkin avec Angulations des faisceaux (180°)

Une image tirée du programme Dosisoft selon chaque n° Faisceau sous un angle (180°). L'image Comparaison des doses montre entre l'image prédite et l'image acquise comme sur (figureIII.33).



**Figure III .33 : Carte de la différence de dose absolue pour l'état de hodgkin dans des proportions angulaires 180°**

Analyse de l'indice gamma avec un standard comme indiqué sur (FigureIII.34) 3 mm 3% pour comparer entre l'image préditée et l'image Acquise, et elles ont été combinées en une seule image, qui est Comparaison des doses.



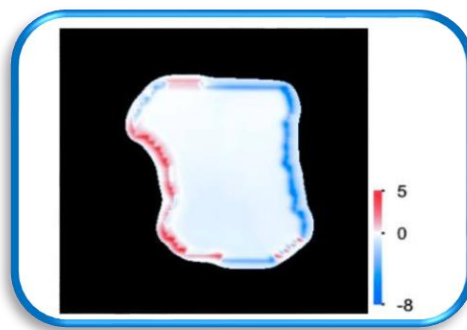
**Figure III .34 : Analyse de l'indice gamma de l'état de hodgkin sous un angle de 180°**

## Discussion

Nous constatons que le score GAI 99.91(>95%) des points a augmenté et nous concluons que ces plans sont acceptables pour le traitement sur la machine.

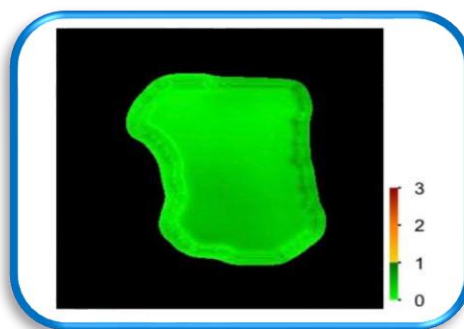
### III-2-1-4-5-cas de hodgkin avec Angulations des faisceaux (45°)

Une image tirée du programme Dosisoft selon chaque n° Faisceau sous un angle (45°). L'image Comparaison des doses montre entre l'image prédite et l'image acquise comme sur (figureIII.35).



**Figure III .35 : Carte de la différence de dose absolue pour l'état de hodgkin dans des proportions angulaires 45°**

Analyse de l'indice gamma avec un standard comme indiqué sur (FigureIII.36) 3 mm 3% pour comparer entre l'image préditée et l'image Acquise, et elles ont été combinées en une seule image, qui est Comparaison des doses.



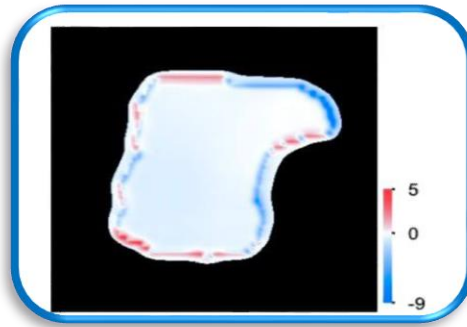
**Figure III .36 : Analyse de l'indice gamma de l'état de hodgkin sous un angle 45°**

## Discussion

Nous constatons que le score GAI 100(>95%) des points a augmenté et nous concluons que ces plans sont acceptables pour le traitement sur la machine.

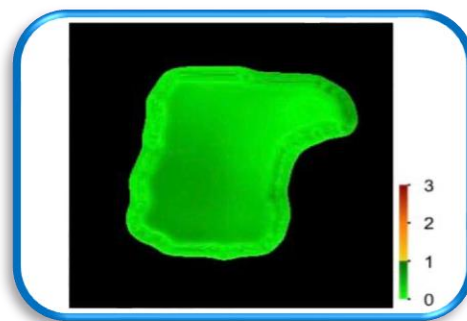
### III-2-1-4-6-cas de hodgkin avec Angulations des faisceaux (315°)

Une image tirée du programme Dosisoft selon chaque n° Faisceau sous un angle (315°). L'image Comparaison des doses montre entre l'image prédite et l'image acquise comme sur (figureIII.37).



**Figure III .37 : Carte de la différence de dose absolue pour l'état de hodgkin dans des proportions angulaires 315°**

Analyse de l'indice gamma avec un standard comme indiqué sur (FigureIII.38) 3 mm 3% pour comparer entre l'image prééditée et l'image Acquise, et elles ont été combinées en une seule image, qui est Comparaison des doses.



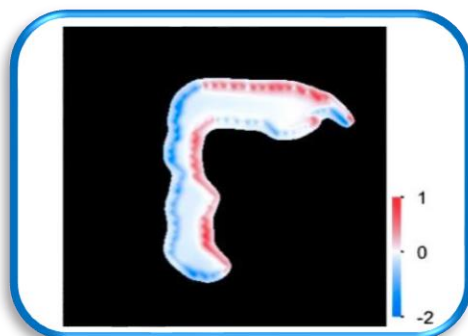
**Figure III .38 : Analyse de l'indice gamma de l'état de hodgkin sous un angle 315°**

### Discussion

Nous constatons que le score GAI 100(>95%) des points a augmenté et nous concluons que ces plans sont acceptables pour le traitement sur la machine

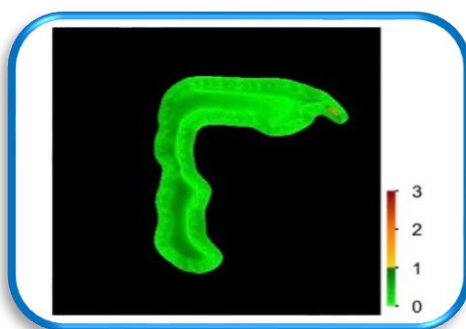
### III-2-1-4-7-cas de hodgkin avec Angulations des faisceaux (270°)

Une image tirée du programme Dosisoft selon chaque n° Faisceau sous un angle (270°). L'image Comparaison des doses montre entre l'image prédite et l'image acquise comme sur (figureIII.39).



**Figure III .39 : Carte de la différence de dose absolue pour l'état de hodgkin dans des proportions angulaires 270°**

Analyse de l'indice gamma avec un standard comme indiqué sur (FigureIII.40) 3 mm 3% pour comparer entre l'image prédite et l'image Acquise, et elles ont été combinées en une seule image, qui est Comparaison des doses.



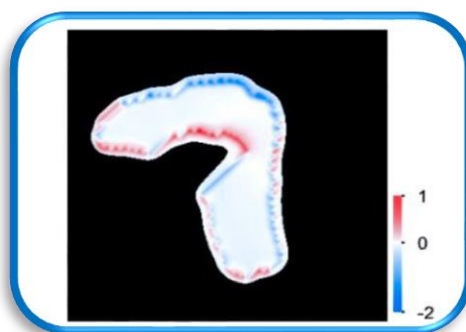
**Figure III .40 : Analyse de l'indice gamma de l'état de hodgkin sous un angle 270°**

### Discussion

Nous constatons que le score GAI 99.81(>95%) des points a augmenté et nous concluons que ces plans sont acceptables pour le traitement sur la machine.

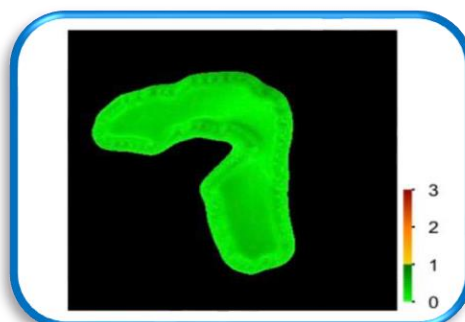
#### III-2-1-4-8-cas de hodgkin avec Angulations des faisceaux (90°)

Une image tirée du programme Dosisoft selon chaque n° Faisceau sous un angle (90°). L'image Comparaison des doses montre entre l'image prédite et l'image acquise comme sur (figureIII.41).



