

# UETMIS

*Unité d'évaluation des technologies  
et des modes d'intervention en santé*



*L'utilisation de l'accélérateur linéaire  
avec imagerie embarquée Cone-beam  
en radio-oncologie au CHUQ*

*Avis préliminaire 01-07*





## L'UNITÉ D'ÉVALUATION DES TECHNOLOGIES ET DES MODES D'INTERVENTION EN SANTÉ

Centre hospitalier universitaire de Québec

### L'utilisation de l'accélérateur linéaire avec imagerie embarquée Cone-beam en radio-oncologie au CHUQ

#### Avis préliminaire 01-07

Rapport préparé pour l'UETMIS du CHUQ  
par

Viviane Cantin, Ph.D.  
Rita Labadie, Inf., M.Éd., M.Adm..  
Marc Rhainds, Md., M.Sc., FRCPC et  
Chantale Simard, Inf., M.A.P.,

27 novembre 2007

Direction de l'évaluation, de l'ingénierie, de la qualité  
et de la performance CHUQ

Le contenu de cette publication a été rédigé et édité par l'Unité d'évaluation des technologies et des modes d'intervention en santé (UETMIS) du Centre hospitalier universitaire de Québec (CHUQ).

## **COORDINATION**

Madame Chantale Simard, coordonnatrice administrative des activités d'évaluation des technologies et des modes d'intervention en santé (ETMIS)

Docteur Marc Rhainds, coordonnateur médical et scientifique des activités d'ETMIS

## **CONCEPTION GRAPHIQUE DE LA PAGE COUVERTURE**

Madame Marjolaine Rondeau, graphiste, Direction des communications, CHUQ

Pour se renseigner sur cette publication ou toute autre activité de l'UETMIS, s'adresser à :

Unité d'évaluation des technologies et des modes d'intervention en santé

CHUQ Hôpital Saint-François d'Assise

10, rue de l'Espinay

Québec (Québec) G1L 3L5

Téléphone : (418) 525-4444 poste 54682

Courriel : francine.daudelin@chuq.qc.ca

Comment citer ce document :

Unité d'évaluation des technologies et des modes d'intervention en santé (UETMIS). L'utilisation de l'accélérateur linéaire avec imagerie embarquée (Cone-beam) en radio-oncologie au CHUQ- Avis préliminaire. Rapport préparé par Viviane Cantin, Ph.D., Rita Labadie, inf., M.Ed., M.Adm., Marc Rhainds, md., M.Sc., FRCPC, et Chantale Simard, inf., M.A.P., (UETMIS 07-11). Québec, 2007, xvi - 84 p.

Dans ce document, l'emploi du masculin pour désigner des personnes n'a d'autres fins que celle d'alléger le texte.

Copyright © 2007 UETMIS-CHUQ.

2<sup>ème</sup> édition en 2009 avec ajout du sommaire et corrections apportées au résumé

La reproduction totale ou partielle de ce document est autorisée pour des fins non commerciales, à condition que la source soit mentionnée.

## NOTE AU LECTEUR

L'Unité d'évaluation des technologies et des modes d'intervention en santé (UETMIS) du CHUQ a pour mission de soutenir et de conseiller les décideurs (gestionnaires, cliniciens et professionnels) dans la prise de décision relative à la meilleure allocation de ressources visant l'implantation d'une technologie, d'une pratique nouvelle ou la révision d'une pratique existante à laquelle s'ajoute une nouvelle problématique.

Un avis préliminaire consiste en une analyse et une synthèse des connaissances réalisées à partir d'une revue de la documentation limitée à certaines catégories de sources de données. Il est approuvé par le Conseil scientifique de l'UETMIS. Il n'y a pas de recommandation issue de cette démarche.

## LE CONSEIL SCIENTIFIQUE DE L'UETMIS

Madame Dolorès Lepage-Savary, directrice de l'Évaluation, de la qualité, de l'ingénierie et de la performance, CHUQ

Madame Marie-Pierre Gagnon, chercheure de l'Axe 8 de la recherche, CHUQ

Madame Marie-Claude Michel, pharmaciene coordonnatrice du Programme de gestion thérapeutique des médicaments (PGTM), CHUQ

Monsieur Christian Moisan, responsable du Génie biomédical, CHUQ

Docteur Pierre F. Roberge, représentant de la Direction des services professionnels, CHUQ

Madame Michelle Lafrance, représentante de la Direction des soins infirmiers, CHUQ

Madame Ginette Belisle, représentante de la Direction des regroupements de clientèles, CHUQ

Docteur Pierre Déry, représentant du Conseil des médecins, dentistes et pharmaciens (CMDP), CHUQ

Madame Katia Boivin, représentante du Conseil multidisciplinaire (CM), CHUQ

Monsieur Yves Roy, représentant du Conseil des infirmières et infirmiers (CII), CHUQ

Madame Solange Bouchard, représentante du Comité des usagers, CHUQ

Madame Madeleine Bussières, représentante du Comité des usagers, CHUQ

Docteure Alicia Framarin, représentante scientifique de l'Agence d'évaluation des technologies et des modes d'intervention en santé (l'AETMIS)

Monsieur Jean-Marie Lance, représentant scientifique de l'AETMIS

Monsieur Marcel J. Mélancçon, représentant du Comité de bioéthique du CHUQ

## L'ÉQUIPE DE L'UETMIS

Madame Viviane Cantin, agente de programmation, de planification et de recherche

Madame Francine Daudelin, secrétaire de direction

Madame Rita Labadie, conseillère

Docteur Marc Rhainds, cogestionnaire médical et scientifique des activités d'ETMIS

Madame Chantale Simard, cogestionnaire clinico-administrative des activités d'ETMIS

Ce document présente les informations disponibles au 25 novembre 2007 selon la méthodologie de recherche documentaire retenue. Ces informations ne remplacent pas le jugement du clinicien qui peut s'appliquer dans un contexte particulier. Ces informations ne constituent pas une approbation ou un désaveu de l'utilisation de la technologie en cause.

Ce document n'engage d'aucune façon la responsabilité du CHUQ, de son personnel et des professionnels à l'égard des informations transmises. En conséquence, le CHUQ, les membres du groupe de travail de même que les membres du Conseil scientifique aviseur de l'UETMIS ne pourront être tenus responsables en aucun cas de tout dommage de quelque nature que ce soit en regard de l'utilisation ou l'interprétation de ces informations.

#### **DIVULGATION DE CONFLITS D'INTÉRÊTS**

Aucun conflit d'intérêts à rapporter

## SOMMAIRE

Le Département de radio-oncologie du CHUQ a procédé à l'acquisition d'un nouvel appareil de radiothérapie guidé par image appelé « accélérateur linéaire avec imagerie embarquée Cone-beam ». Cet appareil a la particularité de permettre la visualisation de la tumeur en trois dimensions pendant que le patient reçoit son traitement. Selon les intervenants, la qualité des images ainsi captées serait supérieure à celle des images en deux dimensions actuellement utilisées pour vérifier le positionnement du patient.

Afin de documenter les stratégies pour faciliter l'implantation de cet appareil et de connaître les meilleures indications en vue d'en optimiser l'utilisation, le chef du Département de radio-oncologie du CHUQ a demandé l'aide de l'Unité d'évaluation des technologies et des modes d'intervention en santé (UETMIS).

Les membres de l'UETMIS ont donc procédé à une revue de la littérature portant sur la performance technique, l'efficacité et les applications cliniques de même que sur les stratégies d'implantation de ce type d'accélérateur linéaire. À cette recension documentaire s'est ajoutée la consultation d'experts, la constitution d'une équipe multidisciplinaire et l'envoi d'un questionnaire à deux hôpitaux utilisant le même type d'imagerie que celui faisant l'objet de l'évaluation.

En ce qui concerne la performance technique de l'accélérateur linéaire avec imagerie embarquée Cone-beam, les commentaires des utilisateurs sont positifs, principalement en ce qui a trait aux images dont la qualité serait supérieure à celle des systèmes d'imagerie conventionnelle (portale) et permettraient ainsi d'améliorer le positionnement de l'appareil dans la zone de traitement. Toutefois, ces images comporteraient davantage d'artefacts que celles obtenues avec le CT Scan. Il appert que la qualité de l'image pourrait être encore améliorée. Pour l'instant, il est difficile d'établir laquelle des technologies disponibles est la plus précise.

Pour ce qui est des applications cliniques, ce type d'appareil semble plus fréquemment utilisé pour la vérification du positionnement.

En ce qui concerne les bénéfices réels dans le traitement du cancer, cet aspect n'a pu être évalué en raison de l'absence d'études ayant mesuré l'efficacité clinique de cette technologie en comparaison avec les autres appareils couramment utilisés.

Quant aux stratégies d'implantation, les personnes consultées conseillent, dans un premier temps, d'utiliser cet appareil pour le traitement du cancer de la prostate. Il est également recommandé de restreindre la rotation du personnel sur le nouvel appareil au cours des premiers mois afin de permettre une meilleure maîtrise de la technique.

Les données collectées par l'UETMIS fournissent des éléments susceptibles de guider la réflexion des équipes cliniques quant à l'utilisation de ce nouvel appareil au regard notamment de la précision de l'image, du type d'imagerie et de sa fréquence ainsi que de l'organisation du travail. Il reste à trouver un équilibre entre les bénéfices cliniques présumés avec l'utilisation de cet appareil et les ressources additionnelles requises.

## REMERCIEMENTS

L'Unité d'évaluation et des modes d'intervention en santé (UETMIS) remercie les personnes suivantes qui ont collaboré à la préparation de cet avis préliminaire en apportant leur expertise et leur point de vue :

### LES MEMBRES DU GROUPE DE TRAVAIL MULTIDISCIPLINAIRE :

Du Département de radio-oncologie du CHUQ,

Docteur Éric Vigneault, chef du département

Docteure Anne Dagneault, radio-oncologue

Madame Lucie Brouard, coordonnatrice technique

Madame Julie Corriveau, assistante-chef

Monsieur Bernard Lachance, physicien

Monsieur Luc Beaulieu, physicien

Madame Gaétane Robitaille, chef de service

Madame Sonya Deraspe, adjointe au chef de service

### AUTRES COLLABORATEURS :

Monsieur Jean-Pierre Bissonnette, physicien (Princess Margaret Hospital)

Monsieur Réal Besner, physicien (Centre Hospitalier de l'Université de Montréal)

Madame Francine Daudelin, de l'UETMIS, pour la mise en forme du document

## RÉSUMÉ

### Introduction

Le Département de radio-oncologie du CHUQ a récemment procédé à l'acquisition d'un nouvel accélérateur linéaire avec imagerie embarquée Cone-beam. En plus de l'irradiation de la tumeur, cet appareil rend possible l'acquisition d'images radiographiques en trois dimensions (3D) en temps réel et en position de traitement. Selon les intervenants, la qualité des images acquises avec le nouvel appareil serait supérieure à celle des images en deux dimensions (2D) actuellement utilisées pour vérifier le positionnement du patient.

