

**Ministère de la Santé
et des Services sociaux**

**Cadre de référence pour l'allocation
des ressources matérielles :
appareils de planification
en radio-oncologie**

**Recommandations du sous-comité sur
les appareils de planification
à la Direction générale de cancérologie**

Édition :

La Direction des communications du ministère de la Santé et des Services sociaux

Le présent document s'adresse spécifiquement aux intervenants du réseau québécois de la santé et des services sociaux et n'est accessible qu'en version électronique à l'adresse :

www.msss.gouv.qc.ca section Publications

Le genre masculin utilisé dans ce document désigne aussi bien les femmes que les hommes.

Dépôt légal

Bibliothèque et Archives nationales du Québec, 2017

Bibliothèque et Archives Canada, 2017

ISBN : 978-2-550-78603-0 (version PDF)

Tous droits réservés pour tous pays. La reproduction, par quelque procédé que ce soit, la traduction ou la diffusion de ce document, même partielles, sont interdites sans l'autorisation préalable des Publications du Québec. Cependant, la reproduction de ce document ou son utilisation à des fins personnelles, d'étude privée ou de recherche scientifique, mais non commerciales, sont permises à condition d'en mentionner la source.

© Gouvernement du Québec, 2017

Coordonnatrice des travaux à la DGC

M^{me} Elodie Brochu, M. Sc., coordonnatrice du sous-comité, Direction générale de cancérologie (DGC),
Ministère de la Santé et des Services sociaux (MSSS)

Rédactrices principales

M^{me} Elodie Brochu, M. Sc., DGC, MSSS

M^{me} Mélanie Morneau, M. Sc., M. B. A., DGC, MSSS

Collaboration spéciale à la rédaction

M. Bernard Lachance, M. Sc., physicien médical, CHU de Québec – Université Laval

M. Charles Lavoie, M. Sc., physicien médical, CIUSSS de l'Estrie – CHUS

D^{re} Annie Ébacher, M. D., radio-oncologue, CIUSSS de l'Estrie – CHUS

M^{me} Marie-Ève Quirion, t.r.o., DGC, MSSS

Déclaration de conflit d'intérêts

Aucun conflit d'intérêts n'a été rapporté

Composition du sous-comité

Le sous-comité sur les appareils de planification était composé des personnes suivantes :

D^{re} Annie Ébacher, M.D., radio-oncologue, CIUSSS de l'Estrie – CHUS

M. Bernard Lachance, M. Sc., physicien médical, CHU de Québec – Université Laval

M. Charles Lavoie, M. Sc., physicien médical, coordonnateur du groupe de physique médicale, CIUSSS de
l'Estrie – CHUS

M^{me} Diane Roy, t.r.o., chef de service de radio-oncologie, CISSS de la Montérégie-Centre

M^{me} Line Desrosiers, t.r.o., coordonnatrice technique du secteur planification, CISSS de la Montérégie-
Centre

M^{me} Elodie Brochu, M. Sc., coordonnatrice du sous-comité, DGC, MSSS

M^{me} Mélanie Morneau, M. Sc., M. B. A., DGC, MSSS

M^{me} Marie-Ève Quirion, t.r.o., DGC, MSSS

M. Mario Corriveau, DGC, MSSS

RÉSUMÉ DES RECOMMANDATIONS

Considérant les données probantes disponibles à ce jour, le sous-comité recommande :

Simulateur conventionnel

- que le simulateur conventionnel ne soit plus utilisé comme méthode de routine pour la planification des traitements de radiothérapie externe ou de curiethérapie;

TDM

- que la planification des traitements avec la TDM soit reconnue comme un standard de pratique (appareil de planification de base);
- que tous les centres de radio-oncologie du Québec disposent d'au moins un appareil de TDM dédié¹ au département de radio-oncologie pour la planification des traitements;
- qu'un volume minimal de 2 175 planifications par année avec la TDM soit utilisé pour justifier l'acquisition d'un deuxième appareil dédié à la radiothérapie dans l'établissement (incluant la radiothérapie externe et la curiethérapie), et de 4 348 planifications par année pour justifier un troisième appareil;
- qu'une TDM soit dédiée à la curiethérapie dans les centres qui disposent d'une suite;
- que les centres de radio-oncologie traitant les régions thoraciques ou abdominales aient accès à une TDM-4D;
- que les établissements s'assurent d'avoir la fonctionnalité 4D pour tout rehaussement ou toute nouvelle acquisition d'un appareil de TDM pour la radiothérapie externe;
- que toute nouvelle acquisition d'un appareil de TDM pour la planification réponde aux paramètres suivants :
 - o présence de lasers de positionnement contrôlés par ordinateur,
 - o modèle d'anneau à grande ouverture,
 - o station de planification virtuelle,
 - o injecteur pour produit de contraste,
 - o algorithme pour enlever les artefacts,
 - o table à dessus plat avec indexation nécessaire pour le positionnement des patients,
 - o accessoires d'immobilisation pour le traitement;

¹ Le terme « dédié » dans ce document signifie que l'appareil de planification est accessible et réservé à une portion d'usage exclusif pour la radio-oncologie, et installé dans le département de radio-oncologie. Cela ne veut pas nécessairement dire que l'appareil doit être à usage exclusif pour la radio-oncologie. L'appareil peut être partagé avec la radiologie pour les plages non utilisées et des ententes entre les départements de radio-oncologie et de radiologie peuvent être conclues afin de planifier l'achat ou la justification d'achat d'un appareil.

IRM

- que la planification des traitements avec l'IRM soit reconnue comme un standard de pratique;
- que tous les centres de radio-oncologie du Québec disposent d'au moins un appareil d'IRM localisé dans la même installation², pour la planification des traitements;
- que l'IRM soit dédiée et installée dans le département de radio-oncologie lorsque les volumes d'activité le justifient;
- qu'un volume minimal d'environ 1 000 planifications par année avec l'IRM soit utilisé pour justifier un appareil dédié à la radiothérapie dans l'établissement (incluant la radiothérapie externe et la curiethérapie);
- qu'un volume minimal de 2 175 planifications par année avec l'IRM soit utilisé pour justifier l'acquisition d'un deuxième appareil dédié à la radiothérapie dans l'établissement (incluant la radiothérapie externe et la curiethérapie), et de 4 348 planifications par année pour justifier un troisième appareil;
- que, si l'IRM n'est pas dédiée à la radio-oncologie, des plages horaires en quantité suffisante soient réservées en radiologie pour répondre aux demandes d'examens de planification en radio-oncologie et que ces cas soient priorisés;
- que, si l'IRM n'est pas dédiée à la radio-oncologie, celle-ci soit adaptée aux besoins de la radio-oncologie (ex. : table adaptée);
- que, s'il n'est pas possible pour le département de radiologie d'offrir des plages suffisantes pour les besoins de la radio-oncologie, l'acquisition d'un appareil partagé, idéalement localisé dans le département de radio-oncologie, soit envisagée;
- que la décision de recourir ou non à une IRM de planification soit toujours prise à la suite d'une évaluation complète de la condition clinique du patient (au cas par cas);
- que l'IRM de planification soit utilisée pour les indications suivantes lorsque, à la suite de l'évaluation clinique du patient, des incertitudes demeurent quant à la planification du traitement :
 - o cancers cérébraux (radiothérapie stéréotaxique et externe),
 - o cancers ORL,
 - o cancers de la prostate,

² Tiré du document intitulé *Glossaire – Définition de termes relatifs au réseau de la santé et des services sociaux* (MSSS, janvier 2016)¹. Une installation est le lieu physique où sont offerts les soins de santé et les services sociaux à la population du Québec, dans le cadre d'une ou de plusieurs missions. Un établissement comporte généralement plusieurs installations.

- o cancers gynécologiques,
- o traitements de curiethérapie (col utérin),
- o sarcomes;
- que l'utilisation de l'IRM de planification puisse être considérée pour les indications suivantes :
 - o SBRT de la colonne,
 - o cancers abdominaux (foie, pancréas),
 - o cancers de la vessie,
 - o traitements de curiethérapie interstitielle;
- que toute nouvelle acquisition ou tout rehaussement d'un appareil d'IRM pour la planification réponde aux paramètres suivants :
 - o présence de lasers de positionnement contrôlés par ordinateur,
 - o modèle d'anneau à grande ouverture permettant l'examen en position de traitement avec les accessoires d'immobilisation compatibles,
 - o injecteur pour produit de contraste,
 - o table à dessus plat avec indexation nécessaire pour le positionnement des patients,
 - o accessoires et applicateurs compatibles avec l'IRM pour la curiethérapie;

TEP-TDM

- que tous les centres de radio-oncologie du Québec disposent d'au moins un appareil de TEP-TDM localisé dans la même installation, pour la planification des traitements;
- que, si la TEP-TDM n'est pas dédiée à la radio-oncologie, des plages horaires en quantité suffisante soient réservées en radiologie pour répondre aux demandes d'exams de planification en radio-oncologie et que ces cas soient priorités;
- que la TEP-TDM soit dédiée au département de radio-oncologie lorsque les volumes d'activité le justifient;
- qu'un volume minimal d'environ 835 planifications par année avec la TEP-TDM soit utilisé pour justifier un appareil dédié à la radiothérapie dans l'établissement;
- qu'un volume minimal d'environ 1 740 planifications par année avec la TEP-TDM soit utilisé pour justifier l'acquisition d'un deuxième appareil dédié à la radiothérapie dans l'établissement;
- que la décision de recourir ou non à une TEP-TDM de planification soit toujours prise à la suite d'une évaluation complète de la condition clinique du patient (au cas par cas);
- que la TEP-TDM de planification en position de traitement soit utilisée pour les indications suivantes :
 - o cancers du poumon,
 - o cancers ORL,

- o lymphomes,
- o cancers du col de l'utérus,
- o cancers de l'anus,
- o cancers du rectum;
- que l'utilisation de la TEP-TDM de planification puisse être considérée pour les indications suivantes :
 - o autres cancers gynécologiques,
 - o cancers de l'œsophage,
 - o métastases hépatiques;
- que la TEP-TDM ne soit pas utilisée pour la planification de la curiethérapie en dehors d'essais cliniques;
- que toute nouvelle acquisition d'un appareil de TEP-TDM pour la planification réponde aux paramètres suivants :
 - o présence de lasers de positionnement contrôlés par ordinateur,
 - o modèle d'anneau à grande ouverture permettant l'examen en position de traitement avec les accessoires d'immobilisation compatibles,
 - o injecteur pour radiotraceurs,
 - o table à dessus plat avec indexation nécessaire pour le positionnement des patients;

(Le développement de nouveaux radiotraceurs pourrait conduire à de nouvelles indications ainsi qu'à une plus grande utilisation de la TEP-TDM dans le futur.)

Échographie

- que tous les centres de radio-oncologie du Québec disposent d'au moins un appareil d'échographie dédié à l'application et à l'implantation des applicateurs/aiguilles/cathéters des traitements de curiethérapie;
- que l'échographie 3D soit utilisée pour la planification des cancers de la prostate, notamment en l'absence de toute autre modalité d'imagerie (TDM sur rail ou IRM) dans la suite de curiethérapie;
- que l'utilisation de l'échographie puisse être considérée pour les indications suivantes :
 - o cancers du sein,
 - o cancers gynécologiques;
- que toute nouvelle acquisition d'un appareil d'échographie pour la planification réponde au paramètre suivant :
 - o sondes appropriées selon les sièges tumoraux à traiter.

TABLE DES MATIÈRES

1. INTRODUCTION	1
1.1 MANDAT DU SOUS-COMITÉ	1
1.2 OBJECTIF.....	1
1.3 PRINCIPES DE BASE EN RADIO-ONCOLOGIE	2
1.3.1 RADIOTHÉRAPIE EXTERNE	2
1.3.2 CURIETHÉRAPIE	2
1.3.3 PLANIFICATION DES TRAITEMENTS	3
1.3.3.1 SIMULATEURS	3
1.3.3.2 TDM	4
1.3.3.3 IRM.....	5
1.3.3.4 TEP-TDM	7
1.3.3.5 ÉCHOGRAPHIE.....	8
1.3.4 DÉLINÉATION DES VOLUMES CIBLES	10
1.3.5 MULTIPLES MODALITÉS D'IMAGERIE	11
1.3.6 IMAGERIE 4D	11
1.3.7 PLANIFICATION DU TRAITEMENT ET VALIDATION DE LA PLANIFICATION EN TEMPS RÉEL PENDANT LE TRAITEMENT DE RADIOTHÉRAPIE	12
1.3.8 IMPORTANCE DE S'INTERROGER SUR LES APPAREILS DE PLANIFICATION.....	12
2. MÉTHODOLOGIE.....	14
2.1 REVUE DE LA LITTÉRATURE	14
2.2 ÉTAT DE SITUATION AU QUÉBEC	15
2.3 ESTIMATIONS DU NOMBRE DE PLANIFICATIONS DE RADIOTHÉRAPIE PAR APPAREIL	15
3. RÉSULTATS DE LA REVUE DE LITTÉRATURE.....	17
3.1 PLANIFICATION DE LA RADIOTHÉRAPIE EXTERNE	18
3.1.1 TDM	18
3.1.1.1 REVUE SYSTÉMATIQUE	18
3.1.1.2 RECOMMANDATIONS POUR LA PRATIQUE CLINIQUE	19
3.1.1.3 ÉTUDES PROSPECTIVES ET RÉTROSPECTIVES	19
3.1.2 IRM	31
3.1.2.1 ÉTUDES PROSPECTIVES ET RÉTROSPECTIVES	31
3.1.3 TEP-TDM	41
3.1.3.1 GUIDES.....	41
3.1.3.2 REVUES SYSTÉMATIQUES	42

3.1.3.3	RECOMMANDATIONS OU CONSENSUS POUR LA PRATIQUE CLINIQUE	43
3.1.3.4	ÉTUDES PROSPECTIVES ET RÉTROSPECTIVES	43
3.1.4	ÉCHOGRAPHIE	60
3.2	PLANIFICATION DE LA CURIETHÉRAPIE	60
3.2.1.1	RECOMMANDATIONS POUR LA PRATIQUE CLINIQUE	60
3.2.2	TDM	62
3.2.2.1	REVUES SYSTÉMATIQUES	62
3.2.2.2	ÉTUDES PROSPECTIVES ET RÉTROSPECTIVES	62
3.2.3	IRM	64
3.2.3.1	REVUES SYSTÉMATIQUES	64
3.2.3.2	ÉTUDES PROSPECTIVES ET RÉTROSPECTIVES	65
3.2.4	TEP-TDM	68
3.2.4.1	REVUES SYSTÉMATIQUES	68
3.2.4.2	ÉTUDES PROSPECTIVES ET RÉTROSPECTIVES	68
3.2.5	ÉCHOGRAPHIE	69
3.2.5.1	ÉTUDES PROSPECTIVES ET RÉTROSPECTIVES	69
4.	ÉTAT DE SITUATION AU QUÉBEC	74
4.1	INVENTAIRE DES APPAREILS DE PLANIFICATION AU QUÉBEC	74
4.2	ESTIMATION DE LA CAPACITÉ DES APPAREILS DE PLANIFICATION	75
4.2.1	TDM	76
4.2.2	IRM	77
4.2.3	TEP-TDM	78
4.2.4	ÉCHOGRAPHIE	79
4.2.5	RÉSUMÉ DES ESTIMATIONS	80
5.	RÉSUMÉ DES RECOMMANDATIONS DU COMITÉ	81
5.1	APPAREILS DE PLANIFICATION À PRIVILÉGIER	81
5.1.1	SIMULATEUR CONVENTIONNEL	81
5.1.2	TDM	82
5.1.3	IRM	83
5.1.4	TEP-TDM	86
5.1.5	ÉCHOGRAPHIE	88
6.	RÉFÉRENCES	89

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1 - Synthèse des études répertoriées comparant la TDM à une autre technique d'imagerie selon le siège de cancer.....	28
Tableau 2 - Synthèse des études répertoriées comparant l'IRM à une autre technique d'imagerie selon le siège de cancer.....	38
Tableau 3 - Synthèse des études répertoriées comparant l'utilisation de la TEP comme appareil de planification de la radiothérapie à une autre technique d'imagerie selon le siège de cancer	55
Tableau 4 - Synthèse des études répertoriées comparant l'utilisation des différentes techniques d'imagerie pour la planification de la curiethérapie selon le siège de cancer	71
Tableau 5 - Inventaire des appareils de planification au Québec, décembre 2015	74
Tableau 6 - Volume minimal d'examens requis pour justifier l'acquisition d'un appareil de TDM dédié et capacité maximale annuelle d'examens en fonction du nombre d'heures de fonctionnement par jour.....	77
Tableau 7 - Volume minimal d'examens requis pour justifier l'acquisition d'un appareil d'IRM dédié et capacité maximale annuelle d'examens en fonction du nombre d'heures de fonctionnement par jour.....	77
Tableau 8 - Volume minimal d'examens requis pour justifier l'acquisition d'un appareil de TEP-TDM dédié et capacité maximale annuelle d'examens en fonction du nombre d'heures de fonctionnement par jour.....	79
Tableau 9 - Estimations du nombre de planifications de traitements de radiothérapie externe par appareil	80

LISTE DES FIGURES

Figure 1 - Diagramme de sélection des documents portant sur l'utilisation des appareils de planification des traitements de radiothérapie et de curiethérapie.....	17
---	----

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

2D	Deux dimensions
3D	Trois dimensions
4D	Quatre dimensions
¹¹ C-méthionine	Carbone-11 méthionine
[18F]FDG	2-[18F] fluoro2desoxy-D-glucose
AAPM	American Association of Physicists in Medicine
ABS	American Brachytherapy Society
ACR	American College of Radiology
ACRIN	American College of Radiology Imaging Network
AP	Antéropostérieure
ASCO	American Society of Clinical Oncology
ASTRO	American Society for Radiation Oncology
CC	Craniocaudale
CHU	Centre hospitalier universitaire
CHUQ	Centre hospitalier universitaire de Québec – Université Laval (ancien CHUQ)
CHUM	Centre hospitalier de l'Université de Montréal
CHUS	Centre hospitalier universitaire de Sherbrooke
CICM	Centre intégré de cancérologie de la Montérégie
CISSS	Centre intégré de santé et de services sociaux
CIUSSS	Centre intégré universitaire de santé et de services sociaux
CPNPC	Cancer du poumon non à petites cellules
CPPC	Cancer du poumon à petites cellules
CSSS	Centre de santé et de services sociaux
CTV	<i>Clinical target volume</i> traduit par « volume cible clinique »
CUSM	Centre universitaire de santé McGill
DGC	Direction générale de cancérologie
DVH	<i>Dose-volume histogram</i> , traduit par « histogramme dose-volume »
Écho-ellipsoïde	Échographie transrectale selon la formule du volume ellipsoïde
Écho-step	Échographie transrectale par étape
ESTRO	European Society for Radiation Oncology
Gd-DTPA	<i>Gadolinium-diethylenetriamine-pentaacetic acid</i>
GEC-ESTRO	Group of the European Society for Therapeutic Radiology and Oncology

GMI	Indice de manque géographique
GOG	Gynecology Oncology Group
GTV	<i>Gross tumor volume</i> traduit par « volume tumoral brut »
HCC	Carcinome hépatocellulaire
HDR	Haut débit de dose
HR	Haut risque
ICBT	Curiethérapie endocavitaire
ICRU 38	International Commission on Radiation Units and Measurements
IGRT	<i>Image-guided radiation therapy</i> traduit par « radiothérapie guidée par l'image »
IMC	Indice de masse corporelle
IMRT	<i>Intensity-modulated radiation therapy</i> traduit par « radiothérapie de conformation avec modulation d'intensité »
INESSS	Institut national d'excellence en santé et en services sociaux
INRT	<i>Involved-node radiotherapy</i> traduit par « radiothérapie avec ganglions impliqués »
IRM	Imagerie par résonance magnétique
ITV	<i>Internal target volume</i> traduit par « volume cible interne »
LARC	Cancer rectal localement avancé
ML	Médiolatérale
MSSS	Ministère de la Santé et des Services sociaux
NCCN	National Comprehensive Cancer Network
NICE	National Institute for Health and Care Excellence
NPC	Carcinome du nasopharynx
NTCP	Probabilité de complication aux tissus sains
NTI	Indice de tissus normaux
OAR	Organe à risque
ORL	Oto-rhino-laryngologique
PTV	<i>Planning target volume</i> traduit par « volume cible de planification »
RMN	Résonance magnétique nucléaire
RPC	Radiologic Physics Center
RTOG	Radiation Therapy Oncology Group
SBRT	Radiothérapie stéréotaxique
SC	Supraclaviculaire
SEOR	Radiation Oncology Spanish Society Brachytherapy Group
SI	Supérieur-inférieur

SNC	Système nerveux central
SNR	Rapport signal sur bruit
SIGN	Scottish Intercollegiate Guideline Network
T	Tesla
TB	Lit tumoral
TDM	Tomodensitométrie
TEP	Tomographie à émission de positrons
TEP-TDM	Tomographie à émission de positrons couplée à un appareil de tomodensitométrie
UETMIS	Unité d'évaluation des technologies et des modes d'intervention en santé

1. INTRODUCTION

1.1 MANDAT DU SOUS-COMITÉ

En 2013, le Comité national de radio-oncologie a été mandaté pour soumettre des recommandations à la Direction générale de cancérologie (DGC) afin d'assurer la mise à jour continue du cadre de référence pour l'allocation des ressources matérielles en radio-oncologie et de l'adapter en fonction de l'évolution des technologies en vue d'assurer des traitements optimaux de qualité dans tout le réseau. Un premier document, intitulé *Cadre de référence pour l'allocation des ressources matérielles 2013-2025*³, a été élaboré en décembre 2012 par la Direction de l'accès, des technologies et de la biologie médicales – Services des technologies médicales de la Direction générale des services de santé et médecine universitaire du ministère de la Santé et des Services sociaux (MSSS). Ce document avait pour but de réévaluer et d'actualiser les besoins en ce qui concerne les appareils de traitement en radiothérapie, plus précisément les accélérateurs linéaires, en tenant compte des données statistiques et des technologies les plus récentes.

Par la suite, le sous-comité sur les appareils de planification a été mandaté par le Comité national de radio-oncologie afin de lui soumettre des recommandations quant à l'utilisation et à la disponibilité dans les services de radio-oncologie :

- de simulateurs;
- d'appareils de tomodesitométrie (TDM);
- d'appareils d'imagerie par résonance magnétique (IRM);
- d'appareils de tomographie à émission de positrons couplés à un appareil de tomodesitométrie (TEP-TDM);
- d'appareils d'échographie.

Ces recommandations devront tenir compte des missions des centres intégrés de santé et de services sociaux (CISSS), des centres intégrés universitaires de santé et de services sociaux (CIUSSS) et des centres hospitaliers universitaires (CHU).

1.2 OBJECTIF

Le présent document a comme objectif d'exposer l'avis des experts du sous-comité quant aux équipements de planification en radiothérapie qui devraient être présents dans les CISSS, les CIUSSS et les CHU du Québec en fonction des besoins actuels et futurs et des technologies émergentes.

³ Document non publié

1.3 PRINCIPES DE BASE EN RADIO-ONCOLOGIE

1.3.1 RADIOTHÉRAPIE EXTERNE

La radiothérapie est l'emploi de rayons ionisants aux fins de traitement, notamment pour le cancer². Le principe général de la radiothérapie est d'émettre une dose élevée de radiation vers la tumeur ou la région qui présente un risque d'envahissement tout en évitant les tissus ou organes sains³. Les rayonnements ionisants produisent des dépôts d'énergie à l'intérieur du corps de la personne traitée. Cette dose d'énergie élevée détériore les cellules touchées et affecte entre autres leur fonction de reproduction.

Initialement, de plus faibles doses d'irradiation étaient utilisées afin de préserver les tissus sains, étant donné que les repères anatomiques conduisaient à une incertitude quant à la délimitation des tumeurs⁴. Par la suite, le principe de base pour une modalité de traitement locorégional a plutôt été d'irradier la tumeur au maximum⁵. Lorsqu'il y avait incertitude sur la localisation ou le comportement de la tumeur, la tendance était d'augmenter le volume de la cible ainsi que les marges de planification du traitement⁵. Cette approche avait pour conséquence d'accroître la quantité de tissus sains irradiés, augmentant le risque d'effets secondaires pouvant nécessiter l'arrêt des traitements ou des délais qui compromettaient le contrôle de la tumeur et des toxicités dues aux effets secondaires pouvant avoir, à long terme, des impacts permanents sur la qualité de vie des patients⁵.

L'arrivée de l'imagerie en trois dimensions (3D) dans la planification de la radiothérapie a permis d'amplifier la dose d'irradiation tout en diminuant la dose dirigée vers les organes à risque (OAR)⁶ grâce à une image diagnostique de grande précision permettant de délimiter le volume tumoral brut⁶.

Une des principales difficultés en radiothérapie est donc de délivrer une forte dose de radiation avec exactitude, afin de ne pas endommager les cellules environnantes normales ou saines⁷. Par conséquent, l'objectif fondamental des radio-oncologues est de maximiser le contrôle de la tumeur en minimisant les complications liées à l'atteinte des tissus normaux ou sains⁵. Pour y parvenir, ils utilisent des images précises de l'anatomie obtenues grâce aux appareils de planification.

1.3.2 CURIETHÉRAPIE

La curiethérapie consiste en l'utilisation d'isotopes radioactifs scellés pour le traitement de tumeurs. Ces isotopes peuvent être insérés directement dans les tissus sous forme de grains (implants permanents de la prostate ou des seins), positionnés dans des aiguilles insérées dans le tissu (curiethérapie interstitielle) ou insérés à l'aide d'applicateurs dans une cavité naturelle du corps (gynécologie, rectum, œsophage, bronche). Le principe général est, tout comme pour la radiothérapie externe, d'administrer une dose élevée de radiation à la cible tumorale tout en protégeant les organes ou tissus sains par une diminution

rapide de la dose en fonction de la distance par rapport aux sources. La curiethérapie est utilisée seule ou en association avec un autre traitement tel que la radiothérapie externe ou la chimiothérapie. Elle est notamment indiquée pour le traitement des cancers gynécologiques et de la prostate^{3,8}. Le principe de la curiethérapie est basé sur un positionnement de grande précision des sources radioactives avec une orientation des radiations vers la tumeur.

Plusieurs procédures de curiethérapie sont réalisées sous anesthésie. Pour des raisons d'efficacité et de précision du traitement (afin d'éviter le mouvement des aiguilles ou des applicateurs lors des déplacements du patient), il est préférable que tout l'équipement nécessaire à la mise en place des sources, à l'imagerie et au traitement soit dans une même salle d'intervention.

1.3.3 PLANIFICATION DES TRAITEMENTS

L'imagerie joue un rôle central dans la définition des cibles et des incertitudes en radiothérapie^{5,9}. Les techniques d'imagerie permettent de délimiter la tumeur, de calculer les risques possibles d'atteinte aux OAR et de prendre des décisions éclairées quant à la façon de traiter le patient.

Des avancées en imagerie médicale ont été réalisées ces dernières années, notamment en ce qui concerne la technique et l'analyse de prise d'images. Initialement, le simulateur dit conventionnel ou classique était l'appareil de planification de base en radiothérapie. Ensuite, afin de définir en 3D les cibles ainsi que les OAR, les départements de radio-oncologie se sont munis d'appareils de TDM de planification¹⁰. De plus, pour obtenir des compléments d'information, certains centres de radio-oncologie ont fait l'acquisition de modalités additionnelles comme l'IRM, la tomographie à émission de positrons (TEP) et l'échographie¹⁰.

1.3.3.1 SIMULATEURS

Le simulateur dit conventionnel est un appareil de radiographie et de fluoroscopie muni d'un tube utilisant les rayons X¹¹. Il permet de reproduire les mêmes mouvements qu'un appareil de traitement, d'où provient d'ailleurs son nom¹². Il est utilisé pour planifier des champs de traitement en se basant uniquement sur des repères anatomiques. Les résultats d'images du simulateur sont uniquement en deux dimensions (2D) et ne permettent pas la visualisation des tissus mous⁷. L'utilisation du simulateur classique est une ancienne approche en radiothérapie⁷. Elle est maintenant rarement utilisée et désuète, depuis l'introduction de la TDM pour la planification des traitements¹².

1.3.3.2 TDM

Présentation de l'appareil

L'acquisition d'images de la TDM se fait par la mesure de profils de transmission de rayons X au travers du patient pour un très grand nombre de projections. Pour chaque projection, le profil de transmission est mesuré par un groupe de détecteurs en ligne comprenant généralement entre 800 et 900 éléments de détection. Les multiples projections sont acquises en faisant tourner le tube à rayons X et les groupes de détecteurs en ligne autour du patient. Les TDM modernes ont plusieurs lignes de détecteurs (souvent appelées « barrettes de détecteurs »), permettant ainsi une acquisition plus rapide des multiples projections nécessaires à la reconstruction des images. De plus, l'acquisition se fait maintenant de façon hélicoïdale, c'est-à-dire que la table supportant le patient est déplacée dynamiquement pendant la rotation du « gantry » sur lequel sont fixés le tube à rayons X et les détecteurs.

La TDM permet de visualiser la différence d'absorption des rayons X par les divers tissus traversés⁷. Une visualisation 3D du patient est obtenue dans laquelle chaque pixel de l'image a une intensité proportionnelle au coefficient linéaire d'atténuation du tissu correspondant⁷. Avec la TDM, il est aussi possible d'obtenir des images contenant des informations en 4D issues de la reconstruction d'images multiples qui capturent différentes phases du cycle respiratoire^{13,14,15,16}. Pour obtenir une image 4D avec la TDM, il est nécessaire d'utiliser un logiciel additionnel qui synchronise l'acquisition des projections avec la phase respiratoire à l'aide d'un détecteur placé sur le patient. La disponibilité et la qualité de l'information sur la densité des tissus permettent une délimitation adéquate des volumes cibles et des OAR⁷. La TDM est souvent utilisée avec un agent de contraste intraveineux ou oral précédant la planification du traitement, selon le site d'intérêt¹⁷.

Avantages et inconvénients

Les principaux avantages reliés au système d'imagerie TDM sont la précision de l'information spatiale ainsi que l'information sur la densité électronique des tissus permettant de calculer la dose avec justesse. De plus, le contraste présenté par les os corticaux permet d'effectuer une reconstruction de radiographies numériques utiles à la vérification de la réalisation du traitement⁷. Un autre avantage pour le patient est la rapidité de l'intervention, ce qui contribue à la réduction des artéfacts dus au mouvement⁷. Généralement, la TDM peut être réalisée à un coût moindre par rapport à d'autres techniques d'imagerie⁷.

Le principal inconvénient de la TDM pour le patient est l'exposition aux radiations⁷. Un autre désavantage est la visualisation sous-optimale des tissus mous⁷. En effet, dans les images obtenues, il est difficile de distinguer les tissus mous des structures avec une atténuation similaire, à moins qu'il y ait présence de

graisse, d'air ou d'interface osseuse entre les structures⁷. De plus, les fonctions biologiques ne peuvent être observées avec cette technologie.

1.3.3.3 IRM

Présentation de l'appareil

L'IRM est une technique d'imagerie médicale permettant d'obtenir une représentation 2D ou 3D de l'intérieur du corps de façon non invasive avec une résolution en contraste relativement élevée. L'IRM repose sur le principe de la résonance magnétique nucléaire (RMN) et elle nécessite un champ magnétique puissant et stable produit par un aimant supraconducteur qui crée une magnétisation des tissus par alignement des moments magnétiques de spin. On peut alors imaginer les spins des noyaux atomiques comme des toupies tournant sur elles-mêmes autour de leur axe et effectuant un mouvement rapide de précession autour de l'axe du champ magnétique (mouvement appelé « précession de Larmor »). Cette fréquence de précession est exactement proportionnelle à l'intensité du champ magnétique (exprimée en tesla (T) sur les appareils d'IRM actuels).

Des champs magnétiques oscillants plus faibles, appelés « radiofréquences », sont alors appliqués de façon à modifier légèrement cet alignement et à produire un phénomène de précession qui donne lieu à un signal électromagnétique mesurable. La spécificité de l'IRM consiste à localiser précisément dans l'espace l'origine de ce signal en appliquant des champs magnétiques non uniformes, des « gradients », qui vont induire des fréquences de précession légèrement différentes en fonction de la position des atomes dans ces gradients. Sur ce principe, il est alors possible de reconstruire une image en 2D puis en 3D de la composition chimique et, par conséquent, de la nature des tissus biologiques explorés.

L'IRM fournit des informations complémentaires à la TDM sur les tissus mous¹⁸. Ces deux techniques d'imagerie sont fréquemment utilisées ensemble et leurs images superposées¹⁸. On se sert souvent de l'IRM dans les zones du corps où la discrimination des tissus est difficile avec la TDM, comme le cerveau, le foie et le plancher pelvien¹⁷. Un agent de contraste intraveineux peut aussi être utilisé¹⁷. Plusieurs applications plus spécifiques et relativement récentes découlent de l'IRM et permettent de définir les volumes cibles à partir de l'activité biologique et non pas uniquement du point de vue anatomique. Parmi les applications de l'imagerie IRM fonctionnelle, on peut noter la perfusion, l'imagerie de perméabilité et de diffusion, et l'imagerie moléculaire dont la spectroscopie IRM³.