**Figure III .41 : Carte de la différence de dose absolue pour l'état de hodgkin dans des proportions angulaires 90°**

Analyse de l'indice gamma avec un standard comme indiqué sur (Figure III.42) 3 mm 3% pour comparer entre l'image préédictée et l'image Acquise, et elles ont été combinées en une seule image, qui est Comparaison des doses.



**Figure III .42 : Analyse de l'indice gamma de l'état de hodgkin sous un angle 90°**

## Discussion

Nous constatons que le score GAI 100 (>95%) des points a augmenté et nous concluons que ces plans sont acceptables pour le traitement sur la machine.

### III-2-1-5-cas de parotide

Ce tableau résume le cas du patient n°5 atteint d'un cancer de parotide , comme le montre le tableau ci-dessous

Informations de contrôle

Unité de traitement : Infinity

Energie : 10 MV

Protocole du contrôle : Gamma Index (3%/3mm) (>95.0%, 3.0%, 3.0mm / global)

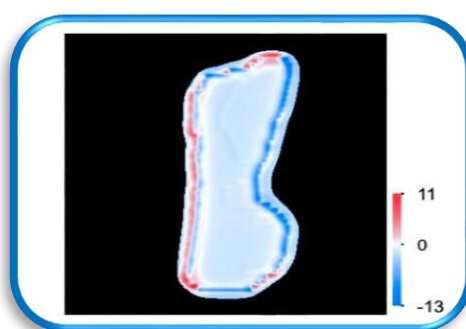
Statut global du contrôle : Accepté

**Tableaux III.5:** Résultats GAI relatifs à l'état d'un patient atteint d'un cancer de parotide

#	Nom du faisceau	GAI	Protocole réussi / échoué	Visa expert
20	20	100.00 %	V conforme	-
21	21	100.00 %	V conforme	-
22	22	100.00 %	V conforme	-
<i>Tous les faisceaux</i>		<i>100 %</i>		

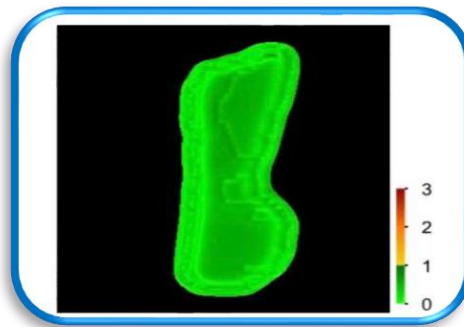
### III-2-1-5-1- Cas de parotide avec Angulations des faisceaux (347°)

Une image tirée du programme Dosisoft selon chaque n° Faisceau sous un angle (347°). L'image Comparaison des doses montre entre l'image prédite et l'image acquise comme sur (figureIII.43).



**Figure III .43 :** Carte de la différence de dose absolue pour l'état de parotide dans des proportions angulaires 347°

Analyse de l'indice gamma avec un standard comme indiqué sur (FigureIII.44) 3 mm 3% pour comparer entre l'image prédite et l'image Acquise, et elles ont été combinées en une seule image, qui est Comparaison des doses.



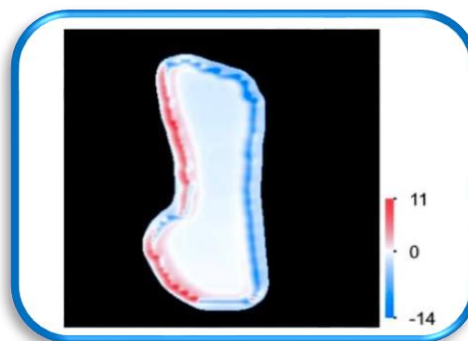
**Figure III .44 : Analyse de l'indice gamma de l'état de protide sous un angle 347°**

### Discussion

Nous constatons que le score GAI 100(>95%) des points a augmenté et nous concluons que ces plans sont acceptables pour le traitement sur la machine.

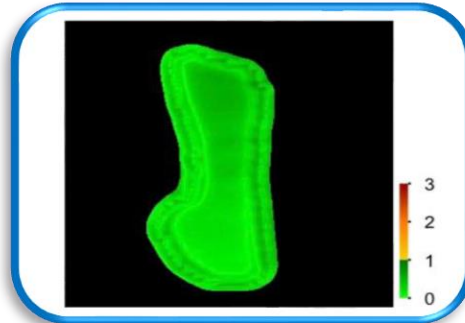
### III-2-1-5-2- Cas de parotide avec Angulations des faisceaux (171°)

Une image tirée du programme Dosisoft selon chaque n° Faisceau sous un angle (171°). L'image Comparaison des doses montre entre l'image prédite et l'image acquise comme sur (figureIII.45).



**Figure III .45 : Carte de la différence de dose absolue l'état de parotide dans des proportions angulaires171°**

Analyse de l'indice gamma avec un standard comme indiqué sur (FigureIII.46) 3 mm 3% pour comparer entre l'image prééditée et l'image Acquise, et elles ont été combinées en une seule image, qui est Comparaison des doses.



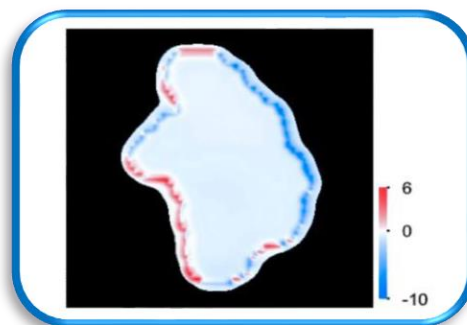
**Figure III .46 :** Analyse de l'indice gamma de l'état de protide sous un angle 171°

### Discussion

Nous constatons que le score GAI 100 (>95%) des points a augmenté et nous concluons que ces plans sont acceptables pour le traitement sur la machine.

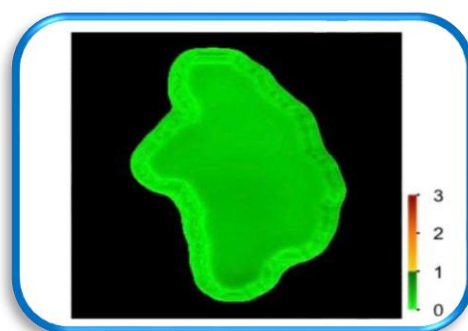
### III-2-1-5-3-cas de parotide avec Angulations des faisceaux (77.7°)

Une image tirée du programme Dosisoft selon chaque n° Faisceau sous un angle (77.7°). L'image Comparaison des doses montre entre l'image prédite et l'image acquise comme sur (figure III.47).



**Figure III .47 :** Carte de la différence de dose absolue pour l'état de parotide dans des proportions angulaires 77.7°

Analyse de l'indice gamma avec un standard comme indiqué sur (Figure III.48) 3 mm 3% pour comparer entre l'image prédite et l'image Acquise, et elles ont été combinées en une seule image, qui est Comparaison des doses.



**Figure III .48 : Analyse de l'indice gamma de l'état de prostate sous un angle 77.7°**

### Discussion

Nous constatons que le score GAI 100(>95%) des points a augmenté et nous concluons que ces plans sont acceptables pour le traitement sur la machine.