Le chef du Département de radio-oncologie du CHUQ a demandé l'aide de l'Unité d'évaluation des technologies et des modes d'intervention en santé (UETMIS) pour connaître les meilleures indications afin d'optimiser l'utilisation de l'accélérateur linéaire avec imagerie embarquée Cone-beam et pour documenter les stratégies facilitant l'implantation de cet appareil prévue en octobre 2007.

### Méthodologie d'évaluation

Le présent avis préliminaire est une revue sommaire de la littérature portant sur la performance technique, l'efficacité clinique, les applications cliniques ainsi que les stratégies d'implantation de l'accélérateur avec imagerie embarquée Cone-beam. Cette recension a été effectuée dans plusieurs bases de données électroniques spécialisées en santé dont notamment Cochrane Library et PubMed (Medline). La recension documentaire a été enrichie par la consultation d'autres sources de données (littérature grise). La sélection des articles pertinents et l'extraction des données ont été réalisées par deux membres de l'UETMIS. Une contextualisation a permis de caractériser la situation dans le CHUQ de même que celle présente au Centre hospitalier universitaire de Montréal (CHUM) et au Centre hospitalier Princess Margaret de Toronto (PMH). Pour ce faire, un groupe de travail multidisciplinaire a été constitué avec des représentants du Département de radio-oncologie du CHUQ (radio-oncologues, physiciens, technologues et gestionnaires). De plus, un questionnaire a été envoyé aux deux autres hôpitaux utilisateurs d'appareil de radiothérapie avec imagerie intégrée.

### Résultats

#### La performance technique de l'accélérateur avec imagerie embarquée Cone-beam

En ce qui concerne la précision au niveau du positionnement, les études semblent montrer des différences d'erreurs de positionnement de 2 mm ou moins entre l'imagerie Cone-beam CT kilovoltage (kV CBCT) et l'imagerie portale conventionnelle. De plus, une étude rapporte que le CBCT permettrait de déceler des erreurs de rotation aussi petites que 2 degrés, ce qui n'est pas possible avec l'imagerie portale en 2D. Ces études ont porté sur la technologie commercialisée par la compagnie Elekta. Bien que l'appareil utilisé au CHUQ soit un modèle de la compagnie Varian, la technologie est similaire et les résultats sont donc d'intérêt.

Pour ce qui est de la qualité de l'image, les observations rapportées par plusieurs auteurs convergent pour indiquer que les images acquises avec un appareil kV CBCT seraient d'une qualité supérieure à celles obtenues avec les appareils de radiothérapie conventionnels (imagerie portale). Cependant les images obtenues avec

l'appareil KVCBCT comporteraient davantage d'artéfacts que celles réalisées à l'aide d'un appareil de tomographie (CT scan). Les images kV CBCT seraient toutefois d'une qualité généralement adéquate pour la vérification du positionnement des patients.

### **L'efficacité clinique de l'accélérateur avec imagerie embarquée Cone-beam**

Pour cerner les meilleures indications pour l'utilisation de l'accélérateur avec imagerie embarquée Cone-beam, il serait souhaitable que des études évaluant l'efficacité clinique de la technologie en comparaison avec le traitement conventionnel soient disponibles. Mais à ce jour, il n'y a aucun essai clinique complété. Il n'est donc pas possible de porter un jugement sur les bénéfices cliniques (survie, amélioration du contrôle de la tumeur, diminution de la toxicité du traitement, etc.) du CBCT pour certains types de patients ou de sites tumoraux.

Les études recensées utilisent des données cliniques pour appuyer et quantifier le potentiel de la radiothérapie guidée par image (IGRT) pour diminuer l'irradiation des tissus sains et pour permettre l'escalade de dose à la cible. Toutefois, ces études comportent des limites importantes: il s'agit d'études rétrospectives simulant des résultats attendus, le nombre de participants est souvent faible, on présume d'une correction parfaite des erreurs de positionnement en comparaison avec une situation où aucune correction ne serait effectuée, on ne considère pas le mouvement intrafractionnel ou la déformation de l'organe et dans certains cas on utilise des systèmes d'imagerie plus performants que le CBCT tel le CT scan. De plus, aucune de ces études n'utilise la technologie Varian. Par conséquent, ces études ne sont qu'indicatives d'un potentiel de gains cliniques dont l'impact réel sur le patient reste à être démontré par des essais cliniques.

### **Les applications de l'accélérateur avec imagerie embarquée Cone-beam**

Les principales indications recensées dans la littérature et auprès des experts consultés sont les cancers de la prostate, de la tête et du cou, du poumon, de la vessie, du foie et au système nerveux central. Pour ce qui est des applications cliniques, ce type d'appareil semble plus fréquemment utilisé pour la vérification du positionnement. Compte tenu de la variabilité dans les indications et dans les procédures rapportées par les auteurs, ces informations sont présentées dans le présent document à titre indicatif de manière à permettre une comparaison entre les pratiques actuellement réalisées au CHUQ et celles préconisées par les auteurs consultés.

### **L'implantation de l'accélérateur avec imagerie embarquée Cone-beam**

#### **Les indications et les procédures initiales lors de l'implantation**

En ce qui concerne les indications et les procédures retenues en priorité lors de l'implantation de l'appareil, les deux centres hospitaliers consultés ont démarré avec les cas de cancer de la prostate avec implants de grains d'or. Le PMH a poursuivi en utilisant les tissus mous comme repère chez les patients pour lesquels l'insertion de grains d'or était difficile. Le PMH a aussi introduit des clientèles pour lesquelles l'appariement des images était difficile avec l'imagerie portale, notamment la clientèle pédiatrique, les cas de cancer du poumon de même que les patients recevant un retraitement.

#### **Les stratégies de développement des compétences**

Dans les deux centres hospitaliers, des physiciens et des technologues ciblés ont reçu la formation donnée par le manufacturier hors site et sur le site. Pour sa part, le CHUM a limité la rotation du personnel utilisant le nouvel appareil au cours des premiers mois afin de favoriser la maîtrise de cette technique. Au PMH, on a constitué une

équipe, composée d'un radio-oncologue, d'un physicien et d'un technologue qui ont été libérés de leurs activités, pour se consacrer entièrement à l'implantation de la technologie. De plus, des auteurs observent que le recours à des équipes dédiées à temps plein permet de réduire la durée de la procédure.

### Les impacts reliés à l'implantation

Lors du démarrage dans les deux centres hospitaliers, la durée de la séance de traitement a demandé deux fois plus de temps que le traitement conventionnel (30 au lieu de 15 minutes). Cette durée initiale est supérieure à celles observées dans la littérature. Lors de l'implantation, des auteurs ont observé une prolongation de 7 à 8 minutes de la durée de la séance de traitement qui a par la suite été réduite à 4 ou 5 minutes de plus. D'autres auteurs ont précisé que la durée initiale d'acquisition d'image était augmentée de 5 à 10 minutes pour diminuer par la suite à deux minutes. Les raisons des différences observées ne sont pas établies. La courbe d'apprentissage varie d'un centre à l'autre. La courbe s'est stabilisée au CHUM après environ trois semaines d'utilisation de l'appareil et au PMH, après deux à trois mois.

Par ailleurs, un autre impact de l'utilisation du CBCT concerne le besoin important d'espace disque pour l'entreposage des données. Quant à l'assurance-qualité, il semble que celle-ci puisse être intégrée aux activités existantes.

## Principaux constats

Plusieurs grands constats se dégagent des connaissances tirées de la littérature scientifique et des expériences relatées par les professionnels du CHUM et du PMH.

### Premier constat : les limites liées aux études recensées

Parmi les documents consultés, on retrouve principalement des avis d'experts fondés sur une expérience clinique portant la plupart du temps sur un nombre restreint de patients, ce qui limite de façon importante le niveau de preuve scientifique. De plus, plusieurs auteurs ont des liens avec l'industrie ce qui soulève la possibilité de conflits d'intérêt.

### Second constat : une performance technique appropriée

En général, les commentaires des utilisateurs de l'accélérateur linéaire avec imagerie embarquée Cone-beam sont positifs quant à la performance technique. Plusieurs auteurs soulignent que les images kV CBCT seraient d'une qualité supérieure aux images portales et permettraient une vérification adéquate du positionnement des patients. Toutefois, on mentionne que les images kV CBCT comporteraient davantage d'artéfacts que les images CT et que leur qualité pourrait être encore améliorée.

Il est difficile d'établir laquelle des technologies est la plus précise à partir des études ayant comparé les erreurs de positionnement mesurées par le biais du CBCT et de l'imagerie portale. Il n'existerait pas à ce jour de valeur de référence (mesure étalon) permettant d'établir la position exacte de la tumeur.

### **Troisième constat : une efficacité clinique non démontrée**

Un autre constat d'importance est l'absence d'essais cliniques qui empêche d'évaluer rigoureusement l'efficacité et l'innocuité de l'IGRT. Dans ce contexte, il est difficile de préciser si les avantages techniques de l'IGRT ou du CBCT se traduisent par des bénéfices cliniques réels et par conséquent de spécifier les catégories de patients pouvant le plus bénéficier de la technologie. De plus, il n'est pas démontré que les doses additionnelles de radiation associées à une imagerie plus fréquente soient exemptes d'effets indésirables.

Malgré l'absence d'essais cliniques démontrant l'efficacité de la technologie, certains chercheurs soutiennent néanmoins que des bénéfices théoriques existent. Toutefois, il n'est actuellement pas possible d'évaluer les gains cliniques qui seraient associés à un meilleur positionnement. En effet, les études ayant simulé l'impact de corrections faites avec l'IGRT sur la dose délivrée à la cible et aux tissus sains sont peu généralisables en raison du faible nombre de patients et des conditions idéales de traitement utilisées qui ne reflètent pas bien le contexte clinique.