Les modèles d'IRM rencontrés couramment en clinique utilisent des champs magnétiques statiques d'une force variant entre 0,25 et 3,0 T. De façon générale, plus la force du champ magnétique est élevée, plus le temps d'acquisition des images sera court et plus le rapport signal sur bruit (SNR) sera élevé. Ainsi, un aimant plus puissant permet d'avoir des images plus contrastées et des temps d'acquisition plus courts.

Un temps d'acquisition plus long augmente la probabilité de présence d'artefacts dus aux mouvements du patient et est incompatible avec plusieurs applications plus avancées de l'IRM.

La puissance du champ magnétique est liée directement à la technologie utilisée pour le produire. Il y a trois technologies d'aimants disponibles sur le marché : les aimants permanents, les aimants résistifs et les aimants supraconducteurs. Les aimants permanents sont limités à environ 0,3 T et leur poids peut atteindre 100 tonnes, ce qui pose des contraintes particulières sur le plan structural. Les aimants résistifs utilisent des courants électriques élevés circulant dans 4 à 6 bobines pour produire le champ magnétique. La résistance des conducteurs et le dégagement de chaleur engendré limitent la puissance du champ magnétique à 0,5 T. Les aimants supraconducteurs fonctionnent de façon similaire aux aimants résistifs, mais les bobines conduisant l'électricité sont plongées dans un réservoir d'hélium liquide (-269 °C). À cette température, les alliages de niobium-titane utilisés deviennent supraconducteurs et l'électricité y circule sans résistance et sans dégagement de chaleur. La plupart des IRM modernes utilisent un aimant supraconducteur et il est possible d'obtenir des champs magnétiques jusqu'à 3,0 T avec un champ de vision suffisant pour produire une image du corps entier.

Les IRM ayant une ouverture cylindrique de 60 ou 70 cm de diamètre sont les plus courants, et ils utilisent la plupart du temps un aimant supraconducteur pour produire un champ magnétique de 1,5 T ou 3,0 T. Il existe aussi des IRM ayant une configuration ouverte permettant un accès plus facile au patient. Ces modèles d'IRM sont parfois utilisés en radiothérapie, mais particulièrement pour des procédures d'intervention telles que l'insertion de cathéters, les biopsies ou la cryochirurgie. Les IRM à configuration ouverte utilisent des aimants permanents ou résistifs et le champ magnétique est, par conséquent, limité à 0,5 T ou moins.

Avantages et inconvénients

De manière générale, la technique d'IRM joue un rôle important dans la définition des volumes cibles et des OAR, étant donné l'excellent contraste qu'elle apporte pour la différenciation des tissus mous¹¹. Effectivement, l'IRM peut produire des images avec un contraste élevé, ce qui aide à définir les frontières entre la tumeur et les tissus normaux environnants¹⁹. L'IRM permet aussi de différencier une tumeur d'une atélectasie²⁰. Un autre avantage est la capacité d'obtenir des images selon plusieurs plans (la possibilité de choisir le plan optimal, même oblique si nécessaire)^{7,21}. L'avantage principal de l'IRM pour le patient est qu'il s'agit d'une procédure non invasive ou minimalement invasive, car il n'y a pas de radiations associées à la technique.

Les nouvelles applications de l'IRM sont très intéressantes et ouvrent la porte à d'importants développements cliniques puisqu'en plus des informations anatomiques, elles permettent d'obtenir des informations biochimiques et fonctionnelles⁷. Cela pourrait éventuellement conduire à une définition plus

cohérente et précise des volumes à irradier ainsi qu'à des méthodes de caractérisation de la réponse au traitement.

Un des principaux inconvénients de l'IRM est la contre-indication pour les patients présentant des corps étrangers métalliques à cause des interactions possibles avec les champs magnétiques puissants⁷. Les patients avec un appareil électronique, comme un stimulateur cardiaque ou des implants métalliques, peuvent ne pas être aptes à subir cet examen médical¹⁷. De plus, les patients claustrophobes peuvent ne pas tolérer l'IRM ou avoir besoin d'une prémédication étant donné l'espace restreint dans le tube de l'appareil^{7,17}. Toutefois, ce problème est moins important pour les modèles d'IRM à large ouverture ou encore les IRM d'intervention qui offrent plus de dégagement autour du patient. D'autres désavantages sont la possible distorsion de l'image, le manque d'information sur la densité électronique pour les calculs de dose et le manque d'information sur les os corticaux pour la création d'une radiographie digitale directe⁷. Avec l'IRM, des distorsions géométriques peuvent être observées aux confins du champ de vision²², c'est pourquoi cette modalité est rarement employée seule. Elle est le plus souvent utilisée en plus d'un examen TDM avec lequel les images IRM sont fusionnées. Cela permet de contourner à la fois le problème lié aux distorsions spatiales et le manque d'information pour le calcul de la dose. Les images provenant de l'IRM sont plus vulnérables aux artéfacts de mouvements¹⁷. Des artéfacts peuvent aussi être présents aux interfaces entre les os et l'air²².

1.3.3.4 TEP-TDM

Présentation de l'appareil

La TEP permet d'obtenir une image du niveau d'activité métabolique ou biochimique¹⁸. Une caméra TEP rend possible la visualisation de la biodistribution d'un radiotraceur émettant des positrons. Pour ce faire, on injecte un isotope émetteur de positrons. Les positrons émis subissent une réaction d'annihilation émettant deux photons à 180 degrés l'un de l'autre²³. Les capteurs de la TEP détectent ces photons et une reconstitution informatique de leur trajectoire permet de reconstruire une image de la répartition du radiotraceur. Le principal radiotraceur utilisé avec la TEP, l'analogue du glucose 2-[18F] fluoro-2-deoxy-D-glucose (18F-FDG), révèle des changements du métabolisme du glucose. Les cellules cancéreuses captent généralement le glucose à un taux plus élevé que les cellules des tissus sains environnants. Le 18F-FDG, une fois capté par la cellule, est phosphorylé et ne peut être métabolisé par la suite. L'accumulation intracellulaire est repérée par la TEP pour créer une image en 3D de la tumeur²⁴.

D'autres traceurs biologiques peuvent agir sur le plan du transport des acides aminés, de la synthèse des protéines, de la synthèse de l'ADN, de la prolifération cellulaire, de l'expression de certains récepteurs, de l'induction de l'apoptose et de l'environnement de la tumeur, par exemple par des particularités oxygéniques⁷. Certains traceurs peuvent aussi être utilisés pour suivre les processus de perfusion et même

le statut du gène P53 dans la tumeur²⁵. La TEP permet d'obtenir des informations clés souvent complémentaires aux autres modalités d'imagerie afin de mieux identifier les différentes zones de la cible tumorale et de rendre ainsi le traitement optimal. Une reconstruction des images en 2D ou en 3D est possible.

Avantages et inconvénients

La TEP-TDM peut fournir des informations clés pouvant être exploitées afin d'identifier les différentes zones d'une masse tumorale biologiquement hétérogène de façon à optimiser le traitement de radiothérapie²⁶. Le principal avantage de la TEP-TDM est l'obtention d'information à la fois anatomique et fonctionnelle⁷. Elle peut permettre un diagnostic plus précis en révélant des lésions métastatiques non visibles sur l'imagerie conventionnelle²⁷. De plus, elle donne la possibilité d'estimer de manière plus précise la propagation locorégionale aux ganglions lymphatiques⁷.

Les principaux désavantages de cette technique sont le long délai d'acquisition de l'image et l'injection intraveineuse du composé radiopharmaceutique tel que le fluorodésoxyglucose (¹⁸F-FDG)⁷. Pour un patient diabétique avec une faible maîtrise de sa glycémie, cet examen n'est pas considéré comme fiable¹⁷. Un contrôle glycémique est nécessaire afin de ne pas interférer avec l'isotope, puisque le FDG est analogue au glucose. La TEP est aussi associée à une résolution spatiale, à une importante variabilité inter-observateurs et à une variabilité de la définition des marges de la tumeur⁷.

1.3.3.5 ÉCHOGRAPHIE

Présentation de l'appareil

L'échographie est une technique d'imagerie non invasive et indolore qui utilise des ondes ultrasonores produites par une sonde ayant un rôle d'émetteur et de récepteur (transducteur ultrasonore). L'élément de base de la sonde est généralement une céramique piézoélectrique qui, soumise à des impulsions électriques, vibre en générant des ultrasons. Les échos sont captés par cette même céramique, qui joue alors le rôle de récepteur. Les sondes des échographes modernes possèdent jusqu'à 960 éléments piézoélectriques disposés en ligne nommée « barrette échographique ». Les fréquences utilisées dépendent des organes ou des tissus biologiques à sonder (2 MHz à 15 MHz). La fréquence des ultrasons peut être modulée; augmenter la fréquence permet d'avoir une meilleure résolution spatiale, mais l'ultrason est alors rapidement amorti dans l'organisme et ne permet plus d'examiner les structures profondes. Pour obtenir une image par échographie, on exploite, entre autres, les propriétés suivantes des ultrasons :

- la vitesse de propagation et l'absorption de l'onde ultrasonore qui dépendent du milieu traversé;

- la réflexion d'une partie de l'onde incidente lorsque l'onde sonore change de milieu. Il y a réflexion partielle lors des changements de milieux aux interfaces tissulaires.

Connaissant les temps de retour des échos, leurs amplitudes et leurs vitesses, il est possible de déterminer la nature et l'épaisseur des tissus traversés. Un système informatique analyse le délai entre la réception et l'émission de l'ultrason, compile toutes les informations et fournit des images de synthèse des organes sondés.

L'échographie est largement utilisée en planification de la curiethérapie où elle sert de guide à l'insertion des aiguilles et des sources radioactives dans les tissus. Elle est aussi utilisée pour la délinéation des cibles juste avant le traitement ou encore en temps réel pendant la procédure d'implantation. L'intérêt de l'échographie en curiethérapie vient du fait qu'il s'agit d'un appareil d'imagerie mobile et de petite taille qui permet l'obtention d'images en temps réel. Ces caractéristiques rendent l'échographie idéale pour réaliser des procédures intégrées en salle d'opération et dans une suite de curiethérapie, pendant que le patient est sous anesthésie. Une procédure intégrée implique la délinéation des cibles, l'insertion des aiguilles et/ou des sources radioactives, la planification dosimétrique et la délivrance du traitement en une seule intervention. Cette approche est parfois utilisée dans le cancer de la prostate.

Pour réaliser cette procédure de curiethérapie à haut débit du cancer de la prostate de façon intégrée, afin que tout se déroule dans un même lieu, une salle de curiethérapie de niveau bloc opératoire est nécessaire, pour des raisons d'hygiène et de stérilité. Le fait de disposer d'une salle où toutes les étapes peuvent être faites simultanément permet de réduire le temps de la procédure, en raison de l'absence de déplacement du patient entre le bloc opératoire et la salle de traitement. Dans le cas où un centre n'a pas de TDM sur rail ou d'IRM dans une suite de curiethérapie, une sonde échographique transrectale rotative peut permettre l'acquisition d'images en 3D. Il est ainsi possible de réaliser une dosimétrie en temps réel, ce qui permet de mieux choisir la position des prochaines aiguilles à implanter pour améliorer la qualité du plan de traitement.

Pour le cancer du sein, l'échographie est généralement utilisée pour guider l'insertion des aiguilles et des sources radioactives.

Avantages et inconvénients

Un avantage important est qu'il s'agit d'une procédure non invasive, puisqu'il n'y a pas de radiation associée à la technique. Aucun effet secondaire à long terme n'est connu et il est rare qu'une échographie provoque un inconfort au patient⁷. L'échographie est une technique d'imagerie médicale relativement peu coûteuse. De plus, l'appareil d'échographie est mobile et permet une imagerie en temps réel.

Le principal inconvénient lié à cette technique est que l'image manque parfois de netteté. L'examen (et ses résultats) reste « examinateur-dépendants ». Les mesures et la qualité des images dépendent beaucoup de la position de la sonde (plan de coupe), et donc de l'habileté et de la compétence de l'examineur. De plus, la qualité des images de l'échographie est moindre lorsqu'elle est près de structures comme la graisse, les poumons et les os². Il est parfois impossible de produire des images en 3D permettant d'effectuer la planification.

Une suite de curiethérapie jumelée à une planification à l'aide d'une sonde échographique transrectale rotative (pour imagerie 3D) simplifie la procédure de curiethérapie de prostate HDR.

1.3.4 DÉLINÉATION DES VOLUMES CIBLES

La radiothérapie a connu de multiples développements technologiques au cours des deux dernières décennies. Ces développements ont conduit en premier lieu à une importante amélioration de la précision, de la rapidité ainsi que de la fiabilité des appareils de traitement. Deuxièmement, la grande évolution des technologies informatiques a permis la mise au point de logiciels plus performants pour calculer et optimiser les distributions de dose au patient. De même, une des caractéristiques principales des techniques d'imagerie est la performance (ratio précision/temps d'acquisition) avec laquelle elles définissent les cibles. Le procédé par lequel les images sont analysées influence aussi la précision des cibles. Pour le moment, l'analyse est effectuée visuellement par les spécialistes et induit une variation intra et inter-observateurs^{28,29}. Actuellement, aucune méthode automatisée n'est valide et il n'y a pas de consensus sur la méthode optimale de délimitation des cibles⁹. En l'absence d'outils de segmentation validés et automatiques, l'interprétation visuelle demeure donc la formule la plus utilisée²⁸.

Ces avancées technologiques ont permis le développement de diverses formes de radiothérapie de conformation avec modulation d'intensité (IMRT). Ces techniques d'IMRT offrent la possibilité de conformer avec grande précision la distribution de la dose aux volumes cibles définis par les radio-oncologues. Un traitement plus conforme ouvre la porte à l'escalade de la dose dans l'objectif d'augmenter le contrôle local de la maladie. Toutefois, divers facteurs limitants nous empêchent encore de tirer le plein potentiel de l'IMRT, comme la position du patient qui n'est pas parfaitement reproductible d'une fraction à l'autre, les mouvements des organes internes dus à la respiration ou au péristaltisme, les changements quant au remplissage des viscères, etc. En plus de ces facteurs liés au patient, l'interprétation de l'anatomie visualisée sur l'imagerie médicale est aussi un facteur important à mentionner. L'approche traditionnelle pour prendre en compte ces sources d'incertitudes est d'adopter des marges de sécurité autour des volumes cibles de planification (PTV) définis par le radio-oncologue, ce qui conduit nécessairement à irradier davantage de tissus sains.

1.3.5 MULTIPLES MODALITÉS D'IMAGERIE

Dans certains pays, la délimitation des structures s'effectue avec plusieurs modalités d'imagerie¹⁹. En planification, l'usage sur une base régulière de plusieurs modalités d'imagerie, telles que la TDM, l'IRM et la TEP, permet aux radio-oncologues de définir les volumes cibles ainsi que les OAR avec beaucoup plus de précision, notamment dans le cas de l'IMRT.

Toutefois, les résultats de quelques études qualitatives ayant analysé la multimodalité en imagerie démontrent une certaine discordance quant à la définition des cibles entre les différents modes^{28,30,31}. Plusieurs techniques d'imagerie de planification sont suggérées de façon à obtenir une approche plus prudente de la définition des cibles. L'approche la plus sûre serait d'utiliser toutes les modalités d'imagerie en plus d'un examen physique⁹. La combinaison de plusieurs modes d'imagerie médicale permet d'apporter des informations différentes et potentiellement complémentaires sur l'ampleur de la tumeur ainsi que sur l'environnement et l'activité biologique autour de celle-ci⁹. Aucune technique ou stratégie unique n'est appropriée pour tous les scénarios cliniques possibles^{7,19}.

Au Québec, l'utilisation de plusieurs modalités d'imagerie pour la planification des traitements est une réalité dans la plupart des centres. Toutefois, les appareils sont rarement dédiés au département de radio-oncologie, de sorte que leur accessibilité demeure souvent limitée.

1.3.6 IMAGERIE 4D

Le mouvement joue un rôle crucial dans la définition des cibles en imagerie médicale¹¹. Les mouvements volontaires et involontaires deviennent des obstacles majeurs pour l'exécution de la prise d'image ainsi que la précision lors du traitement de radiothérapie³². La respiration, mais aussi les mouvements cardiaques et le péristaltisme, sont des mouvements ardu à contrôler lors de la planification et de la libération d'une dose d'irradiation⁷. Dans le cas où la cible tumorale peut se déplacer de plusieurs centimètres, par exemple avec la respiration, la délimitation des marges doit inclure l'ensemble du mouvement afin de compenser l'incertitude causée par le déplacement de la cible, ce qui contribue à l'augmentation de la toxicité et limite la dose totale pouvant être libérée¹¹. Des techniques ont été étudiées et sont utilisées afin de réduire les mouvements de la respiration^{33,34,35}.

L'objectif principal de la radiothérapie en quatre dimensions (4D) est de localiser la cible dans l'espace et le temps pour l'atteindre avec une dose de rayonnement plus élevée, tout en épargnant de façon maximale les tissus normaux, en particulier les structures critiques adjacentes à la cible et à proximité des OAR³². L'avantage de l'imagerie et de la radiothérapie 4D est d'épargner davantage de tissus sains en synchronisant, en temps réel, le faisceau de radiation avec la cible en mouvement³². Les développements technologiques basés sur les modalités d'imageries en 3D et en 4D contribuent considérablement à

améliorer la précision des techniques de traitement de radiothérapie tout en épargnant les cellules ou organes sains^{19,36}.

1.3.7 PLANIFICATION DU TRAITEMENT ET VALIDATION DE LA PLANIFICATION EN TEMPS RÉEL PENDANT LE TRAITEMENT DE RADIOTHÉRAPIE

Certains types d'appareils permettent désormais la validation de la planification en temps réel, pendant le traitement. Ces méthodes de haute précision se nomment « radiothérapie guidée par l'image » (IGRT) et permettent un important différentiel de dose délivrée entre la tumeur et les OAR³. Le fait de connaître la position et la localisation exacte de la cible tumorale par l'imagerie rend possible, pour certains appareils (ex. : CyberKnife), de suivre le mouvement de la cible tout en effectuant le traitement³⁷. Ces traitements en temps réel sont réalisables avec de nouveaux appareils de planification couplés à des accélérateurs. Toutefois, d'autres études seront à réaliser avant d'implanter les traitements en temps réel dans la pratique courante en raison de plusieurs problèmes, dont le manque de logiciels techniques, la fréquence de la prise des images et le rapport coût-efficacité³⁸.

L'Institut national d'excellence en santé et en services sociaux (INESSS) a publié en avril 2014 une note informative sur l'utilisation de l'IGRT avec l'IRM en temps réel³⁹. Les quelques études répertoriées montrent que cette technologie pourrait être utilisée pour le traitement des cancers du col utérin, du sein, du rein ou du poumon. Toutefois, elle demeure au stade expérimental et son implantation en clinique ne peut être recommandée pour le moment. Pour cette raison, les techniques de planification en temps réel n'ont pas été considérées dans la revue de littérature réalisée pour ce rapport.

1.3.8 IMPORTANCE DE S'INTERROGER SUR LES APPAREILS DE PLANIFICATION

Les modalités d'imagerie en planification des traitements offrent des capacités d'analyse importantes, mais elles ont aussi des limites distinctes. Il est donc important d'avoir une bonne compréhension des capacités, des limites et des indications cliniques spécifiques d'un appareil de planification avant de l'implanter³⁷. Il est aussi important de comprendre la valeur de l'information fournie par chaque technique d'imagerie³. Les analyses comparatives des différentes techniques d'imagerie en radiothérapie sont ardues à réaliser étant donné leur disparité³. De plus, il n'y a que très peu d'études randomisées ayant comparé directement différentes modalités d'imagerie en planification. Ainsi, lorsque les techniques comme l'IRM et la TEP deviennent accessibles, il est difficile des points de vue clinique et éthique de promouvoir une étude où il serait nécessaire de ne pas utiliser ces technologies pour certains patients étant randomisés dans un bras « témoin ».

D'autres interrogations concernant la réduction des marges possibles, les besoins de formation du personnel, ainsi que les ressources matérielles et d'infrastructures sont à considérer^{3,37}. Finalement, les

indications consensuelles, la fréquence d'utilisation et le contrôle de la qualité pour ces techniques d'imagerie de planification demeurent à définir, mais une réflexion approfondie doit être effectuée, puisqu'une utilisation judicieuse de ces appareils pourrait permettre de mieux définir les cibles sans augmenter le taux de toxicité des traitements de radiothérapie en cancérologie³.

2. MÉTHODOLOGIE

2.1 REVUE DE LA LITTÉRATURE

Une revue de la littérature pertinente a été réalisée dans l'outil de recherche PubMed en utilisant diverses combinaisons des mots clés suivants :

- "Radiotherapy Planning, Computer-Assisted"[Mesh], radiotherapy, "radiation therapy", "radiation management", "radiation planning", "Brachytherapy"[Mesh], brachytherapy, curietherapy, intracavity radiotherapy, "Radiosurgery"[Mesh], "Stereotaxic Techniques"[Mesh], stereotaxic, stereotactic, radiosurgery, gamma knife, cyberknife, LINAC;
- "Tomography, X-Ray Computed"[Mesh], computed tomography, computerized tomography, tomodensitometry, "CT scan", "Magnetic Resonance Imaging"[Mesh], MRI, magnetic resonance imaging, "Positron-Emission Tomography"[Mesh], "Tomography, Emission-Computed"[Mesh], Pet, petscan, emission tomography, "Ultrasonography"[Mesh], ultrasonography, ultrasound, ultrasonic, echography, "neoplasms"[MeSH], cancer.

La période couverte s'est étendue de janvier 1995 au 6 mars 2016. Dans le cas particulier de la TEP, le rapport d'évaluation de l'Unité d'évaluation des technologies et des modes d'intervention en santé (UETMIS) du Centre hospitalier universitaire de Québec (CHUQ) sur la TEP couplée à la TDM pour la planification, publié en septembre 2011²⁷, a été mis à jour pour inclure les études publiées après 2011. Comme les sièges de cancer à l'étude dans le guide de l'UETMIS étaient restreints au poumon, à la tête et au cou, à l'œsophage, au rectum et au col de l'utérus, les études portant sur les autres sièges et publiées avant 2011 ont également été considérées.

La recherche s'est limitée aux études comparatives prospectives et rétrospectives ayant inclus 20 patients ou plus, aux revues systématiques, aux méta-analyses, aux guides de pratique et aux consensus d'experts publiés en anglais ou en français. Seules les études portant sur l'utilisation de l'imagerie pour la planification des traitements de radiothérapie externe ou de curiethérapie ont été considérées. Les études portant sur l'utilisation de l'imagerie pour le diagnostic, la stadification ou l'évaluation du traitement, sur l'utilisation de l'imagerie en temps réel pendant le traitement (ex. : IMRT) ou, dans le cas de la TEP, de tout autre radiotraceur que le 2-[18F] fluoro-2-désoxy-D-glucose ([18F]-FDG), n'ont pas été retenues.

Une recherche complémentaire a été effectuée sur les sites Web des organismes suivants : National Institute for Clinical Excellence (NICE), Scottish Intercollegiate Guideline Network (SIGN), National Comprehensive Cancer Network (NCCN), American Society of Clinical Oncology (ASCO), European Society for Radiotherapy and Oncology (ESTRO) et American Society for Radiation Oncology (ASTRO). Une autre

recherche sur la littérature grise a été effectuée sur le Web. La bibliographie des articles scientifiques a permis de compléter la revue de la documentation scientifique.

Les membres du sous-comité ont validé la pertinence des articles recensés et sélectionné les plus pertinents en fonction de leur niveau de qualité.

2.2 ÉTAT DE SITUATION AU QUÉBEC

Afin de connaître l'inventaire actuel des appareils de planification au Québec, un questionnaire a été envoyé aux membres du Comité national de radio-oncologie, qui inclut un représentant de chaque centre de radio-oncologie. Ce questionnaire visait à recenser, pour chaque centre, le type d'appareil présent (simulateur, TDM, IRM, TEP, échographie), l'année d'acquisition, l'estimé du taux d'utilisation par rapport à la capacité totale ainsi que la vocation (dédié exclusivement ou non à la radiothérapie).

2.3 ESTIMATIONS DU NOMBRE DE PLANIFICATIONS DE RADIOTHÉRAPIE PAR APPAREIL

L'estimation de la capacité maximale annuelle des appareils de TDM, d'IRM et de TEP a été calculée en fonction des hypothèses suivantes :

- 247 jours ouvrables par année;
- 8 heures d'opération de l'appareil par jour;
- un temps moyen de 60 minutes (TDM et IRM) et de 75 minutes (TEP-TDM) par examen;
- une proportion du temps de fonctionnement de l'appareil réservée à l'entretien de 12 %, ce qui correspond à un facteur de rendement de 88 %⁴.

La proportion du nombre total de mises en traitement nécessitant une planification avec chacun des appareils a, quant à elle, été estimée à 100 % pour la TDM et calculée à partir des données de production de radiothérapie externe fournies par les centres de radio-oncologie du Québec pour l'IRM et la TEP-TDM. Chaque centre de radio-oncologie devait fournir le nombre total de mises en traitement de radiothérapie externe effectuées annuellement, ventilées selon le siège tumoral, de même que le nombre total de mises en traitement de curiethérapie. La proportion du nombre total de mises en traitement nécessitant une IRM ou une TEP-TDM a été estimée en calculant le ratio entre le nombre total de mises en traitement réalisées pour les indications reconnues pour l'IRM ou la TEP-TDM et le nombre total de mises en traitement, tous sièges tumoraux confondus.

Les volumes minimaux de mises en traitement requis pour justifier l'acquisition d'un ou de plusieurs appareils dédiés ont été calculés à partir de ces données.

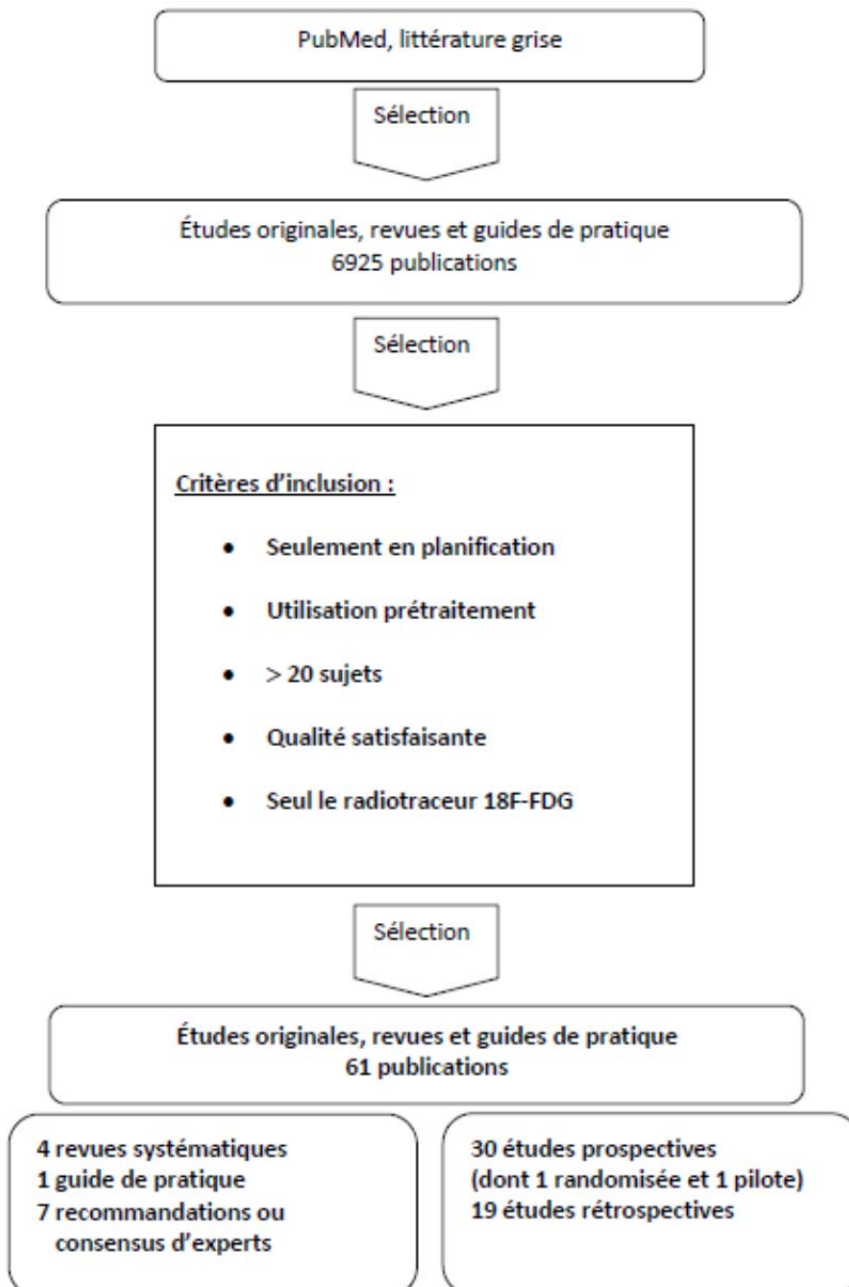
⁴ Norme utilisée lors des soumissions pour l'achat d'appareils au Québec.

L'hypothèse selon laquelle les centres universitaires (Centre hospitalier universitaire (CHU) de Québec, Centre hospitalier de l'Université de Montréal (CHUM), Centre universitaire de santé McGill (CUSM), Centre hospitalier universitaire de Sherbrooke (CHUS)) pourraient possiblement avoir des taux d'utilisation de l'IRM et de la TEP-TDM différents des centres périphériques en raison d'une complexité accrue des cas traités a également été évaluée. Une comparaison des moyennes d'utilisation entre les centres CHU (n = 4) et les centres périphériques (n = 8) a été réalisée par analyse statistique à l'aide de la méthode du test de T de Student, pour un niveau de signification statistique de 95 % à l'aide du logiciel d'analyse SAS (Carry, NC, version 9.3).

3. RÉSULTATS DE LA REVUE DE LITTÉRATURE

La revue de la documentation scientifique a permis de répertorier 61 publications incluant un guide de pratique, 4 revues systématiques, 7 recommandations ou consensus d'experts, 30 études prospectives et 19 études rétrospectives.

Figure 1 - Diagramme de sélection des documents portant sur l'utilisation des appareils de planification des traitements de radiothérapie et de curiethérapie



3.1 PLANIFICATION DE LA RADIOTHÉRAPIE EXTERNE

3.1.1 TDM

Résumé des données probantes
• Sur la base des données probantes recensées, la TDM a été démontrée supérieure au simulateur conventionnel ou aux marqueurs cliniques pour tous les sièges de cancer étudiés. • Les membres du sous-comité concluent que la TDM devrait être toujours utilisée dans la planification des traitements de radiothérapie, pour tous les sièges de cancer. • Les données probantes suggèrent également une utilité de la TDM-4D particulièrement dans le traitement du cancer du poumon, puisqu'elle permettrait de réduire le PTV et la dose affectant les tissus sains et les OAR. • Bien qu'aucune donnée n'ait été recensée sur le sujet, les cancers abdominaux pourraient également bénéficier d'une planification avec la TDM-4D, étant donné que les mouvements respiratoires peuvent induire un déplacement de ces tumeurs dans le temps.

La revue de la littérature a permis de répertorier quatorze publications comparant l'utilisation de la TDM avec d'autres techniques d'imagerie médicale pour la planification des traitements de radiothérapie. Une revue systématique, un consensus d'experts, six études prospectives et six études rétrospectives ont été retenus.

3.1.1.1 REVUE SYSTÉMATIQUE

Kwong et al.⁴⁰ ont publié en 2015 les résultats d'une revue systématique traitant des applications de la TDM-4D. Cette revue a inclus 38 études. Les conclusions relatives à la planification de la radiothérapie sont les suivantes :

- L'utilisation de la TDM-4D pour la planification de la radiothérapie externe et de la stéréotaxique (SABRe) pour le traitement du cancer du poumon réduit les probabilités que la tumeur ne soit pas complètement incluse dans le champ d'irradiation et de récurrence locale. Des bénéfices similaires ont été observés pour la planification de la SABRe pour le traitement des tumeurs hépatiques. L'intégration de la TDM-4D à la planification avec la TEP pour le traitement du cancer du poumon a aussi été associée à une meilleure couverture géographique des tumeurs pulmonaires.
- Une amélioration de la définition des cibles et une diminution de l'irradiation des tissus sains a été observée lorsque la TDM-4D était utilisée pour évaluer le déplacement des marqueurs causé par la respiration lors de l'irradiation partielle du sein.