#### III-2-1-6-cas de prostate

Ce tableau résume le cas du patient n°6 atteint d'un cancer de prostate, comme le montre le tableau ci-dessous

Informations de contrôle

Unité de traitement : Infinity

Energie : 10 MV

Protocole du contrôle : Gamma Index (3%/3mm) (>95.0%, 3.0%, 3.0mm / global)

Statut global du contrôle : Accepté

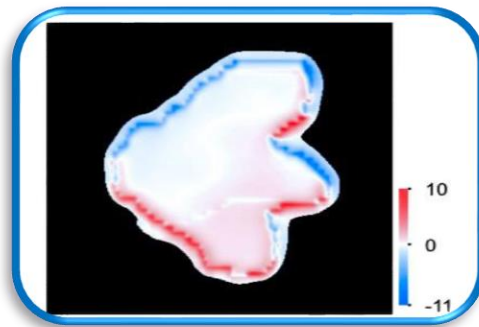
**Tableaux III.6: Résultats GAI relatifs à l'état d'un patient atteint d'un cancer de prostate**

#	Nom du faisceau	GAI	Protocole réussi / échoué	Visa expert
1	1	100.00 %	✓ conforme	-
2	2	100.00 %	✓ conforme	-

3	3	100.00 %	√ conforme	-
4	4	100.00 %	√ conforme	-
5	5	98.53 %	√ conforme	-
<i>Tous les faisceaux</i>		<i>99.75 %</i>		

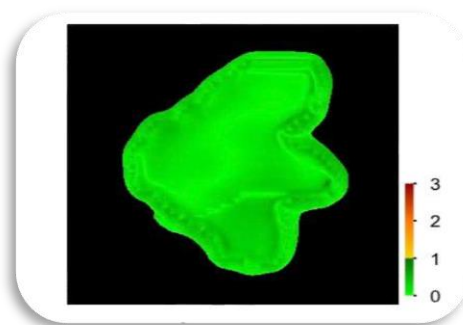
### III-2-1-6-1- Cas de prostate avec Angulations des faisceaux (270°)

Une image tirée du programme Dosisoft selon chaque n° Faisceau sous un angle (270°). L'image Comparaison des doses montre entre l'image prédite et l'image acquise comme sur (figureIII.49).



**Figure III .49 :** Carte de la différence de dose absolue pour l'état de prostate dans des proportions angulaires 270°

Analyse de l'indice gamma avec un standard comme indiqué sur (FigureIII.50) 3 mm 3% pour comparer entre l'image préditée et l'image Acquise, et elles ont été combinées en une seule image, qui est Comparaison des doses.



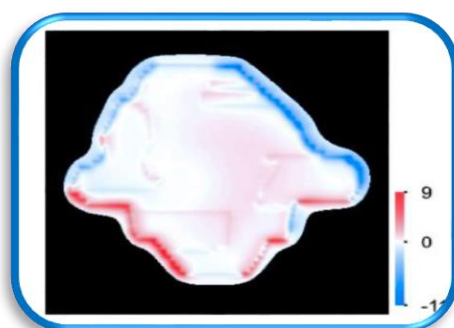
**Figure III .50 :** Analyse de l'indice gamma de l'état de prostate sous un angle 270°

## Discussion

Nous constatons que le score GAI 100(>95%) des points a augmenté et nous concluons que ces plans sont acceptables pour le traitement sur la machine.

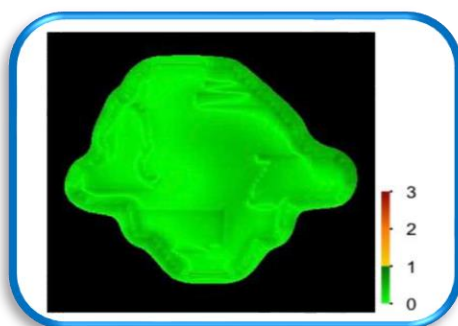
### III-2-1-6-2-cas de prostate avec Angulations des faisceaux (0°)

Une image tirée du programme Dosisoft selon chaque n° Faisceau sous un angle (0°). L'image Comparaison des doses montre entre l'image prédite et l'image acquise comme sur (figureIII.51).



**Figure III .51** : Carte de la différence de dose absolue pour l'état de prostate dans des proportions angulaires 0°

Analyse de l'indice gamma avec un standard comme indiqué sur (FigureIII.52) 3 mm 3% pour comparer entre l'image préditée et l'image Acquise, et elles ont été combinées en une seule image, qui est Comparaison des doses.



**Figure III .52** : Analyse de l'indice gamma de l'état de prostate sous un angle 0°

## Discussion

Nous constatons que le score GAI 100(>95%) des points a augmenté et nous concluons que ces plans sont acceptables pour le traitement sur la machine

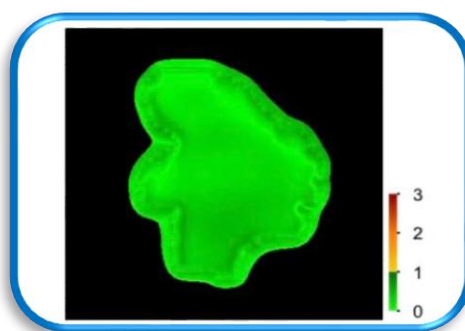
### III-2-1-6-3-cas de prostate avec Angulations des faisceaux (90°)

Une image tirée du programme Dosisoft selon chaque n° Faisceau sous un angle (90°). L'image Comparaison des doses montre entre l'image prédite et l'image acquise comme sur (figureIII.53).



**Figure III .53 : Carte de la différence de dose absolue pour l'état de prostate dans des proportions angulaires 90°**

Analyse de l'indice gamma avec un standard comme indiqué sur (FigureIII.54) 3 mm 3% pour comparer entre l'image prééditée et l'image Acquise, et elles ont été combinées en une seule image, qui est Comparaison des doses.



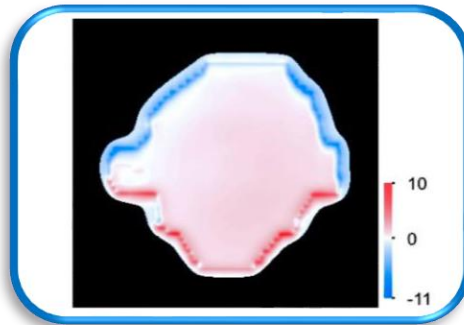
**Figure III .54 : Analyse de l'indice gamma de l'état de prostate sous un angle 90°**

### Discussion

Nous constatons que le score GAI 100(>95%) des points a augmenté et nous concluons que ces plans sont acceptables pour le traitement sur la machine.

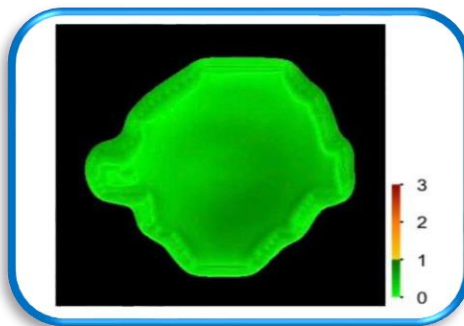
### III-2-1-6-4-cas de prostate avec Angulations des faisceaux (180°)

Une image tirée du programme Dosisoft selon chaque n° Faisceau sous un angle (180°). L'image Comparaison des doses montre entre l'image prédite et l'image acquise comme sur (figureIII.55).



**Figure III .55 : Carte de la différence de dose absolue pour l'état de prostate dans des proportions angulaires 180°**

Analyse de l'indice gamma avec un standard comme indiqué sur (FigureIII.56) 3 mm 3% pour comparer entre l'image prééditée et l'image Acquise, et elles ont été combinées en une seule image, qui est Comparaison des doses.



**Figure III .56 : Analyse de l'indice gamma de l'état de prostate sous un angle 180°**

### Discussion

Nous constatons que le score GAI 100(>95%) des points a augmenté et nous concluons que ces plans sont acceptables pour le traitement sur la machine.

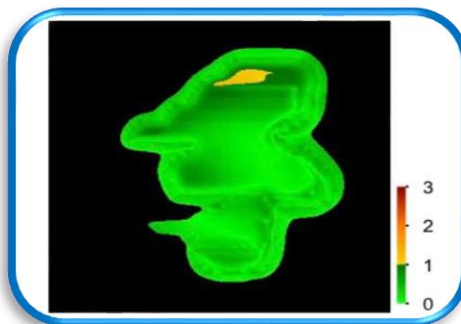
#### III-2-1-6-5-cas de prostate avec Angulations des faisceaux (270°)

Une image tirée du programme Dosisoft selon chaque n° Faisceau sous un angle (270°). L'image Comparaison des doses montre entre l'image prédite et l'image acquise comme sur (figureIII.57).