### **Quatrième constat : les indications les plus fréquentes sont celles présentant une incidence plus élevée**

On rapporte une utilisation de l'accélérateur linéaire avec imagerie embarquée Cone-beam pour plus d'une douzaine d'indications dans la littérature scientifique et les centres consultés. Les indications relevées le plus fréquemment sont le cancer de la prostate, le cancer du poumon et les cancers tête et cou. Il est toutefois possible que ces indications reflètent un biais de publication lié à leur incidence élevée dans la population plutôt qu'un avantage réel de la technologie pour ces indications. En effet, pour les cancers tête et cou, des auteurs soulignent que l'imagerie en 3D n'est pas toujours requise et que l'imagerie 2D est suffisante. D'autres auteurs soulignent que le traitement du cancer de la prostate est déjà efficace sans IGRT et que d'autres types d'imagerie peuvent aussi être utilisés de manière satisfaisante.

### **Cinquième constat : la principale application actuelle du CBCT est la vérification du positionnement du patient**

Un autre constat qui se dégage des documents et témoignages recueillis est qu'actuellement, la principale utilisation faite du CBCT est la vérification du positionnement des patients avant le traitement. L'imagerie kV CBCT n'est pas utilisée pour la planification du traitement car la qualité de l'image est inférieure à celle du CT scan, le standard pour la planification. Pour l'instant, il semble que la radiothérapie adaptative soit encore peu répandue, possiblement en raison des exigences de temps et de ressources nécessaires.

### **Sixième constat : les procédures sont diversifiées et des changements de pratique sont rapportés**

Il est intéressant de noter qu'il existe actuellement une certaine variabilité entre les centres pour ce qui est des procédures utilisées pour un site tumoral donné. Toutefois, on observe dans la plupart des centres une augmentation de la fréquence de l'imagerie qui, dans plusieurs cas, est maintenant réalisée quotidiennement. L'impact sur la durée des séances de traitement est difficile à évaluer car les durées rapportées sont variables d'un auteur à l'autre (entre 5 et 30 minutes) et les auteurs ne précisent pas toujours clairement quelles étapes (positionnement, imagerie, correction, traitement) sont incluses dans la durée spécifiée.

## Septième constat : l'importance des stratégies d'implantation

En ce qui concerne les stratégies d'implantation, les personnes consultées conseillent de commencer l'utilisation de l'imagerie embarquée (CBCT) avec le traitement du cancer de la prostate chez les patients ayant des implants de grains d'or. Au PMH, on recommande la constitution d'une équipe de démarrage libérée de ses tâches pour se consacrer à l'implantation. Dans les deux centres, on recommande aussi de restreindre la rotation du personnel sur le nouvel appareil au cours des premiers mois pour lui permettre de bien assimiler la technique.

## Discussion et conclusion

Cet avis préliminaire visait à préciser les meilleures indications pour optimiser l'utilisation de l'accélérateur linéaire avec imagerie embarquée Cone-Beam. Les articles récents portant sur l'efficacité du CBCT de même que de ses applications ont été privilégiés. D'autres articles traitant de sujets plus techniques tels que l'assurance-qualité, la dosimétrie, la synchronisation respiratoire, la reconstruction de doses ainsi que la modélisation de la déformation des organes ont été exclus. Éventuellement, ces informations pourront être d'intérêt selon les applications retenues pour l'utilisation de l'accélérateur linéaire avec imagerie embarquée Cone-Beam. Leur pertinence et applicabilité seront à apprécier par les experts concernés.

Bien qu'il ne soit pas possible de formuler avec certitude des recommandations quant aux meilleures indications et applications, quelques éléments pourront toutefois guider la réflexion à poursuivre par les équipes cliniques quant à l'utilisation de ce nouvel appareil. Pour ce faire, il est requis que la pratique actuelle liée à l'utilisation des autres types d'appareil de radiothérapie au département de radio-oncologie du CHUQ ainsi qu'à l'utilisation des différents types d'imagerie soit analysée à la lumière des avantages et des limites rapportés par les différents auteurs ayant décrit l'utilisation du nouvel appareil. Cette analyse comparative réalisée pour chaque site tumoral pourrait être guidée par le cadre d'analyse suivant :

### Au regard de la précision de l'image:

- Le gain en précision rapporté par les auteurs est-il suffisant pour induire des impacts cliniques importants (meilleure couverture du volume cible, réduction de la toxicité, des marges générées et des effets secondaires)?
  - Ce gain justifie-t-il les ressources nécessaires (temps des technologues, entreposage des données) et les impacts possibles (délais pour les patients)?

### Au regard du type d'imagerie et de sa fréquence :

- Quel type d'imagerie est le plus approprié pour la vérification du positionnement?
  - L'imagerie portale (repères osseux adéquats, pas de prothèse causant des artéfacts, etc.)
  - L'imagerie kV kV (repères osseux et tissus mous)
  - L'imagerie kV CBCT (erreurs de rotation importantes (cibles allongées), organes présentant un bon contraste (poumons, tête et cou), etc.) en considérant la dose de radiation émise pour effectuer l'examen
- Les changements anatomiques (diminution de la tumeur, amaigrissement, mouvement) sont-ils suffisamment importants pour justifier une utilisation de l'imagerie sur une base régulière? Et à quelle fréquence?
- Les changements anatomiques (diminution de la tumeur, amaigrissement, mouvement) sont-ils suffisamment importants pour justifier une nouvelle planification du traitement?

**Au regard de l'organisation du travail :**

- Quels outils sont nécessaires aux professionnels pour prendre des décisions relatives aux corrections à apporter au positionnement du patient (procédures, règles, protocoles, accès au médecin, formation)?

En ce qui concerne les stratégies utilisées par différents centres de radio-oncologie pour planter la technologie, l'importance de limiter dans la mesure du possible la rotation du personnel au cours des premiers mois afin de faciliter la maîtrise de cette technologie est un élément à considérer.

Pour conclure, il reste à trouver un équilibre entre les bénéfices cliniques présumés de l'utilisation du CBCT et les ressources additionnelles requises pour l'imagerie et les procédures d'IGRT. Il importe également de tenir compte des risques potentiels associés à l'accumulation de doses additionnelles de radiation associés à l'imagerie. Dans ce contexte, il serait intéressant d'envisager le déploiement de cette technologie dans une perspective globale d'évaluation de dimensions telles que l'efficacité et l'innocuité ainsi que la précision et la performance technique de l'accélérateur linéaire avec imagerie embarquée de la compagnie Varian. Des essais cliniques sont également requis pour évaluer ces différentes dimensions.

## LISTE DES ABRÉVIATIONS ET DES ACRONYMES

<b>CT</b>	<i>Computerized Tomography</i> (tomographie assistée par ordinateur)
<b>CBCT</b>	<i>Cone-beam CT</i> (appareil de radiothérapie Cone-beam CT)
<b>CTV</b>	<i>Clinical Target Volume</i> (volume cible anatomo-clinique)
<b>DGRT</b>	<i>Dose Guided Radiation Therapy</i> (radiothérapie guidée selon la dose délivrée)
<b>GTV</b>	<i>Gross Tumor Volume</i> (volume tumoral macroscopique)
<b>Gy</b>	<i>Gray</i> (unité de mesure de radiation)
<b>IGRT</b>	<i>Image Guided Radiotherapy</i> (radiothérapie guidée par image)
<b>IMRT</b>	<i>Intensity Modulated Radiotherapy</i> (radiothérapie par intensité modulée)
<b>Kv</b>	Kilovoltage
<b>MV</b>	Mégavoltage
<b>OAR</b>	Organe à risque
<b>OBI</b>	<i>On-board Imager</i> ou <i>On-board Imaging</i> (imagerie embarquée)
<b>PTV</b>	<i>Planning Target Volume</i> (volume cible planifié)
<b>UETMIS</b>	Unité d'évaluation des technologies et des modes d'intervention en santé
<b>2D, 3D</b>	Deux, trois dimensions

## GLOSSAIRE

<b>CT SCAN</b>	La tomographie assistée par ordinateur est une technique d'imagerie médicale par laquelle le patient est soumis au balayage d'un faisceau de rayons X.
<b>DIGITAL RECONSTRUCTED RADIOGRAPHS (DRR)</b>	Images de référence virtuelles provenant du CT scan utilisé pour la planification du traitement. Les images obtenues en cours de traitement sont superposées à ces images de référence pour déterminer les erreurs de positionnement du patient.
<b>GRAY (Gy)</b>	La dose absorbée représente la quantité d'énergie absorbée, par unité de matière. Elle se mesure en Gray.
<b>KILOVOLTAGE (kV)</b>	Faisceau d'irradiation de basse énergie utilisé pour l'imagerie et la radiothérapie.
<b>MEGAVOLTAGE (MV)</b>	Faisceau d'irradiation de haute énergie utilisé pour l'imagerie et la radiothérapie.
<b>ORGANE À RISQUE (OAR)</b>	Organes sains susceptibles de recevoir des irradiations.
<b>RADIOCHIRURGIE</b>	Techniques de radiothérapie utilisées pour une radiothérapie externe de haute précision par de fins faisceaux de photons ou de protons qui convergent au centre de la lésion.
<b>RADIOTHÉRAPIE ADAPTATIVE</b>	Révision des modalités d'irradiation en fonction des changements observés chez le patient. Cela signifie qu'une évaluation régulière du processus de la délivrance de la dose est nécessaire, ce qui constitue une approche nouvelle par rapport à la pratique clinique actuelle.
<b>RADIOTHÉRAPIE CONFORMATIONNELLE</b>	Radiothérapie utilisant différentes techniques d'imagerie médicale afin de cerner les contours d'une tumeur en trois dimensions avec beaucoup d'exactitude.
<b>RADIOTHÉRAPIE GUIDÉE PAR IMAGE (IGRT)</b>	Radiothérapie utilisant un système d'imagerie pour la localisation du volume cible en temps réel en position de traitement avec l'objectif d'augmenter la précision du traitement.
<b>RADIOTHÉRAPIE (OU IRRADIATION) HYPOFRACTIONNÉE</b>	Traitement de radiothérapie par lequel on administre des doses concentrées en un nombre réduit de séances.
<b>RADIOTHÉRAPIE PAR INTENSITÉ MODULÉE (IMRT)</b>	L'IMRT est une radiothérapie conformationnelle en trois dimensions dans laquelle on module la fluence (quantité de photons par unité de surface) des faisceaux en cours de séance.
<b>STÉRÉOTAXIE</b>	Méthode de repérage en trois dimensions, de haute précision, principalement utilisée en neurologie et pour les tumeurs cérébrales. La stéréotaxie permet de repérer et guider le prélèvement de petites lésions visibles uniquement en radiologie ou de traiter par radiothérapie.