- La TDM-4D est principalement utilisée comme un outil de recherche pour la planification des traitements de cancers de l'abdomen et du pelvis, son utilisation n'étant pas étendue dans la pratique clinique.

Les auteurs concluent qu'actuellement, l'application la plus commune de la TDM-4D est pour la planification de la radiothérapie.

3.1.1.2 RECOMMANDATIONS POUR LA PRATIQUE CLINIQUE

Cancers du poumon

Le **Groupe d'étude en oncologie du Québec (GÉOQ)**⁴¹, en collaboration avec l'INESSS, a publié en 2014 des algorithmes d'investigation, de traitement et de suivi pour le cancer du poumon. Il y est mentionné que l'utilisation de la TDM-4D serait associée à une réduction du PTV et de la dose affectant les tissus sains, ce qui peut permettre une réduction de la toxicité et une escalade de la dose administrée à la tumeur; toutefois, peu de données sont disponibles quant à l'impact de cette approche sur la toxicité et les résultats oncologiques.

3.1.1.3 ÉTUDES PROSPECTIVES ET RÉTROSPECTIVES

Cancers du poumon

Shraube et al.⁴² ont publié en 1995 les résultats d'une étude rétrospective qui visait à comparer la planification de la radiothérapie avec le simulateur conventionnel et la TDM-3D pour des patients atteints du cancer du poumon. Cette étude a porté sur 20 patients ayant bénéficié d'une radiothérapie postopératoire. Le PTV a inclus le médiastin ipsilatéral avec une marge de 2,0 à 2,5 cm autour de la bronche souche et le médiastin opposé incluant la marge de l'arc aortique et de la veine cave. La TDM était comparée à une planification basée sur la simulation conventionnelle pour les doses jusqu'à 30 Gy suivie d'une planification 2D, dans le même axe et pour une même longueur de volume cible que la TDM, pour 20 Gy supplémentaire. La dose au point de référence a été définie à 50 Gy pour tous les patients. Une dose maximale de 40 Gy à la moelle épinière était permise pour les deux techniques. La dose moyenne au volume d'intérêt, résultant de la distribution 3D de la dose au volume cible, au poumon et au cœur, de même que la probabilité de complication aux tissus sains (NTCP) ont été comparées.

La dose moyenne à la cible était augmentée chez 11 patients sur 20 avec la TDM-3D comparativement à la planification 2D. La dose physique moyenne était de 48,9 Gy avec la TDM-3D comparativement à 48,6 Gy avec la planification 2D ($p = 0,37$). La dose moyenne au poumon était, quant à elle, réduite significativement chez 14 patients sur 20 avec la TDM-3D (11,4 Gy contre 13,6 Gy ; $p = 0,007$). Une diminution significative de la dose moyenne au cœur a également été observée (23,1 Gy contre 30,8 Gy ; $p < 0,0001$). Grâce à la TDM-3D, la NTCP au cœur est passée de 12,4 % à 0,2 % ($p = 0,0009$) chez les

14 patients pour qui un risque de complications augmenté a été estimé, alors qu'elle est passée de 13,9 % à 0,2 % ($p = 0,17$) chez les 5 patients avec un risque de complications au poumon.

Les auteurs concluent que la planification de la radiothérapie avec la TDM-3D pour le traitement du cancer du poumon conduit à une distribution de dose similaire au volume cible obtenu avec la technique 2D. Par contre, la planification 3D réduit significativement la dose délivrée au cœur et aux tissus sains du poumon.

TDM-4D

Li et al.⁴³ ont publié en 2013 les résultats d'une étude prospective qui visait à comparer les différences de volume et de position entre la TDM-3D et la TDM-4D pour la planification de la radiothérapie pour le traitement du cancer du poumon non à petites cellules (CPNPC). Un total de 28 patients ont successivement eu une TDM-3D et une TDM-4D du thorax en respiration libre. Les images de la TDM-4D ont été reconstruites et classées en 10 phases du cycle respiratoire. Le volume tumoral brut (GTV) 3D (provenant de la TDM-3D) et le volume cible interne (ITV) (fusion des GTV dérivés de toutes les phases de la TDM-4D) ont été délimités. Le volume, la position, l'indice de correspondance et le degré d'inclusion entre les divers volumes provenant de la TDM-4D ont été comparés au GTV-3D.

Les volumes moyens mesurés aux différentes phases de la respiration sur la TDM-4D n'étaient pas significativement différents ($p = 0,999$). Le GTV-3D moyen ($8,37 \text{ cm}^3$) était, quant à lui, plus petit que l'ITV moyen ($11,83 \text{ cm}^3$; $p = 0,001$). Lorsque qu'il était comparé au GTV-3D, l'indice de correspondance était de 0,55 pour l'ITV. Le degré d'inclusion du GTV-3D dans l'ITV et de l'ITV dans le GTV-3D étaient, pour leur part, de 0,88 et de 0,59, respectivement ($p < 0,001$).

Les auteurs concluent que l'ITV dérivé de la TDM-4D ne peut inclure le GTV de la TDM-3D complètement, à cause des variations de la respiration. Une marge supplémentaire peut être nécessaire pour tenir compte de l'erreur potentielle lors de la définition de l'ITV basée sur l'analyse de la TDM-4D.

Van der Geld et al.⁴⁴ ont publié en 2006 les résultats d'une étude rétrospective qui visait à comparer la fluoroscopie virtuelle et la TDM-4D pour l'évaluation du mouvement de la tumeur lors de la planification de la radiothérapie pour 29 patients atteints du cancer du poumon de stades I-III, ayant eu une TDM-4D et présentant une lésion visible à la fluoroscopie dans l'axe antéropostérieur. Les mouvements de la tumeur dans les directions craniocaudale (CC), médiolatérale (ML) et antéropostérieure (AP) ont été mesurés indépendamment par quatre cliniciens. Pour chaque patient, un ITV provenant de la fluoroscopie (ITV_{fluoroscopie}) a été généré en ajoutant des marges anisotropes mesurées au GTV délimité dans la phase d'expiration. L'ITV_{4D} correspondant a été généré en délimitant le volume englobant les GTV individuels provenant des dix phases de la respiration de la TDM-4D.

Chez 27,6 % des patients (8/29), le mouvement de la tumeur n'a pu être évalué par la fluoroscopie dans au moins une des directions. Comparativement à la TDM-4D, les observateurs ont surestimé systématiquement la mobilité dans toutes les directions avec la fluoroscopie ($p < 0,05$). La mobilité dans la direction CC était significativement plus grande que celle dans l'axe ML ou AP ($p < 0,0001$). La mobilité des tumeurs du lobe inférieur était significativement plus grande que celle des lésions des lobes supérieurs ($p = 0,0003$); aucune différence n'a toutefois été observée en fonction du stade T de la maladie. L'ITV moyen était de $56,6 \text{ cm}^3$ avec la fluoroscopie comparativement à $37,2 \text{ cm}^3$ avec la TDM-4D (ratio de 1,8); l'ITV_{fluoroscopie} était plus petit que l'ITV_{4D} pour trois patients (3/29).

Les auteurs concluent que l'utilisation de la fluoroscopie virtuelle surestime systématiquement la mobilité des tumeurs visibles du poumon et provoque une irradiation plus large et non nécessaire des volumes cibles. L'utilisation de la TDM-4D réduit le risque associé à la toxicité induite aux tissus sains et doit être considérée comme l'investigation de choix pour une radiation de haute précision.

Cancers du sein

Hansen et al.⁴⁵ ont publié en 2012 les résultats d'une étude prospective qui visait à comparer les techniques cliniques (imagerie préopératoire, rapports de chirurgie et de pathologie, cicatrice) et la TDM pour la planification du traitement de radiothérapie de surdosage suivant une chirurgie conservatrice mammaire et une radiothérapie adjuvante. Cette étude a inclus 50 patientes atteintes d'un cancer invasif de stade précoce ou d'un carcinome *in situ*. Des marqueurs chirurgicaux étaient placés de manière standard. La planification de la radiothérapie a été réalisée par deux radio-oncologues dans les douze semaines suivant la chirurgie ou dans les huit semaines suivant le dernier cycle de chimiothérapie. L'objectif premier de l'étude était d'évaluer la couverture du PTV par 90 % de l'isodose. Les plans dérivés de la TDM ont été considérés comme le standard pour toutes les comparaisons.

La couverture médiane du PTV par 90 % de l'isodose a été de 29 % avec la délimitation clinique contre 83 % avec la TDM (différence médiane de 49 %). Une couverture insuffisante du PTV avec la méthode clinique a été observée chez 88 % des patientes (44/50) ($p < 0,0001$). L'énergie des électrons sélectionnés avec la méthode clinique était sous-estimée par rapport à celle des électrons sélectionnés avec la TDM pour 70 % des patientes (35/50).

Les auteurs concluent que la couverture du PTV du lit tumoral était insuffisante avec la méthode clinique par rapport à la TDM. Cette étude est favorable en ce qui concerne la planification avec la TDM pour les patientes traitées par chirurgie conservatrice du sein.

Liengsawangwong et al.⁴⁶ ont publié en 2007 les résultats d'une étude prospective qui visait à comparer la planification optimisée avec la TDM à la méthode empirique couramment utilisée pour la délimitation

des cibles axillaires de niveau III et supraclaviculaires (SC). Un total de 128 plans provenant de 32 patientes atteintes du cancer du sein et traitées avec une radiothérapie postmastectomie ont été générés au cours de cette étude. Pour chaque patiente, quatre techniques de planification du traitement pour le champ SC ont été évaluées : 6 MV prescrits à 1,5 cm de profondeur (Dmax⁵, 6 MV-1,5), 6 MV prescrits à 3,0 cm de profondeur (6 MV-3,0), 18 MV prescrits à 3,3 cm (Dmax, 18 MV), combinaison de 6 MV et 18 MV optimisée manuellement pour couvrir le volume cible avec $\geq 90\%$ de la dose prescrite (TDM_{opt}). Pour la TDM_{opt}, des points de calcul individuels ont également été utilisés pour chaque patiente afin d'avoir la meilleure couverture des cibles. Chaque plan était évalué selon deux critères : capacité à couvrir 98 % du volume cible avec $\geq 90\%$ de la dose prescrite⁶ (V90) et capacité de faire en sorte que $\leq 5\%$ du volume irradié ne reçoive plus que 105 % de la dose prescrite⁷ (V105). La précision de la planification de la TDM a aussi été évaluée en fonction de l'indice de masse corporelle (IMC).

La planification TDM_{opt} a obtenu un plus haut taux de succès pour l'atteinte des critères évalués comparativement aux trois autres techniques, et ce, pour toutes les classes d'IMC (normal, $p = 0,003$; surpoids, $p < 0,0001$; obèse, $p < 0,001$).

Les auteurs concluent que les plans couvrant la cible de façon la plus appropriée sont ceux générés avec la TDM. Ils recommandent donc l'utilisation standard de la TDM en simulation et en planification de traitement dans le cancer du sein pour les aires ganglionnaires.

Hepel et al.⁴⁷ ont publié en 2009 les résultats d'une étude rétrospective qui visait à comparer la précision de la TDM à celle de deux techniques cliniques (basées sur la cicatrice ou la palpation/examen clinique) pour la planification d'une radiothérapie de surdosage pour le traitement du cancer du sein. Les 30 patientes incluses dans cette étude ont bénéficié d'une chirurgie conservatrice du sein et d'une radiothérapie adjuvante. La planification du traitement de surdosage au lit tumoral était réalisée dans les deux semaines suivant la fin de la radiothérapie. Le lit tumoral tel que défini par la TDM a servi de référence pour déterminer la dose minimale reçue par 95 % du volume cible⁸ (D95), la dose minimale reçue par 90 % du volume cible⁹ (D90) et les zones de la tumeur recevant moins de 50 % de la dose prescrite. De plus, toutes les cavités délimitées ont été évaluées selon le score de visualisation comme étant bien ou faiblement définies.

⁵ Dmax : dose maximale

⁶ V90 : capacité à couvrir 98% du volume cible avec $\geq 90\%$ de la dose prescrite

⁷ V105 : capacité de faire en sorte que $\leq 5\%$ du volume irradié ne reçoive plus que 105 % de la dose prescrite

⁸ D95 : dose minimale reçue par 95 % du volume cible

⁹ D90 : dose minimale reçue par 90 % du volume cible

Comparativement à la TDM, la délimitation basée sur la cicatrice a été associée à une faible couverture du lit tumoral, avec un $D90 > 90\%$ dans 53 % des plans ($p < 0,001$), un $D95 > 95\%$ dans 40 % des plans ($p < 0,001$) et la présence de zones recevant moins de 50 % de la dose dans 53 % des plans ($p < 0,001$). La délimitation basée sur la palpation/examen clinique a, quant à elle, été associée à un $D90 > 90\%$ dans 87 % des plans ($p = 0,005$), à un $D95 > 95\%$ dans 77 % des plans ($p = 0,004$) et à la présence de zones recevant moins de 50 % de la dose dans 10 % des plans ($p = 0,08$). Aucune différence significative n'a été observée entre les trois techniques au regard du volume de tissu sain irradié ($p = 0,6$). Des 30 lits tumoraux, 16 ont été considérés comme pauvrement définis avec la TDM selon le score de visualisation; la moitié d'entre eux avaient été délimités correctement avec les marqueurs. Lorsqu'elle a été comparée à la TDM de planification initiale de la radiothérapie adjuvante, la TDM de planification du surdosage a été associée à une diminution de volume dans 77 % des cas (diminution moyenne de 52 %).

Les auteurs concluent que la planification basée sur la TDM permet de couvrir de façon optimale le lit tumoral comparativement à la méthode clinique et à celle basée sur les cicatrices. Les marqueurs chirurgicaux devraient être utilisés dans la région de la tumorectomie pour aider à la délinéation du lit tumoral. Cependant, dans le cas où la visualisation de la cavité est limitée avec la TDM sans marqueur, la palpation/examen clinique peut aider à délimiter les volumes cibles appropriés et est supérieure à la planification basée sur la cicatrice. La simulation avec la TDM de planification peut permettre une réduction du volume de surdosage.

Goldberg et al.⁴⁸ ont publié en 2005 les résultats d'une étude rétrospective qui visait à comparer la TDM et la localisation des marqueurs chirurgicaux pour la planification de la radiothérapie postopératoire de surdosage dans le traitement conservateur du cancer du sein. Les images ($n = 31$) provenant de 30 patientes ont été analysées. De ce nombre, 6 avaient un carcinome *in situ* et 25, un carcinome invasif. Les patientes avaient un ($n = 15$) ou plusieurs ($n = 16$) marqueurs placés dans la cavité de la tumorectomie. Les résultats suivants étaient considérés : profondeur maximale, distance entre les centres géométriques, superficie du lit tumoral.

La profondeur mesurée avec la TDM et les marqueurs était identique pour toutes les patientes sauf trois, pour qui le lit tumoral était plus profond avec la TDM; ces trois patientes avaient un seul marqueur. La distance moyenne entre les centres géométriques localisés par TDM et ceux localisés par les marqueurs était de 6 (2-37) mm et de 6 (1,5-25) mm sur les axes transverse et longitudinal, respectivement. La superficie définie avec la TDM était plus large de 10,9 mm² comparativement à celle définie avec les marqueurs.

Les auteurs concluent que l'imagerie avec la TDM est importante pour la planification précise des traitements de surdosage du sein. Les auteurs recommandent que les facteurs cliniques comme les

anomalies palpables et les cicatrices soient utilisés en plus des informations de la TDM pour la définition des champs de surdosage, en plus des marqueurs chirurgicaux.

Al Uwini et al.⁴⁹ ont publié en 2009 les résultats d'une étude rétrospective qui visait à comparer la simulation traditionnelle (examen physique, mammographie, rapport de chirurgie, cicatrice, marqueurs chirurgicaux si présents) et la TDM pour la planification et la délimitation du volume de surdosage dans un contexte de traitement conservateur du cancer du sein. Les données provenant de deux essais randomisés (n = 1 331) ont été analysées. De ce nombre, 922 patientes (étude EORTC¹⁰) ont reçu un traitement planifié avec le simulateur, tandis que 409 (étude YBT¹¹) ont eu une planification avec la TDM.

L'utilisation d'une technique d'irradiation par photons (p = 0,0004), des spécimens de biopsie plus larges (p = 0,0002), de plus petites marges négatives (p ≤ 0,0001), une excision complète du carcinome *in situ* (p = 0,02) et la présence de sérum dans le sein (p = 0,0006) ont été rapportés plus fréquemment chez les patientes de l'étude YBT (TDM) que chez les patientes provenant de l'étude EORTC (simulation). Le V_{95 %}¹² médian était plus élevé chez les patientes de l'étude avec la TDM comparativement à celle avec le simulateur (165 cc contre 98 cc); ces résultats demeuraient statistiquement significatifs lorsque les traitements par photons ou par électrons étaient considérés séparément.

Une analyse multivariée a montré une association significative entre la taille du V_{95 %} du surdosage et le diamètre de la tumeur (p = 0,007), la taille du spécimen de la biopsie (p = 0,0001) et l'utilisation de photons (p = 0,0001). La différence observée entre la TDM et la simulation pour la délimitation du PTV est demeurée significative dans les analyses multivariées (p < 0,0001).

Les auteurs concluent que l'utilisation de la TDM pour la délinéation et la planification du traitement conduit à une augmentation significative du volume de surdosage d'un facteur de 1,5 à 1,8, comparativement à la planification basée sur la simulation.

Cancers de la prostate

Kantzou et al.⁵⁰ ont publié en 2011 les résultats d'une étude prospective qui visait à comparer la simulation conventionnelle et la TDM pour la planification de la radiothérapie de la prostate. Cent patients atteints du cancer de la prostate à risque élevé ont été recrutés. La prostate, les vésicules séminales et les ganglions pelviens étaient inclus dans le champ d'irradiation. Les champs de traitement délimités par les deux techniques ont été comparés en fonction des bordures supérieure, inférieure,

¹⁰ EORTC : nom donné à la 1^{re} étude

¹¹ YBT : nom donné à la 2^e étude

¹² V_{95 %} : Volume recevant au moins 95 % de la dose prescrite

latérale gauche et latérale droite du champ antéropostérieur, de même que des bordures antérieure et postérieure des champs latéraux.

Une différence statistiquement significative a été observée entre les deux méthodes de planification au regard des limites supérieure ($p < 0,001$), latérale gauche ($p < 0,001$), latérale droite ($p < 0,001$) et inférieure ($p < 0,038$) du champ antéropostérieur. Une différence statistiquement significative a également été observée pour les limites antérieure et postérieure des champs latéraux ($p < 0,001$).

Les auteurs concluent que la TDM permet une définition des volumes cibles cliniques plus précise comparativement au simulateur conventionnel. La TDM a aussi été associée à une couverture clinique significativement plus grande du volume tumoral de même qu'à une plus faible irradiation des tissus sains par rapport à la simulation conventionnelle.

Cancers cérébraux

Crosby et al.⁵¹ ont publié en 1998 les résultats d'une étude prospective qui visait à comparer le simulateur conventionnel et la TDM pour la planification de la radiothérapie dans le traitement de l'astrocytome de haut grade chez 20 patients adultes. La longueur du volume cible a aussi été mesurée.

Une réduction du champ de traitement a été observée avec la TDM dans 18 des 20 cas. La réduction moyenne était de 82 cm^2 , correspondant à une réduction de 23 % ($p < 0,001$). Le PTV était, quant à lui, réduit chez 19 des 20 patients avec la TDM comparativement au simulateur conventionnel. La différence moyenne entre ces techniques était de 288 cm^3 , ce qui représente une réduction de 25 % du PTV ($p < 0,001$).

Les auteurs concluent que pour les patients avec des astrocytomes de haut grade, la TDM est préférée à la planification conventionnelle, puisqu'elle est plus précise en ce qui a trait à localisation tumorale et qu'elle permet de réduire significativement les tissus cérébraux normaux irradiés.

Cancers colorectaux

Corner et al.⁵² ont publié en 2011 les résultats d'une étude rétrospective qui visait à comparer la TDM et le simulateur conventionnel pour la planification de la chimioradiothérapie préopératoire dans le traitement du cancer rectal localement avancé (LARC) au regard de la préservation de l'intestin grêle et de la vessie ainsi que de l'optimisation de la couverture du volume cible. Cinquante patients consécutifs ont été inclus. L'objectif principal de l'étude était d'évaluer la couverture par la technique de planification conventionnelle du GTV et du PTV définis avec la TDM, alors que les objectifs secondaires incluaient la

couverture médiane du PTV recevant 42,8 Gy¹³ (V42,8 PTV), le volume médian de l'intestin grêle recevant 20 Gy¹⁴ (V20) et 40 Gy¹⁵ (V40) et le volume médian de la vessie recevant 20 Gy, 30 Gy¹⁶ (V30) et 40 Gy.

Le GTV défini par la TDM a été correctement couvert par le champ délimité par la planification conventionnelle chez tous les patients; le PTV a été manqué par la simulation conventionnelle chez 58 % des patients (29/50). La couverture médiane du PTV (V42, 8 PTV) a augmenté de 94,2 % avec la simulation conventionnelle à 99,2 % avec la TDM ($p < 0,05$). Le volume médian de l'intestin grêle irradié était significativement plus petit avec la TDM comparativement à la planification conventionnelle (V20 : 25,8 % contre 40,0 %, $p < 0,05$; V40 : 17,4 % contre 26,8 %, $p < 0,05$). Aucune différence significative n'a été observée entre les deux techniques de planification au regard du volume médian de la vessie irradié à V20, V30 ou V40.

Les auteurs concluent que la planification avec la TDM-3D est supérieure au simulateur en ce qui a trait à la couverture du volume tumoral. Elle permet de réduire significativement les volumes irradiés du petit intestin et devrait être considérée comme un standard de soin pour la planification du traitement du cancer rectal.

Plusieurs cancers

Suhag et al.⁵³ ont publié en 2006 les résultats d'une étude prospective qui visait à comparer la TDM (intervalles de 1 cm), le simulateur conventionnel et le marquage de surface pour la planification de la radiothérapie. Trente patients atteints de différents types de cancers (tête et cou, $n = 13$; col de l'utérus, $n = 6$; vessie, $n = 3$; œsophage, $n = 3$; système nerveux central (SNC), $n = 3$; poumon, $n = 2$) et admissibles à un traitement de radiothérapie radicale étaient inclus. Les volumes cibles (GTV, volume cible clinique (CTV) et PTV) ont été délimités selon les rapports numéros 50 et 62 de l'ICRU.

Le volume moyen recevant 95 % de la dose¹⁷ (V95) pour le CTV a été de 80 % pour le marquage de surface, comparativement à 85,9 % pour le simulateur conventionnel et à 87,2 % pour la TDM. Les doses moyennes reçues par 95 % du volume¹⁸ (D95) étaient, quant à elles, de 82 %, de 86,4 % et de 88,4 %, respectivement. Les doses moyennes reçues par un tiers des OAR ont été de 76,2 % avec le marquage de surface, de 65,1 % avec le simulateur conventionnel et de 62,6 % avec la TDM; les doses moyennes reçues

¹³ V42,8 PTV : couverture médiane du PTV recevant 42,8 Gy

¹⁴ V20 : volume médian recevant 20 Gy

¹⁵ V40 : volume médian recevant 40 Gy

¹⁶ V30 : volume médian recevant 30 Gy

¹⁷ V95 : volume moyen recevant 95 % de la dose

¹⁸ D95 : doses moyennes reçues par 95 % du volume

par deux tiers des OAR, de 52,3 %, de 42,3 % et de 38,7 %, respectivement; et les doses moyennes reçues par l'ensemble des OAR, de 28,5 %, de 21 % et de 19 %, respectivement.

Les auteurs concluent que la TDM est la méthode de planification permettant le mieux de couvrir les volumes cibles et d'épargner les tissus sains. Le marquage de surface est peu satisfaisant, étant donné la couverture inadéquate du volume et les hautes doses de radiation atteignant les organes critiques. Le simulateur conventionnel est acceptable dans quelques situations cliniques.

Tableau 1 - Synthèse des études répertoriées comparant la TDM à une autre technique d'imagerie selon le siège de cancer

Étude	Indication	Population (n)	Résultats	Conclusion
Cancers du poumon				
Shraube et al. , 1995 ⁴² (Rétrospective) TDM contre simulateur	RT adj.	20	TDM : ↑ dose moyenne cible : 11/20 Dose moyenne poumon : 11,4 Gy (TDM) contre 13,6 Gy (simulateur) (p = 0,007) Dose moyenne cœur : 23,1 Gy (TDM) contre 30,8 Gy (simulateur) (p < 0,0001)	TDM > simulateur
Li et al. , 2013 ⁴³ (Prospective) TDM-4D contre TDM-3D	CPNPC	28	GTV-3D < ITV (moyenne : 8,37 cm ³ contre 11,83 cm ³) 88 % du GTV-3D inclus dans ITV 59 % de l'ITV inclus dans GTV-3D	ITV TDM-4D n'inclut pas entièrement GTV TDM-3D
Van der Geld et al. , 2006 ⁴⁴ (Rétrospective) TDM-4D contre fluoroscopie	Stades I-III	29	Mouvement tumeur non évaluable par fluoroscopie : 27,6 % Mouvement fluoroscopie > mouvement TDM dans toutes les directions (p < 0,05) ITV _{fluoroscopie} > ITV _{4D} (moyenne : 56,6 cm ³ contre 37,2 cm ³)	TDM-4D > fluoroscopie virtuelle
Cancers du sein				
Hansen et al. , 2012 ⁴⁵ (Prospective) TDM contre méthodes cliniques (imageries préopératoires, rapports de chirurgie et pathologie, cicatrice)	Surdosage suivant chirurgie conservatrice et RT adj.	50	V90 médian du PTV : 83 % (TDM) contre 29 % (méthode clinique) Couverture insuffisante PTV avec méthode clinique : 88 % Sous-estimation énergie des électrons avec méthode clinique : 70 %	TDM > méthodes cliniques
Liengsawangwong et al. , 2007 ⁴⁶ (Prospective) TDM contre simulateur	RT adj. Délimitation des aires ganglionnaires	32	Critères d'évaluation : V90 ≥ 98 %; V105 ≤ 105 % TDM > simulateur pour l'atteinte des critères	TDM > simulateur

Étude	Indication	Population (n)	Résultats	Conclusion
Hepel et al. , 2009 ⁴⁷ (Rétrospective) TDM contre méthodes cliniques (cicatrice, palpation)	Surdosage suivant chirurgie conservatrice et RT adj.	30	Comparativement à TDM : Cicatrice : D90 > 90 % : 53 %; D95 ¹ > 95 % : 40 %; zones recevant < 50 % dose : 53 % Palpation : D90 > 90 % : 87 %; D95 > 95 % : 77 %; zones recevant < 50 % dose : 10 % 16/30 TB pauvrement définis avec TDM ↓ volume de 77 % avec TDM _{surdosage} par rapport à TDM _{RTadj}	TDM > méthodes cliniques
Goldberg et al. , 2005 ⁴⁸ (Rétrospective) TDM contre marqueurs	Surdosage suivant chirurgie conservatrice	30	Distance moyenne des centres géométriques TDM - marqueurs : 6 (2-37) mm (plan transverse) 6 (1,5-2,5) mm (plan longitudinal) Superficie TDM > marqueurs (différence : 10,9 mm ²)	TDM > marqueurs
Al Uwini et al. , 2009 ⁴⁹ (Rétrospective de 2 ECR) TDM contre simulateur	Surdosage suivant chirurgie conservatrice	1 331 Simulateur : 922; TDM : 409	V95 _{TDM} > V95 _{sim} (médiane : 165 cc contre 98 cc) PTV _{TDM} > PTV _{sim} (p < 0,0001)	TDM > simulateur
Cancers de la prostate				
Kantzou et al. , 2011 ⁵⁰ (Prospective) TDM contre simulateur	Risque élevé	100	Différence significative champ AP : limites supérieure (p < 0,001), latérale gauche (p < 0,001), latérale droite (p < 0,001), inférieure (p < 0,038) Différence significative des champs latéraux : limites antérieure (p < 0,001), postérieure (p < 0,001)	TDM > simulateur
Cancers cérébraux				
Crosby et al. , 1998 ⁵¹ (Prospective) TDM contre simulateur	Astrocytome de haut grade	20	TDM: ↓ champ traitement : 18/20 ↓ moyenne de 23 % du champ traitement (82 cm ² ; p < 0,001) ↓ moyenne de 25 % du PTV (288 cm ³ ; p < 0,001)	TDM > simulateur
Cancers colorectaux				

Étude	Indication	Population (n)	Résultats	Conclusion
Corner et al. , 2011 ⁵² (Rétrospective) TDM contre simulateur	Chimioradiothérapie néo LARC	50	Couverture inadéquate PTV par le simulateur : 58 % Couverture médiane du PTV : 99,2 % (TDM) contre 94,2 % (simulateur) Volume intestin grêle : V20 : 25,8 % (TDM) contre 40,0 % (simulateur) (p < 0,05) V40 17,4 % (TDM) contre 26,8 % (simulateur) (p < 0,05)	TDM > simulateur
Plusieurs cancers				
Suhag et al. , 2006 ⁵³ (Prospective) TDM contre simulateur contre marquage de surface	tête et cou (n = 13) col utérin (n = 6) vessie (n = 3) œsophage (n = 3) SNC (n = 3) poumon (n = 2)	30	V95 : 87,2 % (TDM); 85,9 % (simulateur); 80 % (marquage) D95 ² : 88,4 % (TDM); 86,4 % (simulateur); 82 % (marquage) OAR (TDM – simulateur – marquage) D _{1/3} : 62,6% – 76,2 % – 65,1 % D _{2/3} : 38,7 % – 52,3 % – 42,3 % D _{3/3} : 19 % – 28,5 % – 21 %	TDM > simulateur > marquage

Légende : ↑ : augmentation; ↓ : diminution; adj. : adjuvant(e); CPNPC : cancer du poumon non à petites cellules; D_{1/3} : dose moyenne reçue par 1/3 des OAR; D_{2/3} : dose moyenne reçue par 2/3 des OAR; D_{3/3} : dose moyenne reçue par l'ensemble des OAR; D90 : dose minimale reçue par 90 % du volume cible; D95 : dose ¹minimale/²moyenne reçue par 95 % du volume cible; ECR : essai contrôlé randomisé; GTV : *Gross Tumor Volume*; ITV : *Internal Target Volume*; LARC : cancer rectal localement avancé; néo : néoadjuvant(e); OAR : organes à risque; PTV : *Planning Target Volume*; RT : radiothérapie; SNC : système nerveux central; TB : *tumor bed*; TDM : tomodesitométrie; V20 : volume recevant 20 Gy; V30 : volume recevant 30 Gy; V40 : volume recevant 40 Gy; V90 : volume de la cible recevant ≥ 90 % de la dose prescrite; V95 : volume de la cible recevant ≥ 95 % de la dose prescrite; V105 : volume de la cible recevant > 105 % de la dose prescrite.

3.1.2 IRM

Résumé des données probantes

- Les données probantes suggèrent l'utilité de l'IRM dans la planification du traitement de radiothérapie pour les cancers du SNC. L'IRM est jugée particulièrement essentielle à la planification de la radiochirurgie pour les tumeurs du cerveau.
- Sur la base des données probantes, l'IRM a été démontrée supérieure à la TDM et à l'urétrographie pour la planification du traitement du cancer de la prostate, particulièrement pour la définition de l'apex et de la partie supérieure de la prostate.
- Les données probantes suggèrent aussi que l'IRM est supérieure à la TDM pour la planification des traitements des cancers ORL, du pancréas et des métastases osseuses.

La revue de la littérature a permis de répertorier dix publications qui comparaient l'utilisation de l'IRM avec d'autres techniques d'imagerie médicale pour la planification des traitements de radiothérapie. Neuf études prospectives et une étude rétrospective ont été retenues.

3.1.2.1 ÉTUDES PROSPECTIVES ET RÉTROSPECTIVES

Cancers cérébraux

Prabhakar *et al.*⁵⁴ ont publié en 2007 les résultats d'une étude prospective qui visait à comparer la TDM et l'IRM pour mesurer le volume de tumeurs du cerveau lors de la planification de la radiochirurgie. Vingt-cinq patients présentant une tumeur au cerveau de différents diagnostics ont été recrutés. Le volume et le centre de masse de la tumeur ont été comparés.

Les volumes moyen et médian étaient respectivement de 19,67 cc $\pm$ 13,73 et de 16,13 cc avec l'IRM contre 15,05 cc $\pm$ 10,13 et 11,63 cc avec la TDM. Les distances moyenne et médiane entre le centre de masse mesuré avec l'IRM et celui mesuré avec la TDM étaient, quant à elles, de 5,47 mm et de 5,21 mm. Une relation linéaire a été observée entre les volumes mesurés par IRM et ceux mesurés par TDM ($r = 0,94$), l'IRM permettant de distinguer 1,27 fois plus de volume comparativement à la TDM. La différence de volume entre la TDM et l'IRM était significative ($p < 0,0001$).