**Figure III .57 : Carte de la différence de dose absolue pour l'état de prostate dans des proportions angulaires 270°**

Analyse de l'indice gamma avec un standard comme indiqué sur (Figure III.58) 3 mm 3% pour comparer entre l'image préditée et l'image Acquise, et elles ont été combinées en une seule image, qui est Comparaison des doses.



**Figure III .58 : Analyse de l'indice gamma de l'état de prostate sous un angle 270°**

### Discussion

Nous constatons que le score GAI 98.53 (>95%) des points a augmenté et nous concluons que ces plans sont acceptables pour le traitement sur la machine.

### III-2-1-7-cas de col

Ce tableau résume le cas du patient n°7 atteint d'un cancer de col, comme le montre le tableau ci-dessous :

Informations de contrôle

Unité de traitement : Infinity2

Energie : 18 MV

Protocole du contrôle : Gamma Index (3%/3mm) (>95.0%, 3.0%, 3.0mm / global)

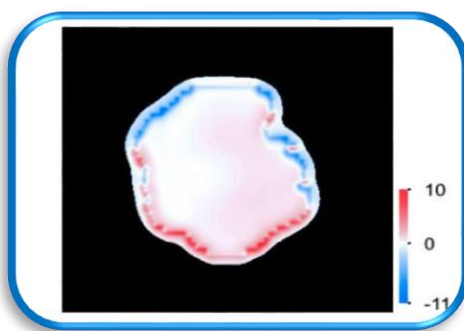
Statut global du contrôle : Accepté

**Tableaux III.7:** Résultats GAI relatifs à l'état d'un patient atteint d'un cancer de col

#	Nom du faisceau	GAI	Protocole réussi / échoué	Visa expert
1	1	100.00 %	✓ conforme	-
2	2	100.00 %	✓ conforme	-
3	3	100.00 %	✓ conforme	-
4	4	99.20 %	✓ conforme	-
<i>Tous les faisceaux</i>		<i>99.78 %</i>		

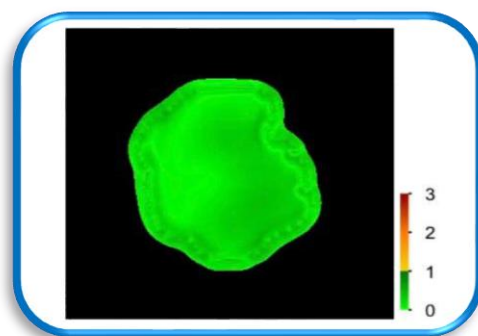
### III-2-1-7-1-cas de col avec Angulations des faisceaux (270°)

Une image tirée du programme Dosisoft selon chaque n° Faisceau sous un angle (270°). L'image Comparaison des doses montre entre l'image prédite et l'image acquise comme sur (figureIII.59).



**Figure III .59 :** Carte de la différence de dose absolue pour l'état de col dans des proportions angulaires 270°

Analyse de l'indice gamma avec un standard comme indiqué sur (FigureIII.60) 3 mm 3% pour comparer entre l'image préditée et l'image Acquise, et elles ont été combinées en une seule image, qui est Comparaison des doses.



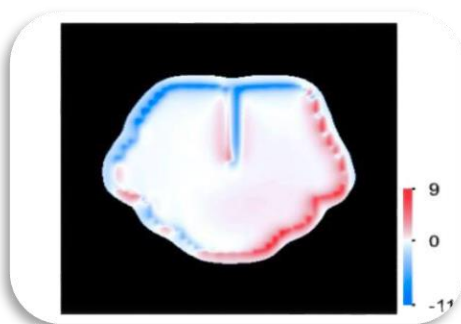
**Figure III .60 : Analyse de l'indice gamma de l'état de col sous un angle270°**

### Discussion

Nous constatons que le score GAI 100(>95%) des points a augmenté et nous concluons que ces plans sont acceptables pour le traitement sur la machine.

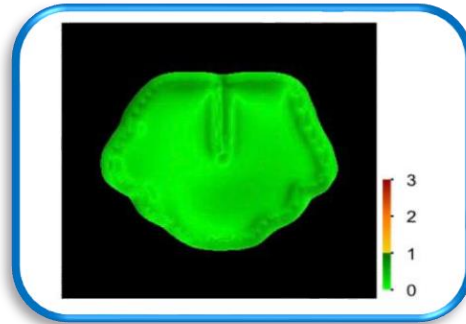
### III-2-1-7-2-cas de col avec Angulations des faisceaux (0°)

Une image tirée du programme Dosisoft selon chaque n° Faisceau sous un angle (0°). L'image Comparaison des doses montre entre l'image prédite et l'image acquise comme sur (figureIII.61).



**Figure III .61 : Carte de la différence de dose absolue pour l'état de col dans des proportions angulaires0°**

Analyse de l'indice gamma avec un standard comme indiqué sur (FigureIII.62) 3 mm 3% pour comparer entre l'image préditée et l'image Acquise, et elles ont été combinées en une seule image, qui est Comparaison des doses.



**Figure III .62:** Analyse de l'indice gamma de l'état de col sous un angle0°

### Discussion

Nous constatons que le score GAI 100(>95%) des points a augmenté et nous concluons que ces plans sont acceptables pour le traitement sur la machine.

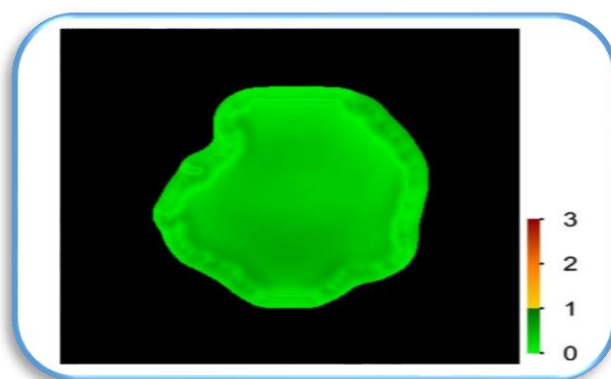
### III-2-1-7-3-cas de col avec Angulations des faisceaux (90°)

Une image tirée du programme Dosisoft selon chaque n° Faisceau sous un angle (90°). L'image Comparaison des doses montre entre l'image prédite et l'image acquise comme sur (figureIII.63).



**Figure III .63 :** Carte de la différence de dose absolue pour l'état de col dans des *proportions angulaires*90°

Analyse de l'indice gamma avec un standard comme indiqué sur (Figure III.64) 3 mm 3% pour comparer entre l'image prédite et l'image Acquise, et elles ont été combinées en une seule image, qui est Comparaison des doses.



**Figure III .64 : Analyse de l'indice gamma de l'état de col sous un angle 90°**

### Discussion

Nous constatons que le score GAI 100 (>95%) des points a augmenté et nous concluons que ces plans sont acceptables pour le traitement sur la machine.

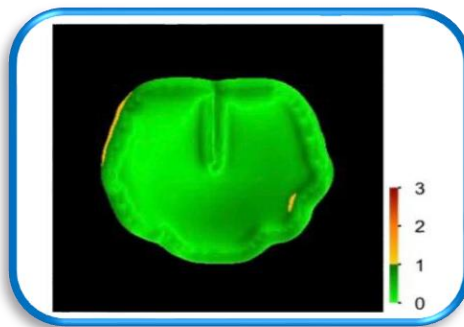
### III-2-1-7-4-cas de col avec Angulations des faisceaux (180°)

Une image tirée du programme Dosisoft selon chaque n° Faisceau sous un angle (180°). L'image Comparaison des doses montre entre l'image prédite et l'image acquise comme sur (figure III.65).