<b>SYSTÈME D'IMAGERIE EMBARQUÉE (OBI)</b>	Système d'imagerie associé à l'accélérateur linéaire qui utilise des bras robotisés se déplaçant le long de trois axes de mouvement pour positionner un tube à rayons X et un détecteur à panneau plat des deux côtés du patient pour produire des images du patient en temps réel et en position de traitement.
<b>SYSTÈME D'IMAGERIE PORTALE</b>	Système d'imagerie utilisant le faisceau de traitement pour produire des images du patient en temps réel et en position de traitement.
<b>VARIATIONS INTERFRACTIONNELLES</b>	Déplacement ou déformation d'un organe au fil des séances de radiothérapie.
<b>VARIATIONS INTRAFRACTIONNELLES</b>	Déplacement ou déformation d'un organe au cours d'une même séance de radiothérapie.
<b>VOLUME CIBLE TUMORAL (GTV)</b>	Correspond au volume apparent de la tumeur tel qu'il est vu avec les différentes méthodes d'investigation.
<b>VOLUME CIBLE CLINIQUE (CTV)</b>	Correspond au GTV auquel on ajoute une marge de sécurité pour tenir compte de la possibilité d'envahissement local des tissus avoisinants par la tumeur cancéreuse.
<b>VOLUME CIBLE PLANIFIÉ (PTV)</b>	Correspond au CTV auquel on ajoute une marge de sécurité additionnelle pour tenir compte des variations physiologiques (déplacements normaux des tissus et organes, variations possibles du poids des patients, transformation des tumeurs, etc.) et du déplacement des patients en cours de traitement.
<b>VOXEL</b>	Unité de volume.

## TABLE DES MATIÈRES

NOTE AU LECTEUR	<i>ii</i>
SOMMAIRE	<i>iii</i>
REMERCIEMENTS	<i>iii</i>
RÉSUMÉ	<i>iii</i>
LISTE DES ABRÉVIATIONS ET DES ACRONYMES	<i>iii</i>
GLOSSAIRE	<i>iii</i>
1. CONTEXTE	<i>3</i>
2. OBJECTIFS	<i>3</i>
3. MÉTHODOLOGIE D'ÉVALUATION	<i>3</i>
3.1 La recherche documentaire	<i>3</i>
3.2 La sélection des études et l'extraction des données	<i>3</i>
3.3 La contextualisation	<i>3</i>
4. INFORMATION GÉNÉRALES CONCERNANT LA RADIOTHÉRAPIE GUIDÉE PAR IMAGE ET L'ACCÉLÉRATEUR LINÉAIRE AVEC IMAGERIE EMBARQUÉE CONE-BEAM DE VARIAN	<i>3</i>
4.1 La radiothérapie guidée par image	<i>3</i>
4.2 Description générale de l'accélérateur linéaire avec imagerie embarquée Cone-beam	<i>3</i>
4.3 Indications générales de l'IGRT	<i>3</i>
4.4 Les applications de l'IGRT et de l'accélérateur linéaire avec imagerie embarquée Cone-beam	<i>3</i>
5. RÉSULTATS	<i>3</i>
5.1 Performance technique de l'accélérateur linéaire avec imagerie embarquée Cone-beam	<i>3</i>
5.1.1 Précision du positionnement	<i>3</i>
5.1.2 Qualité de l'image	<i>3</i>
5.2 Efficacité clinique de l'accélérateur linéaire avec imagerie embarquée Cone-beam	<i>3</i>
5.3 Applications de l'accélérateur linéaire avec imagerie embarquée Cone-beam	<i>3</i>
5.3.1 Applications du CBCT par site tumoral	<i>3</i>
5.3.1.1 Cancer de la prostate	<i>3</i>
5.3.1.2 Cancer tête et cou	<i>3</i>
5.3.1.3 Cancer du poumon	<i>3</i>
5.3.1.4 Cancer de la vessie	<i>3</i>
5.3.1.5 Cancer au système nerveux central	<i>3</i>
5.3.1.6 Cancer du foie	<i>3</i>
5.3.1.7 Autres sites tumoraux	<i>3</i>
5.4 L'implantation de l'accélérateur linéaire avec imagerie embarquée Cone-beam	<i>3</i>
5.4.1 Les indications et les procédures initiales lors de l'implantation	<i>3</i>
5.4.2 Les stratégies de développement des compétences	<i>3</i>
5.4.3 Les impacts reliés à l'implantation	<i>3</i>
6. PRINCIPAUX CONSTATS	<i>3</i>
7. DISCUSSION ET CONCLUSION	<i>3</i>

ANNEXE A Stratégie de recherche documentaire	3
ANNEXE B Liste des études dans lesquelles aucune extraction n'a été réalisée	3
ANNEXE C Questionnaire administré à deux centres hospitaliers universitaires du Québec et de l'Ontario pour documenter les pratiques actuelles avec l'appareil IGRT Cone-beam	3
ANNEXE D Liste des essais cliniques en cours	3
ANNEXE E Liste des indicateurs et des applications de l'accélérateur linéaire avec imagerie embarquée Cone-beam selon les auteurs consultés	3
ANNEXE F Résultats du questionnaire concernant les pratiques actuelles d'utilisation de l'accélérateur linéaire avec imagerie embarquée Cone-beam dans deux centres hospitaliers universitaires du Québec et de l'Ontario	3
RÉFÉRENCES	3

## LISTE DES TABLEAUX

TABLEAU 1 Description des études comparant les erreurs de positionnement mesurées avec le kV CBCT et l'imagerie portale	3
TABLEAU 2 Description des études portant sur les bénéfices théoriques de la radiothérapie guidée par image	3
TABLEAU 3 Description des applications et des procédures d'utilisation du CBCT dans le traitement du cancer de la prostate et constats	3
TABLEAU 4 Description des applications et des procédures d'utilisation du CBCT dans le traitement des cancers tête et cou et constats	3
TABLEAU 5 Description des applications et des procédures d'utilisation du CBCT dans le traitement du cancer du poumon et constats	3
TABLEAU 6 Description des applications et des procédures d'utilisation du CBCT dans le traitement de la vessie et constats	3
TABLEAU 7 Description des applications et des procédures d'utilisation du CBCT dans le traitement du cancer au SNC et constats	3
TABLEAU 8 Description des applications et des procédures d'utilisation du CBCT dans le traitement du cancer du foie et constats	3
TABLEAU 9 Description des applications et des procédures d'utilisation du CBCT dans le traitement de différents sites tumoraux et constats	3

## 1. CONTEXTE

Annuellement, 135 000 Canadiens sont touchés par le cancer. Parmi ceux-ci, environ la moitié reçoit de la radiothérapie qui constitue, avec la chirurgie oncologique, le traitement le plus répandu pour freiner et dans bien des cas enrayer le cancer. Environ le tiers des patients recevant de la radiothérapie n'aura besoin d'aucun autre type de traitement<sup>1</sup>.

Le Département de radio-oncologie du CHUQ a récemment procédé à l'acquisition d'un nouvel accélérateur linéaire avec imagerie embarquée Cone-beam. Cet appareil rend possible, en plus de l'irradiation de la tumeur, l'acquisition d'images radiographiques en trois dimensions (3D) en temps réel et en position de traitement. L'acquisition d'images, au début d'une séance de traitement, permet de tenir compte des changements survenus dans la taille, la forme et la position de la tumeur et d'ajuster le positionnement du patient afin que le faisceau d'irradiation cible la tumeur le plus précisément possible. C'est ce qu'on appelle la radiothérapie guidée par l'image (IGRT). Selon les intervenants, la qualité des images acquises avec le nouvel appareil serait supérieure à celle des images en deux dimensions (2D) actuellement utilisées pour vérifier le positionnement du patient.

Le chef du Département de radio-oncologie du CHUQ a demandé l'aide de l'Unité d'évaluation des technologies et des modes d'intervention en santé (UETMIS) pour connaître les meilleures indications ou applications à considérer de même que les paramètres facilitant l'implantation de cet appareil prévue en octobre 2007.

---

<sup>1</sup> Site Web du CHUQ

## 2. OBJECTIFS

1. Préciser quelles seraient les meilleures indications pour optimiser l'utilisation de l'accélérateur linéaire avec imagerie embarquée Cone-beam.
2. Documenter les stratégies utilisées par d'autres centres de radio-oncologie pour implanter l'accélérateur linéaire avec imagerie embarquée Cone-beam.

Afin de répondre à ces objectifs, la collecte d'information a porté sur les questions de recherche documentaire suivantes :

1. Quelle est la performance technique de l'accélérateur linéaire avec imagerie embarquée Cone-beam?
  - Précision du positionnement
  - Qualité de l'image
2. Quelle est l'efficacité clinique de l'accélérateur linéaire avec imagerie embarquée Cone-beam?
  - Contrôle de la tumeur
  - Réduction de la toxicité aiguë et chronique
3. Quelles sont les applications cliniques de l'accélérateur linéaire avec imagerie embarquée Cone-beam dans différents centres de radio-oncologie et avec quels résultats?
  - Indications (caractéristiques des patients et des sites tumoraux)
  - Applications cliniques (planification du traitement, vérification du positionnement, radiothérapie adaptative (replanification))
  - Procédures utilisées (type d'imagerie, fréquence, etc.)
  - Constats (qualité d'image, précision, durée, impacts cliniques)
4. Quelles sont les stratégies utilisées pour l'implantation de l'accélérateur linéaire avec imagerie embarquée Cone-beam dans d'autres centres de radio-oncologie?
  - Indications et procédures initiales
  - Développement des compétences
  - Impacts organisationnels

### **3. MÉTHODOLOGIE D'ÉVALUATION**

La méthodologie d'évaluation utilisée visait à mettre à profit les connaissances disponibles dans la littérature scientifique (recherche documentaire) afin d'apporter un éclairage sur les questions d'évaluation. Les éléments du contexte qui sont spécifiques au CHUQ, mais qui pourraient varier dans d'autres établissements (la contextualisation), ont également été pris en considération.