Les auteurs concluent que l'IRM est indispensable pour la planification de la radiochirurgie pour les tumeurs du cerveau.

Fiorentino *et al.*⁵⁵ ont publié en 2013 les résultats d'une étude prospective qui visait à comparer la délimitation des cibles tumorales avec la TDM et l'IRM 3,0 T lors de la planification de la radiothérapie du glioblastome multiforme. Les images de 30 patients totalisant 120 GTV et CTV ont été délimitées avec la

TDM et l'IRM. Tous les patients ont bénéficié d'une chirurgie (complète, partielle, biopsie) et d'une radiothérapie postopératoire accompagnée de chimiothérapie concomitante et adjuvante. Les images de la TDM sans agent de contraste et de l'IRM 3,0 T ont été prises à la suite de la chirurgie. Un radio-oncologue a délimité les tumeurs sur les images de la TDM et subséquemment avec la TDM-IRM.

Les GTV et CTV obtenus par la fusion des images TDM-IRM étaient significativement plus grands que ceux délimités avec la TDM (GTV : 52,44 cm³ contre 36,48 cm³, $p = 0,0003$; CTV : 275,99 cm³ contre 240,29 cm³, $p = 0,0006$). Un chevauchement de 82 % du GTV obtenu par la TDM a été observé; 18 % du GTV consistait en du tissu normal considéré comme tumoral par la TDM. Un chevauchement de 92 % du CTV obtenu par la TDM a, quant à lui, été observé; 20 % du CTV sur l'IRM, considéré comme du volume tumoral, n'a pas été inclus dans le CTV de la TDM.

Les auteurs concluent que, afin de délimiter les volumes cibles des glioblastomes, la fusion avec l'IRM est privilégiée. La TDM seule est insuffisante pour obtenir une bonne couverture du CTV.

Cancers de la prostate

Sepälä et al.⁵⁶ ont publié en 2015 les résultats d'une étude prospective qui visait à comparer la planification de la radiothérapie basée sur la TDM uniquement et la planification avec l'IRM uniquement pour 30 patients atteints d'un adénocarcinome de la prostate localisé. La TDM et l'IRM 1,5 T (T2) étaient réalisées consécutivement le même jour. Les images de la TDM et de l'IRM ont été fusionnées en se basant sur trois grains d'or implantés avant la planification et les marges anatomiques de la prostate. Un urologue et un oncologue ont délimité la prostate de manière indépendante avec la TDM et l'IRM, dans un ordre aléatoire et préalablement à la fusion des images.

Une différence significative a été notée entre les volumes de la prostate délimités avec la TDM et l'IRM (ratio moyen TDM/IRM de $1,20 \pm 0,15$; $p \leq 0,001$). Comparativement à la TDM, les contours étaient également en moyenne plus petits à l'apex et dans les directions antéropostérieure et gauche-droite avec l'IRM. La différence de localisation des grains d'or sur les images fusionnées était en moyenne de $0,4 \pm 0,5$ mm, de $0,9 \pm 0,8$ mm et de $0,9 \pm 0,9$ mm dans les directions latérales, antéropostérieure et base-apex, respectivement.

Les auteurs concluent que, comme le contraste des tissus mous est supérieur sur l'IRM comparativement à la TDM, la planification de la radiothérapie avec l'IRM est un choix avantageux dans le cas du cancer de la prostate. La conversion de la planification de la radiothérapie avec la TDM vers la planification avec l'IRM conduit à une réduction importante du PTV uniquement dans l'apex.

Watcher et al.⁵⁷ ont publié en 2002 les résultats d'une étude prospective qui visait à comparer la localisation de l'apex prostatique avec la TDM, l'IRM axiale et l'IRM sagittale pour la planification de la

radiothérapie pour 22 patients atteints du cancer de la prostate. De ce nombre, 7 ont reçu un traitement hormonal néoadjuvant avant la TDM et l'IRM 0,2 T. La qualité des images en ce qui a trait à la capacité de définir les limites de la prostate a été évaluée indépendamment par trois observateurs selon une échelle de un à cinq, un étant la meilleure.

La qualité de l'image a été jugée meilleure avec les deux techniques d'IRM comparativement à la TDM. L'extension caudale vers les muscles du plancher pelvien a été jugée significativement supérieure avec l'IRM (axiale : score moyen de 2,1; sagittale : score moyen de 2,3) comparativement à la TDM (score moyen de 3,8; $p < 0,001$). L'apex de la prostate défini avec la TDM était localisé en moyenne 5 mm plus bas que l'apex défini avec l'IRM sagittale. Chez 50 % des patients (11/22), une définition adéquate (différence < 5 mm) de la limite inférieure du champ était observée avec la TDM lorsqu'elle était comparée à l'IRM sagittale. Chez 10 patients, la délimitation de l'apex avec la TDM aurait conduit au traitement supplémentaire d'une zone de 6 à 13 mm à la limite inférieure comparativement à l'IRM sagittale, alors que chez un patient, la TDM aurait conduit à un traitement sous-optimal à l'apex inférieur.

Les auteurs concluent qu'une IRM, en plus d'une TDM, fournit une meilleure information anatomique, particulièrement dans la partie de l'apex de la prostate, et qu'elle devrait être utilisée pour tous les patients. Elle permet d'éviter une irradiation inutile des tissus sains et pourrait conduire à une diminution des effets secondaires affectant l'anus et de l'impuissance induite par la radiation.

Milosevic et al.⁵⁸ ont publié en 1998 les résultats d'une étude prospective qui visait à comparer l'IRM, la TDM et l'urétrographie pour la localisation de l'apex prostatique lors de la planification de la radiothérapie pour le traitement du cancer de la prostate. Trente patients présentant un cancer de la prostate localisé ont eu une IRM sagittale 1,5 T et une TDM axiale. Une urétrographie rétrograde a aussi été réalisée pour 20 d'entre eux. Aucun contraste radiographique n'a été utilisé. Les apex ont été localisés sur l'IRM et la TDM de façon indépendante par deux radio-oncologues. Pour l'IRM, l'apex prostatique a aussi été localisé indépendamment par un radiologiste diagnostique expérimenté.

La variabilité inter-observateurs était significativement réduite avec l'IRM comparativement à la TDM. La différence systématique dans la direction de l'axe supérieur-inférieur (SI) était significativement plus petite avec l'IRM qu'avec la TDM ($p < 0,04$). La moyenne de l'axe SI ($p < 0,01$) et de l'axe antéro-postérieur (AP) ($p < 0,03$) a aussi montré significativement moins de variabilité avec l'IRM qu'avec la TDM.

Les auteurs concluent que l'IRM est supérieure à la TDM et à l'urétrographie pour la localisation de l'apex prostatique.

Sefrova et al.⁵⁹ ont publié en 2010 les résultats d'une étude rétrospective qui visait à déterminer si l'utilisation de l'IRM pour la planification de la radiothérapie du lit de la prostatectomie pourrait influencer

la définition du CTV et des OAR. Cette étude a inclus 21 patients atteints du cancer de la prostate pour qui une IRM 1,5 T (coupes transversales T1 et T2) avait été réalisée afin de vérifier l'absence de tissu prostatique persistant à la suite de la chirurgie.

Le CTV était significativement réduit avec l'IRM T_{1w} (13 %, $p < 0,001$) et T_{2w} (9 %, $p = 0,022$) comparativement à la TDM. L'évaluation spatiale a montré que le CTV_{T_{1w}} et le CTV_{T_{2w}} étaient plus petits que le CTV_{TDM}, particulièrement dans les directions supérieures, supéro-latérales, supéro-antérieures et supéro-postérieures. Aucune différence n'a été observée entre le CTV_{TDM} et le CTV_{T_{1w}} pour les limites postérieures et inférieures, alors que le CTV_{T_{2w}} était plus large à ces endroits.

Les auteurs concluent que l'utilisation de l'IRM pour la planification de la radiothérapie post-prostatectomie augmente la précision du CTV, en particulier dans la partie supérieure de la prostate.

Cancers hépatobiliaires et pancréatiques

Yu *et al.*⁶⁰ ont publié en 2013 les résultats d'une étude prospective qui visait à comparer la précision de l'IRM et de la TDM-4D pour déterminer la position de sites anatomiques lors de la planification de la radiothérapie pour 53 patients atteints d'un carcinome hépatocellulaire (HCC) inopérable. L'IRM 3,0 T et la TDM-4D ont été réalisées le même jour.

Pour 42 des 53 patients, la TDM et l'IRM ont fourni une information similaire. Cependant, l'IRM a démontré un contraste plus clair entre la lésion et le foie dans presque tous les cas. De nouvelles lésions qui n'avaient pas été observées antérieurement ont été détectées chez 11 patients par l'IRM; pour 2 d'entre eux, toutes les nouvelles lésions ont aussi été détectées par la TDM. Avec l'enregistrement rigide, la différence moyenne du volume hépatique était de 26,99 ml.

Les auteurs concluent que l'IRM fournit de l'information supplémentaire sur les métastases intra-hépatiques et permet de mieux visualiser le contraste entre les lésions et le foie.

Cancers oto-rhino-laryngologiques (ORL)

Chung *et al.*⁶¹ ont publié en 2003 les résultats d'une étude prospective qui visait à comparer la TDM et l'IRM 1,5 T pour la délimitation de la tumeur primaire du carcinome du nasopharynx (NPC) pour la planification de la radiothérapie. Cette étude a recruté 327 patients, parmi lesquels 258 ont eu une TDM avec agent de contraste et une IRM, 9 ont eu une TDM seule et 60 ont eu une IRM seule. La TDM était évaluée en premier, suivie de l'IRM le jour suivant. Une variabilité inter-observateurs a été notée dans 23 des 258 cas pour la TDM et dans 9 des 258 cas pour l'IRM.

Un envahissement intracrânien (tumeur T4) a été observé chez 199 patients (77,1 %) avec l'IRM contre 95 patients (36,8 %) avec la TDM (lésion subtile discutable : $n = 50$; lésion bien démontrée : $n = 45$). La

différence entre les deux était statistiquement significative ($p = 2,09 \times 10^{-10}$). Chez les patients où la fosse ptérygopalatine était envahie par la tumeur ($n = 51$), l'incidence de l'envahissement intracrânien était de 56,9 % avec la TDM contre 96,1 % avec l'IRM; cette différence n'était pas statistiquement significative ($p = 0,181$).

Les auteurs concluent que l'IRM fournit une information plus détaillée à propos des critères T et N de la classification TNM pour le NPC, conduisant à une meilleure définition des cibles comparativement à la TDM.

Cancers du sein

Kirby *et al.*⁶² ont publié en 2009 les résultats d'une étude prospective qui visait à comparer le volume du lit tumoral (TB) délimité avec l'IRM, la TDM et les marqueurs chirurgicaux avec celui délimité avec la TDM et les marqueurs chirurgicaux seuls pour la planification de la radiothérapie partielle du sein. L'étude a inclus 30 patientes atteintes du cancer du sein, traitées avec une radiothérapie adjuvante suivant la tumorectomie. Entre 6 et 12 marqueurs chirurgicaux ont été placés sur les parois de la cavité d'excision. La TDM sans contraste a été réalisée au moins trois semaines suivant la chirurgie et a été suivie d'une IRM. Les résultats suivants ont été considérés :

- TB;
- CTV : TB + 15 mm;
- PTV : CTV + 10 mm;
- Indice de conformité : (volume de concordance) / (volume délimité total);
- Indice de manque géographique (GMI) : (volume non délimité par la TDM seule) / (volume délimité total);
- Indice de tissus normaux (NTI) : (volume non délimité par l'IRM-TDM) / (volume délimité total);
- Proportion du CTV_{IRM-TDM} recevant ≥ 95 % de la dose de référence.

Pour 28 des 30 patientes, l'IRM-TDM a augmenté le volume du TB comparativement à la TDM seule. Les indices de conformité étaient de 0,53 (TB), 0,87 (CTV) et 0,92 (PTV). Les différences moyennes entre les centres de masse du TB_{TDM} et du TB_{IRM-TDM} étaient de 1,5 mm (plan ML), 2,0 mm (plan AP) et 2,2 mm (plan SI). Pour le TB, le GMI était de 0,37 et la NTI était de 0,07. La proportion médiane du volume recouverte par 95 % de l'isodose était de 97,1 % pour le CTV_{TDM} et de 96,5 % pour le CTV_{IRM-TDM}.

Les auteurs concluent que l'ajout de l'IRM à la TDM et aux marqueurs génère des volumes de TB discordants comparativement à ceux basés sur la TDM et les marqueurs seuls. Les résultats de cette étude privilégient la délimitation basée sur la TDM et les marqueurs seuls pour la planification de la radiothérapie de surdosage du sein utilisant des champs tangentiels.

Métastases osseuses

Mizowaki *et al.*⁶³ ont publié en 2001 les résultats d'une étude prospective qui visait à évaluer l'utilité de l'IRM 0,2 T pour la planification du traitement de radiothérapie dans le cas de métastases osseuses. Cette étude a inclus 28 patients atteints de divers cancers primaires (prostate : n = 10; sein : n = 9; autres : n = 9) avec métastases osseuses. Une IRM assistée d'une simulation par rayons X a été réalisée pour 23 patients, alors qu'une IRM seule l'a été pour 5 patients. Une augmentation du contraste a aussi été réalisée pour 5 patients.

Toutes les lésions jugées difficiles à distinguer sur les radiographies ou la TDM ont pu être clairement détectées avec l'IRM. Chez les 23 patients ayant reçu une IRM assistée d'une simulation par rayons X, la modification du champ de traitement a été nécessaire pour 14 d'entre eux (9 augmentations, 4 réductions et un changement de direction).

Les auteurs concluent que l'IRM permet d'améliorer la précision de la localisation de la tumeur pour les patients ayant des métastases osseuses.

En ce qui concerne le SNC

Le sous-comité a tenu à apporter certaines précisions sur l'utilisation de l'IRM pour la planification des traitements en ce qui a trait au SNC. Effectivement, il est important de noter que les premières publications sur l'incorporation de l'IRM dans le processus de planification concernaient le cerveau⁶⁴.

Thornton *et al.*⁶⁵ ont publié en 1992 leur expérience sur l'utilisation de l'IRM dans la planification des traitements pour les néoplasies du cerveau. Ils ont remarqué que l'IRM augmentait de façon marquée l'apparence macroscopique des tumeurs par rapport à ce qui était vu sur la TDM. Ils ont conclu que l'intégration de l'IRM en planification des traitements est non seulement pratique, mais souvent nécessaire.

Schad *et al.*⁶⁶ ont publié en 1994 leur expérience sur l'utilisation de séquences rapides d'imagerie IRM 3D et son application à la planification de traitements de radiochirurgie pour les métastases au cerveau.

Benassi *et al.*⁶⁷ ont décrit en 1995 un système de planification des traitements pour la stéréotaxie des malformations artérioveineuses basé sur l'utilisation de l'IRM.

Dès lors, l'utilisation de l'IRM pour le SNC s'est imposée comme un standard de pratique, puisque les volumes cibles vus sur l'IRM sont souvent invisibles au TDM. La planification des traitements basée sur l'IRM peut difficilement être comparée à une planification n'utilisant que la TDM dans de telles circonstances. Bien qu'une étude randomisée puisse démontrer de façon non équivoque la supériorité de l'IRM par rapport à la TDM pour la planification des traitements des cancers du SNC, une telle étude est

en pratique irréalisable pour des considérations éthiques, étant donné que l'utilisation de l'IRM est maintenant considérée comme un standard de pratique dans la majorité des milieux.

Tableau 2 - Synthèse des études répertoriées comparant l'IRM à une autre technique d'imagerie selon le siège de cancer

Étude	Indication	Population (n)	Résultats	Conclusion
Cancers de la prostate				
Sepälä et al. , 2015 ⁵⁶ (Prospective) IRM 1,2 T contre TDM	Cancer localisé de la prostate	30	Ratio volume prostatique TDM/IRM : 1,20 (p < 0,001) Contours IRM < contours TDM (apex, axe AP, axe GD) Différences moy. position grains d'or (TDM par rapport à IRM): - latérale : 0,4 ± 0,5 mm - AP : 0,9 ± 0,8 mm - base-apex : 0,9 ± 0,9 mm	IRM > TDM
Watcher et al. , 2002 ⁵⁷ (Prospective) IRM 0,2 T axiale contre IRM 0,2 T sagittale contre TDM	Localisation de l'apex prostatique	22	Visualisation de l'extension caudale : IRM > TDM (p < 0,001) Apex en moyenne 5 mm plus bas avec TDM par rapport à IRM Limite inférieure du champ (par rapport à IRM) : 11/22 : localisation avec TDM adéquate 10/22 : ↑ champ de traitement (6-13 mm) avec TDM 1/22 : traitement sous-optimal de l'apex inférieur avec TDM	IRM > TDM
Milosevic et al. , 1998 ⁵⁸ (Prospective) IRM sagittale 1,5 T contre TDM axiale contre urétrographie	Cancer localisé Localisation de l'apex prostatique	30	Variabilité inter-obs. IRM < variabilité inter-obs. TDM Direction axe SI : différence systématique avec IRM < différence avec TDM (p < 0,04) Variabilité moyenne axes SI et AP avec IRM < variabilité moyenne avec TDM (SI : p < 0,01; AP : p < 0,03)	IRM > TDM
Sefrova et al. , 2010 ⁵⁹ (Rétrospective) IRM 1,5 T T _{1w} contre IRM T _{2w} contre TDM	RT adj.	21	CTV IRM T _{1w} < CTV TDM (13 %; p < 0,001) CTV IRM T _{2w} < CTV TDM (9 %; p = 0,022)	IRM > TDM

Étude	Indication	Population (n)	Résultats	Conclusion
Cancers hépatobiliaires et pancréatiques				
Yu et al., 2013⁶⁰ (Prospective) IRM 3,0 T contre TDM-4D	HCC inopérable	53	TDM ~ IRM : 42/53 Contraste lésion-foie avec IRM > contraste avec TDM Détection de nouvelles lésions : IRM (n = 11) contre TDM (n = 2)	IRM ≠ TDM-4D
Cancers cérébraux				
Prabhakar et al., 2007⁵⁴ (Prospective) IRM contre TDM	Cerveau (différents diagnostics) SBRT	25	Volume moyen : 19,6 cc (IRM) contre 15,0 cc (TDM) Volume médian : 16,13 cc (IRM) contre 11,63 cc (TDM) (p < 0,0001) Distance entre centres de masse (IRM et TDM) : moyenne : 5,47 mm médiane : 5,21 mm	IRM > TDM
Fiorentino et al., 2013⁵⁵ (Prospective) IRM 3,0 T contre TDM	Glioblastome multiforme RT adj.	30	GTV _{IRM-TDM} > GTV _{TDM} (52,44 cm ³ contre 36,48 cm ³ ; p = 0,0003) CTV _{IRM-TDM} > CTV _{TDM} (275,99 cm ³ contre 240,29 cm ³ ; p = 0,0006) Chevauchement de 82 % du GTV _{TDM} et de 92 % du CTV _{TDM} par l'IRM 20 % du CTV _{IRM} non inclus dans CTV _{TDM}	IRM+TDM > TDM
Cancers ORL				
Chung et al., 2003⁶¹ (Prospective) IRM 1,5 T contre TDM	Carcinome du nasopharynx	327	Variabilité inter-observateurs : 9/258 (IRM) contre 23/258 (TDM) Présence d'envahissement intracrânien : 77,1 % (IRM) contre 36,8 % (TDM) (p = 2,09x10 ⁻¹⁰)	IRM > TDM

Étude	Indication	Population (n)	Résultats	Conclusion
Cancers du sein				
Kirby et al. , 2009 ⁶² (Prospective) IRM-TDM-marqueurs contre TDM-marqueurs	RT partielle adj.	30	TB _{IRM-TDM} > TB _{TDM} dans 28/30 cas Indice de conformité : TB = 0,53; CTV = 0,87; PTV = 0,92 Distances moyennes des centres de masse : 1,5 mm (plan ML); 2,0 mm (plan AP); 2,2 mm (plan SI) GMI : 0,37; NTI : 0,07 V95 % médian du CTV : 97,1 % (TDM) contre 96,5 % (TDM-IRM)	TDM-marqueurs > TDM-IRM-marqueurs
Métastases osseuses				
Mizowaki et al. , 2001 ⁶³ (Prospective) IRM 0,2 T contre TDM ou Rx	Cancers (différents diagnostics) avec métastases osseuses Lésions mal définies sur TDM ou Rx	23	Modification du champ de traitement avec IRM dans 14/29 cas : ↑ champ de traitement : n = 9 ↓ champ de traitement : n = 4 Changement de direction : n = 1	IRM > méthodes usuelles

Légende : ~ : similaire; ≠ images discordantes; ↑ : augmentation; ↓ : diminution; 0,2 T : 0,2 Tesla; 1,2 T : 1,2 Tesla; 1,5 T : 1,5 Tesla; 3,0 T : 3,0 Tesla; adj. : adjuvant; AP : antéro-postérieur; CTV : *Clinical Target Volume*; GD : gauche-droite ; GMI : (volume délimité par l'IRM-TDM mais normal sur la TDM seule)/(volume délimité total); GTV : *Gross Tumor Volume*; HCC : carcinome hépatocellulaire; Indice de conformité : (volume de concordance)/(volume délimité total); Inter-obs. : inter-observateurs; IRM : imagerie par résonance magnétique; ML : médial-latéral; moy. : moyenne; NTI : (volume délimité par la TDM seule mais normal sur l'IRM-TDM)/(volume délimité total); PTV : *Planning Target Volume*; RT : radiothérapie; Rx : radiographie; SBRT : radiothérapie stéréotaxique; SI : supérieur-inférieur; TB : volume du lit tumoral; TDM : tomographie par densitométrie; V95 : volume cible recevant ≥ 95 % de l'isodose.

3.1.3 TEP-TDM

Résumé des données probantes
• Bien que le guide de l'UETMIS et les revues systématiques recommandent de réserver l'utilisation de la TEP de planification à un contexte de recherche uniquement, les résultats de plusieurs études plus récentes sont favorables à l'utilisation de cet appareil d'imagerie dans la pratique clinique. • Les données probantes suggèrent l'utilité de la TEP-TDM pour la planification du traitement de radiothérapie externe des cancers du poumon, de l'anus, du cerveau, ORL et des lymphomes. • L'ajout de la TEP-TDM peut conduire à une modification du plan de traitement.

La revue de la littérature a permis de répertorier vingt publications qui comparaient l'utilisation de la TEP-TDM ou de la TEP avec d'autres techniques d'imagerie médicale pour la planification des traitements de radiothérapie, dont un guide, deux revues systématiques, un consensus d'experts, dix études prospectives et six études rétrospectives.

3.1.3.1 GUIDES

Plusieurs cancers

Le rapport d'évaluation élaboré par l'**Unité d'évaluation des technologies et des modes d'intervention en santé (UETMIS)**²⁷ du Centre hospitalier universitaire de Québec (CHUQ) en 2011 fait état des résultats de trois revues systématiques, de trois guides de pratique ainsi que de 37 études originales ayant été répertoriées dans le cadre d'une recherche documentaire qui s'est étendue jusqu'au 7 septembre 2011. On y retrouve des recommandations pour la planification des traitements de radiothérapie pour les cancers du poumon, de la tête et du cou, de l'œsophage, du rectum et du col de l'utérus. Les données disponibles issues de ce rapport indiquent que l'utilisation de la TEP-TDM dans la planification des traitements de radiothérapie du CPNPC et des cancers de la tête et du cou pourrait modifier l'évaluation du stade de la tumeur et l'intention de traitement. De plus, la TEP-TDM pourrait être égale ou supérieure à la TDM pour estimer les volumes cibles chez les patients atteints de ces cancers, en particulier chez ceux avec de l'atélectasie.

Sur la base de ces données, les auteurs recommandent d'utiliser, dans le cadre d'une évaluation terrain avec développement de la preuve, la TEP-TDM pour la planification des traitements de radiothérapie des patients ayant un CPNPC ou un cancer de la tête et du cou, incluant une collecte prospective des informations pertinentes dans un registre local des cancers. Ces données ne permettent pas de se prononcer sur l'efficacité de la TEP-TDM pour la planification de la radiothérapie pour le cancer du poumon à petites cellules (CPPC), le cancer de l'œsophage, le cancer du rectum et le cancer du col utérin.

3.1.3.2 REVUES SYSTÉMATIQUES

Cancers colorectaux

Gwynne et al.⁶⁸ ont publié en 2012 une revue systématique dont l'objectif était d'évaluer les techniques d'imagerie avancées par rapport à l'utilisation de la TDM, de la TDM de planification avec l'IRM diagnostique et de la TEP-TDM pour la délimitation des volumes pour le cancer du rectum et la réduction de la variabilité inter-observateurs. La revue de littérature réalisée jusqu'en août 2010 a permis de répertorier 17 études, dont 15 études observationnelles, un essai randomisé et une étude de cas-témoins.

Sur la base de cette revue, les auteurs font les recommandations suivantes :

- Les simulateurs conventionnels sont désuets et devraient être remplacés par les techniques de planification basées sur la TDM (preuve de niveau 3, recommandation de grade B).
- Les images issues de l'IRM diagnostique devraient être disponibles au moment de la planification (preuve de niveau 5, recommandation de grade D).
- Les données sont insuffisantes pour soutenir l'utilisation de pinces ou de marqueurs en or pour la délimitation (preuve de niveau 4).
- La fusion des images de l'IRM diagnostique et de la TDM de planification devrait être réalisée avec prudence, étant donné les effets possibles du mouvement des organes (preuve de niveau 4, recommandation de grade C).
- La fusion des images de la TEP avec la TDM de planification devrait uniquement être réalisée dans un contexte de recherche (preuve de niveau 5, recommandation de grade D).

Cancers gynécologiques

Salem et al.⁶⁹ ont publié en 2011 les résultats d'une revue systématique traitant de l'utilisation de la TEP et/ou de la TEP-TDM dans la planification des traitements de radiothérapie et de curiethérapie pour les patientes atteintes du cancer du col de l'utérus. Cette revue a répertorié 19 études totalisant 759 patients. Parmi ces études, trois traitent uniquement de la curiethérapie alors que six autres incluent des informations autant sur la curiethérapie que sur la radiothérapie.

Les auteurs concluent que l'utilisation de la TEP/TEP-TDM pour la planification des traitements de radiothérapie externe devrait être réservée aux essais cliniques.

3.1.3.3 RECOMMANDATIONS OU CONSENSUS POUR LA PRATIQUE CLINIQUE

Lymphomes

Illidge *et al.*⁷⁰ ont publié en 2014 le consensus du Committee of the International Lymphoma Radiation Oncology Group. Selon le groupe de travail, la planification de la radiothérapie basée sur une simulation en 3D, que ce soit avec la TDM, la TEP-TDM ou l'IRM, est fortement recommandée pour le traitement du lymphome. Idéalement, les images utilisées pour la planification devraient être obtenues dans la position de traitement en utilisant le matériel d'immobilisation prévu et avec la participation du radio-oncologue. L'utilisation d'une TDM diagnostique avec agent de contraste est recommandée pour permettre la délimitation des stations ganglionnaires et la différenciation entre les ganglions et les vaisseaux. Dans les centres où la TEP-TDM peut être réalisée avec agent de contraste, la réalisation d'une investigation supplémentaire avec contraste peut être évitée.

L'utilisation de l'imagerie 4D ou de la technique de blocage inspiratoire pour les sièges tumoraux significativement affectés par le mouvement respiratoire est encouragée.

3.1.3.4 ÉTUDES PROSPECTIVES ET RÉTROSPECTIVES

Cancers colorectaux

Buijsen *et al.*⁷¹ ont publié en 2011 les résultats d'une étude prospective qui visait à comparer la taille des tumeurs rectales mesurées avec la TDM, l'IRM et la TEP-TDM à celle du spécimen pathologique. Cette étude a porté sur 26 patients devant recevoir un traitement court de radiothérapie (5 fractions de 5 Gy) suivi d'une excision mésorectale totale dans les trois jours suivant la fin de la radiothérapie. Avant le début de la radiothérapie, tous les patients ont bénéficié d'une TDM de planification, immédiatement suivie de la TEP. Tous les patients ont également bénéficié d'une IRM pelvienne dans le cadre de l'évaluation préopératoire. Les images de la TEP-TDM ont été lues par deux radio-oncologues expérimentés. Au moins quatre semaines après cette première évaluation, les images de la TDM étaient lues à nouveau, sans connaître les résultats de la TEP et de l'IRM.

Le diamètre moyen des tumeurs évaluées était de 4,2 (1,6-8,0) cm sur le spécimen pathologique, de 5,1 (2,9-10,8) cm sur la TDM, de 4,8 (3,1-7,6) cm sur l'IRM, de 5,0 (2,2-8,1) cm sur la TEP-TDM (lecture manuelle) et de 4,2 (2,0-8,0) cm sur la TEP-TDM (lecture automatique). La corrélation entre la TDM et la pathologie allait de nulle à très faible. De plus, la corrélation intra-observateurs la plus faible a été observée avec la TDM ($p < 0,001$). La corrélation entre l'IRM et la pathologie était un peu plus élevée que pour la TDM, alors que la corrélation intra et inter-observateurs était considérable, mais inférieure à celle observée avec la TEP. La corrélation entre la TEP et la pathologie était plus élevée que pour l'IRM.

($p < 0,001$). De plus, la corrélation intra-observateurs était très élevée avec la TEP ($p < 0,001$). La meilleure corrélation a été observée entre la lecture automatique de la TEP et la pathologie ($p < 0,001$). Pour la majorité des patients, la concordance entre la délimitation automatique sur la TEP et la pathologie se situait à l'intérieur de 1 cm.

Les auteurs concluent que la délimitation automatique des contours avec la TEP permet la meilleure corrélation avec le spécimen pathologique et fournit un outil utile et puissant pour déterminer précisément la dimension la plus large de la tumeur dans le cancer rectal. Une analyse de volume en 3D est toutefois requise afin de confirmer ces résultats.

Krengli et al.⁷² ont publié en 2010 les résultats d'une étude prospective qui visait à analyser l'effet potentiel de la TEP-TDM pour la planification de la radiothérapie dans le traitement à visée curative du carcinome anal. Un total de 27 patients étaient à l'étude. La simulation a été réalisée avec un appareil hybride TEP-TDM, le patient étendu sur le dos, avec un dispositif de positionnement des chevilles et des genoux afin d'améliorer la reproductibilité à chaque épisode de traitement. Les volumes de traitement, incluant le GTV, le CTV et les OAR, ont été délimités sur la TDM, puis sur les images fusionnées de la TEP-TDM, par le même radio-oncologue.

La TEP-TDM a conduit à une modification du stade dans 18,5 % des cas (5/27), à une modification du GTV dans 55,6 % des cas (15/27) et à une modification du CTV dans 37,0 % des cas (10/27). Le GTV_{TEP} et le CTV_{TEP} étaient significativement plus petits que le GTV_{TDM} et le CTV_{TDM} ($p = 1,2 \times 10^{-4}$ et $p = 2,9 \times 10^{-4}$, respectivement), alors que le $GTV_{TEP-TDM}$ et le $CTV_{TEP-TDM}$ étaient significativement plus grands que le GTV_{TDM} et le CTV_{TDM} ($p = 6 \times 10^{-5}$ dans les deux cas), correspondant à une différence moyenne de 11 % du volume du GTV_{TDM} et de 5,1 % du CTV_{TDM} .

Les auteurs concluent que la TEP-TDM est pertinente pour la détermination du stade et la définition des volumes cibles pour le carcinome du canal anal. La TEP-TDM a conduit à une modification du stade dans 18,5 % des cas, de l'intention de traitement dans 3,7 % des cas, de même que de la taille et de la forme du GTV et du CTV.

Bannas et al.⁷³ ont publié en 2010 les résultats d'une étude rétrospective qui visait à évaluer la TEP-TDM pour la stadification et la planification de la radiothérapie dans le traitement du cancer anal. Cette étude a porté sur 22 patients consécutifs atteints d'un carcinome de l'anus confirmé par biopsie. Une TEP-TDM dans la position de traitement était également réalisée pour tous les patients. La TEP pan-corporelle était suivie d'une TDM diagnostique avec contraste. Toutes les images ont été évaluées par une équipe multidisciplinaire composée de deux nucléistes et de deux radiologistes, qui connaissaient l'historique clinique du patient. Les images de la TDM et de la TEP étaient d'abord lues indépendamment, puis les images fusionnées TEP-TDM étaient évaluées par consensus.

Le stade clinique T a été caractérisé correctement chez 88 % des patients (15/17) avec la TEP contre 47 % (8/22) avec la TDM. L'analyse des images fusionnées TEP-TDM a permis de modifier le stade N chez 10 patients comparativement à la TEP ou à la TDM seules. Le stade final a, quant à lui, été modifié chez 8 patients avec la TEP-TDM comparativement à la TEP ou à la TDM seules. La TEP-TDM a permis de détecter des métastases ganglionnaires locorégionales chez 50 % des patients (11/22). La TEP-TDM a conduit à une modification du champ ou de la technique de radiothérapie pour couvrir ou exclure des ganglions atteints dans 23 % des cas (5/22) par rapport à la TDM ou à la TEP seules.