**Figure III .65 : Carte de la différence de dose absolue pour l'état de col dans des proportions angulaires 180°**

Analyse de l'indice gamma avec un standard comme indiqué sur (Figure III.66) 3 mm 3% pour comparer entre l'image préditée et l'image Acquise, et elles ont été combinées en une seule image, qui est Comparaison des doses.



**Figure III .66 : Analyse de l'indice gamma de l'état de col sous un angle 180°**

### Discussion

Nous constatons que le score GAI 99.20 (>95%) des points a augmenté et nous concluons que ces plans sont acceptables pour le traitement sur la machine.

### III-3- conclusion

Dans ce chapitre, un control qualité du trématent utilisant la technologie RC3D a été réalisé, une comparaison a été faite entre l'image attendue de TPS et image obtenue iViewGT en utilisant l'indice gamma.

Tous les résultats ont montré un plan de traitement supérieur à 95%, acceptable, ce qui indique une assurance concernant le CAC de-El oud.



# Conclusion Générale

## Conclusion Générale

Dans ce travail, nous testons la technique sur sept patients atteints de différents types de cancer comme suit: Poumon de l'œsophage pulmonaire parotide prostate hodgkin col et nous suivons chaque patient séparément et comparons l'étendue de la correspondance de l'image tridimensionnelle, qui est en fait la taille de la réalisation de la tumeur à travers le chemin TPS-MOSAIC-Linac-iView -DOSISOFT, et nous comparons cette image avec l'image attendue par le chemin TPS-DOSISOFT, et nous comparons avec précision et calculons le coefficient gamma  $\gamma$  Pour chaque cas, ce qui nous aide à connaître la précision de ce type de radiothérapie.

Cette recherche porte sur les différents protocoles utilisés pour la planification du traitement et le contrôle de la qualité des patients pour la technologie de radiothérapie RC3D du côté théorique des différents dispositifs et systèmes impliqués dans le processus de planification et de traitement pour les patients cancéreux de toutes sortes, afin de le faire fonctionner dans des limites qui assurent la sécurité des patients dans le domaine médical contre les rayonnements et leurs effets immédiats et futurs et de trouver une référence et une méthodologie dans la façon d'accomplir ces différents mécanismes dans ce travail délicat - le contrôle de la qualité pour le patient -.

Dans cette recherche, un test de contrôle de la qualité a été effectué pour les patients pour cette technique sur un groupe de patients atteints de différents types de cancer afin de déterminer l'étendue de sa précision dans les dispositifs et les systèmes du Centre de contrôle du cancer Rezgui Bashir à Al-El oued.

Après toutes les opérations de comparaison sur les sorties des systèmes de radiothérapie pour la technologie de radiothérapie conformationnelle RC3D selon les normes internationales du Centre de lutte contre le cancer Rezgui Bashir dans la wilayat d'El Oued, il a été clairement démontré que les valeurs mesurées sont identiques aux valeurs que nous demandons

électroniquement via des systèmes électroniques, dans les limites d'incertitude autorisées selon les normes internationales de contrôle de qualité pour les patients et les appareils, ce qui rassure tous les clients de ce centre, y compris les patients et les médecins. Et le personnel et les étudiants aussi.

### **Recommandations**

1. Établissement d'un document de référence pour le Centre de lutte contre le cancer Rezgui Bashir dans la wilayat d'El El oued afin d'établir des normes de qualité pour les patients.
2. Apporter des références scientifiques, notamment dans le domaine du contrôle qualité de tous les dispositifs radiologiques et systèmes électroniques, qu'ils soient diagnostiques ou thérapeutiques, pour soutenir la spécialisation de la physique médicale, que ce soit pour l'hôpital ou la bibliothèque universitaire.
3. Formation continue des physiciens sur les procédures de contrôle de la qualité des patients en technologie RC3D et le respect et la normalisation des normes internationales.
4. Traiter avec plusieurs références globales lors de la comparaison des résultats et toujours se tenir au courant des dernières et des nouveautés.
5. Préparation psychologique et réconfort dans le cœur des personnes traitées avec cette technique en les convainquant de sa précision, de son efficacité et de son efficacité. Cela se fait en travaillant sur la maîtrise et le développement de cette technique de radiothérapie.



# Bibliographie

## Références Bibliographiques

- [ 1] Præstegaard, Lars Hjorth. "Introduction to Hospital accelerators."
- [ 2] <https://www.who.int/fr/news-room/fact-sheets/detail/cancer>
- [ 3] <https://www.cancer.be/le-cancer/quest-ce-que-le-cancer>
- [ 4] <https://www.cancer.org.au/cancer-information/what-is-cancer>
- [ 5] <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/cancer>
- [6] Chang, David S., et al. Basic radiotherapy physics and biology. No. 14711. Springer International Publishing, 2014.
- [ 7] Washington, Charles M., and Dennis T. Leaver. Principles and practice of radiation therapy-e-book. Elsevier Health Sciences, 2015.
- [ 8] Symonds, Paul R., John A. Mills, and Angela Duxbury, eds. "Walter and Miller's Textbook of Radiotherapy: Radiation Physics, Therapy and Oncology-E-Book." (2019).
- [9] Papanikolaou, Niko. "Handbook of radiotherapy physics: theory and practice." (2008): 4281-4281.
- [ 10] <https://www.caringinfo.org/types-of-care/>
- [ 11] <https://www.verywellhealth.com/curative-care-2615157>
- [ 12] <https://www.caringinfo.org/types-of-care/>
- [ 13] <https://www.verywellhealth.com/curative-care-2615157>
- [ 14] <https://my.clevelandclinic.org/health/treatments/22483-adjuvant-therapy>
- [ 15] JAHANZEB, MOHAMMAD. "Adjuvant Therapy." HER2-Positive Breast Cancer (2018): 107.
- [16] Liu, Stephen V., et al. "Neoadjuvant therapy for breast cancer." Journal of Surgical Oncology 101.4 (2010): 283-291.
- [ 17] Hoskin, Peter, eds. Radiotherapy in practice-External Beam Radiation Therapy. Oxford University Press, 2019.
- [ 18] Webb, Steve. The physics of three-dimensional radiation therapy: Conformal radiotherapy, radiosurgery and treatment planning. CRC Press, 1993.

- [ 19] Knipe H ,Sheikh Y, Jones J, et al. 3D conformal radiation therapy. Reference article Radiopaedia.org (Accessed on 12 Sep 2023)  
<https://doi.org/10.53347/rID-67493>
- [ 20] Nishimura, Yasumasa, and Ritsuko Komaki, eds. Intensity-modulated radiation therapy: clinical evidence and techniques. Springer, 2015.
- [ 21] Ravindran, B. Paul. Image-guided Radiation Therapy: Physics and Technology. IOP Publishing, 2022.
- [ 22] Mundt, Arno J., and John C. Roeske, eds. Image-guided radiation therapy: a clinical perspective. PMPH-USA, 2010.
- [ 23] Trifiletti, Daniel M., et al. Stereotactic radiosurgery and stereotactic body radiation therapy. Switzerland AG: Springer International Publishing, 2019.
- [ 24] Heron, Dwight E., et al., eds. Stereotactic radiosurgery and stereotactic body radiation therapy (SBRT). Springer Publishing Company, 2018.
- [ 25] Hunte, Sherisse Ornella et al. "Volumetric modulated arc therapy (VMAT): a review of clinical outcomes-what is the clinical evidence for the most effective implementation?" The British journal of radiology vol. 95,1136 (2022): 20201289. doi:10.1259/bjr.20201289
- [ 26] Teoh, M et al. "Volumetric modulated arc therapy: a review of current literature and clinical use in practice." The British journal of radiology vol. 84,1007 (2011): 967-96. doi:10.1259/bjr/22373346
- [ 27] Li, X. Allen, ed. Adaptive radiation therapy. CRC Press, 2011.
- [ 28] Montemaggi, Paolo, Mark Trombetta, and Luther W. Brady, eds. Brachytherapy: an international perspective. Springer, 2016.
- [ 29] Santos, Alexandre MC. "Book Review: Proton Therapy Physics, edited by Harold Paganetti." (2020).
- [ 30] Glatstein, E. "Radiotherapy in practice radioisotope therapy." British Journal of Cancer 97.3 (2007): 452-452.
- [ 31] Hoskin, Peter J., ed. Radiotherapy in practice-radioisotope therapy. OUP Oxford, 2007.
- [ 32] Bekiş, Recep, Berna Polack, and Murat Fani Bozkurt, eds. Radionuclide Therapy. Springer Nature, 2022.
- [ 33] Haney, Pamela. "Radiation Therapy Planning by Gunilla C. Bentel." Medical Physics 19.6 (1992): 1497-1498.