#### **3.1 La recherche documentaire**

Une recension des écrits a été effectuée dans plusieurs bases de données bibliographiques spécialisées en santé: Cochrane Library (Cochrane Review, DARE, HTA et CRD), PubMed (Medline), Current Contents, Embase, Cochrane Central Register of Controlled Trials, U.S. National Institutes of Health et plusieurs guides de pratique clinique. Le Web a aussi été consulté par le biais du moteur de recherche Google. Les stratégies de recherche utilisées sont présentées à l'annexe A. Elles ont été élaborées à partir de trois principaux descripteurs : IGRT, Cone-beam et OBI. La recension documentaire a été enrichie par la consultation de la littérature grise afin de repérer des informations sur l'utilisation de l'appareil ou sur la pratique clinique de l'imagerie embarquée, en provenance des fabricants. La période retenue pour la sélection des documents, de janvier 2004 à mai 2007, correspond à la période à laquelle ont débuté les applications cliniques de l'accélérateur linéaire avec imagerie embarquée Cone-beam. Une mise à jour de la recherche documentaire a été effectuée en septembre 2007. La recherche documentaire a été restreinte aux publications écrites en français et en anglais. La bibliographie des articles consultés a aussi été examinée pour relever d'autres références pertinentes.

#### **3.2 La sélection des études et l'extraction des données**

Considérant l'abondance de la littérature sur le sujet et l'objectif de produire un avis préliminaire avant l'automne plutôt qu'un rapport d'évaluation tel que prévu initialement, l'accent a été mis sur les articles traitant principalement de l'efficacité clinique et technique du CBCT de même que de ses applications cliniques. Deux membres de l'UETMIS ont effectué une présélection des documents à partir des titres et des résumés. Par la suite, ces membres ont analysé les documents, de façon indépendante, pour en vérifier la conformité aux critères d'inclusion et d'exclusion (décris à l'annexe A). Les documents non conformes ont été exclus.

Initialement, 132 articles ont été sélectionnés. Parmi ceux-ci, 79 ont été retenus pour lecture selon les critères suivants : description d'applications cliniques de la technologie, résultats cliniques ou techniques, revues de littérature ou études de cas. Après la lecture de ces 79 articles, 17 ont été exclus selon les critères d'inclusion et d'exclusion. L'évaluation critique et l'extraction de données ont porté sur 41 articles. Aucune extraction de données n'a été effectuée dans les 21 autres articles à la suite d'un constat de saturation de l'information. L'analyse descriptive des études a été effectuée à partir d'une grille d'extraction des données adaptée par l'UETMIS. La liste des références non incluses est disponible à l'annexe B.

#### **3.3 La contextualisation**

La contextualisation a permis de caractériser la situation qui prévaut au CHUQ de même que dans deux autres centres hospitaliers utilisateurs d'un accélérateur linéaire avec imagerie embarquée Cone-beam. Un groupe de travail multidisciplinaire a été constitué avec des représentants du Département de radio-oncologie du CHUQ (radio-oncologues, physiciens, technologues et gestionnaires) afin de participer à

l'identification des enjeux et des dimensions à considérer dans la recherche d'informations, de préciser les critères d'inclusion et d'exclusion des études et d'aider à l'interprétation des résultats issus de la synthèse des connaissances. De plus, un questionnaire (annexe C) a été élaboré et envoyé dans deux hôpitaux universitaires possédant un accélérateur linéaire avec imagerie embarquée Cone-beam: le Centre hospitalier universitaire de Montréal (CHUM) et le Centre hospitalier Princess Margaret de Toronto (PMH). Par la suite, un entretien téléphonique d'une durée approximative d'une heure a été réalisé par deux membres de l'UETMIS avec des professionnels de ces hôpitaux. Des membres du groupe de travail en radio-oncologie ont aussi participé à l'entretien téléphonique avec les professionnels du PMH. Les comptes rendus de ces entretiens ont été validés auprès des participants.

## **4. INFORMATION GÉNÉRALES CONCERNANT LA RADIOTHÉRAPIE GUIDÉE PAR IMAGE ET L'ACCÉLÉRATEUR LINÉAIRE AVEC IMAGERIE EMBARQUÉE CONE-BEAM DE VARIAN**

### **4.1 La radiothérapie guidée par image**

La radiothérapie consiste à utiliser les rayons X pour détruire les cellules cancéreuses. Elle est souvent utilisée pour réduire la taille d'une tumeur avant son extraction par voie chirurgicale ou pour éliminer les cellules cancéreuses ayant survécu à la chirurgie. Toutefois, les rayons X peuvent aussi causer des effets néfastes en touchant des cellules, des organes ou des tissus sains près de la région traitée et causer des effets parfois irréversibles. Pour cette raison, la précision de l'irradiation est d'une importance capitale afin d'éviter à la fois une dose insuffisante à la cible et un surdosage aux tissus sains. Mais la précision du traitement serait limitée par les déplacements normaux des tissus et des organes en cours de traitement, par des variations possibles du poids des patients, par la transformation des tumeurs au fil des séances de traitement et par le déplacement des tumeurs au rythme de la respiration du patient (Dawson et Sharpe, 2006).

Dans ce contexte d'instabilité de la position réelle de la tumeur, l'acquisition d'images au début d'une séance de traitement permet d'ajuster le positionnement du patient de manière à aligner la tumeur par rapport au faisceau de traitement le plus précisément possible. C'est ce qu'on appelle la radiothérapie guidée par image. Un usage courant est d'utiliser le faisceau de traitement à haute énergie (mégavoltage (MV)) pour créer une image portale en 2D permettant d'évaluer les ajustements nécessaires au positionnement du patient. Toutefois, les tissus mous sont peu visibles sur ces images portales MV qui permettent principalement de visualiser les structures osseuses (Dawson et Sharpe, 2006). Récemment, de nouveaux systèmes d'imagerie plus performants et intégrés à l'accélérateur linéaire ont été commercialisés. Ces systèmes utilisent des rayons X de basse énergie (kilovoltage (kV)) pour produire des images kV 2D et kV CBCT 3D de meilleure qualité qui devraient, en principe, améliorer la précision du positionnement du patient. Selon Dawson et Sharpe (2006), les images CBCT produites avec un faisceau kV fourniraient un meilleur contraste des tissus mous que les images portales produites par le faisceau MV de traitement. De plus, les images CBCT permettraient d'évaluer les erreurs de rotation non visibles avec les images 2D (Guckenberger et al., 2006).

Différents systèmes d'imagerie peuvent être installés dans la salle de traitement pour permettre l'IGRT (Dawson et Jaffray, 2007). Par exemple, certains centres utilisent des appareils à ultrasons et d'autres, un appareil de tomographie assisté par ordinateur (CT scan) installé dans la salle de traitement (Dawson et Jaffray, 2007). Pour leur part, plusieurs manufacturiers, Varian, Elekta et Siemens ont commercialisé des accélérateurs linéaires avec imagerie embarquée Cone-beam. Le Cone-beam fait donc partie d'une famille d'appareils permettant l'IGRT.

### **4.2 Description générale de l'accélérateur linéaire avec imagerie embarquée Cone-beam**

Au CHUQ, on a choisi d'acquérir un accélérateur linéaire avec imagerie embarquée Cone-beam de la compagnie Varian au coût approximatif de 3 millions de dollars. Cet appareil se caractérise par l'installation du système d'imagerie directement sur l'accélérateur linéaire. Plusieurs modalités d'imagerie sont possibles dont l'imagerie orthogonale en 2D (OBI kV 2D) et l'imagerie kV CBCT en 3D.

Les autres caractéristiques de cet appareil sont décrites ci-dessous dans un extrait du rapport annuel du manufacturier de l'appareil (Varian, 2004) :

Le système d'imagerie embarquée de Varian associé à l'accélérateur linéaire utilise des bras robotisés qui se déplacent le long de trois axes de mouvement pour positionner un tube à rayons X et un détecteur à panneau plat des deux côtés du patient. Les éléments d'imagerie sont positionnés avec une précision inférieure au millimètre afin d'obtenir le meilleur angle d'imagerie possible. Le tube émet des rayons X à faible dose (kV) requis pour obtenir des images de haute qualité. Le détecteur à panneau plat capture les rayons X et les convertit électroniquement en images de haute qualité en temps réel qui s'affichent immédiatement à l'écran. Des images prises sous au moins deux angles sont nécessaires pour situer avec précision la position d'une tumeur. Le logiciel de Varian compare les images fournies en temps réel par le système d'imagerie embarquée aux images de référence<sup>2</sup> pour déterminer si le patient doit être déplacé afin d'aligner la tumeur avec le faisceau de traitement. Les patients sont automatiquement repositionnés d'une simple pression sur un bouton de la console de commande. Le processus complet prend trois à cinq minutes. Le système d'imagerie intégrée peut produire des images radiographiques (fixes), radioscopiques (qui se déplacent) ou scanner à faisceau conique (3D) pour fournir les meilleurs clichés possibles de la tumeur aux cliniciens.

### 4.3 Indications générales de l'IGRT

Dans la littérature scientifique, on mentionne certaines caractéristiques des sites tumoraux et des patients pour lesquels l'IGRT serait indiquée. Bien que cet avis préliminaire porte principalement sur l'imagerie Cone-beam, les indications répertoriées pour d'autres systèmes permettant l'IGRT sont aussi pertinentes car elles sont basées sur les caractéristiques des patients et des cancers plutôt que sur les spécificités des systèmes d'imagerie.

Plusieurs auteurs suggèrent que les sites tumoraux localisés à proximité d'organes à risque (Dawson et Jaffray, 2007; Dawson et Sharpe, 2006) ou sujets à des variations importantes entre les séances de radiothérapie ou au cours d'une même séance (déplacements liés ou non à la respiration, transformation des tumeurs) (Allison et al., 2006; Barker et al., 2004; Dawson et Jaffray, 2007) pourraient bénéficier de l'IGRT. Selon certains de ces auteurs, la précision de l'irradiation serait particulièrement importante lorsque les doses requises pour contrôler la tumeur sont plus élevées que le niveau de tolérance des tissus sains adjacents (Dawson et Jaffray, 2007; Dawson et Sharpe, 2006) et pour les cancers caractérisés par une relation dose-réponse, c'est-à-dire qui sont mieux contrôlés avec des doses plus élevées (Dawson et Sharpe, 2006).