Les auteurs concluent que la TEP-TDM est supérieure à la TEP ou à la TDM seules pour la stadification du cancer anal, influençant significativement la planification du traitement

Cancers du poumon

Nawara et al.⁷⁴ ont publié en 2012 les résultats d'une étude prospective qui visait à étudier l'effet de la TEP et de la TEP-TDM sur la planification du traitement et le pronostic des patients atteints d'un CPNPC traités par radiothérapie. Cette étude a porté sur 91 patients inopérables de stades I à IIIB. La TEP et la TDM ont été réalisées séparément (n = 57) ou de façon intégrée (n = 34), en respiration libre. Pour la planification de la radiothérapie, le GTV et le PTV ont été délimités à partir de la TDM de planification.

L'utilisation de la TEP ou de la TEP-TDM a conduit à une modification de la définition et de la taille du PTV dans 8,8 % des cas (8/91). Des informations additionnelles sur le diagnostic ont été obtenues pour 17,6 % des patients (6/34) avec la TEP-TDM intégrée et pour 21,1 % des patients (12/57) avec les acquisitions TDM et TEP séparées.

Les auteurs concluent que la TEP et la TEP-TDM ont fourni des informations additionnelles pertinentes pour la planification du traitement chez environ 10 % des patients recevant un traitement de radiothérapie accélérée à visée curative.

Vanuytsel et al.⁷⁵ ont publié en 2012 les résultats d'une étude rétrospective qui visait à étudier l'effet de la stadification des ganglions médiastinaux par la TEP-TDM comparativement à la TDM seule sur la planification du traitement du cancer du poumon par radiothérapie. Les données de pathologie et d'imagerie provenant de deux études prospectives, totalisant 105 patients atteints de CPNPC potentiellement opérables, ont été utilisées. De ce nombre, 73 patients avec ganglions potentiellement positifs sur la TDM et/ou la TEP et pour qui les données de pathologie étaient disponibles pour tous les ganglions suspects ont été considérés pour l'étude volumétrique. La TDM thoracique couvrait les glandes surrénales jusqu'à la région sus-claviculaire. La TDM et la TEP étaient toutes deux interprétées sans connaître les résultats de pathologie. Les spécimens de pathologie ont été obtenus lors d'une médiastinoscopie cervicale suivie ou non d'une thoracotomie. Pour chaque patient, une cartographie

ganglionnaire (Naruke) était construite sur la base des données de pathologie et a servi de référence. Celle-ci a été comparée à la cartographie basée sur la TDM et à la cartographie basée sur la TEP afin de déterminer si un GTV englobant tous les ganglions positifs à l'imagerie couvrirait tous les ganglions positifs à la pathologie. Une étude de dosimétrie a également été réalisée sur les 10 premiers patients consécutifs dont le GTV basé sur la TEP-TDM était plus petit que celui basé sur la TDM.

La capacité globale de la TDM à correctement caractériser les ganglions a été de 89 % (887/988) comparativement à 95 % (943/988) avec la TEP ($p < 0,001$). La TDM a permis d'inclure dans le GTV la totalité des ganglions positifs à la pathologie dans 75 % des cas (55/73) comparativement à 89 % (65/73) avec la TEP-TDM ($p = 0,005$). Pour 45 patients (62 %), les informations obtenues de la TEP ont conduit à un changement des volumes de traitement. Chez 16 patients (22 %), le volume défini par la TEP-TDM était supérieur à celui défini avec la TDM seule; cette augmentation du volume a été confirmée par les résultats de pathologie dans 11 cas. Pour les 10 patients inclus dans l'étude de dosimétrie, le volume cible délimité avec la TEP-TDM était en moyenne 29 ± 18 % plus petit que celui délimité avec la TDM ($p = 0,002$), alors que la proportion du volume pulmonaire total recevant plus de 20 Gy était en moyenne réduite de 27 ± 18 % ($p = 0,001$).

Les auteurs concluent que pour les patients atteints de CPNPC pour lesquels on considère une radiothérapie à visée curative, l'évaluation de l'envahissement des ganglions locorégionaux avec la TEP améliore la couverture de la tumeur et, pour des patients sélectionnés, réduit le volume de tissus sains irradiés et donc la toxicité.

Cancers ORL

Chatterjee *et al.*⁷⁶ ont publié en 2012 les résultats d'une étude prospective qui visait à comparer la TDM avec contraste et la TEP-TDM pour la planification de la radiothérapie. Cette étude a recruté 20 patients atteints d'un cancer de l'oropharynx admissibles à un traitement de radiothérapie avec ou sans chimiothérapie concomitante. Tous les patients étaient immobilisés en position de traitement. Les images de la TDM étaient d'abord délimitées par des oncologues cliniques consultants selon le protocole interne, sans avoir accès à l'information de la TEP. L'oncologue devait par la suite délimiter les volumes sur les images fusionnées de la TEP et de la TDM en appliquant le seuil approprié. L'oncologue et le radiologiste ont revu conjointement les volumes avant d'administrer le traitement.

Chez 17 des 20 patients, le stade TNM est demeuré inchangé avec l'information issue de la TEP. Dans 2 cas, la TEP a mis en évidence des régions atteintes en dehors du champ délimité par la TDM, et dans un cas, elle a permis de détecter des métastases. Le GTV moyen de la tumeur primaire était plus petit avec la TEP-TDM comparativement à la TDM ($25,16 \text{ cm}^3$ contre $36,56 \text{ cm}^3$; $p < 0,015$). Aucune différence significative n'a été observée entre la TEP-TDM et la TDM au regard du volume ganglionnaire atteint

(32,21 cm³ contre 32,48 cm³; $p > 0,86$). Une différence significative du GTV a été observée entre la TEP-TDM et la TDM chez les patients atteints de cancers de stade T3/4 (40,98 cm³ contre 63,49 cm³; $p < 0,009$), mais pas chez ceux atteints de cancers de stade T1/2 (9,34 cm³ contre 9,61 cm³; $p = 0,87$).

Les auteurs concluent que, comparativement à la TDM, la TEP-TDM pourrait fournir une information cliniquement pertinente et prévenir l'atteinte de tissus à l'extérieur du champ d'irradiation lorsqu'elle est utilisée pour la planification de la radiothérapie dans le traitement des cancers de l'oropharynx avancés. De plus, la TEP-TDM a conduit à des volumes cibles plus petits et mieux définis. La TEP-TDM pourrait donc être utilisée pour la planification de la radiothérapie pour les cancers de l'oropharynx.

Fried et al.⁷⁷ ont publié en 2011 les résultats d'une étude rétrospective qui visait à évaluer l'utilité de la TEP pour la planification de la radiothérapie dans le traitement du cancer de la tête et du cou. Cette étude a porté sur 91 patients atteints d'un carcinome à cellules squameuses traités par radiothérapie radicale (conforme ou IMRT) avec (93 %) ou sans chimiothérapie concomitante et pour qui une TEP-TDM diagnostique avait été réalisée avant le traitement. La planification du traitement de radiothérapie a été réalisée à partir de la TDM de planification seulement, et les volumes délimités initialement ont servi de comparaison. Le délai moyen entre la TDM et la TEP était de 22 jours. Pour les patients présentant une récurrence (n = 29), le volume de celle-ci était délimité sur une TDM postradiothérapie. Le délai médian entre la fin du traitement et la visualisation de la récurrence sur la TDM a été de 190 jours.

Le volume de la tumeur primaire délimité avec la TDM était similaire à celui délimité avec la TEP (médiane : 32 cc contre 29 cc). Le taux de superposition a varié entre 0,55 et 0,74 du volume délimité avec la TEP et entre 0,13 et 0,32 du volume délimité par la TDM. Les patients présentant une récurrence locorégionale avaient un volume délimité avec la TEP significativement plus large que ceux sans récurrence. Le volume ganglionnaire délimité avec la TEP était significativement plus petit que celui délimité par la TDM (médiane : 8 cc contre 16 cc). Le taux de superposition était de 0,52 du volume TEP et de 0,19 du volume TDM. Les volumes délimités par la TEP et la TDM ont reçu des doses de radiation similaires à la tumeur primaire (dose médiane pour 95 % du volume : 68,3 Gy contre 68,6 Gy) et aux ganglions (dose médiane pour 95 % du volume : 67,4 Gy contre 68,9 Gy). Les volumes délimités par la TEP et la TDM corrélaient tous deux fortement avec l'apparition de récurrences locales ou régionales.

Les auteurs concluent que la planification de la radiothérapie avec la TDM seule pourrait être suffisante pour les patients atteints de carcinome à cellules squameuses de la tête et du cou, et que l'utilisation de la TEP pourrait ne pas être requise.

Cancers du sein

Ng et al.⁷⁸ ont publié en 2015 les résultats d'une étude prospective qui visait à évaluer l'effet de la TEP-TDM sur les décisions thérapeutiques en radiothérapie pour 154 patientes atteintes du cancer du sein localement avancé, sans signe clinique ou radiologique de métastases à distance, et admissibles à un traitement de chimiothérapie néoadjuvante suivie d'une chirurgie et d'une radiothérapie adjuvante. L'évaluation conventionnelle préalable au traitement comportait un examen physique, une mammographie bilatérale, une échographie incluant les régions ganglionnaires axillaires bilatérales, une biopsie au trocart, une TDM thoracique, abdominale et pelvienne ainsi qu'une scintigraphie osseuse. Toutes les patientes ont également bénéficié d'une TEP pan-corporelle prétraitement, qui a été comparée à l'évaluation conventionnelle.

La TEP-TDM a conduit à une modification du plan de traitement chez 20,8 % des patientes (32/146). Des métastases à distance ont été détectées chez 17 patientes (11,0 %), pour qui l'intention de traitement est passée de curative à palliative et la radiothérapie adjuvante a été omise. Des ganglions locorégionaux atteints en dehors des champs de radiothérapie conventionnels ont été détectés chez 15 patientes (10,8 %), ce qui a conduit à un élargissement du champ d'irradiation pour inclure ces régions atteintes.

Les auteurs concluent que l'imagerie par la TEP-TDM fournit des informations diagnostiques et de stadification de qualité supérieure comparativement à l'évaluation conventionnelle pour les patientes atteintes du cancer du sein localement avancé par rapport à la TDM seule, ce qui conduirait à un changement significatif du plan de traitement de radiothérapie (intention ou champ de traitement) pour environ une patiente sur cinq. Les auteurs recommandent que la TEP-TDM soit considérée dans la stadification initiale du cancer du sein localement avancé.

Lymphomes

Lin et al.⁷⁹ ont publié en 2015 les résultats à long terme d'une étude prospective randomisée qui visait à déterminer l'effet de la TEP prétraitement sur la survie de patientes atteintes du cancer du col utérin. Un total de 129 patientes, nouvellement diagnostiquées et présentant des ganglions lymphatiques pelviens hypertrophiés mais aucune adénopathie para-aortique, ont été aléatoirement désignées pour faire partie du groupe bénéficiant d'une TEP de stadification avant le traitement ou du groupe contrôle. Une irradiation pelvienne avec administration concomitante de cisplatine était le traitement standard pour toutes les patientes.

La TEP a permis de détecter des métastases extra-pelviennes chez 7 patientes, pour qui le champ de radiation a été modifié. Lors de la publication initiale de cette étude, aucune différence entre les deux

groupes n'avait été démontrée quant à la survie globale à 4 ans. Cette publication présente la mise à jour des résultats après un suivi médian de 89 mois.

Aucune différence significative n'a été observée entre le groupe TEP et le groupe contrôle en ce qui concerne la survie globale à 8 ans (66,7 % contre 73,2 %; $p = 0,417$), la survie sans maladie, et la survie sans métastase extrapelvienne après chimioradiothérapie à 8 ans (79,3 % contre 76,1 %; $p = 0,700$). L'incidence cumulative d'envahissement des ganglions lymphatiques para-aortiques (qu'ils soient découverts avant le traitement ou lors du suivi) était similaire dans les deux groupes: (16,7 % contre 15,9 %). Une récurrence dans les ganglions lymphatiques para-aortiques a été observée chez 5 des 66 patients du groupe TEP contre 10 des 63 patients du groupe contrôle. La survie spécifique au cancer à 5 ans de ces patients était de 0 % dans le groupe TEP comparativement à 34,3 % dans le groupe contrôle ($p = 0,06$).

Les auteurs concluent que, bien que la détection des ganglions lymphatiques para-aortiques avant le traitement ne se soit pas traduite en une meilleure survie chez les patientes désignées pour la TEP, celle-ci a permis de diminuer le recours à une chimioradiothérapie concomitante avec champ étendu.

Girinsky et al.⁸⁰ ont publié en 2014 les résultats d'une étude prospective qui visait à évaluer le rôle de la TEP-TDM dans l'implantation de la radiothérapie « involved-node » (INRT) pour le traitement du lymphome de Hodgkin sus-diaphragmatique de stades cliniques I et II. Avant le début du traitement, les 135 patients de l'étude ont eu une TEP-TDM. Une TDM de planification était également réalisée entre trois et quatre semaines après la fin du traitement de chimiothérapie. Les GTV préchimiothérapie et les CTV postchimiothérapie délimités sur la TDM uniquement, puis sur les images fusionnées de la TEP-TDM, ont été comparés. Un radio-oncologue a analysé les images de la TDM tandis que la fusion de celles de la TEP a été effectuée par un radio-oncologue et un radiologiste.

La TEP-TDM a permis de détecter au moins un ganglion lymphatique additionnel chez 70,4 % des patients (95/135) (médiane = 4). La TEP-TDM a permis de détecter au moins une aire ganglionnaire additionnelle chez 40,7 % des patients (55/135). Comparativement au GTV délimité sur la TDM préchimiothérapie, le GTV délimité sur les images fusionnées de TEP-TDM était en moyenne augmenté de 8,8 % (526,9 cm³ contre 501,1 cm³; $p < 0,0001$). De même, comparativement au CTV délimité sur la TDM postchimiothérapie, le CTV délimité sur les images fusionnées de TEP-TDM était en moyenne augmenté de 7,1 % (350,7 cm³ contre 327,2 cm³; $p < 0,0001$). L'utilisation systématique de la TEP a conduit à une augmentation du CTV chez 60 % des patients et à une diminution du CTV chez 6 % des patients.

Les auteurs concluent que l'utilisation d'une TEP-TDM préchimiothérapie pour la planification des traitements d'INRT permet une meilleure délimitation des volumes cibles sans nécessairement augmenter les volumes de radiation.

Pommier *et al.*⁸¹ ont publié en 2010 les résultats d'une étude prospective multicentrique qui visait à quantifier l'effet de la TEP sur la stratégie de traitement et la planification de la radiothérapie pour les patients atteints de la maladie de Hodgkin de stade I et II. Un total de 137 patients pour qui une radiothérapie de type « involved field » était planifiée ont été inclus, desquels 124, incluant 16 enfants, étaient disponibles pour les analyses. La décision de traitement était basée sur les résultats des bilans initiaux et postchimiothérapies, qui incluaient une TDM avec contraste et, dans certains cas, une TEP préchimiothérapie (n = 61). Pour les fins de l'étude, une TEP était aussi réalisée dans la position de traitement entre deux et trois semaines précédant la radiothérapie. Le CTV1 était défini par la région ganglionnaire atteinte sur la TDM ($\pm$ TEP) préchimiothérapie prenant en considération la réduction de la tumeur dans les axes antérieur, postérieur et latéral. Un volume de surdosage (CTV2) était aussi délimité en présence de tumeur résiduelle sur la TDM postchimiothérapie.

Une modification de la stratégie ou du plan de traitement est survenue dans 17,7 % des cas à la suite de l'analyse de la TEP. Le plan de traitement de radiothérapie a été annulé chez 4,8 % des patients (n = 6), à cause d'une progression de la maladie (n = 1), d'une réduction tumorale insuffisante requérant des cycles supplémentaires de chimiothérapie (n = 4) ou du refus du patient (n = 1). Des modifications significatives du plan de traitement, définies comme une variation absolue de 25 % ou plus du CTV et/ou de 10 % ou plus de la dose prescrite et/ou une modification du nombre de volumes cibles cliniques, ont été rapportées dans 11,9 % des cas (n = 14). La concordance entre les stratégies initiale et finale de planification a été évaluée à 82,3 %.

Sur la base de ces résultats, les auteurs concluent que la TEP réalisée au moment de la planification de la radiothérapie peut conduire à une modification significative de la stratégie et du plan de traitement pour le lymphome de Hodgkin des stades I et II, et ce, même chez les patients pour qui une TEP a été réalisée lors du bilan initial préchimiothérapie.

Hutchings *et al.*⁸² ont publié en 2007 les résultats d'une étude prospective qui visait à examiner l'effet potentiel de la TEP-TDM sur la planification de la radiothérapie dans le traitement du lymphome de Hodgkin de stade I ou II. Trente patients nouvellement diagnostiqués et ayant bénéficié d'une TEP-TDM de stadification et d'une radiothérapie postchimiothérapie de type « involved field » ont été inclus. Le CTV a été délimité sur la TDM de planification à partir des informations issues de la TDM de stadification, sans connaître les résultats de la TEP. Au moins un an après la fin du traitement de radiothérapie, le CTV a été de nouveau délimité sur la TDM de planification, en tenant compte cette fois de la TEP-TDM de stadification.

Pour 20 des 30 patients, le traitement de radiothérapie n'a pas été affecté par l'ajout de la TEP. La TEP-TDM a mis en évidence des tissus atteints à l'extérieur de la zone irradiée et aurait conduit à une

augmentation du volume à irradier chez 7 patients (augmentation du volume recevant au moins 90 % de la dose cible entre 8 % et 87 %), alors qu'elle aurait permis une diminution de la zone traitée dans deux cas (diminution du volume recevant au moins 90 % de la dose cible entre 18 % et 30 %).

Les auteurs concluent qu'étant donné que l'utilisation de la TEP-TDM conduit à un changement des volumes de traitement, son introduction dans la planification de la radiothérapie devrait être envisagée et être accompagnée d'une modification des stratégies de traitement visant une thérapie plus ciblée et une préservation optimale des tissus sains. Les auteurs font toutefois une mise en garde en précisant qu'elle peut conduire à une augmentation des volumes à traiter.

Cancers cérébraux

Levivier *et al.*⁸³ ont publié en 2004 les résultats d'une étude rétrospective qui visait à évaluer l'utilisation combinée d'images métaboliques (TEP) et anatomiques (IRM ou TDM) pour la planification de la neurochirurgie stéréotaxique, incluant la radiochirurgie. Cette étude a inclus 57 patients, totalisant 72 lésions (lésions primaires du système nerveux central, $n = 53$; adénomes de l'hypophyse, $n = 10$; métastases, $n = 9$), ayant eu une TEP stéréotaxique dans le cadre de la planification du traitement de radiochirurgie « Gamma knife ». Ces patients ont bénéficié d'une radiochirurgie guidée par la TEP, car leur tumeur était mal définie sur l'IRM, représentant 10 % de toutes les radiochirurgies réalisées au cours de la période à l'étude. Une IRM stéréotaxique était d'abord obtenue grâce à différents paramètres d'acquisition de l'image. Les images pondérées en T1 avant et après l'injection de « Gadolinium-diethylenetriamine-pentaacetic acid » (Gd-DTPA) ont servi de référence pour la définition des cibles pour tous les patients. Une TDM stéréotaxique était également effectuée à titre de contrôle de qualité pour la distorsion de l'IRM. Une TEP, utilisant le [18F] FDG (46 %) ou le carbone-11 méthionine (¹¹C-méthionine) (54 %), était par la suite effectuée dans la même journée. La planification débutait par l'analyse indépendante de chaque modalité d'imagerie stéréotaxique. Le volume cible final était ensuite délimité sur l'IRM, prenant en considération la contribution respective de l'IRM, de la TEP, de même que de la position anatomique de la tumeur et des zones fonctionnelles à risque. Le plan de dose était vérifié par le neurochirurgien, le radio-oncologue et le nucléiste.

Un signal anormal de la TEP a été observé pour 62 des 72 cibles (86 %). L'information obtenue de la TEP a contribué à la définition du volume cible pour 69 % d'entre elles (43/62). Pour 25 lésions, le volume cible a été basé principalement sur la TEP. Dans ces cas, le volume moyen défini avec la TEP était de 3,1 cm³, conduisant à un volume cible moyen de 3,8 cm³ et un volume moyen de prescription de l'isodose de 6,8 cm³. Pour les 18 autres lésions, la TEP a été utilisée pour identifier détecter des zones tumorales à l'extérieur du volume défini par l'IRM, conduisant à une augmentation moyenne du volume cible de 132 % (volume moyen de l'IRM : 5,2 cm³, volume moyen ajouté par la TEP : 1,5 cm³). Enfin, la TEP n'a pas été

utile pour la délimitation de 31 % des lésions (19/62). La TEP a été jugée utile pour la délimitation de 76 % des tumeurs primaires du système nerveux central (34/45), de 63 % des lésions métastatiques (5/8) et de 44 % des adénomes hypophysaires (4/9).

Les auteurs concluent que l'intégration de la TEP pour la radiochirurgie fournit des informations additionnelles permettant de nouvelles perspectives pour l'optimisation du traitement des tumeurs cérébrales.

Métastases hépatiques

Parlak et al.⁸⁴ ont publié en 2012 les résultats d'une étude prospective qui visait à comparer la TDM et la TEP-TDM pour la délimitation du GTV dans la planification du traitement de radiothérapie des métastases hépatiques non résécables pour des patients atteints du cancer colorectal. Des 54 patients initialement recrutés, 38 ont été inclus dans l'étude; 16 patients ont été exclus, devenus inadmissibles à la radiothérapie après que la présence d'une maladie étendue ait été révélée par la TEP-TDM. Tous les patients ont bénéficié d'une TDM avec contraste suivie d'une TEP-TDM dans les 10 jours. Les images de la TDM et de la TEP étaient prises en respiration peu profonde. Les images de l'IRM ont guidé la délimitation des lésions métastatiques sur la TDM et la TEP-TDM. Le GTV, le CTV, le PTV et les OAR ont été délimités sur les images de la TDM indépendamment par deux radio-oncologues expérimentés, sans connaître les résultats de la TEP, alors que les images de la TEP-TDM ont été délimitées par un nucléiste.

Le GTV était modifié par la TEP-TDM comparativement à la TDM seule dans 81,6 % des cas (31/38). Pour 65,8 % d'entre eux (n = 25), la TEP-TDM a conduit à une augmentation médiane du GTV de 33,2 % (103,9 cm³ contre 73,7 cm³; p < 0,001), alors que pour 15,8 % des cas (n = 6), elle a conduit à une diminution médiane de 12,8 % (p < 0,001). La dose moyenne reçue par le foie (43,1 % contre 36,7 % de la dose prescrite, p = 0,037) et le rein droit (23,8 % contre 20,3 % de la dose prescrite, p = 0,041) était significativement plus élevée avec la TEP-TDM comparativement à la TDM seule. Cependant, étant donné le fait que ces doses étaient encore en dessous de la dose spécifique critique à ces OAR, ces différences n'ont pas été jugées cliniquement significatives.

Les auteurs concluent que la TEP-TDM pourrait améliorer la délimitation du GTV et théoriquement éviter que des lésions tumorales se trouvent en dehors du champ d'irradiation lors du traitement des métastases hépatiques. De plus, l'introduction de la TEP-TDM dans l'évaluation initiale pourrait éviter un traitement de radiothérapie inutile pour près d'un tiers des patients.

Plusieurs cancers

Brianzoni et al.⁸⁵ ont publié en 2012 les résultats d'une étude rétrospective qui visait à évaluer la TEP-TDM pour la planification de la radiothérapie pour diverses tumeurs. Cette étude a porté sur 28 patients,

dont 24 avaient un cancer du poumon (17 CPNPC et 7 CPPC) et 4 avaient un lymphome non hodgkinien de haut grade dans la région de la tête et du cou. Tous les patients ont bénéficié d'une TDM immédiatement suivie d'une TEP dans la position de traitement. Les patients inclus devaient avoir des lésions métaboliquement actives à la TEP.

Des 28 patients initialement considérés, 3 ont été exclus, la TEP ayant permis de conclure que des soins palliatifs devaient être privilégiés plutôt qu'une radiothérapie radicale. Comparativement à la TDM, la TEP a conduit à une modification appréciable du GTV ou du CTV chez 44 % des patients (11/25); tous étaient atteints du cancer du poumon. Pour 5 de ces 11 cas, les volumes cibles étaient réduits avec la TEP, tandis que pour 6 patients, les volumes cibles étaient augmentés avec la TEP.

Les auteurs concluent que la fusion des données provenant de la TEP et de la TDM peut conduire à une modification significative de la planification de la radiothérapie et de la prise en charge du patient.

Dizendorf *et al.*⁸⁶ ont publié en 2002 les résultats d'une étude rétrospective qui visait à évaluer l'effet de la TEP sur la stadification et la planification de la radiothérapie pour 202 patients atteints du cancer (tête et cou, n = 55; gynécologique, n = 28; sein, n = 28; poumon, n = 26; lymphomes malins, n = 24; gastro-intestinal, n = 18; autres, n = 23). Toute l'information clinique disponible, y compris les résultats de l'évaluation clinique, les rapports d'imagerie et la stadification chirurgicale, était revue afin de déterminer le stade clinique du patient et un plan de traitement initial, qui pouvait être une radiothérapie curative (n = 179) ou palliative (n = 23). En plus de la stadification conventionnelle, une TEP était réalisée pour tous les patients. Les stadifications pré-TEP et post-TEP étaient réalisées de façon indépendante. Le plan de traitement pouvait être modifié en fonction des résultats de la TEP. La planification du traitement de radiothérapie était majoritairement conforme et basée sur la TDM. L'information obtenue des images de la TEP était incluse par fusion visuelle.

Pour 27 % des patients (55/202), les résultats de la TEP ont conduit à un changement du plan de traitement de radiothérapie au regard de la dose, du volume ou de l'intention de traitement (tête et cou : 33 %; cancers gynécologiques : 32 %; sein : 25 %; poumon : 31 %; lymphomes malins : 21 %; tumeurs gastro-intestinales : 22 %). Le plan de traitement initial a été modifié grâce à la TEP pour 27 % des patients (48/179) recevant une radiothérapie curative et pour 30 % des patients (7/23) recevant une radiothérapie palliative. Dans 9 % des cas (n = 18), la TEP a donné lieu à une annulation de la radiothérapie en raison de la détection de métastases à distance (n = 8), de ganglions lymphatiques métastatiques (n = 9), d'une tumeur résiduelle (n = 6) ou d'une absence de maladie active (n = 2). Dans 10 % des cas (n = 21), la TEP a modifié l'intention de traitement (curative ou palliative). La dose d'irradiation a été modifiée dans 12 % des cas (n = 25) et le volume irradié, dans 6 % des cas (n = 12). Une récurrence ou une maladie résiduelle a été nouvellement détectée chez 12 % des patients (n = 25) grâce à la TEP. Une tumeur métaboliquement

active a été confirmée chez 73 % des patients (87/120), alors que dans 17 % des cas (n = 20), des régions reconnues comme tumorales par d'autres méthodes diagnostiques étaient négatives à la TEP. De nouveaux ganglions lymphatiques métastatiques ont été trouvés chez 25 % des patients (n = 50) grâce à la TEP.

Les auteurs concluent que la TEP a un effet majeur sur la prise en charge des patients par radiothérapie, influençant à la fois le stade et le traitement pour 27 % d'entre eux.

Tableau 3 - Synthèse des études répertoriées comparant l'utilisation de la TEP comme appareil de planification de la radiothérapie à une autre technique d'imagerie selon le siège de cancer

Étude	Indication	Population (n)	Résultats	Conclusion
Cancers colorectaux				
Buijsen et al., 2011⁷¹ (Prospective) TEP-TDM contre IRM contre TDM contre spécimen pathologique	Traitement court RT (5 X 5 Gy) + EMT	26	Diamètre moyen des tumeurs : 5,0 cm (TEP-TDM lecture manuelle); 4,2 cm (TEP-TDM lecture automatique); 4,8 cm (IRM); 5,1 cm (TDM); 4,2 cm (spécimen pathologique) Corrélation TEP (lecture automatique) - pathologie élevée ($p < 0,001$)	TEP-TDM (lecture automatique) > IRM > TEP-TDM (lecture manuelle) > TDM
Krengli et al., 2010⁷² (Prospective) TEP-TDM contre TEP contre TDM	RT à visée curative carcinome anal	27	Modification stade (TEP-TDM contre TDM) : 5/27 (18,5 %) Modification GTV (TEP-TDM contre TDM) : 15/27 (55,6 %) Modification CTV (TEP-TDM contre TDM) : 10/27 (37,0 %) $GTV_{TEP} < GTV_{TDM}$ ($p = 1,2 \times 10^{-4}$) $CTV_{TEP} < CTV_{TDM}$ ($p = 2,9 \times 10^{-4}$) $GTV_{TEP-TDM} > GTV_{TDM}$ (différence moy. : 11 %; $p = 6 \times 10^{-4}$) $CTV_{TEP-TDM} > CTV_{TDM}$ (différence moy. : 5,1 %; $p = 6 \times 10^{-4}$)	TEP-TDM > TDM
Bannas et al., 2010⁷³ (Rétrospective) TEP-TDM contre TEP contre TDM diagnostique	Carcinome anal	22	Identification cT1 (5/22) : 0/5 (TEP) contre 0/5 (TDM) Identification cT2 (13/22) : 11/13(TEP) contre 4/13 (TDM) Identification cT3 (4/22) : 4/4 (TEP) contre 4/4 (TDM) Modification stade N (TEP-TDM contre TDM ou TEP) : 10/22 Modification stade final (TEP-TDM contre TDM ou TEP) : 8/22 Modification champ (TEP-TDM contre TDM ou TEP) : 5/22	TEP-TDM > TDM TEP-TDM > TEP

Étude	Indication	Population (n)	Résultats	Conclusion
Cancers du poumon				
Nawara <i>et al.</i>, 2012⁷⁴ (Prospective) TEP-TDM contre TEP contre TDM	CPNPC inopérable stades I à IIIB	91	Modification PTV (TEP ou TEP-TDM contre TDM) : 8/91 (8 %; $p < 0,01$) Informations additionnelles (TEP-TDM contre TDM) : 18/91 (19,8 %)	TEP-TDM > TDM TEP > TDM
Vanuytsel <i>et al.</i>, 2012⁷⁵ (Rétrospective de 2 études prospectives) TEP-TDM contre TDM contre spécimen pathologique	CPNPC Ganglions + sur TEP et/ou TDM	73 (988 ganglions)	Proportion des ganglions correctement identifiés (TEP contre TDM) : 95 % (943/988) contre 89 % (887/988) ($p < 0,001$) Proportion des GTV incluant tous les ganglions + (TEP-TDM contre TDM) : 89 % (65/73) contre 75 % (55/73) ($p = 0,005$) Modification volume traitement (TEP contre TDM) : 45/73 (62 %)	TEP-TDM > TDM
Cancers ORL				
Chatterjee <i>et al.</i>, 2012⁷⁶ (Prospective) TEP-TDM diagnostique contre TDM planification (délai moy. : 22 jours)	RT ± chimiothérapie concomitante Cancer de l'oropharynx	20	TEP-TDM (contre TDM) : 17/20 : stade TNM inchangé 2/20 : identification régions atteintes en dehors du champ 1/20 : identification métastases GTV moy. : 25,16 cm ³ (TEP-TDM) contre 36,56 cm ³ (TDM; $p < 0,015$) - T3/4 : 40,98 cm ³ contre 63,49 cm ³ ($p < 0,009$) - T1/2 : 9,34 cm ³ contre 9,61 cm ³ ($p = 0,87$) Volume ganglionnaire : 32,21 cm ³ (TEP-TDM) contre 32,48 cm ³ (TDM; $p > 0,86$)	TEP-TDM > TDM
Fried <i>et al.</i>, 2011⁷⁷ (Rétrospective)	RT radicale ± chimiothérapie concomitante carcinome à cellules	91	Tumeur primaire : Volume méd. : 29 cc (TEP) contre 32 cc (TDM) Taux de superposition : 0,55 à 0,74 du volume TEP contre 0,13 à 0,32 du volume TDM	TEP ~ TDM