[ 34] KOLITSI, Z., DAHL, O., VAN LOON, R., DROUARD, J., VAN DIJK, J., RUDEN, B.I., CHIEREGO, G., ROSENWALD, J.C., Quality assurance in conformal radiotherapy: DYNARAD consensus report on practice guidelines, *Radiother.Oncol.* 45 217-223 (1997).

[ 35] B. Juste, R. Miró, S. Diez, J.M. Campayo, G. Verdú, Monte Carlo simulation of the iView GT portal imager dosimetry, *Applied Radiation and Isotopes*, Volume 68, Issues 4–5, 2010, Pages 922-925,

[ 36] <https://www.dosisoft.com/products/epibeam/>



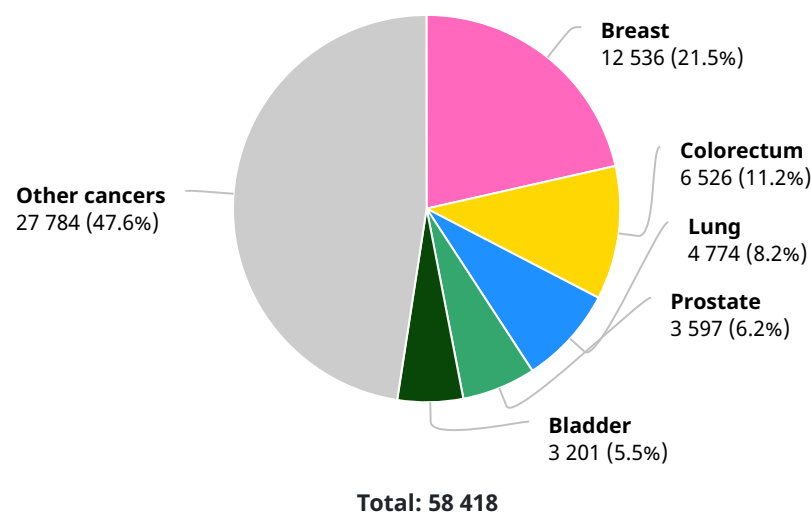
# Annexes

# Algeria

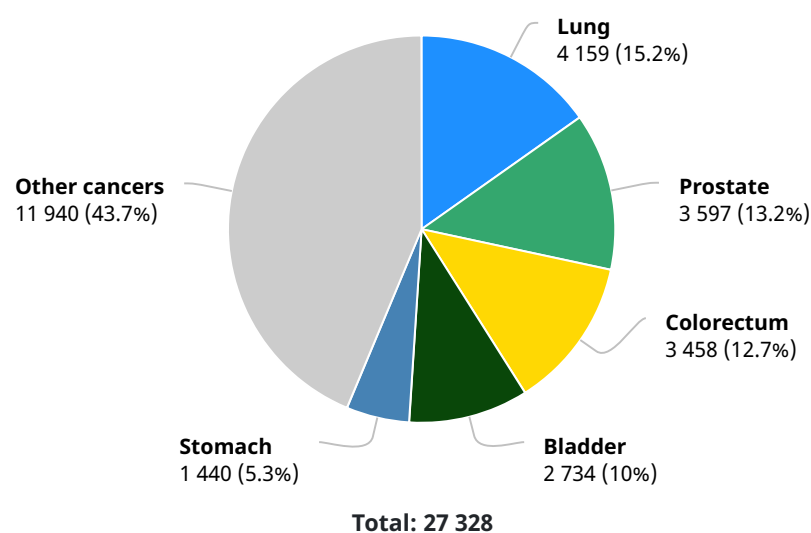
Source: Globocan 2020



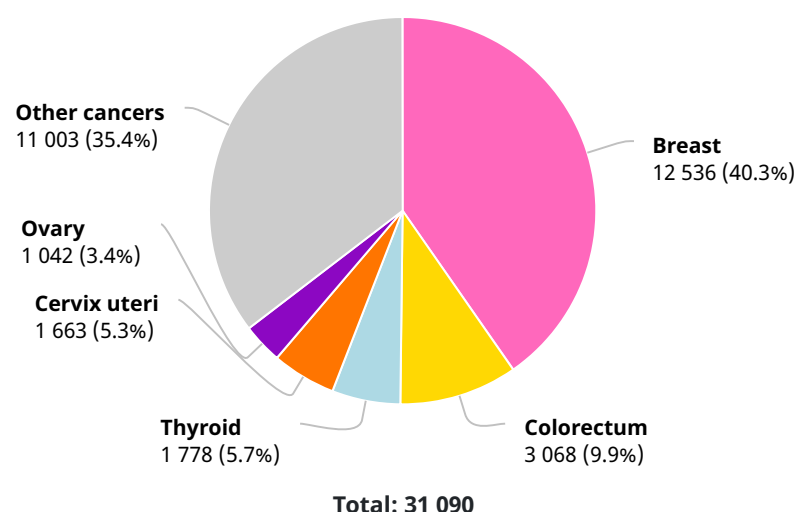
## Number of new cases in 2020, both sexes, all ages



## Number of new cases in 2020, males, all ages



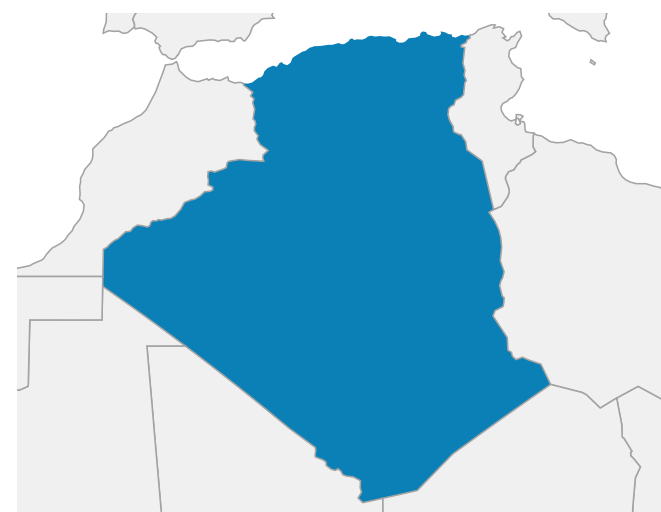
## Number of new cases in 2020, females, all ages



## Summary statistic 2020

	Males	Females	Both sexes
Population	22 153 808	21 697 235	43 851 043
Number of new cancer cases	27 328	31 090	58 418
Age-standardized incidence rate (World)	129.7	141.7	135.3
Risk of developing cancer before the age of 75 years (%)	13.7	14.1	13.9
Number of cancer deaths	17 902	14 900	32 802
Age-standardized mortality rate (World)	84.2	68.5	76.1
Risk of dying from cancer before the age of 75 years (%)	8.6	7.3	7.9
5-year prevalent cases	64 379	86 011	150 390
Top 5 most frequent cancers excluding non-melanoma skin cancer (ranked by cases)	Lung Prostate Colorectum Bladder Stomach	Breast Colorectum Thyroid Cervix uteri Ovary	Breast Colorectum Lung Prostate Bladder