Des auteurs soulignent aussi que certaines tumeurs peuvent être considérablement réduites au cours des premières semaines de traitement (Allison et al., 2006). Ce serait le cas de certaines tumeurs radiosensibles incluant le cancer pulmonaire à petites cellules, les lymphomes et les tumeurs germinales (*germ cell tumors*) (Allison et al., 2006). Pour d'autres cancers tels les cancers tête et cou, la radiothérapie serait parfois associée à une perte de poids importante en cours de traitement ce qui, selon Barker et ses collaborateurs (2004), augmenterait le risque d'erreurs de positionnement. Millender et ses collaborateurs (2004) notent aussi que le positionnement quotidien serait plus difficile chez les patients obèses à cause de la mobilité des marques cutanées (utilisées comme repères pour le positionnement) relativement aux structures osseuses et parce que les systèmes de contention conventionnels ne permettent pas de tenir compte du mouvement latéral du bas de l'abdomen. De

---

<sup>2</sup> Images CT utilisées pour la planification du traitement

plus, les organes seraient plus sujets à se déplacer chez les patients obèses (Dawson et Jaffray, 2007).

Selon McBain et ses collègues (2006), certains sites pourraient bénéficier davantage que d'autres d'une bonne visibilité des tissus mous pour la vérification du traitement. Dans le bassin, par exemple, les mouvements de la prostate, de la vessie et du rectum seraient indépendants du positionnement de l'anatomie osseuse et il serait donc important de voir les bordures des organes (McBain et al., 2006). Pour leur part, Guckenberger et ses collaborateurs (2006) mentionnent l'importance de détecter les erreurs de rotation avec des images 3D pour les tumeurs de forme allongée (par exemple, cancers tête et cou ou tumeurs paradrorsales) pour lesquelles même de petites erreurs de rotation peuvent produire un déplacement important au bout de la cible. Par exemple, pour un volume de 10 cm de long, une erreur de rotation de 5 degrés pourrait amener un déplacement de 4.4 mm à l'extrémité de la cible (Guckenberger et al., 2006).

Certains types de traitement pourraient aussi bénéficier de l'IGRT en raison de leurs caractéristiques particulières. Ce serait le cas de la radiothérapie conformationnelle qui utilise différentes techniques d'imagerie médicale lors de la planification du traitement afin de cerner les contours d'une tumeur en 3D avec plus d'exactitude. Ces images sont utilisées pour créer des plans de traitement qui se conforment à la morphologie de la tumeur et qui sont plus précis et moins toxiques qu'autrefois. Toutefois, ces cibles délinéées avec une grande précision nécessitent un positionnement très précis pour éviter une dose insuffisante à la cible et un surdosage des tissus sains (Allison et al., 2006). Pour cette raison, plusieurs auteurs suggèrent que les traitements hautement conformatiels exigeant une grande précision géométrique, tels que les traitements de radiothérapie avec intensité modulée (IMRT), de stéréotaxie et de radiochirurgie (Allison et al., 2006; Dawson et Jaffray, 2007; Guckenberger et al., 2006; Huntzinger et al., 2006; Thilmann et al., 2006) de même que les surdosages (*boost*) ou les traitements d'irradiation hypofractionnée avec de petites marges CTV-PTV<sup>3</sup> (McBain et al., 2006) bénéficiaient de l'IGRT. Similairement, certains sites tels que le poumon, le foie et les sarcomes requerraient aussi une grande précision géométrique (communication personnelle, Bissonnette, 2007).

En résumé, l'IGRT semble offrir des avantages pour certains types de cancer comportant des caractéristiques particulières. Il s'agit des cancers localisés à proximité d'organes à risque (Dawson et Jaffray, 2007; Dawson et Sharpe, 2006), des cancers se caractérisant par des variations importantes entre les séances de radiothérapie ou au cours d'une même séance (déplacements liés ou non à la respiration du patient, perte de poids, transformation des tumeurs) (Allison et al., 2006; Barker et al., 2004; Dawson et Jaffray, 2007), des cancers où des doses élevées sont utilisées relativement à la tolérance des organes à risque (Dawson et Jaffray, 2007; Dawson et Sharpe, 2006), des cancers traités avec des traitements hautement conformatiels (Allison et al., 2006; Dawson et Jaffray, 2007; Guckenberger et al., 2006; Huntzinger et al., 2006; McBain et al., 2006; Thilmann et al., 2006) et des sites tumoraux où il est important de distinguer les tissus mous (McBain et al., 2006) ou de mesurer les erreurs de rotation (Guckenberger et al., 2006).

#### 4.4 Les applications de l'IGRT et de l'accélérateur linéaire avec imagerie embarquée Cone-beam

Différentes applications peuvent être faites de l'IGRT en général et du CBCT en particulier au cours du processus de radiothérapie. Une première application est l'utilisation des images CBCT pour la planification du traitement. Dans ce cas, les images peuvent être utilisées pour la délinéation de la

---

<sup>3</sup> CTV signifie volume cible anatomo-clinique et PTV signifie volume cible planifié

tumeur et la planification des faisceaux et des doses. Dans la pratique courante, cette étape est réalisée avec des images acquises à l'aide d'un appareil de tomographie assistée par ordinateur (CT scan). Mais pour certaines indications, les images CBCT pourraient aussi être utilisées. Une seconde application possible est l'utilisation des images CBCT pour la vérification du positionnement du patient préalablement à l'irradiation. Une troisième application est l'utilisation du kV CBCT pour la radiothérapie adaptive. Celle-ci consiste en l'élaboration, au cours du processus de radiothérapie, d'un nouveau plan de traitement qui tient compte d'informations spécifiques au patient révélées par les images. Avec la radiothérapie adaptive, l'erreur aléatoire de positionnement d'un patient peut être évaluée au début du traitement et être utilisée pour adapter le volume cible pour le reste du traitement. Dawson et Sharpe (2006) précisent qu'un nouveau plan de traitement peut par la suite être élaboré selon une moyenne des positions observées de la tumeur et des organes à risque. Une autre façon de faire, mentionnée par ces auteurs, serait d'effectuer une replanification seulement lorsque les changements dans la tumeur ou les tissus sains atteignent un seuil prédéfini. Par ailleurs, la radiothérapie guidée par la dose (Pouliot et al., 2006) est une autre forme de radiothérapie adaptive qui correspond à l'ajustement du traitement fondé sur la dose déjà reçue par le patient et mesurée par la reconstruction des doses délivrées à partir des images faites en cours de traitement.

## 5. RÉSULTATS

### 5.1 Performance technique de l'accélérateur linéaire avec imagerie embarquée Cone-beam

Plusieurs études ont permis d'évaluer la performance technique du CBCT en lien avec la précision du positionnement et la qualité de l'image.

#### 5.1.1 Précision du positionnement

Plusieurs auteurs ont comparé les erreurs de positionnement évaluées avec l'imagerie portale et le kV CBCT. Les erreurs de positionnement sont calculées en comparant les images de planification et les images prises en position de traitement. Un sommaire des études décrites ci-dessous est présenté dans le Tableau 1.

Guckenberger et ses collaborateurs (Guckenberger et al., 2006) ont évalué les erreurs de positionnement de 10 patients (tête et cou, prostate, thorax) avec le système kV CBCT d'Elekta (74 images) et l'imagerie portale (148 images). La comparaison des erreurs de positionnement évaluées avec ces deux systèmes indiquait des différences inférieures à 1 mm dans 70% et à 2 mm dans environ 90% des cas. Dans deux cas, la différence maximale était de 5,3 mm et de 4,7 mm. Des erreurs de rotation inférieures ou égales à 2 degrés ont aussi été observées. Les auteurs concluent que le kV CBCT avec recalage automatique basé sur la structure osseuse est au moins aussi précis dans l'évaluation des erreurs de positionnement que l'imagerie portale traditionnelle. Selon ces auteurs, l'exactitude de l'évaluation des erreurs de positionnement à l'aide du système kV CBCT d'Elekta se situe autour d'une valeur de 1 mm<sup>3</sup> dans les trois axes.

Pour leur part, Borst et ses collaborateurs (2007) ont comparé les erreurs de positionnement calculées à partir d'images kV CBCT du système Elekta et d'images portales auprès de 19 patients traités pour un cancer du poumon. Les erreurs calculées à l'aide des images kV CBCT (172 images) étaient significativement plus importantes que celles mesurées avec l'imagerie portale ( $p < 0,05$ ). La différence moyenne entre les deux types d'erreurs était de 0,1 mm (écart-type : 2,2 mm;  $p = 0,5$ ) dans la direction droite-gauche (DG), de 0,7 mm (écart-type : 2,4 mm;  $p < 0,001$ ) dans la direction crano-caudale (CC) et 0,3 mm (écart-type : 2,1 mm;  $p = 0,04$ ) dans la direction antéro-postérieure (AP). Les auteurs concluent que le kV CBCT a fourni une information plus précise que l'imagerie portale sur le positionnement des patients.

**TABLEAU 1 Description des études comparant les erreurs de positionnement mesurées avec le kV CBCT et l'imagerie portale**

AUTEURS	SITE TUMORAL	NOMBRE DE PARTICI-PANTS	TYPE D'IMAGERIE	RÉSULTATS
Guckenbergs et al., 2006	Tête et cou, prostate, thorax	10	▪ kV CBCT (Elekta) vs image portale	▪ Différences < 1 mm dans 70% et < 2 mm dans 93% des cas ▪ Dans 2 cas, différences > 3 mm ▪ Erreurs de rotation ≤ 2 degrés
Borst et al., 2007	Poumon	19	▪ kV CBCT (Elekta) vs image portale	▪ Erreurs kV CBCT > image portale ( $p < 0,05$ ). ▪ Erreurs de positionnement (différences moyennes: GD : 0,1 mm (écart-type : 2,2 mm; $p=0,5$ ), CC : 0,7 mm (écart-type : 2,4 mm; $p < 0,001$ ) et AP : 0,3 mm (écart-type : 2,1 mm; $p = 0,04$ )
Moseley et al., 2007	Prostate	15	▪ kV CBCT (Elekta) (grains d'or) ▪ kV CBCT (Elekta) (tissus mous) ▪ Image portale (grains d'or)	▪ kV CBCT vs image portale pour localiser les grains d'or (différences moyennes : GD : -1,1 mm (écart-type : 0,7), AP : 0,6 mm (écart-type: 1,5), et CC : 1,0 mm (écart-type: 1,5)) ▪ kV CBCT grains d'or vs kV CBCT tissus mous: (différences moyennes : GD : 0,3 mm (écart-type: 1,0), AP : -0,9 mm (écart-type: 2,8), et CC : -1,8 mm (écart-type: 2,8))
Henry et al., 2006	Vessie	20	▪ kV CBCT (Elekta) vs image portale	▪ kV CBCT équivalent à image portale