Étude	Indication	Population (n)	Résultats	Conclusion
TEP contre TDM	squameuses		D95 : 68,6 Gy (TEP) contre 68,3 Gy (TDM) Ganglions : Volume méd. : 8 cc (TEP) contre 16 cc (TDM) Taux superposition : 0,52 du volume TEP contre 0,19 du volume TDM D95 : 68,9 Gy (TEP) contre 67,4 Gy (TDM)	
Cancers du sein				
Ng et al., 2015⁷⁸ (Prospective) TEP-TDM contre TDM	Cancer du sein localement avancé sans métastases à distance	154	Modification du plan de traitement avec la TEP : 32/146 patients (20,8 %) - métastases à distance : 11,0 % (n = 17) - ganglions locorégionaux : 10,8 % (n = 15)	TEP-TDM > TDM
Lymphomes				
Lin et al., 2015⁷⁹ (Prospective randomisée) TEP-TDM contre contrôle	Cancer du col utérin avec hypertrophie des ganglions lymphatiques pelviens sans atteinte des ganglions lymphatiques para-aortiques	129	Survie globale à 8 ans : 66,7 % (TEP) contre 73,2 % (contrôle); p = 0,417 Survie sans maladie à 8 ans : 79,3 % (TEP) contre 76,1 % (contrôle); p = 0,700 Survie spécifique au cancer à 5 ans suivant une récurrence dans les ganglions lymphatiques para-aortiques : 0 % (TEP, n = 5) contre 34,3 % (contrôle, n = 10); p = 0,06	TEP-TDM ~ contrôle
Girinsky et al., 2014⁸⁰ (Prospective) TEP-TDM contre TDM	INRT Hodgkin sus-diaphragmatique stades I et II	135	Détection ≥ 1 ganglion additionnel avec TEP-TDM : 95/135, 70,4 % (méd. = 4) Détection ≥ 1 aire ganglionnaire additionnelle : 55/135, 40,7 % GTVTEP-TDM moy. contre GTVTDM moy. : 526,9 cm ³ contre 501,1 cm ³ (p < 0,0001) CTVTEP-TDM moy. contre CTVTDM moy. : 350,7 cm ³ contre 327,2 cm ³ (p < 0,0001) ↑ CTV pour 60 % des patients	TEP-TDM > TDM

Étude	Indication	Population (n)	Résultats	Conclusion
			↓ CTV pour 6 % des patients	
Pommier <i>et al.</i>, 2010⁸¹ (Prospective multicentrique) TEP-TDM contre TDM	RT « involved field » Hodgkin stades I et II	137	Modification du plan de traitement avec TEP : 17,7 % - Annulation RT : 4,8 % (n = 6) - Modifications significatives : 11,9 % (n = 14) Concordance des stratégies initiale et finale : 82,3 %	TEP-TDM > TDM
Hutchings <i>et al.</i>, 2007⁸² (Prospective) TEP-TDM contre TDM	RT « involved field » Hodgkin stades I et II	30	TEP-TDM (contre TDM) : 20/30 : plan de traitement inchangé 7/30 : ↑ volume à traiter 2/30 : ↓ volume à traiter	L'introduction de la TEP-TDM devrait être accompagnée d'un changement vers une stratégie de traitement plus ciblée
Cancers cérébraux				
Levivier <i>et al.</i>, 2004⁸³ (Rétrospective) TEP-TDM contre IRM	Neurochirurgie stéréotaxique lésions primaires SNC (n = 53); adénomes de l'hypophyse (n = 10); métastases (n = 9)	57 (72 lésions)	19/62 (31 %) : plan de traitement inchangé par la TEP 18/62 (29 %) : ↑ volume cible défini par IRM avec TEP (↑ moy. : 132 %) 25/62 : volume principalement défini avec TEP	TEP-TDM > IRM
Métastases hépatiques				

Étude	Indication	Population (n)	Résultats	Conclusion
Parlak et al., 2012⁸⁴ (Prospective) TEP-TDM contre TDM	Métastases hépatiques non résécables d'un CCR	38	TEP-TDM (contre TDM) : 25/38 : (65,8 %) : ↑ GTV (↑ méd. : 33,2 %; p < 0,001) 6/38 (15,8 %) : ↓ GTV (↓ méd. : 12,8 %; p < 0,001) 7/38 (18,4 %) : GTV inchangé Dose moyenne reçue au foie (proportion de la dose prescrite) : 43,1 % (TEP-TDM) contre 36,7 % (TDM; p = 0,037) Dose moyenne reçue au rein droit (proportion de la dose prescrite) : 23,8 % (TEP-TDM contre 20,3 % (TDM; p = 0,041)	TEP-TDM > TDM
Plusieurs cancers				
Brianzoni et al., 2012⁸⁵ (Rétrospective) TEP-TDM contre TDM	CPNPC (n = 17); CPPC (n = 7); LNH haut grade tête et cou (n = 4)	28	11/25 (44 %) : modification GTV ou CTV avec TEP - 5/11 : ↓ volume cible - 6/11 : ↑ volume cible - Tous des cancers du poumon	TEP-TDM > TDM
Dizendorf et al., 2002⁸⁶ (Rétrospective) TDM contre TEP-TDM	RT curative (n = 179) ou palliative (n = 23) tête et cou (n = 55); gynécologique (n = 28); sein (n = 28); poumon (n = 26); lymphomes malins (n = 24); gastro-intestinal (n = 18); autres (n = 23)	202	55/202 (27 %) : modification du plan de traitement avec TEP - 18/202 (9 %) : annulation RT - 21/202 (10 %) : modification de l'intention de traitement - 25/202 (12 %) : modification de la dose - 12/202 (6 %) : modification du volume	TEP-TDM > TDM

Légende : + : positif; ~ : équivalent; ↑ : augmentation; ↓ : diminution; CCR : cancer colorectal; CPNPC : cancer du poumon non à petites cellules; CPPC : cancer du poumon à petites cellules; cT1-cT3 : stade T déterminé cliniquement; CTV : *Clinical Target Volume*; Curie : curiethérapie; D95 : dose médiane reçue par 95 % du volume; EMT : excision mésorectale totale; GTV : *Gross Tumor Volume*; IMRT : *Intensity-Modulated Radiation Therapy*; INRT : *Involved-node radiotherapy*; IRM : imagerie par résonance magnétique; LNH : lymphome non hodgkinien; méd. : médian; moy. : moyenne; PTV : *Planning Target Volume*; RT : radiothérapie; SNC : système nerveux central; TDM : tomodensitométrie; TEP : tomographie par émission de positrons.

3.1.4 ÉCHOGRAPHIE

Aucune étude ayant évalué l'utilisation de l'échographie pour la planification des traitements de radiothérapie externe n'a été répertoriée, cette pratique étant marginale.

3.2 PLANIFICATION DE LA CURIETHÉRAPIE

Résumé des données probantes
• Les données probantes recensées confirment que l'imagerie en 3D (TDM ou IRM) est supérieure au simulateur conventionnel pour la planification de la curiethérapie. • L'utilisation de l'IRM en combinaison avec la TDM semble supérieure à l'utilisation de la TDM seule, en particulier lorsque l'image de la TDM n'est pas claire. • Les données recensées soutiennent l'utilisation de l'IRM dans la planification du traitement de curiethérapie des cancers gynécologiques et de la prostate. • L'échographie est un appareil accessible et peu coûteux qui offre des résultats satisfaisants dans plusieurs situations, notamment en curiethérapie, pour l'insertion des applicateurs/aiguilles/cathéters dans les cas de cancer du col de l'utérus et la planification des cas de cancer de la prostate. • Peu d'études ont évalué l'utilité de la TEP-TDM pour la planification des traitements de curiethérapie.

La revue de la littérature a permis de répertorier dix-huit publications qui comparaient l'utilisation des différentes techniques d'imagerie médicale pour la planification des traitements de curiethérapie, incluant deux revues systématiques, cinq consensus d'experts, cinq études prospectives et six études rétrospectives.

3.2.1.1 RECOMMANDATIONS POUR LA PRATIQUE CLINIQUE

Cancers gynécologiques

Viswanathan *et al.*⁸⁷ ont publié en 2012 la mise à jour des recommandations de l'American Brachytherapy Society (ABS) sur la curiethérapie pour le cancer du col utérin localement avancé. Ce groupe recommande d'utiliser un système d'imagerie en 3D (échographie, TDM ou IRM) lorsque c'est possible afin d'estimer les dimensions de la tumeur du col de l'utérus et d'assurer une couverture adéquate de la tumeur. La dosimétrie réalisée à l'aide d'images en 3D permet une représentation plus juste des doses administrées et pourrait fournir des indicateurs plus fiables du risque de toxicité.

Beriwal *et al.*⁸⁸ ont publié en 2012 les recommandations du groupe ABS sur l'utilisation de la curiethérapie pour les patientes atteintes du cancer du vagin ou d'une récurrence endométriale du vagin. La

planification 3D du traitement avec la TDM et/ou l'IRM est recommandée. L'IRM est meilleure que la TDM pour définir les volumes tumoraux, alors que les deux techniques sont équivalentes pour la définition des organes critiques. La TEP-TDM fournit une meilleure évaluation des ganglions lymphatiques par rapport à la TDM seule. L'IRM permet, quant à elle, de définir les dimensions, le volume et les extensions locales de la tumeur.

Guinot *et al.*⁸⁹ ont publié en 2010 le consensus du groupe Radiation Oncology Spanish Society (SEOR) Brachytherapy Group pour la planification de la curiethérapie gynécologique. La TDM ou l'IRM plutôt que le simulateur conventionnel devraient toujours être utilisées pour la planification des traitements de curiethérapie gynécologique, afin de bien contourner les OAR et les volumes cibles en 3D. Bien que la tendance actuelle soit de planifier les traitements de curiethérapie avec l'IRM, celle-ci ne peut être recommandée actuellement comme un traitement standard étant donné sa disponibilité limitée. L'utilisation accrue de l'IRM est toutefois encouragée lorsque c'est possible étant donné que la qualité de la visualisation de la tumeur résiduelle obtenue avec l'IRM ne peut être obtenue avec la TDM.

Pötter *et al.*⁹⁰ ont publié en 2006 les recommandations du Group of the European Society for Therapeutic Radiology and Oncology (GEC-ESTRO) sur la planification de la curiethérapie pour le traitement du cancer de l'utérus. Alors que l'IRM est sans aucun doute supérieure à la TDM pour discriminer le GTV et les tissus utérins normaux adjacents, la TDM et l'IRM sont similaires quant à la délimitation de la vessie, du rectum, du sigmoïde, de l'intestin et du vagin. Cependant, dans la pratique, la délimitation semble plus précise avec l'IRM.

Nag *et al.*⁹¹ ont publié en 2004 les recommandations sur la curiethérapie pour le cancer du col utérin du groupe The Image-Guided Brachytherapy Working Group, composé de représentants du Gynecology Oncology Group (GOG), du Radiologic Physics Center (RPC), de l'American Brachytherapy Society (ABS), de l'American College of Radiology (ACR), de l'American College of Radiology Imaging Network (ACRIN), de l'American Association of Physicists in Medicine (AAPM), du Radiation Therapy Oncology Group (RTOG) et de l'American Society for Therapeutic Radiology and Oncology (ASTRO). Ce groupe propose que l'IRM soit utilisée pour la planification de la curiethérapie pour le cancer du col de l'utérus. Les auteurs mentionnent toutefois que, comme plusieurs systèmes de planification n'ont pas la capacité d'utiliser directement les images dérivées de l'IRM, il peut être nécessaire de faire une fusion de l'IRM avec la TDM. L'utilisation de la TEP-TDM devrait être investiguée davantage.

3.2.2 TDM

3.2.2.1 REVUES SYSTÉMATIQUES

Cancers gynécologiques

D'Souza et al.⁹² ont publié en 2011 une revue systématique dont l'objectif était d'évaluer l'utilité de différentes techniques d'imagerie pour la planification de la curiethérapie à haut débit de dose (HDR) pour le traitement du cancer du col utérin. Douze études publiées entre 1988 et 2008 ont été répertoriées.

Toutes les études qui comparaient la TDM au simulateur conventionnel (n = 8) ont privilégié la TDM avec l'utilisation d'histogrammes dose-volume, étant donné que la planification 3D peut fournir des informations détaillées à propos des volumes cibles et des OAR, et que les doses calculées sur la base du simulateur conventionnel peuvent sous-estimer la plus haute dose à délivrer au rectum et à la vessie.

Les auteurs appuient l'utilisation de la planification 3D avec la TDM ou l'IRM par rapport à la planification conventionnelle en 2D, car il en résulte une amélioration de la délimitation anatomique des structures et une évaluation plus précise des doses volumétriques.

3.2.2.2 ÉTUDES PROSPECTIVES ET RÉTROSPECTIVES

Cancers gynécologiques

Onal et al.⁹³ ont publié en 2009 les résultats d'une étude prospective qui visait à comparer la méthode de planification de la curiethérapie endocavitaire (ICBT) basée sur le simulateur conventionnel ou la TDM pour des patientes atteintes du cancer du col utérin. Un total de 62 plans provenant de 29 patientes ayant reçu un traitement de curiethérapie ont été évalués. Une IRM a été effectuée afin d'évaluer l'extension locale et la taille de la tumeur, alors qu'une TEP a été effectuée afin d'évaluer les ganglions lymphatiques et les métastases. Le GTV, le CTV et les OAR ont été délimités avec la TDM, alors que le point A et les points du rectum et de la vessie de l'International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU 38) ont été définis avec la planification conventionnelle. La dose par fraction planifiée était de 7 Gy prescrite au point A, pour 4 fractions.

Les volumes moyens à une isodose de 3,5 Gy (50 %) et de 7 Gy (100 %) étaient significativement plus larges avec la TDM comparativement au simulateur conventionnel ($p < 0,001$ et $p = 0,01$, respectivement). Aucune différence n'a toutefois été observée entre les deux méthodes au regard des volumes moyens à une isodose de 10,5 Gy (150 %) et de 14 Gy (200 %).

Le volume prescrit au point A à l'isodose de 7 Gy incluait en moyenne 93,1 % du GTV et 88,2 % du CTV. La couverture du volume cible était inversement corrélée avec le volume de la cible et l'étendue de la tumeur. Pour les patientes avec une tumeur large ou s'étendant jusqu'au vagin ou au paramétrium, la

ligne d'isodose à 7 Gy était plus sujette à ne pas couvrir complètement le GTV ($p < 0,001$) et le CTV ($p < 0,001$) obtenus de la TDM.

Les moyennes de D2¹⁹ et de D5²⁰ du rectum mesurées par TDM étaient respectivement 1,66 ($p < 0,001$) et 1,42 ($p < 0,001$) fois plus élevées que la moyenne de l'ICRU de la dose du rectum. Les moyennes de D2 et de D5 de la vessie mesurées par TDM étaient respectivement 1,51 ($p < 0,001$) et 1,28 ($p < 0,001$) fois plus élevées que la moyenne de l'ICRU de la dose de la vessie.

Les auteurs concluent que la planification avec la TDM est supérieure à celle avec le simulateur conventionnel pour couvrir les volumes cibles et évaluer de façon appropriée les OAR.

Datta et al.⁹⁴ ont publié en 2006 les résultats d'une étude prospective qui visait à comparer l'évaluation des doses de ICBT délivrées à la tumeur, à la vessie et au rectum basée sur le simulateur conventionnel et la TDM en contraste amélioré. Un total de 55 traitements d'ICBT réalisés pour 23 patientes atteintes du cancer du col utérin ont été évalués. Un traitement de radiothérapie externe précédait le traitement de curiethérapie.

Une différence statistiquement significative a été observée entre la dose maximale moyenne mesurée à la vessie avec le simulateur conventionnel ($B_{\max}^{21}(\text{ICRU}) = 631,3 \text{ cGy}$) et la dose maximale ($B_{\max}(\text{CECT}) = 1\,221,4 \text{ cGy}$; $p < 0,001$) ou 95 % ($B_{95}^{22}(\text{CECT}) = 802,5 \text{ cGy}$; $p < 0,001$) de la moyenne mesurée à la vessie avec la TDM. De même, une différence statistiquement significative a été observée entre la dose maximale moyenne mesurée au rectum avec le simulateur conventionnel ($R_{\max}^{23}(\text{ICRU}) = 454,8 \text{ cGy}$) et la dose maximale ($R_{\max}(\text{CECT}) = 526,9 \text{ cGy}$; $p = 0,005$) ou 90 % ($R_{90}^{24}(\text{CECT}) = 395,7 \text{ cGy}$; $p < 0,001$) de la moyenne mesurée au rectum avec la TDM, mais pas avec la dose 95 % ($R_{95}^{25}(\text{CECT}) = 439,6 \text{ cGy}$; $p = 0,37$).

Les auteurs concluent que l'utilisation du simulateur conventionnel pourrait conduire à une incertitude et à un sous-dosage de la tumeur, ainsi qu'à une sous-estimation significative des doses reçues à la vessie et au rectum.

Shin et al.⁹⁵ ont publié en 2005 les résultats d'une étude rétrospective qui visait à comparer le simulateur conventionnel et la TDM pour la planification de la curiethérapie pour le traitement du cancer du col utérin. L'étude a porté sur 30 patientes traitées par chimioradiothérapie radicale suivie d'une

¹⁹ D2 : dose minimale reçue à l'intérieur du volume de 2,0 cc recevant la dose la plus élevée

²⁰ D5 : dose minimale reçue à l'intérieur du volume de 5,0 cc recevant la dose la plus élevée

²¹ $B_{\max}$: dose maximale reçue par la vessie

²² B_{95} : le 95^e percentile de la dose reçue à la vessie

²³ $R_{\max}$: dose maximale reçue par le rectum

²⁴ R_{90} : le 90^e percentile de la dose reçue au rectum

²⁵ R_{95} : le 95^e percentile de la dose reçue au rectum

curiethérapie à HDR. La planification du traitement de curiethérapie a été réalisée entre 3 et 4 semaines après le début du traitement de radiothérapie externe. Le GTV, le CTV, le volume du rectum et le volume de la vessie ont été délimités sur les images de la TDM. Pour la planification conventionnelle, aucune radiographie orthogonale n'a été effectuée; l'identification des points de l'ICRU (A, B, vessie, rectum) a été réalisée sur les images reconstruites de la TDM. La dose prescrite a été normalisée au point A.

Le $V_{\text{réf}}^{26}$ moyen était de $129,6 \text{ cm}^3$ avec le plan conventionnel contre $97,0 \text{ cm}^3$ pour le plan CTV ($p = 0,003$). Chez tous les patients, la dose moyenne était de 92,8 % avec la planification conventionnelle contre 87,2 % avec le plan CTV à l'ICRU 38 de la vessie ($p = 0,33$), de 90,5 % contre 94,8 % à l'ICRU 38 du rectum ($p = 0,35$), de 140,4 % contre 134,5 % au point maximal de la vessie ($p = 0,48$) et de 113,3 % contre 119,3 % au point maximal du rectum ($p = 0,28$).

Les auteurs concluent que la planification du CTV avec la TDM pour la ICBT est supérieure à la planification avec l'identification du point A de l'ICRU en ce qui a trait à la conformité de la couverture de la cible et à l'évitement des tissus sains.

3.2.3 IRM

3.2.3.1 REVUES SYSTÉMATIQUES

Cancers gynécologiques

D'Souza et al.⁹² ont publié en 2011 une revue systématique dont l'objectif était d'évaluer l'utilité de différentes techniques d'imagerie pour la planification de la curiethérapie à HDR pour le traitement du cancer du col utérin. Douze études publiées entre 1988 et 2008 ont été répertoriées.

Deux des études répertoriées ont comparé la TDM et l'IRM, et leurs résultats sont difficiles à résumer compte tenu de la diversité des devis, des populations étudiées, des résultats rapportés et des unités de mesure utilisées. Dans la première, bien que la TDM soit proposée comme technique standard pour délimiter la tumeur, il est mentionné que, contrairement à l'IRM, la TDM ne permet pas de distinguer clairement le corps du col de l'utérus ou de bien délimiter la tumeur des tissus sains. La deuxième étude favorise l'utilisation de l'IRM étant donné l'efficacité limitée de la TDM pour la visualisation du contraste des tissus mous et la différenciation entre la tumeur et les tissus normaux ainsi qu'entre l'utérus et les tissus paramétriaux.

Les auteurs appuient l'utilisation de la planification 3D avec la TDM ou l'IRM par rapport à la planification conventionnelle en 2D, car il en résulte une amélioration de la délimitation anatomique des structures et

²⁶ $V_{\text{réf}}$: volume recevant ≥ 100 % de la dose

une évaluation plus précise des doses volumétriques. Lorsque l'IRM est disponible, elle a été démontrée supérieure par rapport aux autres techniques d'imagerie.

3.2.3.2 ÉTUDES PROSPECTIVES ET RÉTROSPECTIVES

Cancers gynécologiques

Hegazy *et al.*⁹⁶ ont publié en 2013 les résultats d'une étude rétrospective dont l'objectif était d'améliorer les protocoles de délimitation du CTV de haut risque (HR) basée sur la TDM pour les patientes atteintes du cancer du col de l'utérus, dans les milieux où l'IRM n'est pas disponible au moment du traitement de curiethérapie. L'étude a inclus 35 patientes atteintes du cancer de l'utérus de stades FIGO IB, IIB et III, traitées par chimioradiothérapie à visée curative, et pour lesquelles des images en TDM, en IRM et une documentation 3D de l'examen gynécologique étaient disponibles au moment du diagnostic et de la curiethérapie. Le HR CTV_{stade} correspond au volume délimité sur les images de TDM en utilisant l'information du stade FIGO, le HR CTV_{stade + 3Dclin} au volume délimité par le même observateur de la même manière avec en plus une documentation 3D de l'examen gynécologique clinique, et le HR CTV_{IRM} au volume délimité à partir des images de l'IRM. La délimitation des volumes avec la TDM a été réalisée sans connaître les informations de l'IRM.

Une différence significative a été observée entre les volumes de HR CTV_{stade} et HR CTV_{stade + 3Dclin} ($p < 0.05$). Le HR CTV_{stade} et le HR CTV_{stade + 3Dclin} étaient significativement plus grands ($p < 0,05$) que le HR CTV_{IRM}. Le volume normalisé moyen (rapport volume TDM/volume IRM) était de $2,6 \pm 0,6$ pour le HR CTV_{stade} et de $2,1 \pm 0,4$ pour le HR CTV_{stade + 3Dclin}. La différence entre les largeurs normalisées moyennes du HR CTV_{IRM} et du HR CTV_{stade} ($1,5 \pm 0,2$) ou du HR CTV_{stade + 3Dclin} ($1,2 \pm 0,2$) était statistiquement significative ($p < 0,05$). Il en était de même pour la différence entre les hauteurs normalisées moyennes du HR CTV_{stade} et du HR CTV_{stade + 3Dclin} ($p < 0,05$).

Les auteurs concluent que l'IRM demeure le meilleur standard pour délimiter les HR CTV pour la curiethérapie et que la délimitation des HR CTV basée sur la TDM peut être appliquée dans des situations où les ressources d'imagerie sont limitées.

Dimopoulos *et al.*⁹⁷ ont publié en 2005 les résultats d'une étude rétrospective qui visait notamment à comparer la délimitation du GTV, du CTV, des structures patho-anatomiques et des OAR lors de la planification d'un traitement de curiethérapie à partir d'une IRM acquise au moment du traitement et de l'IRM diagnostique. Un total de 49 patientes atteintes du cancer du col de l'utérus de stades FIGO IB1, IIA, IIB, IIIA, IIIB, IVA et IVB traitées par radiothérapie avec ($n = 42$) ou sans cisplatine suivie de curiethérapie à HDR ont été incluses dans cette étude.

L'applicateur (parties intra-utérines intravaginales supérieures) a été observé dans 100 % des cas avec l'IRM. Les GTV et les « zones grises » ont été identifiés correctement dans 98 % des images de l'espace paramétrial, 81 % des images du rebord du col de l'utérus et 98 % des images du corps de l'utérus. La capacité globale de visualisation au moment de la curiethérapie était de 98 % pour tous les organes. Les parois de l'espace paramétrial réfléchies par la vessie, le fascia périmrectal, la paroi pelvienne et la tumeur/col étaient visibles dans 100 %, 49 %, 100 % et 98 % des cas, respectivement. La paroi vaginale était visible dans 63 % des cas sur l'IRM prise au diagnostic comparativement à 98 % des cas sur l'IRM prise au moment de la curiethérapie. La qualité de la visualisation de la paroi du vagin, de l'anneau cervical et de la paroi rectale était significativement améliorée avec l'IRM prise lors de la curiethérapie par rapport à l'IRM diagnostique ($p < 0,05$).

Les auteurs concluent que l'IRM de planification de la curiethérapie fournit l'information appropriée pour la définition de l'applicateur, du GTV, du CTV, des structures patho-anatomiques et des OAR, ce qui permet une délimitation précise pour la planification de la curiethérapie dans le cancer du col utérin. La qualité des images de l'IRM n'était pas détériorée significativement par la radiation.

Cancers de la prostate

Usmani *et al.*⁹⁸ ont publié en 2011 les résultats d'une étude prospective qui visait à évaluer la variabilité de la délimitation de la prostate à partir d'images d'IRM à haute intensité comparativement à l'IRM standard et à la TDM. Cette étude a recruté 40 patients traités par curiethérapie prostatique. Tous les patients ont eu une TDM postopératoire au jour 28 ainsi qu'une IRM 1,5 T préopératoire et postopératoire aux jours 0, 14 et 28. Dix patients ont également eu une IRM 3,0 T prise aux mêmes moments que l'IRM 1,5 T. Cinq radio-oncologues expérimentés en curiethérapie de la prostate ont effectué la délimitation de toutes les images de l'étude.

Bien que des volumes prostatiques moyens similaires aient été mesurés avec la TDM et l'IRM 1,5 T, une plus grande variabilité dans le volume global de la prostate délimité par les cinq radio-oncologues a été observée avec la TDM comparativement à l'IRM 1,5 T ($p < 0,01$). De même, la longueur ($p = 0,03$), la largeur ($p = 0,02$) et la hauteur ($p = 0,02$) maximales de la prostate démontraient significativement plus de variabilité, lorsqu'elles étaient délimitées avec la TDM comparativement à l'IRM 1,5 T. La plus grande différence dans la variabilité des contours de la prostate entre la TDM et l'IRM 1,5 T a été observée à la base de la prostate.

Bien que le volume prostatique moyen ait été significativement plus grand avec l'IRM 3,0 T comparativement à la TDM, une plus grande variation dans le volume global de la prostate a été observée avec la TDM comparativement à l'IRM 3,0 T ($p = 0,01$). De même, la largeur ($p = 0,03$) et la hauteur ($p = 0,01$) maximales de la prostate démontraient significativement plus de variabilité avec la TDM

comparativement à l'IRM 3,0 T. La plus grande différence de variabilité des contours entre la TDM et l'IRM 3,0 T a été observée à la base de la prostate, où la variabilité de la largeur ($p < 0,01$) et de la hauteur ($p < 0,01$) était significativement inférieure avec l'IRM 3,0 T comparativement à la TDM. L'IRM 3,0 T avait également tendance à faciliter l'identification de la base de la prostate ($p = 0,06$). Une plus faible variabilité de la délimitation de la hauteur ($p = 0,04$) et de la largeur ($p = 0,02$) de la mi-glande a aussi été observée avec l'IRM 3,0 T. Une plus grande variabilité du volume total de la prostate a été observée avec l'IRM 3,0 T comparativement à l'IRM 1,5 T ($p = 0,01$).

Les auteurs concluent que l'IRM (1,5 T et 3,0 T) est associée à une plus faible variabilité intra et inter-observateurs pour la délimitation des contours de la prostate comparativement à la TDM pour des patients traités par curiethérapie prostatique.

Tanaka et al.⁹⁹ ont publié en 2008 les résultats d'une étude prospective qui visait à comparer l'IRM et l'échographie transrectale pour la planification de la curiethérapie de la prostate à faible débit de dose sur la base d'une évaluation dosimétrique. L'efficacité de l'IRM de planification a aussi été comparée à l'image fusionnée TDM/IRM post-implant. Un total de 21 patients atteints du cancer de la prostate ont été inclus dans cette étude et devaient passer une TDM, une IRM et une échographie transrectale de la prostate 4 semaines avant le traitement de curiethérapie. L'IRM et l'échographie ont été effectuées simultanément. Les résultats mesurés ont inclus le volume le $V_{100(\%)}$ ²⁷ et le $D_{90(\%)}$ ²⁸ de la prostate, le $D_{30(\%)}$, le $D_{5(\%)}$ et le $V_{150(cc)}$ de l'urètre, de même que le $V_{150(cc)}$ et le $V_{100(cc)}$ du rectum.

Les volumes moyens de la prostate ont été de $20,00 \pm 8,71$ cc, de $19,26 \pm 8,15$ cc et de $23,42 \pm 8,43$ cc avec l'échographie transrectale, l'IRM et la TDM, respectivement. Le volume moyen de la prostate mesuré par échographie transrectale était significativement supérieur à celui mesuré par IRM ($p = 0,015$). Le V_{100} rectal moyen était, quant à lui, significativement plus grand avec l'échographie comparativement à l'IRM (0,74 cc contre 0,29 cc; $p = 0,001$). Il n'y avait pas de différence significative entre l'échographie et l'IRM sauf pour le V_{100} rectal.

Les auteurs concluent que les volumes estimés de la prostate et les paramètres de l'histogramme de dose-volume (DVH) calculés lors de la planification avec l'IRM sont similaires à ceux de l'échographie de planification. L'IRM constitue une méthode de planification fiable en complément de la planification avec l'échographie. Elle permet de prédire plus précisément la dose rectale post-implant comparativement à l'échographie.

²⁷ V_n : pourcentage (ou cc) du volume recevant n % de la dose prescrite

²⁸ D_n : pourcentage de la dose prescrite qui couvre n % de la structure

3.2.4 TEP-TDM

3.2.4.1 REVUES SYSTÉMATIQUES

Cancers gynécologiques

D'Souza et al.⁹² ont publié en 2011 une revue systématique dont l'objectif était d'évaluer l'utilité de différentes techniques d'imagerie pour la planification de la curiethérapie à HDR pour le traitement du cancer du col utérin. Douze études publiées entre 1988 et 2008 ont été répertoriées.

Les études qui ont comparé la TEP avec le simulateur conventionnel (n = 2) ont montré la supériorité de la TEP, puisqu'elle permet une meilleure couverture du volume de la tumeur.

Salem et al.⁶⁹ ont publié en 2011 les résultats d'une revue systématique traitant de l'utilisation de la TEP et/ou de la TEP-TDM dans la planification du traitement de radiothérapie et de curiethérapie pour les patientes atteintes du cancer du col de l'utérus. Cette revue a inclus 19 études totalisant 759 patients. Trois de ces études portent exclusivement sur la curiethérapie et six autres incluent des informations autant sur la curiethérapie que sur la radiothérapie.

Les auteurs concluent que l'utilisation de la TEP ou de la TEP-TDM pour la planification des traitements de curiethérapie devrait être réservée aux essais cliniques.

3.2.4.2 ÉTUDES PROSPECTIVES ET RÉTROSPECTIVES

Cancers gynécologiques

Dolezelova et al.¹⁰⁰ ont publié en 2008 les résultats d'une étude pilote prospective ayant comparé l'utilisation de la TDM et de la TEP dans la planification du traitement de curiethérapie. Un total de 51 patientes avec un carcinome du col utérin (carcinome à cellules squameuses n = 48; carcinome cellulaire n = 1; adénocarcinome n = 2), traitées avec une combinaison de radiothérapie externe et de curiethérapie à HDR avec ou sans traitement concomitant de chimiothérapie, ont été incluses.

Dans 62,75 % des cas (n = 32), les résultats de la TEP et de la TDM étaient semblables. Dans 27,45 % des cas (n = 14), l'envahissement ganglionnaire était plus important avec la TEP et dans 9,8 % des cas (n = 5), il était plus important avec la TDM. Les résultats obtenus à l'aide de la TEP ont mené à des changements en ce qui a trait au PTV dans 17,4 % des cas (n = 9).

Les auteurs concluent que la TEP joue un rôle important pour le diagnostic et le traitement du carcinome du col utérin, de même que pour la délimitation des volumes cibles pour la curiethérapie.

3.2.5 ÉCHOGRAPHIE

3.2.5.1 ÉTUDES PROSPECTIVES ET RÉTROSPECTIVES

Cancers gynécologiques

Van Dyk et al.¹⁰¹ ont publié en 2013 les résultats d'une étude rétrospective qui visait à comparer les mesures de l'utérus et du col utérin obtenues avec l'IRM et l'échographie pour la planification de la curiethérapie dans le traitement du cancer du col utérin. Les patientes incluses (n = 192) devaient avoir un carcinome épidermoïde ou un adénocarcinome de stade IB, II, III ou IVA, avoir reçu un traitement à visée curative de radiothérapie externe combiné à une curiethérapie à HDR et avoir passé une IRM au moment de la curiethérapie. Les différences entre les mesures prises par échographie et IRM de plus de 3 mm pour le col ou 5 mm pour l'utérus ont été reconnues comme étant cliniquement significatives par les auteurs sur la base de travaux précédents.