## Geography



## Numbers at a glance

Total population

**43 851 043**

Number of new cases

**58 418**

Number of deaths

**32 802**

Number of prevalent cases (5-year)

**150 390**

## Data source and methods

### Incidence

**Country-specific data source:** Tumour Registry of Algiers, Annaba Cancer Registry, Cancer Registry of the Wilaya of Batna, Sétif Cancer Registry, Cancer Registry of Sidi-Bel-Abbès, Tizi-Ouzou Cancer Registry, Tlemcen Cancer Registry  
**Method:** Weighted/simple average of the most recent local rates applied to 2020 population

### Mortality

**Country-specific data source:** No data  
**Method:** Estimated from national incidence estimates by modelling, using incidence:mortality ratios derived from cancer registry data in neighbouring countries

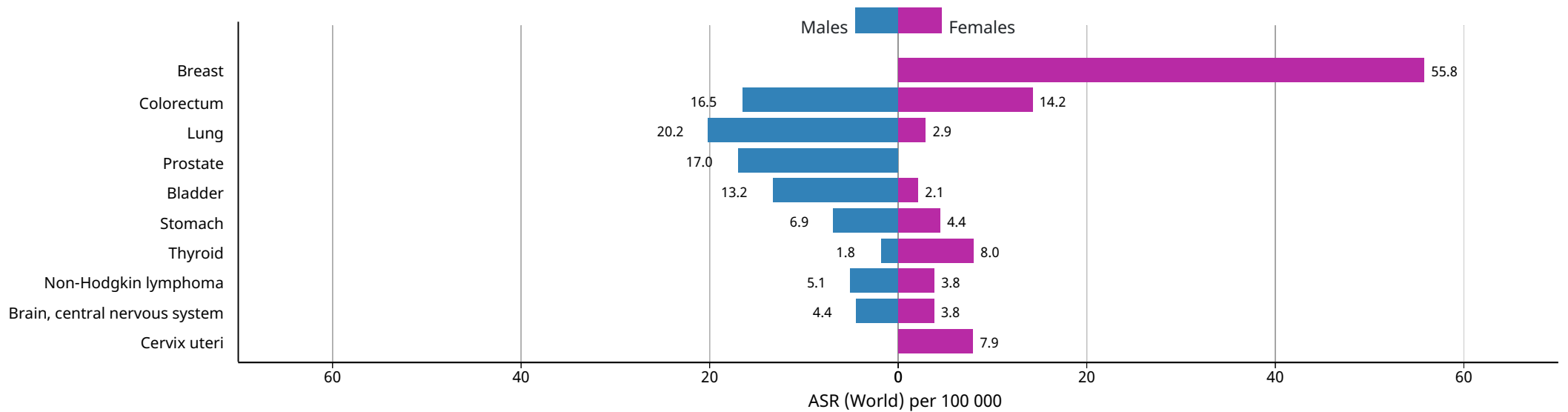
### Prevalence

Computed using sex-, site- and age-specific incidence to 1-,3- and 5-year prevalence ratios from Nordic countries for the period (2006-2015), and scaled using Human Development Index (HDI) ratios.

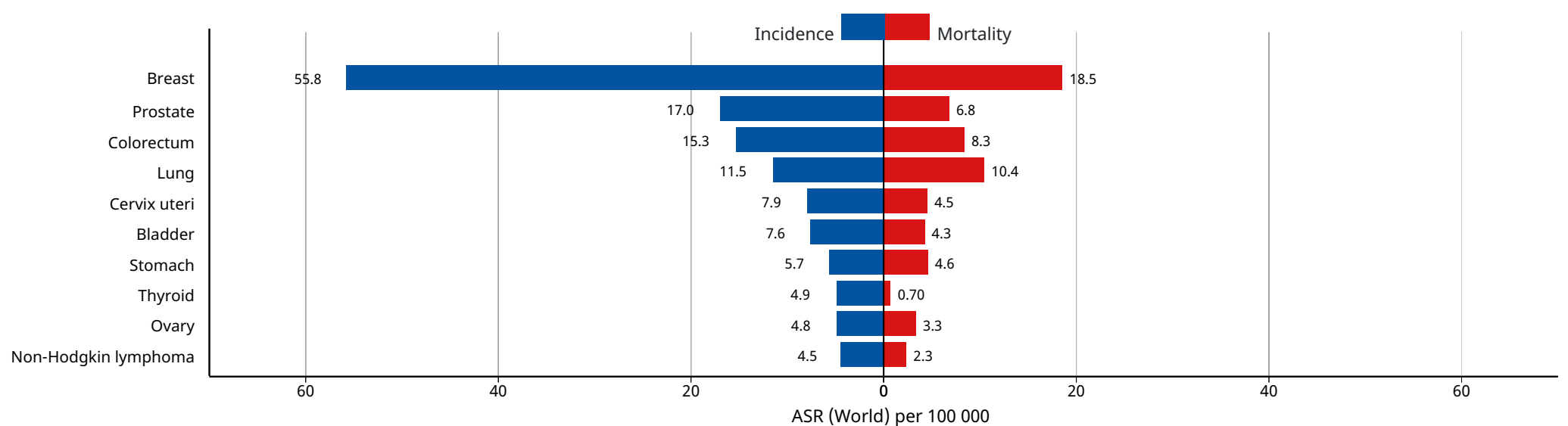
## Incidence, Mortality and Prevalence by cancer site

Cancer	New cases				Deaths				5-year prevalence (all ages)	
	Number	Rank	(%)	Cum.risk	Number	Rank	(%)	Cum.risk	Number	Prop. (per 100 000)
Breast	12 536	1	21.5	5.62	4 116	2	12.5	1.96	38 886	179.22
Lung	4 774	2	8.2	1.41	4 333	1	13.2	1.29	5 006	11.42
Colon	3 811	3	6.5	1.05	2 174	3	6.6	0.55	9 263	21.12
Prostate	3 597	4	6.2	1.89	1 635	6	5.0	0.19	12 533	56.57
Bladder	3 201	5	5.5	0.93	1 861	5	5.7	0.45	8 823	20.12
Rectum	2 575	6	4.4	0.71	1 380	8	4.2	0.34	6 804	15.52
Stomach	2 396	7	4.1	0.68	1 947	4	5.9	0.54	3 482	7.94
Thyroid	2 170	8	3.7	0.51	310	20	0.95	0.07	7 145	16.29
Non-Hodgkin lymphoma	1 924	9	3.3	0.47	1 018	10	3.1	0.25	5 484	12.51
Brain, central nervous system	1 777	10	3.0	0.41	1 478	7	4.5	0.37	4 948	11.28
Leukaemia	1 683	11	2.9	0.35	1 115	9	3.4	0.25	4 925	11.23
Cervix uteri	1 663	12	2.8	0.93	930	12	2.8	0.57	4 499	20.74
Nasopharynx	1 401	13	2.4	0.33	807	13	2.5	0.22	4 114	9.38
Gallbladder	1 056	14	1.8	0.31	684	15	2.1	0.19	1 292	2.95
Ovary	1 042	15	1.8	0.54	685	14	2.1	0.41	2 849	13.13
Pancreas	974	16	1.7	0.28	938	11	2.9	0.27	846	1.93
Hodgkin lymphoma	855	17	1.5	0.16	230	22	0.70	0.05	2 953	6.73
Larynx	841	18	1.4	0.27	549	18	1.7	0.17	2 334	5.32
Multiple myeloma	752	19	1.3	0.21	613	16	1.9	0.16	1 813	4.13
Kidney	645	20	1.1	0.17	325	19	0.99	0.09	1 929	4.40
Liver	609	21	1.0	0.17	574	17	1.7	0.17	700	1.60
Corpus uteri	555	22	0.95	0.34	112	25	0.34	0.07	1 723	7.94
Lip, oral cavity	293	23	0.50	0.08	126	23	0.38	0.03	784	1.79
Melanoma of skin	284	24	0.49	0.06	117	24	0.36	0.02	822	1.87
Oesophagus	250	25	0.43	0.06	236	21	0.72	0.06	284	0.65
Anus	140	26	0.24	0.04	59	27	0.18	0.01	374	0.85
Testis	137	27	0.23	0.05	28	33	0.09	0.01	513	2.32
Salivary glands	137	28	0.23	0.04	55	28	0.17	0.01	425	0.97
Vulva	89	29	0.15	0.05	32	31	0.10	0.01	260	1.20
Oropharynx	74	30	0.13	0.02	44	29	0.13	0.01	183	0.42
Kaposi sarcoma	73	31	0.12	0.02	29	32	0.09	0.01	200	0.46
Mesothelioma	70	32	0.12	0.02	62	26	0.19	0.02	94	0.21
Hypopharynx	62	33	0.11	0.02	32	30	0.10	0.01	98	0.22
Vagina	38	34	0.07	0.02	18	34	0.05	0.01	100	0.46
Penis	4	35	0.01	0.00	2	35	0.01	0.00	11	0.05
<b>All cancer sites</b>	<b>58 418</b>	<b>-</b>	<b>-</b>	<b>13.93</b>	<b>32 802</b>	<b>-</b>	<b>-</b>	<b>7.95</b>	<b>150 390</b>	<b>343.0</b>