GD: gauche-droite CC : cranio-caudal, AP : antéro-postérieur

Moseley et ses collaborateurs (2007) ont aussi comparé les erreurs de positionnement obtenues à l'aide d'un kV CBCT d'Elekta (256 images) et de l'imagerie portale chez 15 patients atteints du cancer de la prostate avec implant de grains d'or. Les auteurs ont trouvé une bonne correspondance dans les erreurs de positionnement entre l'imagerie portale et l'imagerie kV CBCT en utilisant les grains d'or comme repères (coefficients de corrélation  $R^2$  de 0,95, 0,84 et 0,81 dans les directions DG, AP et CC respectivement). Les différences observées étaient de -1,1 mm (écart-type : 0,7), de 0,6 mm (écart-type : 1,5), et de 1,0 mm (écart-type : 1,5) dans les directions DG, AP et CC respectivement. Les chercheurs ont par la suite procédé au retrait numérique des grains d'or sur les images pour calculer les erreurs de positionnement avec les images kV CBCT en utilisant les tissus mous comme repères plutôt que les grains d'or. Certaines corrélations plus faibles ( $R^2$  : 0,90, 0,49 et 0,51 dans les directions DG, AP et CC respectivement) ont été observées entre les erreurs évaluées avec l'imagerie portale (grains d'or) et l'imagerie kV CBCT (tissus mous). Les différences observées étaient de -0,8 mm (écart-type : 1,0), de -0,2 mm (écart-type : 3,0), et de -0,8 mm (écart-type : 2,5) dans les directions DG, AP et CC respectivement.

Des coefficients de corrélation plus faibles ( $R^2$  de 0,90, 0,55 et 0,41 dans les directions DG, AP et CC respectivement) ont aussi été obtenus dans certaines directions lors de l'évaluation des erreurs avec le kV CBCT (grains d'or) et le kV CBCT (tissus mous). Les différences observées étaient de 0,3 mm (écart-type : 1,0), de -0,9 mm (écart-type : 2,8) et de -1,8 mm (écart-type : 2,8) dans les directions DG, AP et CC respectivement. Les auteurs concluent qu'il existe plus d'incertitude dans la localisation de la prostate avec les tissus mous qu'avec les grains d'or. Cette conclusion est aussi appuyée par une évaluation de la fiabilité interobservateurs des erreurs de positionnement, par cinq thérapeutes d'expérience, montrant une variabilité plus importante dans les erreurs évaluées avec les tissus mous plutôt qu'avec les grains d'or.

Dans une dernière étude (Henry et al., 2006), des images kV CBCT (Elekta) et des images portales (155 images au total) ont été prises chez vingt patients traités par radiothérapie conformationnelle pour le cancer de la vessie. Les erreurs de positionnement ont été évaluées selon la structure osseuse pour les deux types d'imagerie et ont été comparées. Les résultats indiquent des erreurs similaires pour le kV CBCT et l'imagerie portale avec des erreurs moyennes de positionnement de -0,2 mm, -2,0 mm, 0,2 mm pour l'imagerie portale et de -0,9 mm, -1,2 mm, et -0,2 mm pour le kV CBCT dans les directions gauche-droite, antéro-postérieure et crano-caudale respectivement.

En résumé, les études semblent montrer des différences d'erreurs de positionnement de 2 mm ou moins entre le kV CBCT et l'imagerie portale conventionnelle. Xing et ses collaborateurs (2006) notent toutefois que ces différences sont évaluées par le biais de logiciels fournis par les manufacturiers qui s'appuient sur les voxels de haute intensité des structures osseuses, ce qui limite la précision. Selon ces auteurs, la prochaine étape serait de développer la correction des erreurs basée sur les tissus mous. De plus, une étude rapporte que le CBCT permettrait de déceler des erreurs de rotation aussi petites que 2 degrés, ce qui n'est pas possible avec l'imagerie portale en 2D. Il est important de noter que toutes ces études ont porté sur la technologie commercialisée par la compagnie Elekta. Bien que l'appareil utilisé au CHUQ soit un modèle de marque Varian, la technologie est similaire et les résultats sont donc d'intérêt.

### 5.1.2 Qualité de l'image

Selon plusieurs auteurs, les images kV CBCT seraient de meilleure qualité que les images portales MV ou kV en 2D. Notamment, Dawson et Jaffray (2007) de même que McBain et ses collaborateurs (2006) mentionnent que les images kV CBCT présentent un meilleur détail des tissus mous et une meilleure définition des bordures des organes que l'imagerie portale conventionnelle. Les repères osseux seraient aussi faciles à détecter (Oelfke et al., 2006; communication personnelle, Besner, 2007). Xing et ses collaborateurs (2006) rapportent aussi que des études effectuées sur des fantômes et sur des patients auraient démontré que l'imagerie en 3D serait supérieure aux images conventionnelles MV ou kV en 2D utilisées pour le positionnement. De plus, les images kV CBCT fournissent de l'information, concernant la rotation, qui n'est pas disponible avec l'imagerie portale et l'imagerie kV en 2D (Borst et al., 2007; Burridge et al., 2006; Xing et al., 2006).

Toutefois, selon certains auteurs (Amols et al., 2006; Dawson et Sharpe, 2006; McBain et al., 2006; Xing et al., 2006), la qualité globale des images CBCT et le contraste des tissus mous seraient inférieurs au CT scan. En effet il y aurait davantage de bruit (*statistical noise*) et les images seraient moins nettes (McBain et al., 2006). Le contraste réduit serait dû en partie à la diffusion des photons (*scattered photons*) (Oelfke et al., 2006; Sorcini et Tilikidis, 2006; Thilmann et al., 2006; Xing et al., 2006). Certains artéfacts affecteraient aussi occasionnellement la capacité à identifier et à définir les bordures des structures anatomiques (McBain et al., 2006). De plus, Xing et ses collaborateurs (2006) mentionnent que des artéfacts dus à la respiration diminueraient la qualité de l'image. Ils indiquent que la diffusion (*scatter*) et

le mouvement des organes seraient deux facteurs majeurs limitant la qualité actuelle des images CBCT. En outre, lorsque le CBCT est utilisé pour le thorax, des artefacts liés à la respiration seraient observés tels que des effets de flou (*blurring*), de dédoublement (*doubling*), d'étoile (*streaking*) et de distorsion (*distortion*). Ces artefacts dégraderaient la qualité de l'image de façon importante et affecteraient l'habileté à localiser la cible. Ces artefacts seraient plus importants qu'avec le CT scan conventionnel pour lequel une rotation complète du scanner peut être complétée en une seconde. Pour le CBCT, il faut généralement de 40 secondes à 1 minute pour un scan de 360 degrés, ce qui équivaut à plus de 10 cycles de respiration pour la plupart des patients. Amols (2006) ajoute aussi que les artefacts associés à la respiration seraient causés par la durée de balayage du scan (3-60 secondes) et par une mauvaise performance des logiciels d'enregistrement des images. D'autres auteurs notent aussi que les images sont floues dans la direction du mouvement des organes (Guckenberger et al., 2007; Xing et al., 2006).

Selon plusieurs auteurs, la qualité serait toutefois suffisante pour la localisation des tissus mous et la vérification du positionnement (McBain et al., 2006; Sorcini et Tilikidis, 2006). Selon l'expérience rapportée par Xing et ses collaborateurs (2006), les images CBCT permettraient de voir clairement l'erreur de positionnement de même que les déformations anatomiques et autres changements physiologiques. Pour McBain et al. (2006), la visibilité des tissus mous serait suffisante pour vérifier la justesse du volume cible en position de traitement pour tous les sites évalués. Cependant, ces auteurs notent une qualité d'image inférieure pour le bassin (McBain et al., 2006). Pour les patients obèses, Thilmann et ses collaborateurs (2006) mentionnent une qualité d'image réduite. Chez ces patients, la distance entre l'objet à imager et le détecteur serait réduite, ce qui augmenterait le pourcentage de photons diffusés (*scattered photons*) en comparaison aux photons primaires (*primary photons*).

Plusieurs auteurs notent que des améliorations à la qualité des images sont encore requises. Xing et al. (2006) mentionnent qu'en pratique, beaucoup d'efforts sont requis pour améliorer la robustesse et l'efficacité du processus d'enregistrement de l'image 3D. Pour leur part, Jaffray et ses collaborateurs (2007) indiquent que des améliorations significatives de la qualité de l'image sont attendues en lien avec des solutions qui font actuellement l'objet d'études (Jaffray et al., 2007). Au CHUM, on note que les tissus mous ne sont pas bien visibles et que la technologie n'est pas encore tout à fait au point pour les organes qui présentent peu de contraste tels que la prostate (communication personnelle, Besner, 2007).

En résumé, les observations rapportées par plusieurs auteurs convergent pour indiquer que les images acquises avec un appareil kV CBCT seraient d'une qualité supérieure à celles obtenues avec les appareils de radiothérapie conventionnels (imagerie portale). Cependant les images obtenues avec l'appareil kVCBCT comporteraient davantage d'artéfacts que celles réalisées à l'aide d'un appareil de tomographie (CT scan). Les images kV CBCT seraient toutefois d'une qualité généralement adéquate pour la vérification du positionnement des patients.

## 5.2 Efficacité clinique de l'accélérateur linéaire avec imagerie embarquée Cone-beam

Pour cerner les meilleures indications pour l'accélérateur linéaire avec imagerie embarquée Cone-beam, il serait souhaitable que des études évaluant l'efficacité clinique de la technologie en comparaison avec le traitement conventionnel soient disponibles. Mais à ce jour, il n'y a aucun essai clinique complété. Il n'est donc pas possible de porter un jugement sur les bénéfices cliniques (survie, amélioration du contrôle de la tumeur, diminution de la toxicité du traitement, etc.) du CBCT en particulier, ni de l'IGRT en général, pour certains types de patients ou de sites tumoraux.