Les différences moyennes de mesures entre l'IRM et l'échographie transabdominale sur les faces antérieure et postérieure de l'utérus ont varié entre $1,51 \pm 3,35$ mm et $3,71 \pm 3,86$ mm et entre $1,46 \pm 3,90$ mm et $0,47 \pm 3,50$ mm, respectivement. Les différences moyennes étaient inférieures à 4 mm pour tous les points et inférieures à 1 mm aux points de mesure de la surface postérieure.

Les auteurs concluent que les différences dans les mesures du col et de l'utérus obtenues par IRM et par échographie étaient dans les limites cliniquement acceptables. L'échographie transabdominale peut être remplacée par l'IRM pour la définition du volume cible lors de la planification du traitement de curiethérapie du cancer du col utérin.

Van Dyk et al.¹⁰² ont publié en 2009 les résultats d'une étude rétrospective qui visait à déterminer si l'échographie transabdominale pouvait être utilisée pour la planification 2D de la curiethérapie pour 71 patientes atteintes d'un cancer du col de l'utérus localement avancé, traitées avec une chimio-radiothérapie et une curiethérapie à visée curative. La dosimétrie du traitement a été calculée rétrospectivement à partir d'une planification standard (radiographie 2D), de l'échographie 2D (réalisée à la première insertion) et de l'IRM en 2D (réalisée avant la deuxième insertion) et a été extrapolée pour 5 fractions. Les points d'intérêt mesurés ont été le volume cible, le point A, l'ICRU 38 de la vessie et du rectum, la muqueuse vaginale et des points individualisés de l'intestin.

La planification standard 2D a délivré une dose moyenne significativement plus élevée que l'échographie au point A ($p < 0,001$), au volume cible ($p < 0,001$), à l'ICRU 38 de la vessie (61,8 Gy contre 57,7 Gy; $p < 0,001$), à l'ICRU 38 du rectum (62,7 Gy contre 58,8 Gy; $p = 0,005$) et à la muqueuse vaginale (129,9 Gy contre 114,9 Gy; $p < 0,001$). La méthode standard a planifié une dose moyenne significativement plus élevée que l'IRM au point A ($p < 0,001$), au volume cible ($p < 0,001$), à l'ICRU 38 de la vessie (61,8 Gy

contre 54,8 Gy; $p < 0,001$), à l'ICRU 38 du rectum (62,7 Gy contre 57,3 Gy; $p = 0,001$) et à la muqueuse vaginale (129,9 Gy contre 109,6 Gy; $p < 0,001$). L'échographie a délivré une dose moyenne significativement plus élevée que l'IRM à tous les points d'intérêt. La différence était statistiquement significative au point A ($p < 0,001$) et à l'ICRU 38 de la vessie (57,7 Gy contre 54,8 Gy; $p = 0,001$), alors que les plans de l'échographie évalués en 2D et ceux de l'IRM étaient comparables pour le volume cible ($p = 0,11$), le point rectal ($p = 0,8$) et la muqueuse vaginale ($p = 0,19$).

Les auteurs concluent que l'échographie 2D offre une méthode précise, rapide, accessible et rentable pour la planification de la curiethérapie en 2D.

Cancers de la prostate

Kälkner *et al.*¹⁰³ ont publié en 2006 les résultats d'une étude rétrospective qui visait à comparer les différences de volume de la prostate calculées avec la TDM, l'échographie transrectale par étape (écho-step) et l'échographie transrectale selon la formule du volume ellipsoïde (écho-ellipsoïde) pour 31 patients atteints d'un cancer localisé de la prostate et traités par radiothérapie externe et par curiethérapie à HDR.

Le volume de la prostate mesuré avec la TDM était en moyenne 30 % supérieur à celui mesuré avec l'écho-step (médiane : 31 cc contre 24 cc) et 48 % supérieur à celui mesuré avec l'écho-ellipsoïde (médiane : 31 cc contre 21 cc). Le volume de la prostate mesuré par l'écho-step était, quant à lui, en moyenne 16 % plus large que celui mesuré par l'écho-ellipsoïde. La différence moyenne de volume mesuré avec l'écho-step et la TDM était significativement plus élevée chez les patients avec une petite prostate (< 33 cc) comparativement à ceux avec une plus grande prostate (> 33 cc; $p = 0,05$). Une corrélation statistiquement significative a été observée entre les volumes mesurés par TDM et par écho-step ($r = 0,83$, $p < 0,05$), par TDM et par écho-ellipsoïde ($r = 0,81$, $p < 0,05$) et par écho-step et écho-ellipsoïde ($r = 0,95$, $p < 0,05$).

Les auteurs concluent que, bien qu'une forte corrélation existe entre la TDM et l'échographie, la TDM peut surestimer le volume de la prostate de 30 % à 48 %. Dans ce contexte, la taille de la prostate définie par échographie pourrait être utilisée lors de la délimitation des contours par TDM afin d'obtenir des volumes se rapprochant davantage des structures anatomiques.

Tableau 4 - Synthèse des études répertoriées comparant l'utilisation des différentes techniques d'imagerie pour la planification de la curiethérapie selon le siège de cancer

Étude	Indication	Population (n)	Résultats	Conclusion
Cancers gynécologiques				
Onal et al., 2009⁹³ (Prospective) TDM contre simulateur	ICBT cancer du col utérin	29	↑ volumes moy. à l'isodose 3,5 Gy (50 %) et 7 Gy (100 %) avec TDM par rapport au simulateur ($p < 0,001$ et $p = 0,01$) 93,1 % du GTV inclus dans V_{sim} (isodose 7 Gy) 88,2 % du CTV inclus dans V_{sim} (isodose 7 Gy) Rectum : D2 (TDM) / ICRU moy. = 1,66 ($p < 0,001$) D5 (TDM) / ICRU moy. = 1,42 ($p < 0,001$) Vessie : D2 (TDM) / ICRU moy. = 1,51 ($p < 0,001$) D5 (TDM) / ICRU moy. = 1,28 ($p < 0,001$)	TDM > simulateur
Datta et al., 2006⁹⁴ (Prospective) TDM contre simulateur	ICBT cancer du col utérin	23	Dose reçue à la vessie : 631,3 cGy (B_{max} ICRU) contre 1 221,4 cGy (B_{max} CECT; $p < 0,001$) et 802,5 cGy (B_{95} CECT; $p < 0,001$) Dose reçue au rectum : 454,8 cGy (R_{max} ICRU) contre 526,9 cGy (R_{max} CECT; $p = 0,005$) et 439,6 cGy (R_{95} CECT; $p = 0,37$) et 395,7 cGy (R_{90} CECT; $p < 0,001$)	TDM > simulateur
Shin et al., 2005⁹⁵ (Rétrospective) TDM contre simulateur	curie HDR post chimioRT radicale cancer du col utérin	30	V_{ref} moy. : 97,0 cm³ (TDM) contre 129,6 cm³ (simulateur; $p = 0,003$) Dose moy. reçue (TDM par rapport au simulateur) : ICRU 38 vessie : 87,2 % contre 92,8 % ($p = 0,33$) Point max. vessie : 134,5 % contre 140,4 % ($p = 0,48$) ICRU 38 rectum : 94,8 % contre 90,5 % ($p = 0,35$) Point max. rectum 119,3 % contre 113,3 % ($p = 0,28$)	TDM > simulateur
Hegazy et al., 2013⁹⁶ (Rétrospective) IRM contre TDM	curie post chimioRT curative cancer du col utérin stades FIGO IB-IIB-III	35	HR CTV_{IRM} < HR CTV_{TDM} ($p < 0,05$) $V_{TDM}/V_{IRM} = 2,6 \pm 0,6$ (HR CTV_{stade}); $2,1 \pm 0,4$ (HR CTV_{stade + 3Dclin})	IRM > TDM

Étude	Indication	Population (n)	Résultats	Conclusion
Dimopoulos <i>et al.</i>, 2005⁹⁷ (Rétrospective) IRM planification contre IRM diagnostique	Curie HDR post RT ± cisplatine cancer du col utérin stades FIGO IB1-IVB	49	Visualisation paroi vaginale : 98 % (IRM _{planification}) contre 63 % (IRM _{diagnostique}) ↑ qualité de visualisation (paroi vaginale, anneau cervical, paroi rectale) avec IRM _{planification} par rapport à IRM _{diagnostique}	IRM _{planification} > IRM _{diagnostique}
Dolezelova <i>et al.</i>, 2008¹⁰⁰ (Prospective) TEP-TDM contre TDM	RT + curie ± chimiothérapie concomitante cancer du col utérin	51	TEP-TDM (par rapport à TDM) : 32/51 (62,8 %) : volumes similaires 14/51 (27,5 %) : ↑ volume ganglionnaire 5/51 (9,8 %) : ↓ volume ganglionnaire 9/51 (17,4 %) : modification du PTV	TEP-TDM > TDM
Van Dyk <i>et al.</i>, 2013¹⁰¹ (Rétrospective) IRM contre écho	RT curative + curie HDR cancer du col utérin carcinome épidermoïde stades IB-IVA	192	Différence moyenne mesures (IRM – écho) : - face antérieure : 1,5 ± 3,4 mm à 3,7 ± 3,9 mm - face postérieure : -1,5 ± 3,9 mm à 0,5 ± 3,5 mm - < 4 mm pour tous les points - < 1 mm sur surface postérieure	IRM ~ écho
Van Dyk <i>et al.</i>, 2009¹⁰² (Rétrospective) Écho contre simulateur Écho contre IRM	ChimioRT+ curie curative cancer du col utérin localement avancé	71	D _{moy} échographie < D _{moy} simulateur : - point A (p < 0,001) - volume cible (p < 0,001) - ICRU 38 vessie (57,7 Gy contre 61,8 Gy; p < 0,001) - ICRU 38 rectum (58,8 Gy contre 62,7 Gy; p = 0,005) - Muqueuse vaginale (114,9 Gy contre 129,9 Gy; p < 0,001) D _{moy} échographie > D _{moy} IRM : - point A (p < 0,001) - ICRU 38 vessie (57,7 Gy contre 54,8 Gy; p = 0,001)	écho > simulateur écho ~ IRM
Cancers de la prostate				
Usmani <i>et al.</i>, 2011⁹⁸ (Prospective)		40	↓ Variabilité inter-observateurs avec IRM (par rapport à la TDM) pour volume global (p < 0,01), longueur max. (p = 0,03), largeur max. (p = 0,02) et hauteur max. (p = 0,02)	IRM > TDM

Étude	Indication	Population (n)	Résultats	Conclusion
IRM contre TDM				
Tanaka <i>et al.</i>, 2008⁹⁹ (Prospective) IRM contre écho	curie LDR	21	V _{moy} : 20,00 ± 8,71 cc (écho) contre 19,26 ± 8,15 cc (IRM; p = 0,015) V100 moy. : 0,74 cc (écho) contre 0,29 cc (IRM; p = 0,001)	IRM ~ écho
Kälkner <i>et al.</i>, 2006¹⁰³ (Rétrospective) Écho-ellipsoïde contre écho-step contre TDM	RT + curie HDR cancer localisé	31	Volume prostate médian : 31 cc (TDM) contre 24 cc (écho-step; ↑ moy. 30 %) et 21 cc (écho-ellipsoïde; ↑ moy. 48 %)	écho + TDM > TDM

Légende : ↑ : augmentation; ~ : similaire; 3D : trois dimensions; B₉₅ : 95^e percentile de la dose reçue par la vessie; B_{max} : dose maximale reçue par la vessie; CECT : TDM à contraste amélioré; CTV : *Clinical Target Volume*; Curie : curiethérapie; D2 : dose minimale reçue à l'intérieur du volume de 2,0 cc recevant la dose la plus élevée; D5 : dose minimale reçue à l'intérieur du volume de 5,0 cc recevant la dose la plus élevée; D_{moy} : dose moyenne; Écho : échographie; Écho-step : échographie transrectale par étape; Écho-ellipsoïde : échographie transrectale selon la formule du volume ellipsoïde; GTV : *Gross Tumor Volume*; HDR : haut débit de dose; HR CTV : volume cible clinique de haut risque; ICBT : curiethérapie endocavitaire; ICRU : International Commission on Radiation Units and Measurements; IRM : imagerie par résonance magnétique; LDR : faible débit de dose; max. : maximal; moy. : moyen; OAR : organes à risque; PTV : *Planning Target Volume*; R₉₀ : 90^e percentile de la dose reçue par le rectum; R_{max} : dose maximale reçue par le rectum; RT : radiothérapie; TDM : tomodensitométrie; TEP : tomographie par émission de positrons; V : volume; V100 : pourcentage du volume recevant 100 % de la dose prescrite; V_{ref} : volume recevant ≥ 100 % de la dose; V_{sim} : volume prescrit au point A avec le simulateur conventionnel.

4. ÉTAT DE SITUATION AU QUÉBEC

4.1 INVENTAIRE DES APPAREILS DE PLANIFICATION AU QUÉBEC

Tableau 5 - Inventaire des appareils de planification au Québec, décembre 2015

	Centre	Simulateur	TDM	IRM	TEP	Échographie
01	CSSSR	Dédié : 1 (0 %) Non dédié : 0	Dédié : 1 Non dédié : 0	Dédié : 0 Non dédié : 1	Dédié : 0 Non dédié : 1	Dédié : 0 Non dédié : 1
02	CSSSC	Aucun	Dédié : 1 Non dédié : 0	Dédié : 0 Non dédié : 1	Dédié : 0 Non dédié : 1	Dédié : 1 70 % curie (prêté pour biopsie de moelle et prostate) Non dédié : 0
03	CHUQ	Aucun	Dédié : 4 (1 en curie) Non dédié : 0	Dédié : 0 Non dédié : 1	Dédié : 0 Non dédié : 1	Dédié : 5 Non dédié : 1
04	CHRT	Aucun	Dédié : 2 Non dédié : 0	Dédié : 0 Non dédié : 1	Dédié : 0 Non dédié : 1	Dédié : 1 Non dédié : 0
05	CHUS	Aucun	Dédié : 1 Non dédié : 0	Dédié : 0 Non dédié : 1	Dédié : 0 Non dédié : 1	Dédié : 1 Non dédié : 0
06	CUSM	Aucun	Dédié : 3 Non dédié : 0	Dédié : 1 Non dédié : 0	Dédié : 0 Non dédié : 1	Dédié : 1 (en curie) Non dédié : 0
06	HGJ	Dédié : 1 (utilisé à 70 %) Non dédié : 0	Dédié : 2 (1 en curie) Non dédié : 0	Dédié : 0 Non dédié : 1	Dédié : 0 Non dédié : 1	Dédié : 1 (utilisé à 10 % en curie) Non dédié : 0
06	CHUM	Dédié : 1 (en curie) Non dédié : 0	Dédié : 2 Non dédié : 0	Dédié : 1 Non dédié : 0	Dédié : 1 (3 jours sur 5) Non dédié : 0	Dédié : 3 Non dédié : 0
06	HMR	Dédié : (1 en curie) Non dédié : 0	Dédié : 2 (100 %) Non dédié : 0	Dédié : 0 Non dédié : 1	Dédié : 0 Non dédié : 1	Dédié : 1 Non dédié : 0
07	CSSSG	Dédié : 1 (25 %) Non dédié : 0	Dédié : 2 (1 en curie) Non dédié : 0	Dédié : 0 Non dédié : 1	Dédié : 0 Non dédié : 1	Dédié : 1 Non dédié : 0
13	CSSSL	Aucun	Dédié : 2 (1 en curie) Non dédié : 0	Dédié : 0 Non dédié : 1 (50 % plages réservées)	Dédié : 0 Non dédié : 1 (50 % plages réservées)	Dédié : 1 Non dédié : 0
16	HCL	Aucun	Dédié : 3 (1 sur rails en curie) Non dédié : 0	Dédié : 2 (1 en curie) Non dédié : 0	Dédié : 0 Non dédié : 0	Dédié : 1 Non dédié : 0

4.2 ESTIMATION DE LA CAPACITÉ DES APPAREILS DE PLANIFICATION

En radio-oncologie, puisque l'objectif est de cibler les tumeurs avec une grande précision spatiale, il est important d'effectuer les examens en position de traitement, nécessitant l'immobilisation du patient avec des accessoires personnalisés. Le positionnement du patient au moment de l'examen est primordial afin d'assurer la concordance entre le modèle du patient (son anatomie) créé à partir de l'imagerie et sa position réelle tout au long des traitements.

Actuellement, la planification des traitements s'effectue presque toujours à partir d'une TDM de planification de base. Pour le calcul de la dose, les examens d'IRM et de TEP-TDM sont fusionnés à ceux de la TDM. Comme l'IRM et la TEP-TDM ne sont généralement pas dédiées au département de radio-oncologie, les images des examens diagnostiques prétraitements proviennent des départements de radiologie ou de médecine nucléaire. Or, il est rare que ces examens reproduisent fidèlement la position de traitement. Le résultat de la fusion d'images effectuée entre la TDM de planification et les autres examens est alors imprécis et ne reflète pas fidèlement l'anatomie du patient pendant ses traitements. Dans certains cas extrêmes, l'utilisation d'examens réalisés dans une position trop différente peut s'avérer dangereuse et induire l'équipe médicale en erreur. Il apparaît donc nécessaire de disposer d'un accès à l'IRM et à la TEP-TDM pour réaliser des examens conformes avec des accessoires personnalisés. Cela implique des exigences additionnelles sur le plan de l'équipement (dessus de table plat semblable aux tables de traitement des accélérateurs linéaires, laser de positionnement contrôlé par ordinateur, etc.), des protocoles de TDM et de l'expertise des technologues. Pour répondre à la demande d'examens d'IRM et de TEP-TDM, selon les indications présentées, une plus longue période d'accès aux appareils de la radiologie et de la médecine nucléaire serait nécessaire. De façon optimale, il serait nécessaire de prévoir des appareils dédiés à la radio-oncologie, lorsque les volumes d'activité le justifient, afin de réaliser pleinement le potentiel de l'imagerie de planification des traitements.

Bien que la norme généralement admise pour justifier l'acquisition d'un nouvel appareil en radiologie est une utilisation minimale projetée d'au moins 85 %²⁹ de sa capacité maximale, les experts sont d'avis que, dans le cas des appareils utilisés en radio-oncologie, un seuil plus bas pourrait être utilisé pour justifier l'acquisition d'un appareil dédié, étant donné les avantages non négligeables que présente un appareil dédié par rapport à un appareil localisé au département de radiologie, le principal étant la prise d'images dans la position de traitement. Ils recommandent donc l'adoption d'une norme minimale d'utilisation d'au moins 60 % de la capacité maximale pour justifier l'acquisition d'un premier appareil dédié.

²⁹ Communication personnelle, Direction des mécanismes d'accès, MSSS

La capacité maximale d'un appareil est calculée sur la base d'une utilisation de 8 heures par jour, afin d'assurer une cohérence avec les heures d'ouverture du département de radio-oncologie. Pour répondre à une augmentation temporaire du volume d'activité, les plages horaires d'utilisation pourraient être élargies afin d'augmenter la capacité des appareils. Toutefois, le comité estime qu'il ne serait pas réaliste d'envisager une utilisation dépassant dix à douze heures par jour, étant donné qu'il faudrait alors ajouter du personnel administratif et de soutien pour les périodes en dehors des heures d'ouverture du département de radio-oncologie. De plus, les personnes visées par ces examens sont la plupart du temps fragilisées et vulnérables et il n'est donc pas souhaitable d'exiger d'elles qu'elles se déplacent en pleine nuit pour recevoir leur examen.

Pour l'ensemble de ces raisons, les experts recommandent que l'acquisition d'un deuxième ou d'un troisième appareil dédié soit considérée lorsque les appareils en place sont utilisés plus de dix heures par jour (soit à 125 % de leur capacité maximale).

4.2.1 TDM

Sur la base de 247 jours d'opération (jours ouvrables) par année, de 8 heures d'opération par jour par appareil, d'une durée moyenne de 60 minutes par examen et d'un taux de rendement de l'appareil de 88 % (12 % de temps d'arrêt prévu pour les bris, les entretiens préventifs, les tests quotidiens, etc.), la capacité maximale de la TDM est évaluée à 1 739 examens par année. Comme la TDM est le système de planification standard pour la radiothérapie, il est recommandé que tous les centres de radio-oncologie aient accès à au moins un appareil de TDM dédié.

De plus, une planification avec la TDM est recommandée pour tous les traitements de radiothérapie. Afin de justifier l'acquisition d'un appareil supplémentaire dédié, le premier appareil devrait avoir atteint une utilisation de 125 % de sa capacité maximale, ce qui équivaut à 10 heures de fonctionnement par jour. L'achat d'un appareil supplémentaire pourrait donc être considéré à partir d'un volume annuel minimal de 2 175 mises en traitement.

Tableau 6 - Volume minimal d'examens requis pour justifier l'acquisition d'un appareil de TDM dédié et capacité maximale annuelle d'examens en fonction du nombre d'heures de fonctionnement par jour

Nombre d'appareils TDM dédiés	Volume minimal d'examens requis annuellement (incluant la curiethérapie)	Capacité maximale annuelle d'examens 8 h	Capacité maximale annuelle d'examens 10 h	Capacité maximale annuelle d'examens 12 h
1	Non applicable (Requis pour tous les centres)	1 739	2 174	2 608
2	2 175	3 478	4 348	5 216
3	4 349	5 217	6 522	7 824

4.2.2 IRM

Sur la base de 247 jours d'opération (jours ouvrables) par année, de 8 heures d'opération par jour par appareil, d'une durée moyenne de 60 minutes par examen et d'un taux de rendement de l'appareil de 88 % (12 % de temps d'arrêt prévu pour les bris, les entretiens préventifs, les tests quotidiens, etc.), la capacité maximale de l'IRM est évaluée à 1 739 examens par année.

Suivant une exigence minimale d'utilisation de 60 % de la capacité maximale pour justifier l'acquisition d'un appareil dédié, un centre devrait effectuer au moins 1 043 examens d'IRM par année pour la planification des traitements de radiothérapie. Afin de justifier l'acquisition d'un appareil supplémentaire dédié, le premier appareil devrait avoir atteint une utilisation de 125 % de sa capacité maximale, ce qui équivaut à 10 heures de fonctionnement par jour. L'achat d'un appareil supplémentaire pourrait donc être considéré à partir d'un volume annuel minimal de 2 175 planifications.

Tableau 7 - Volume minimal d'examens requis pour justifier l'acquisition d'un appareil d'IRM dédié et capacité maximale annuelle d'examens en fonction du nombre d'heures de fonctionnement par jour

Nombre d'appareils IRM dédiés	Volume minimal d'examens requis annuellement (incluant la curiethérapie)	Capacité maximale annuelle d'examens 8 h	Capacité maximale annuelle d'examens 10 h	Capacité maximale annuelle d'examens 12 h
1	1 043	1 739	2 174	2 608
2	2 175	3 478	4 348	5 216
3	4 349	5 217	6 522	7 824

Il faut toutefois prendre en considération le fait que l'IRM n'est pas requise pour la planification de tous les cas de radiothérapie. L'IRM est indiquée pour la planification des cas suivants :

- cancers du SNC;
- cancers ORL;
- cancers de la prostate;
- cancers gynécologiques;
- sarcomes;
- SBRT de la colonne;
- cancers du foie;
- cancers du pancréas;
- cancers génito-urinaires;
- curiethérapie interstitielle.

Comme l'IRM est relativement nouvelle en planification des traitements de radio-oncologie, il est difficile d'évaluer avec précision la proportion des mises en traitement qui pourraient bénéficier d'une planification avec l'IRM. Toutefois, selon un sondage réalisé dans les centres de radio-oncologie du Québec (voir la section [Méthodologie](#)), cette proportion pourrait varier entre 22 % et 43 % des mises en traitement en radiothérapie externe, avec une moyenne de 29 % pour tous les établissements confondus, de 39 % pour les CHU et de 24 % pour les autres établissements ($p < 0,05$). Rappelons que ces taux d'utilisation n'incluent pas les traitements de curiethérapie. Les cas de col utérin et les traitements de curiethérapie interstitielle devraient bénéficier d'une IRM de planification. Par ailleurs, on observe une tendance vers une augmentation de l'utilisation de l'IRM en planification, qui devrait se poursuivre dans le futur en fonction des données probantes disponibles.

4.2.3 TEP-TDM

Sur la base de 247 jours d'opération (jours ouvrables) par année, de 8 heures d'opération par jour par appareil, d'une durée moyenne de 75 minutes par examen et d'un taux de rendement de l'appareil de 88 % (12 % de temps d'arrêt prévu pour les bris, les entretiens préventifs, les tests quotidiens, etc.), la capacité maximale de la TEP-TDM est évaluée à 1 391 examens par année.

Suivant une exigence d'utilisation minimale de 60 % de la capacité maximale pour justifier l'acquisition d'un appareil dédié, un centre devrait effectuer au moins 835 examens de TEP-TDM par année pour la planification des traitements de radiothérapie. Afin de justifier l'acquisition d'un appareil supplémentaire dédié, le premier appareil devrait avoir atteint une utilisation de 125 % de sa capacité maximale, ce qui équivaut 10 heures de fonctionnement par jour. L'achat d'un appareil supplémentaire pourrait donc être considéré à partir d'un volume annuel minimal de 1 740 planifications.

Tableau 8 - Volume minimal d'examens requis pour justifier l'acquisition d'un appareil de TEP-TDM dédié et capacité maximale annuelle d'examens en fonction du nombre d'heures de fonctionnement par jour

Nombre d'appareils TEP-TDM dédiés	Volume minimal d'examens requis annuellement (incluant la curiethérapie)	Capacité maximale annuelle d'examens 8 h	Capacité maximale annuelle d'examens 10 h	Capacité maximale annuelle d'examens 12 h
1	835	1 391	1 739	2 087
2	1 740	2 782	3 478	4 174

Il faut toutefois prendre en considération le fait que la TEP-TDM n'est pas requise pour la planification de tous les cas de radiothérapie. La TEP-TDM s'avère utile pour la planification des cas suivants :

- cancers du poumon;
- cancers ORL;
- lymphomes;
- cancers gynécologiques;
- cancers de l'anus;
- cancers du rectum;
- cancers de l'œsophage;
- métastases hépatiques.

Comme l'appareil de TEP-TDM est relativement nouveau en planification des traitements de radio-oncologie, il est difficile d'évaluer avec précision la proportion des mises en traitement qui pourraient bénéficier d'une planification avec la TEP-TDM. Toutefois, selon un sondage réalisé dans les centres de radio-oncologie du Québec (voir la section [Méthodologie](#)), cette proportion pourrait varier entre 17,4 % et 39,0 % du nombre total de mises en traitement, avec une moyenne de 25,6 % pour tous les centres confondus, de 31,1 % pour les CHU et de 22,2 % pour les autres établissements (valeur p non significative). Par ailleurs, le développement de nouveaux radiotraceurs pourrait conduire à de nouvelles indications ainsi qu'à une plus grande utilisation de la TEP-TDM dans le futur.

4.2.4 ÉCHOGRAPHIE

Comme le coût d'un appareil d'échographie est faible et qu'il n'y a pas d'enjeu relatif à l'achat de cet appareil pour les établissements, le minimum de mises en traitement par établissement n'a pas été évalué.

4.2.5 RÉSUMÉ DES ESTIMATIONS

Tableau 9 - Estimations du nombre de planifications de traitements de radiothérapie externe par appareil

Appareil	Temps moyen de l'examen (min)	Capacité maximale de l'appareil	Nombre annuel minimal d'examens requis pour justifier un appareil dédié	Proportion des mises en traitement qui pourraient nécessiter un examen de planification Moyenne (min. – max.)
TDM	60	1 739	----	100 %
IRM	60	1 739	1 043	CHU : 39 % (34 % - 43 %) Non CHU : 25 % (19 % - 32 %)
TEP-TDM	75	1 391	835	26 % (17 % - 39 %)

5. RÉSUMÉ DES RECOMMANDATIONS DU COMITÉ

5.1 APPAREILS DE PLANIFICATION À PRIVILÉGIER

La présente évaluation visait à statuer sur la pertinence d'utiliser le simulateur conventionnel, la TDM, l'IRM, la TEP-TDM et l'échographie pour la planification des traitements de radiothérapie externe ainsi que de la curiethérapie. Pour cette évaluation, tous les sièges tumoraux ont été considérés. Dans les études recensées, les appareils de planification étaient principalement comparés sur la base de la définition des volumes cibles et de l'irradiation des tissus sains. Peu de documentation était toutefois disponible concernant les conséquences du choix d'un appareil de planification sur la récurrence et la survie, et il est peu probable que des études traitant de cette question soient conduites dans le futur. L'analyse des données de la littérature ainsi que les discussions entre les membres du groupe de travail ont permis de formuler des recommandations concernant l'utilisation de ces appareils de planification. Celles-ci sont présentées dans les sections suivantes.

Il est à noter que les analyses comparatives des différentes techniques d'imagerie en radiothérapie sont ardues à réaliser étant donné leur disparité³. Très peu d'études randomisées cherchent à mettre en évidence les gains associés à l'utilisation d'une modalité d'imagerie en planification. La conduite d'études comparatives des différentes modalités d'imagerie pour la planification des traitements pose d'ailleurs certains questionnements éthiques. En effet, dès que les radio-oncologues ont accès à l'IRM ou au TEP-TDM, il devient difficile des points de vue clinique et éthique de promouvoir une étude où il serait nécessaire de ne pas utiliser cette technologie pour certains patients étant randomisés dans un groupe « témoin ». Des preuves indirectes pourraient être tirées d'autres études, mais celles-ci n'ont pas été répertoriées dans cette revue de littérature, car elles ne répondaient pas directement à la question de recherche.

Pour la curiethérapie, les procédures sont souvent réalisées en salle d'opération, mais l'accès aux appareils de planification est régulièrement problématique. Lorsque le volume de curiethérapie le justifie, certains centres de radio-oncologie se dotent d'une suite de curiethérapie dédiée permettant l'anesthésie et le traitement. Ces suites sont généralement équipées de l'imagerie nécessaire, incluant l'échographie, de même qu'une TDM et/ou une IRM dédiée à la suite de curiethérapie.

5.1.1 SIMULATEUR CONVENTIONNEL

Les centres de radio-oncologie du Québec n'utilisent plus de façon usuelle la simulation pour la planification des traitements de radiothérapie. De ce fait, les experts qualifient les technologies 2D de désuètes, étant donné les possibilités de visualisation offertes par les appareils 3D.

Considérant que :

- les études ayant comparé la TDM à la simulation conventionnelle ont toutes conclu à une meilleure définition des volumes cibles avec la TDM, et ce, autant pour la radiothérapie externe que pour la curiethérapie;
- la planification par simulation a également été associée à une augmentation de l'irradiation des tissus sains comparativement à la TDM;

il est recommandé :

- que le simulateur conventionnel ne soit plus utilisé comme méthode de routine pour la planification des traitements de radiothérapie externe ou de curiethérapie.

5.1.2 TDM

La TDM est présentement un standard pour la planification de la radiothérapie externe et de la curiethérapie dans les centres de radio-oncologie du Québec. En effet, tous les centres de radio-oncologie interrogés ont affirmé posséder au moins un appareil TDM dédié au département de radio-oncologie.

Considérant que :

- dans la plupart des études retenues, la TDM est utilisée comme comparateur (standard de pratique);
- dans les protocoles de recherche évaluant diverses modalités de traitement de radiothérapie, la TDM est couramment utilisée pour la planification;
- les résultats des études répertoriées confirment que la TDM permet une délimitation précise des volumes cibles (GTV, CTV, PTV);
- les résultats des études répertoriées ayant comparé la TDM-3D et la TDM-4D favorisent la TDM-4D pour la planification du traitement du cancer du poumon;
- en raison des mouvements respiratoires, cardiaques et péristaltiques qui induisent des mouvements des tumeurs localisées dans les régions abdominale et thoracique, la TDM-4D pourrait également être utile pour la planification des traitements dans les cas suivants :
 - o lymphomes,
 - o cancers du sein,
 - o cancers thoraciques,
 - o cancers abdominaux,
 - o cancers colorectaux;
- l'examen TDM est nécessaire pour tous les patients pour le calcul de la dose à irradier;

il est recommandé :

- que la planification des traitements avec la TDM soit reconnue comme un standard de pratique (appareil de planification de base);
- que tous les centres de radio-oncologie du Québec disposent d'au moins un appareil de TDM dédié³⁰ au département de radio-oncologie pour la planification des traitements;
- qu'un volume minimal de 2 175 planifications par année avec la TDM soit utilisé pour justifier l'acquisition d'un deuxième appareil dédié à la radiothérapie dans l'établissement (incluant la radiothérapie externe et la curiethérapie), et de 4 348 planifications par année pour justifier un troisième appareil;
- qu'une TDM soit dédiée à la curiethérapie dans les centres qui disposent d'une suite;
- que les centres de radio-oncologie traitant les régions thoraciques ou abdominales aient accès à une TDM-4D;
- que les établissements s'assurent d'avoir la fonctionnalité 4D pour tout rehaussement ou toute nouvelle acquisition d'un appareil de TDM pour la radiothérapie externe;
- que toute nouvelle acquisition d'un appareil de TDM pour la planification réponde aux paramètres suivants :
 - o présence de lasers de positionnement contrôlés par ordinateur,
 - o modèle d'anneau à grande ouverture,
 - o station de planification virtuelle,
 - o injecteur pour produit de contraste,
 - o algorithme pour enlever les artefacts,
 - o table à dessus plat avec indexation nécessaire pour le positionnement des patients,
 - o accessoires d'immobilisation pour le traitement.