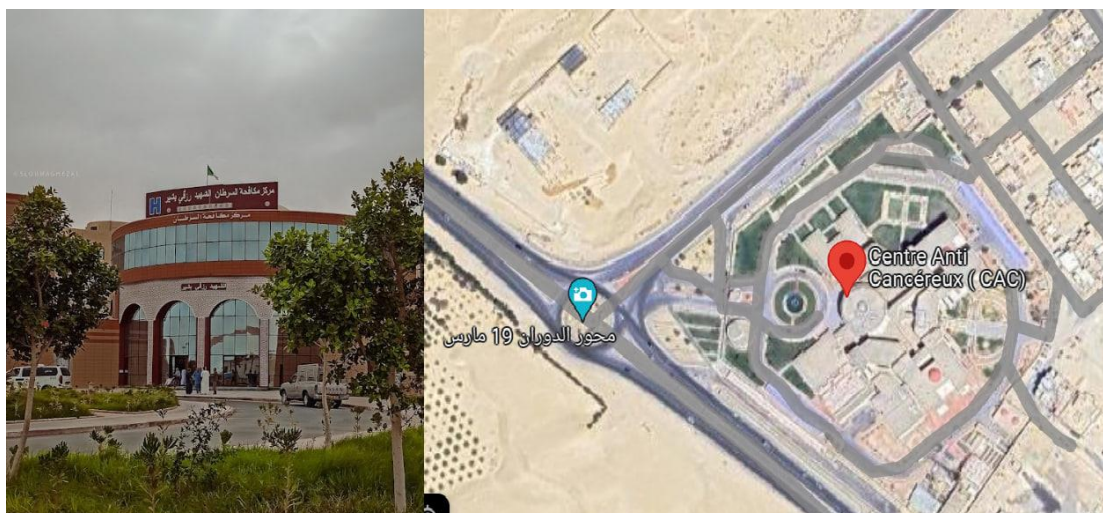
## Age-standardized (World) incidence rates per sex, top 10 cancers



## Age-standardized (World) incidence and mortality rates, top 10 cancers



## Centre Anti Cancéreux ( CAC)



Présentation du service de Radiothérapie Oncologique « SOR »

« **Le centre anti cancer El Oued** » est honoré et fier de pouvoir contribuer à la lutte contre le cancer dans notre pays.

Il dispose pour cela d'un service de radiothérapie doté d'équipements performants de dernière génération tels que :

- Trois (03) accélérateurs linéaires de type ELEKTA, pourvus (d'un collimateur) de 160 lames, permettant ainsi les techniques les plus innovantes telles que la radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité (RCMI ou IMRT). L'irradiation en VMAT (irradiation volumétrique en modulation d'intensité), développée par la firme ELEKTA, permet d'optimiser davantage la radiothérapie dont le premier objectif est la destruction de la tumeur en épargnant au maximum les tissus sains avoisinants.
- Un scanner de simulation dédié à la radiothérapie, de type General Electric (GE CT590 RT). Cet appareil très performant permet l'imagerie en 4D, favorisant ainsi l'accès à la technique de radiothérapie asservie à la respiration (gating), toujours dans le but d'optimiser la préservation des tissus sains, en particulier les organes vitaux non touchés par le processus tumoral.
- Un système de gestion technique et administratif du parcours thérapeutique de chaque patient, du début à la fin du traitement. Ce system Record and Verif (R&V), de type MOSAIC, est parmi ce qui se fait de mieux dans le domaine.
- Un système Trématent Planning System (TPS), de type MONACO, permettant de planifier le traitement par une individualisation adaptée à chaque cas, notamment par une étude dosimétrique précise.

## Résumé

**Mots clé :** RC3D, CQ patients

Cette recherche porte sur les différents protocoles utilisés pour la planification du traitement et le contrôle de la qualité des patients pour la technologie de radiothérapie RC3D du côté théorique des différents dispositifs et systèmes impliqués dans le processus de planification et de traitement pour les patients cancéreux de toutes sortes, afin de le faire fonctionner dans des limites qui assurent la sécurité des patients dans le domaine médical contre les rayonnements et leurs effets immédiats et futurs et de trouver une référence et une méthodologie dans la façon d'accomplir ces différents mécanismes dans ce travail délicat - le contrôle de la qualité pour le patient -.

Dans cette recherche, un test de contrôle de la qualité a été effectué pour les patients pour cette technique sur un groupe de patients atteints de différents types de cancer afin de déterminer l'étendue de sa précision dans les dispositifs et les systèmes du Centre de contrôle du cancer Rizki Bashir à EL-OUED.

Ces résultats ont été comparés aux résultats internationaux dans l'incertitude admissible des systèmes et appareils de radiothérapie du Centre de lutte contre le cancer Rizki Bashir dans la vallée, et il a été noté que les résultats étaient largement dans les limites autorisées selon les normes internationales, ce qui est rassurant à la fois pour les patients et le personnel médical et augmente l'efficacité des performances de cet hôpital.

## الملخص

**الكلمات المفتاحية :** مراقبة الجودة، RC3D

يتناول هذا البحث مختلف البروتوكولات المتبعة من أجل تخطيط العلاج وضبط الجودة للمرضى لتقنية العلاج الإشعاعي RC3D من الجانب النظري لمختلف الأجهزة والأنظمة المتداخلة في عملية التخطيط والعلاج لمرضى السرطان بمختلف أنواعه وذلك من أجل جعله يعمل في حدود يضمن سلامة المرضى في المجال الطبي من الإشعاعات وآثارها الآنية والأجلة وإيجاد مرجع ومنهجية في كيفية إنجاز مختلف هذه الميكانيزمات في هذا العمل الدقيق- ضبط الجودة للمريض.-.

وتم في هذا البحث إجراء اختبار ضبط الجودة للمرضى لهذه التقنية على مجموعة من المرضى المصابين بأنواع مختلفة من السرطان وذلك للوقوف على مدى دقتها في أجهزة وأنظمة مركز مكافحة السرطان رزقي بشير بالوادي.

وتمت مقارنة هذه النتائج مع النتائج العالمية ضمن مدى الارتياح المسموح به وذلك لأنظمة وأجهزة المعالجة الإشعاعية في مركز مكافحة السرطان رزقي بشير بالوادي وتمت ملاحظة أن النتائج كانت إلى حد كبير ضمن ما هو مسموح به وفق المعايير الدولية فيما يبعث على الاطمئنان سواء للمرضى أو للطواقم الطبية ويرفع من كفاءة الأداء لهذا المستشفى.