5.1.3 IRM

À ce jour, peu d'IRM sont disponibles ou dédiées dans les centres de radio-oncologie du Québec. En effet, seulement trois centres québécois ont affirmé avoir une IRM dédiée à la radio-oncologie.

³⁰ Le terme « dédié » dans ce document signifie que l'appareil de planification est accessible et réservé à une portion d'usage exclusif pour la radio-oncologie, et installé dans le département de radio-oncologie. Cela ne veut pas nécessairement dire que l'appareil doit être à usage exclusif pour la radio-oncologie. L'appareil peut être partagé avec la radiologie pour les plages non utilisées et des ententes entre les départements de radio-oncologie et de radiologie peuvent être conclues afin de planifier l'achat ou la justification d'achat d'un appareil.

Considérant que :

- comparativement à la TDM, l'IRM permet une meilleure définition des tissus mous et un plus grand contraste entre la tumeur et les tissus sains environnants;
- l'utilité de l'IRM en curiethérapie est démontrée et fait l'objet de recommandations internationales;
- les résultats des études en curiethérapie s'appliquent à la radiothérapie externe et vice-versa;
- les résultats des études confirment que l'IRM permet une meilleure précision des volumes cibles (GTV, CTV, PTV) comparativement à la TDM pour les cancers suivants :
 - o SNC,
 - o ORL,
 - o prostate,
 - o gynécologiques,
 - o sarcomes ;
- même si peu de données probantes provenant d'études randomisées soient disponibles, l'expérience clinique démontre que l'IRM pourrait être utile à la planification des traitements pour les cas suivants :
 - o SBRT de la colonne,
 - o foie,
 - o pancréas,
 - o génito-urinaires;
- l'utilité de l'IRM en curiethérapie fait l'objet de recommandations internationales;
- l'IRM est toujours utilisée en complément de la TDM;

il est recommandé :

- que la planification des traitements avec l'IRM soit reconnue comme un standard de pratique;
- que tous les centres de radio-oncologie du Québec disposent d'au moins un appareil d'IRM localisé dans la même installation³¹, pour la planification des traitements;
- que l'IRM soit dédiée et installée dans le département de radio-oncologie lorsque les volumes d'activité le justifient;

³¹ Tiré du document intitulé *Glossaire – Définition de termes relatifs au réseau de la santé et des services sociaux* (MSSS, janvier 2016)¹. Une installation est le lieu physique où sont offerts les soins de santé et les services sociaux à la population du Québec, dans le cadre d'une ou de plusieurs missions. Un établissement comporte généralement plusieurs installations.

- qu'un volume minimal d'environ 1 000 planifications par année avec l'IRM soit utilisé pour justifier un appareil dédié à la radiothérapie dans l'établissement (incluant la radiothérapie externe et la curiethérapie);
- qu'un volume minimal de 2 175 planifications par année avec l'IRM soit utilisé pour justifier l'acquisition d'un deuxième appareil dédié à la radiothérapie dans l'établissement (incluant la radiothérapie externe et la curiethérapie), et de 4 348 planifications par année pour justifier un troisième appareil;
- que, si l'IRM n'est pas dédiée à la radio-oncologie, des plages horaires en quantité suffisante soient réservées en radiologie pour répondre aux demandes d'examens de planification en radio-oncologie et que ces cas soient priorisés;
- que, si l'IRM n'est pas dédiée à la radio-oncologie, celle-ci soit adaptée aux besoins de la radio-oncologie (ex. : table adaptée);
- que, s'il n'est pas possible pour le département de radiologie d'offrir des plages suffisantes pour les besoins de la radio-oncologie, l'acquisition d'un appareil partagé, idéalement localisé dans le département de radio-oncologie, soit envisagée;
- que la décision de recourir ou non à une IRM de planification soit toujours prise à la suite d'une évaluation complète de la condition clinique du patient (au cas par cas);
- que l'IRM de planification soit utilisée pour les indications suivantes lorsque, à la suite de l'évaluation clinique du patient, des incertitudes demeurent quant à la planification du traitement :
 - o cancers cérébraux (radiothérapie stéréotaxique et externe),
 - o cancers ORL,
 - o cancers de la prostate,
 - o cancers gynécologiques,
 - o traitements de curiethérapie (col utérin),
 - o sarcomes;
- que l'utilisation de l'IRM de planification puisse être considérée pour les indications suivantes :
 - o SBRT de la colonne,
 - o cancers abdominaux (foie, pancréas),
 - o cancers de la vessie,
 - o traitements de curiethérapie interstitielle;

- que toute nouvelle acquisition ou tout rehaussement d'un appareil d'IRM pour la planification réponde aux paramètres suivants :
 - o présence de lasers de positionnement contrôlés par ordinateur,
 - o modèle d'anneau à grande ouverture permettant l'examen en position de traitement avec les accessoires d'immobilisation compatibles,
 - o injecteur pour produit de contraste,
 - o table à dessus plat avec indexation nécessaire pour le positionnement des patients,
 - o accessoires et applicateurs compatibles avec l'IRM pour la curiethérapie.

5.1.4 TEP-TDM

Considérant que :

- la TEP-TDM permet une visualisation non seulement anatomique, mais aussi fonctionnelle de l'activité cellulaire;
- les résultats des études confirment que la TEP-TDM permet une meilleure précision des volumes cibles (GTV, CTV, PTV) pour les cancers suivants :
 - o poumon,
 - o ORL,
 - o lymphome,
 - o col de l'utérus,
 - o anus,
 - o rectum;
- les lésions métastatiques ont tendance à être plus visibles avec la TEP-TDM;
- l'utilisation de la TEP-TDM pour la planification du traitement de curiethérapie est encore au stade expérimental;

il est recommandé :

- que tous les centres de radio-oncologie du Québec disposent d'au moins un appareil de TEP-TDM localisé dans la même installation, pour la planification des traitements;
- que, si la TEP-TDM n'est pas dédiée à la radio-oncologie, des plages horaires en quantité suffisante soient réservées en radiologie pour répondre aux demandes d'exams de planification en radio-oncologie et que ces cas soient priorités;
- que la TEP-TDM soit dédiée au département de radio-oncologie lorsque les volumes d'activité le justifient;
- qu'un volume minimal d'environ 835 planifications par année avec la TEP-TDM soit utilisé pour justifier un appareil dédié à la radiothérapie dans l'établissement;
- qu'un volume minimal d'environ 1 740 planifications par année avec la TEP-TDM soit utilisé pour justifier l'acquisition d'un deuxième appareil dédié à la radiothérapie dans l'établissement;
- que la décision de recourir ou non à une TEP-TDM de planification soit toujours prise à la suite d'une évaluation complète de la condition clinique du patient (au cas par cas);
- que la TEP-TDM de planification en position de traitement soit utilisée pour les indications suivantes :
 - o cancers du poumon,
 - o cancers ORL,
 - o lymphomes,
 - o cancers du col de l'utérus,
 - o cancers de l'anus,
 - o cancers du rectum;
- que l'utilisation de la TEP-TDM de planification puisse être considérée pour les indications suivantes :
 - o autres cancers gynécologiques,
 - o cancers de l'œsophage,
 - o métastases hépatiques;
- que la TEP-TDM ne soit pas utilisée pour la planification de la curiethérapie en dehors d'essais cliniques;
- que toute nouvelle acquisition d'un appareil de TEP-TDM pour la planification réponde aux paramètres suivants :

- o présence de lasers de positionnement contrôlés par ordinateur,
- o modèle d'anneau à grande ouverture permettant l'examen en position de traitement avec les accessoires d'immobilisation compatibles,
- o injecteur pour radiotraceurs,
- o table à dessus plat avec indexation nécessaire pour le positionnement des patients;

(Le développement de nouveaux radiotraceurs pourrait conduire à de nouvelles indications ainsi qu'à une plus grande utilisation de la TEP-TDM dans le futur.)

5.1.5 ÉCHOGRAPHIE

Considérant que :

- l'échographie pour la planification des traitements de curiethérapie est une méthode simple, rapide, peu coûteuse et accessible comparativement aux autres modalités d'imagerie;
- l'échographie est non invasive, puisqu'elle n'utilise pas de radioactivité;
- les résultats des études confirment que l'échographie permet une meilleure précision des volumes cibles (GTV, CTV, PTV) pour la planification de la curiethérapie pour les cancers suivants :
 - o prostate,
 - o gynécologie;
- aucune solution commerciale ne permet actuellement la planification 3D par ultrasons pour la curiethérapie gynécologique à haut débit;

il est recommandé :

- que tous les centres de radio-oncologie du Québec disposent d'au moins un appareil d'échographie dédié à l'application et à l'implantation des applicateurs/aiguilles/cathéters des traitements de curiethérapie;
- que l'échographie 3D soit utilisée pour la planification des cancers de la prostate, notamment en l'absence de toute autre modalité d'imagerie (TDM sur rail ou IRM) dans la suite de curiethérapie;
- que l'utilisation de l'échographie puisse être considérée pour les indications suivantes :
 - o cancers du sein,
 - o cancers gynécologiques;
- que toute nouvelle acquisition d'un appareil d'échographie pour la planification réponde au paramètre suivant :
 - o sondes appropriées selon les sièges tumoraux à traiter.

6. RÉFÉRENCES

1. MSSS. Glossaire Définition de termes relatifs au réseau de la santé et des services sociaux. (201AD).
2. Mackie, T. R. *et al.* Image guidance for precise conformal radiotherapy. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **56**, 89–105 (2003).
3. Berges, O., Dhermain, F. & Bidault, F. [Radiation therapy and medical imaging]. *Bull. Cancer (Paris)* **97**, 225–231 (2010).
4. Shaw, E. *et al.* Single dose radiosurgical treatment of recurrent previously irradiated primary brain tumors and brain metastases: final report of RTOG protocol 90-05. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **47**, 291–298 (2000).
5. Yoo, D. S., Wong, T. Z. & Brizel, D. M. The role of adaptive and functional imaging modalities in radiation therapy: approach and application from a radiation oncology perspective. *Semin. Ultrasound. CT MR* **31**, 444–461 (2010).
6. Hermans, R. Head and neck cancer: how imaging predicts treatment outcome. *Cancer Imaging Off. Publ. Int. Cancer Imaging Soc.* **6**, S145–153 (2006).
7. Lecchi, M., Fossati, P., Elisei, F., Orecchia, R. & Lucignani, G. Current concepts on imaging in radiotherapy. *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging* **35**, 821–837 (2008).
8. Dawson, L. A. & Ménard, C. Imaging in radiation oncology: a perspective. *The oncologist* **15**, 338–349 (2010).
9. Bhatnagar, P., Subesinghe, M., Patel, C., Prestwich, R. & Scarsbrook, A. F. Functional imaging for radiation treatment planning, response assessment, and adaptive therapy in head and neck cancer. *Radiogr. Rev. Publ. Radiol. Soc. N. Am. Inc* **33**, 1909–1929 (2013).
10. Line Desrosiers. Le recalage et/ou fusion des images tomodensitométriques et IRM. *Journal de l'ordre des technologues en imagerie médicale, en radio-oncologie et en électrophysiologie médicale du Québec (OTIMROEMQ)* (2014).
11. Mah, D. & Chen, C. C. Image guidance in radiation oncology treatment planning: the role of imaging technologies on the planning process. *Semin. Nucl. Med.* **38**, 114–118 (2008).
12. Comité de radio-oncologie du Conseil québécois de lutte contre le cancer. *La radiothérapie au Québec situation actuelle et perspectives.* (Ministère de la Santé et des Services sociaux, 2000).
13. Pan, T., Lee, T.-Y., Rietzel, E. & Chen, G. T. Y. 4D-CT imaging of a volume influenced by respiratory motion on multi-slice CT. *Med. Phys.* **31**, 333–340 (2004).
14. Low, D. A. *et al.* A method for the reconstruction of four-dimensional synchronized CT scans acquired during free breathing. *Med. Phys.* **30**, 1254–1263 (2003).
15. Keall, P. J. *et al.* Acquiring 4D thoracic CT scans using a multislice helical method. *Phys. Med. Biol.* **49**, 2053–2067 (2004).
16. Rietzel, E., Pan, T. & Chen, G. T. Y. Four-dimensional computed tomography: image formation and clinical protocol. *Med. Phys.* **32**, 874–889 (2005).
17. Hunter, K. U. & Eisbruch, A. Advances in imaging: target delineation. *Cancer J. Sudbury Mass* **17**, 151–154 (2011).
18. Grenier, François. *Cadre de référence pour l'allocation des ressources matérielles 2013-2025.* (Ministère de la Santé et des Services sociaux, Direction générale des services de santé et médecine

universitaire, Direction de l'accès, des technologies et de la biologie médicales - Service des technologies biomédicales).

19. Schlegel, W. If you can't see it, you can miss it: the role of biomedical imaging in radiation oncology. *Radiat. Prot. Dosimetry* **139**, 321–326 (2010).
20. Kauczor, H.-U. & Plathow, C. Imaging tumour motion for radiotherapy planning using MRI. *Cancer Imaging Off. Publ. Int. Cancer Imaging Soc.* **6**, S140-144 (2006).
21. Khoo, V. S. & Joon, D. L. New developments in MRI for target volume delineation in radiotherapy. *Br. J. Radiol.* **79 Spec No 1**, S2-15 (2006).
22. Schinagl, D. A. X., Kaanders, J. H. A. M. & Oyen, W. J. G. From anatomical to biological target volumes: the role of PET in radiation treatment planning. *Cancer Imaging Off. Publ. Int. Cancer Imaging Soc.* **6**, S107-116 (2006).
23. Humm, J. L., Rosenfeld, A. & Del Guerra, A. From PET detectors to PET scanners. *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging* **30**, 1574–1597 (2003).
24. Endo, K. *et al.* PET and PET/CT using 18F-FDG in the diagnosis and management of cancer patients. *Int. J. Clin. Oncol.* **11**, 286–296 (2006).
25. Nuutinen, J. *et al.* Radiotherapy treatment planning and long-term follow-up with [(11)C]methionine PET in patients with low-grade astrocytoma. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **48**, 43–52 (2000).
26. Zanzonico, P. PET-based biological imaging for radiation therapy treatment planning. *Crit. Rev. Eukaryot. Gene Expr.* **16**, 61–101 (2006).
27. Rapport d'évaluation préparé par Geneviève Asselin, Brigitte Larocque, & Martin Coulombe, Marc Rhainds. *L'évaluation de la tomographie par émission de positrons couplée à la tomodensitométrie pour la planification des traitements de radiothérapie*. XI-89 (Unité d'évaluation des technologies et des modes d'intervention en santé du Centre hospitalier universitaire de Québec (UETMIS-CHUQ), 2011).
28. Thiagarajan, A. *et al.* Target volume delineation in oropharyngeal cancer: impact of PET, MRI, and physical examination. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **83**, 220–227 (2012).
29. Nishioka, T. *et al.* Image fusion between 18FDG-PET and MRI/CT for radiotherapy planning of oropharyngeal and nasopharyngeal carcinomas. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **53**, 1051–1057 (2002).
30. Daisne, J.-F. *et al.* Tumor volume in pharyngolaryngeal squamous cell carcinoma: comparison at CT, MR imaging, and FDG PET and validation with surgical specimen. *Radiology* **233**, 93–100 (2004).
31. Schinagl, D. A. X. *et al.* Comparison of five segmentation tools for 18F-fluoro-deoxy-glucose-positron emission tomography-based target volume definition in head and neck cancer. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **69**, 1282–1289 (2007).
32. Li, G. *et al.* Advances in 4D medical imaging and 4D radiation therapy. *Technol. Cancer Res. Treat.* **7**, 67–81 (2008).
33. Mageras, G. S. & Yorke, E. Deep inspiration breath hold and respiratory gating strategies for reducing organ motion in radiation treatment. *Semin. Radiat. Oncol.* **14**, 65–75 (2004).
34. Harada, T. *et al.* Real-time tumor-tracking radiation therapy for lung carcinoma by the aid of insertion of a gold marker using bronchofiberscopy. *Cancer* **95**, 1720–1727 (2002).
35. Murphy, M. J. Tracking moving organs in real time. *Semin. Radiat. Oncol.* **14**, 91–100 (2004).
36. *New technologies in radiation oncology*. (Springer, 2006).

37. Yin, F.-F., Wong, J. & Balter, J. *The Role of In-Room kV X-Ray Imaging for Patient Setup and Target Localization*. (Department of Radiation Oncology Duke University Medical Center, 2009).
38. de Crevoisier, R., Kuban, D. & Lefkopoulos, D. [Image-guided radiotherapy by in-room CT-linear accelerator combination]. *Cancer Radiothérapie J. Société Fr. Radiothérapie Oncol.* **10**, 245–251 (2006).
39. Jossart, C., Institut national d'excellence en santé et en services sociaux (Québec) & Bibliothèque numérique canadienne (Firme). *La radiothérapie guidée à l'aide de l'imagerie par résonance magnétique (IRM) en temps réel*. (2014).
40. Kwong, Y., Mel, A. O., Wheeler, G. & Troupis, J. M. Four-dimensional computed tomography (4DCT): A review of the current status and applications. *J. Med. Imaging Radiat. Oncol.* **59**, 545–554 (2015).
41. CEPO-GEOQ_Algorithmes_cancer_du_poumon.pdf.
42. Schraube, P., von Kampen, M., Oetzel, D., Sroka, G. & Wannenmacher, M. The impact of 3-D radiotherapy planning after a pneumonectomy compared to a conventional treatment set-up. *Radiother. Oncol. J. Eur. Soc. Ther. Radiol. Oncol.* **37**, 65–70 (1995).
43. Li, F. *et al.* Geometrical differences in gross target volumes between 3DCT and 4DCT imaging in radiotherapy for non-small-cell lung cancer. *J. Radiat. Res. (Tokyo)* **54**, 950–956 (2013).
44. van der Geld, Y. G. *et al.* Evaluating mobility for radiotherapy planning of lung tumors: a comparison of virtual fluoroscopy and 4DCT. *Lung Cancer Amst. Neth.* **53**, 31–37 (2006).
45. Hansen, C. J. *et al.* Target localisation for tumour bed radiotherapy in early breast cancer. *J. Med. Imaging Radiat. Oncol.* **56**, 452–457 (2012).
46. Liengsawangwong, R. *et al.* Treatment optimization using computed tomography-delineated targets should be used for supraclavicular irradiation for breast cancer. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **69**, 711–715 (2007).
47. Hepel, J. T. *et al.* Planning the breast boost: comparison of three techniques and evolution of tumor bed during treatment. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **74**, 458–463 (2009).
48. Goldberg, H., Prosnitz, R. G., Olson, J. A. & Marks, L. B. Definition of postlumpectomy tumor bed for radiotherapy boost field planning: CT versus surgical clips. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **63**, 209–213 (2005).
49. Al Uwini, S. *et al.* The influence of the use of CT-planning on the irradiated boost volume in breast conserving treatment. *Radiother. Oncol. J. Eur. Soc. Ther. Radiol. Oncol.* **93**, 87–93 (2009).
50. Kantzou, I. *et al.* Conventional versus virtual simulation for radiation treatment planning of prostate cancer: final results. *J. BUON Off. J. Balk. Union Oncol.* **16**, 309–315 (2011).
51. Crosby, T. D., Melcher, A. A., Wetherall, S., Brockway, S. & Burnet, N. G. A comparison of two planning techniques for radiotherapy of high grade astrocytomas. *Clin. Oncol. R. Coll. Radiol. G. B.* **10**, 392–398 (1998).
52. Corner, C. *et al.* Comparison of conventional and three-dimensional conformal CT planning techniques for preoperative chemoradiotherapy for locally advanced rectal cancer. *Br. J. Radiol.* **84**, 173–178 (2011).
53. Suhag, V., Kaushal, V., Yadav, R. & Das, B. P. Comparison of simulator-CT versus simulator fluoroscopy versus surface marking based radiation treatment planning: a prospective study by three-dimensional evaluation. *Radiother. Oncol. J. Eur. Soc. Ther. Radiol. Oncol.* **78**, 84–90 (2006).
54. Prabhakar, R. *et al.* Comparison of computed tomography and magnetic resonance based target volume in brain tumors. *J. Cancer Res. Ther.* **3**, 121–123 (2007).

55. Fiorentino, A., Caivano, R., Pedicini, P. & Fusco, V. Clinical target volume definition for glioblastoma radiotherapy planning: magnetic resonance imaging and computed tomography. *Clin. Transl. Oncol. Off. Publ. Fed. Span. Oncol. Soc. Natl. Cancer Inst. Mex.* **15**, 754–758 (2013).
56. Seppälä, T. *et al.* Converting from CT- to MRI-only-based target definition in radiotherapy of localized prostate cancer: A comparison between two modalities. *Strahlenther. Onkol. Organ Dtsch. Röntgenges. Al* **191**, 862–868 (2015).
57. Wachter, S. *et al.* Interobserver comparison of CT and MRI-based prostate apex definition. Clinical relevance for conformal radiotherapy treatment planning. *Strahlenther. Onkol. Organ Dtsch. Röntgenges. Al* **178**, 263–268 (2002).
58. Milosevic, M. *et al.* Magnetic resonance imaging (MRI) for localization of the prostatic apex: comparison to computed tomography (CT) and urethrography. *Radiother. Oncol. J. Eur. Soc. Ther. Radiol. Oncol.* **47**, 277–284 (1998).
59. Sefrova, J. *et al.* Magnetic resonance imaging in postprostatectomy radiotherapy planning. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **82**, 911–918 (2012).
60. Yu, J. I. *et al.* Evaluation of anatomical landmark position differences between respiration-gated MRI and four-dimensional CT for radiation therapy in patients with hepatocellular carcinoma. *Br. J. Radiol.* **86**, 20120221 (2013).
61. Chung, N.-N., Ting, L.-L., Hsu, W.-C., Lui, L. T. & Wang, P.-M. Impact of magnetic resonance imaging versus CT on nasopharyngeal carcinoma: primary tumor target delineation for radiotherapy. *Head Neck* **26**, 241–246 (2004).
62. Kirby, A. M. *et al.* Tumor bed delineation for partial breast and breast boost radiotherapy planned in the prone position: what does MRI add to X-ray CT localization of titanium clips placed in the excision cavity wall? *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **74**, 1276–1282 (2009).
63. Mizowaki, T. *et al.* The use of a permanent magnetic resonance imaging system for radiotherapy treatment planning of bone metastases. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **49**, 605–611 (2001).
64. Pötter, R. *et al.* Sagittal and coronal planes from MRI for treatment planning in tumors of brain, head and neck: MRI assisted simulation. *Radiother. Oncol. J. Eur. Soc. Ther. Radiol. Oncol.* **23**, 127–130 (1992).
65. Thornton, A. F. *et al.* The clinical utility of magnetic resonance imaging in 3-dimensional treatment planning of brain neoplasms. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **24**, 767–775 (1992).
66. Schad, L. R., Blüml, S., Hawighorst, H., Wenz, F. & Lorenz, W. J. Radiosurgical treatment planning of brain metastases based on a fast, three-dimensional MR imaging technique. *Magn. Reson. Imaging* **12**, 811–819 (1994).
67. Benassi, M. *et al.* A treatment planning system for stereotactic radiotherapy. *Anticancer Res.* **15**, 2239–2245 (1995).
68. Gwynne, S. *et al.* Imaging for target volume delineation in rectal cancer radiotherapy—a systematic review. *Clin. Oncol. R. Coll. Radiol. G. B.* **24**, 52–63 (2012).
69. Salem, A. *et al.* Evidence for the use PET for radiation therapy planning in patients with cervical cancer: a systematic review. *Hematol. Oncol. Stem Cell Ther.* **4**, 173–181 (2011).
70. Illidge, T. *et al.* Modern radiation therapy for nodal non-Hodgkin lymphoma—target definition and dose guidelines from the International Lymphoma Radiation Oncology Group. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **89**, 49–58 (2014).

71. Buijsen, J. *et al.* FDG-PET provides the best correlation with the tumor specimen compared to MRI and CT in rectal cancer. *Radiother. Oncol. J. Eur. Soc. Ther. Radiol. Oncol.* **98**, 270–276 (2011).
72. Krengli, M. *et al.* FDG-PET/CT imaging for staging and target volume delineation in conformal radiotherapy of anal carcinoma. *Radiat. Oncol. Lond. Engl.* **5**, 10 (2010).
73. Bannas, P. *et al.* Contrast-enhanced [(18)F]fluorodeoxyglucose-positron emission tomography/computed tomography for staging and radiotherapy planning in patients with anal cancer. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **81**, 445–451 (2011).
74. Nawara, C. *et al.* The impact of PET and PET/CT on treatment planning and prognosis of patients with NSCLC treated with radiation therapy. *Q. J. Nucl. Med. Mol. Imaging Off. Publ. Ital. Assoc. Nucl. Med. AIMN Int. Assoc. Radiopharmacol. IAR Sect. Soc. Radiopharm. Chem. Biol.* **56**, 191–201 (2012).
75. Vanuytsel, L. J. *et al.* The impact of (18)F-fluoro-2-deoxy-D-glucose positron emission tomography (FDG-PET) lymph node staging on the radiation treatment volumes in patients with non-small cell lung cancer. *Radiother. Oncol. J. Eur. Soc. Ther. Radiol. Oncol.* **55**, 317–324 (2000).
76. Chatterjee, S. *et al.* Variation in radiotherapy target volume definition, dose to organs at risk and clinical target volumes using anatomic (computed tomography) versus combined anatomic and molecular imaging (positron emission tomography/computed tomography): intensity-modulated radiotherapy delivered using a tomotherapy Hi Art machine: final results of the VortigERN study. *Clin. Oncol. R. Coll. Radiol. G. B.* **24**, e173-179 (2012).
77. Fried, D. *et al.* Is image registration of fluorodeoxyglucose-positron emission tomography/computed tomography for head-and-neck cancer treatment planning necessary? *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **84**, 748–754 (2012).
78. Ng, S. P., David, S., Alamgeer, M. & Ganju, V. Impact of Pretreatment Combined (18)F-Fluorodeoxyglucose Positron Emission Tomography/Computed Tomography Staging on Radiation Therapy Treatment Decisions in Locally Advanced Breast Cancer. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **93**, 111–117 (2015).
79. Lin, S.-Y. *et al.* The Role of Pretreatment FDG-PET in Treating Cervical Cancer Patients With Enlarged Pelvic Lymph Node(s) Shown on MRI: A Phase 3 Randomized Trial With Long-Term Follow-Up. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **92**, 577–585 (2015).
80. Girinsky, T. *et al.* Role of FDG-PET in the implementation of involved-node radiation therapy for Hodgkin lymphoma patients. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **89**, 1047–1052 (2014).
81. Pommier, P. *et al.* Impact of 18F-fluoro-2-deoxyglucose positron emission tomography on treatment strategy and radiotherapy planning for stage I-II Hodgkin disease: a prospective multicenter study. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **79**, 823–828 (2011).
82. Hutchings, M., Loft, A., Hansen, M., Berthelsen, A. K. & Specht, L. Clinical impact of FDG-PET/CT in the planning of radiotherapy for early-stage Hodgkin lymphoma. *Eur. J. Haematol.* **78**, 206–212 (2007).
83. Levivier, M. *et al.* Use of stereotactic PET images in dosimetry planning of radiosurgery for brain tumors: clinical experience and proposed classification. *J. Nucl. Med. Off. Publ. Soc. Nucl. Med.* **45**, 1146–1154 (2004).
84. Parlak, C., Topkan, E., Sonmez, S., Onal, C. & Reyhan, M. CT- versus coregistered FDG-PET/CT-based radiation therapy plans for conformal radiotherapy in colorectal liver metastases: a dosimetric comparison. *Jpn. J. Radiol.* **30**, 628–634 (2012).
85. Brianzoni, E. *et al.* Radiotherapy planning: PET/CT scanner performances in the definition of gross tumour volume and clinical target volume. *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging* **32**, 1392–1399 (2005).

86. Dizendorf, E. V., Baumert, B. G., von Schulthess, G. K., Lütolf, U. M. & Steinert, H. C. Impact of whole-body 18F-FDG PET on staging and managing patients for radiation therapy. *J. Nucl. Med. Off. Publ. Soc. Nucl. Med.* **44**, 24–29 (2003).
87. Viswanathan, A. N. *et al.* American Brachytherapy Society consensus guidelines for locally advanced carcinoma of the cervix. Part II: high-dose-rate brachytherapy. *Brachytherapy* **11**, 47–52 (2012).
88. Beriwal, S. *et al.* American Brachytherapy Society consensus guidelines for interstitial brachytherapy for vaginal cancer. *Brachytherapy* **11**, 68–75 (2012).
89. Guinot, J. L. *et al.* Consensus on 3D treatment planning in gynaecologic brachytherapy of the Radiation Oncology Spanish Society (SEOR) Brachytherapy Group. *Clin. Transl. Oncol. Off. Publ. Fed. Span. Oncol. Soc. Natl. Cancer Inst. Mex.* **12**, 181–187 (2010).
90. Pötter, R. *et al.* Recommendations from gynaecological (GYN) GEC ESTRO working group (II): concepts and terms in 3D image-based treatment planning in cervix cancer brachytherapy-3D dose volume parameters and aspects of 3D image-based anatomy, radiation physics, radiobiology. *Radiother. Oncol. J. Eur. Soc. Ther. Radiol. Oncol.* **78**, 67–77 (2006).
91. Nag, S. *et al.* Proposed guidelines for image-based intracavitary brachytherapy for cervical carcinoma: report from Image-Guided Brachytherapy Working Group. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **60**, 1160–1172 (2004).
92. D'Souza, D., Baldassarre, F., Morton, G., Falkson, C. & Batchelar, D. Imaging technologies for high dose rate brachytherapy for cervical cancer: a systematic review. *Clin. Oncol. R. Coll. Radiol. G. B.* **23**, 460–475 (2011).
93. Onal, C. *et al.* Comparison of conventional and CT-based planning for intracavitary brachytherapy for cervical cancer: target volume coverage and organs at risk doses. *J. Exp. Clin. Cancer Res. CR* **28**, 95 (2009).
94. Datta, N. R., Srivastava, A., Maria Das, K. J., Gupta, A. & Rastogi, N. Comparative assessment of doses to tumor, rectum, and bladder as evaluated by orthogonal radiographs vs. computer enhanced computed tomography-based intracavitary brachytherapy in cervical cancer. *Brachytherapy* **5**, 223–229 (2006).
95. Shin, K. H. *et al.* CT-guided intracavitary radiotherapy for cervical cancer: Comparison of conventional point A plan with clinical target volume-based three-dimensional plan using dose-volume parameters. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **64**, 197–204 (2006).
96. Hegazy, N. *et al.* High-risk clinical target volume delineation in CT-guided cervical cancer brachytherapy: impact of information from FIGO stage with or without systematic inclusion of 3D documentation of clinical gynecological examination. *Acta Oncol. Stockh. Swed.* **52**, 1345–1352 (2013).
97. Dimopoulos, J. C. A. *et al.* Systematic evaluation of MRI findings in different stages of treatment of cervical cancer: potential of MRI on delineation of target, pathoanatomic structures, and organs at risk. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **64**, 1380–1388 (2006).
98. Usmani, N. *et al.* Can images obtained with high field strength magnetic resonance imaging reduce contouring variability of the prostate? *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **80**, 728–734 (2011).
99. Tanaka, O. *et al.* MRI-based preplanning in low-dose-rate prostate brachytherapy. *Radiother. Oncol. J. Eur. Soc. Ther. Radiol. Oncol.* **88**, 115–120 (2008).
100. Dolezelova, H. *et al.* The impact of PET with 18FDG in radiotherapy treatment planning and in the prediction in patients with cervix carcinoma: results of pilot study. *Neoplasma* **55**, 437–441 (2008).

101. Van Dyk, S., Kondalsamy-Chennakesavan, S., Schneider, M., Bernshaw, D. & Narayan, K. Comparison of measurements of the uterus and cervix obtained by magnetic resonance and transabdominal ultrasound imaging to identify the brachytherapy target in patients with cervix cancer. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **88**, 860–865 (2014).
102. Van Dyk, S., Narayan, K., Fisher, R. & Bernshaw, D. Conformal brachytherapy planning for cervical cancer using transabdominal ultrasound. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **75**, 64–70 (2009).
103. Kälkner, K. M. *et al.* Prostate volume determination: differential volume measurements comparing CT and TRUS. *Radiother. Oncol. J. Eur. Soc. Ther. Radiol. Oncol.* **81**, 179–183 (2006).