Des essais cliniques sont actuellement en cours dont une description est présentée à l'annexe D. Les sites tumoraux étudiés sont la tête et le cou (Mitchell et al.; Schwartz et al.), le poumon et la vessie (Don et al.), la prostate (Catton et al.; de Crevoisier et al.) et les tumeurs au cerveau chez les enfants (Merchant et al.). Ces études s'intéressent à la performance technique et à l'efficacité clinique du CBCT, à la mesure des changements anatomiques au cours de la radiothérapie, à l'utilisation quotidienne du CBCT pour le positionnement des patients de même qu'au ratio coût-efficacité de la technologie. La plupart de ces études sont observationnelles, ne comportent pas de groupe contrôle et portent sur des échantillons de taille limitée (100 et moins). Ce type d'étude ne permet pas de se prononcer avec un fort niveau de preuve scientifique sur l'efficacité d'une technologie. Une étude se distingue toutefois par l'utilisation d'un devis randomisé avec un groupe contrôle et d'un échantillon de 520 patients (de Crevoisier et al.). Cette étude porte sur l'utilisation du CBCT pour le positionnement des patients traités pour le cancer de la prostate. Elle vise à mesurer le rapport coût-efficacité de même que la fréquence optimale d'utilisation de la technologie et comporte aussi des mesures d'efficacité clinique (survie à 2 et 5 ans, toxicité aigüe et chronique et dose insuffisante à la cible). L'échéance prévue pour cette étude est septembre 2007 mais les résultats ne sont pas encore publiés.

Malgré l'absence d'essais cliniques complétés démontrant l'efficacité de la technologie, certains chercheurs soutiennent néanmoins que des bénéfices théoriques existent. Pour illustrer ces bénéfices, Guckenberger et ses collègues (2006) ont évalué l'impact de ne pas corriger les erreurs de positionnement sur la dose délivrée à la cible et aux tissus sains. Les erreurs de positionnement ont été calculées en comparant les images de planification et les images kV CBCT prises en position de traitement avec leur CBCT d'Elekta. Les chercheurs ont comparé la dose reçue par le volume cible et les organes à risque avec et sans correction des erreurs de positionnement (transversales et rotationnelles) pour trois patients traités par IMRT. Un premier patient recevait un traitement d'IMRT couvrant la prostate, les vésicules séminales et les ganglions lymphatiques. Un second patient était traité pour des métastases à la colonne vertébrale et un troisième patient souffrait d'une tumeur à la base frontale du crâne. Pour le patient avec des métastases à la colonne vertébrale, les résultats indiquent que les erreurs de rotation, seules, auraient augmenté la dose maximale à la moelle épinière de  $14\% \pm 8\%$  et les erreurs transversales et rotationnelles combinées, de  $22\% \pm 7\%$ . Pour les autres patients, l'impact des erreurs de positionnement était moins important. Il est à noter que les erreurs de rotation ne peuvent être mesurées avec une imagerie portale en 2D. Selon les auteurs (Guckenberger et al., 2006), cette étude souligne l'importance de l'imagerie en 3D dans les traitements d'IMRT de la colonne vertébrale avec forts gradients de doses à la moelle épinière.

Pour évaluer les bénéfices théoriques de l'IGRT, d'autres chercheurs ont utilisé la radiothérapie adaptative, c'est-à-dire qu'ils ont évalué l'impact d'une adaptation (révision) du plan de traitement des patients au cours du traitement en tenant compte des variations dans la position, la taille ou la forme de la tumeur et des tissus sains telles qu'évaluées à l'aide d'un système d'imagerie dans la salle de traitement. Parmi ces auteurs, Ghilezan et ses collègues (2004) ont utilisé les images de tomographie assistée par ordinateur de 22 patients (moyenne de 18 images CT/patient) recevant un traitement d'IMRT pour le cancer de la prostate pour élaborer, avant chaque fraction, un nouveau plan de traitement selon le « CT du jour ». Les auteurs ont ensuite comparé les doses administrées à la tumeur et aux tissus sains avec les nouveaux plans de traitements ne comportant aucune marge et avec le plan de traitement initial élaboré à partir du CT prétraitement et des marges de 1 cm. Les auteurs concluent qu'avec un traitement adaptatif, la dose à la cible pourrait être augmentée de 13% (écart-type : 9.7%) sans atteinte additionnelle au rectum. Selon les auteurs, une telle augmentation devrait améliorer la probabilité du contrôle de la tumeur de 33% et celle de la survie à 5 ans de 10%.

Dans une autre étude, celle de Martinez (2001), citée par Dobbs (2006), des images quotidiennes ont été prises lors des quatre premiers jours du traitement à l'aide d'un kV CBCT pour une série de 150 patients traités pour le cancer de la prostate. Un nouveau PTV a par la suite été délinéé, à l'aide du CT scan initial et des quatre images CBCT, en tenant compte des erreurs réelles mesurées chez chaque patient. Selon les auteurs, la réduction moyenne du volume cible par rapport au plan de traitement initial aurait été de 24% (5% à 43%), ce qui pourrait se traduire par une escalade de dose possible de 5% pour la radiothérapie conformationnelle et de 7,5% pour l'IMRT et des bénéfices cliniques correspondants seraient attendus.

Pour leur part, Burridge et ses collègues (2006) ont utilisé des images kV CBCT prétraitements (système Elekta) chez 20 patients atteints du cancer de la vessie pour effectuer la sélection d'un « plan de traitement du jour » conforme à la forme réelle de la vessie, à partir de trois plans préétablis comportant des marges d'erreurs variables. Les résultats ont montré que quinze patients sur vingt (75%) auraient ainsi pu bénéficier de marges réduites et que le volume moyen de petit intestin pouvant être épargné serait de  $31 \pm 23 \text{ cm}^3$ . Ramsey et ses collègues (2006) ont aussi effectué une étude rétrospective de planification de traitement chez sept patients atteints du cancer pulmonaire à petites cellules. La replanification adaptative du traitement en tenant compte de la diminution progressive de la tumeur telle qu'imagée avec un système de tomotherapie aurait permis une réduction moyenne de 21% du volume de poumons recevant 20 Gy ou plus, diminuant ainsi le risque de toxicité. De plus, les auteurs notent que les bénéfices auraient été les plus grands pour les tumeurs avec un volume supérieur à  $25 \text{ cm}^3$ .

En résumé, ces études utilisent des données cliniques pour appuyer et quantifier le potentiel de l'IGRT. Afin de bien cibler la tumeur et limiter le surdosage d'organes à risque, certains auteurs ont simulé la correction des erreurs de positionnement (transversales et rotationnelles (Guckenberger et al., 2006) tandis que d'autres auteurs ont adapté le plan de traitement pour tenir compte des différences individuelles et des changements évolutifs survenant au cours du processus de radiothérapie (Burridge et al., 2006; Ghilezan et al., 2004; Ramsey et al., 2006). Toutefois, ces études comportent des limites importantes: il s'agit d'études rétrospectives simulant des résultats attendus, le nombre de participants est souvent faible, on présume d'une correction parfaite des erreurs de positionnement en comparaison avec une situation où aucune correction ne serait effectuée, on ne considère pas le mouvement intrafractionnel ou la déformation de l'organe et dans certains cas on utilise des systèmes d'imagerie plus performants que le CBCT tel le CT scan. De plus, aucune de ces études n'utilise la technologie Varian. Par conséquent, ces études ne sont qu'indicatives d'un potentiel de gains cliniques dont l'impact réel sur le patient reste à être démontré par des essais cliniques. Une synthèse des études portant sur les bénéfices théoriques de l'IGRT est présentée dans le tableau 2.

**TABLEAU 2 Description des études portant sur les bénéfices théoriques de la radiothérapie guidée par image**

AUTEURS	SITE TUMORAL	NOMBRE DE PARTICI-PANTS	TRAITEMENT	RÉSULTATS
Guckenberger et al., 2006	Prostate	1	■ Simulation d'une correction des erreurs de positionnement (transversales et rotationnelles) fondée sur des images kV CBCT (Elekta)	<ul style="list-style-type: none"> <li>■ Possibilité d'une réduction de l'irradiation aux tissus sains en particulier pour un patient avec métastases à la colonne vertébrale</li> <li>■ Peu d'impact pour la prostate et la tumeur crânienne</li> </ul>
	Tumeur crânienne	1		
	Métastases à la colonne vertébrale	1		
Ghilezan et al., 2004	Prostate	22	■ Simulation d'un plan du jour avec les images CT scan et sans marges	<ul style="list-style-type: none"> <li>■ Possibilité d'une escalade de dose moyenne de 13% (écart-type 9,7%) à la cible</li> </ul>
Martinez et al. 2001, cité par Dobbs, 2006	Tumeur crânienne	150	■ Simulation d'un nouveau PTV avec le CT scan initial et 4 images kV CBCT	<ul style="list-style-type: none"> <li>■ Possibilité d'une réduction moyenne de 24% du volume cible</li> <li>■ Possibilité d'une escalade de dose de 5% pour la radiothérapie conformatrice et de 7,5% pour l'IMRT</li> </ul>
Burridge et al., 2006	Métastases à la colonne vertébrale	20	<ul style="list-style-type: none"> <li>■ Utilisation des images kV CBCT (Elekta) prétraitements pour :</li> <li>■ Correction du positionnement</li> <li>■ Simulation de la sélection du PTV du jour à partir de 3 PTV avec des marges différentes</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>■ Volume moyen de <math>31 \pm 23 \text{ cm}^3</math> de petit intestin épargné</li> </ul>
Ramsey et al., 2006	Poumon (petites cellules)	7	■ Simulation d'une replanification adaptative avec tomotherapie hélicoïdale quotidienne	<ul style="list-style-type: none"> <li>■ Possibilité d'une réduction moyenne de 21% du volume de poumons recevant 20 Gy ou plus</li> </ul>

## 5.3 Applications de l'accélérateur linéaire avec imagerie embarquée Cone-beam

L'utilisation de l'accélérateur linéaire avec imagerie embarquée Cone-beam par différents centres de radio-oncologie a été relevée dans 17 articles, en plus des deux centres consultés. La liste de ces centres de même que les applications et les indications de traitement sont présentés à l'annexe E.

### 5.3.1 Applications du CBCT par site tumoral

Les fondements théoriques justifiant l'utilisation de l'IGRT pour un site tumoral donné seront présentés dans cette section. De plus, pour chaque site tumoral, un tableau présentera le détail des procédures techniques et cliniques utilisées dans différents centres de radio-oncologie de même que les constats des experts concernant la qualité de l'image, la précision du positionnement et les impacts cliniques constatés.

#### 5.3.1.1 Cancer de la prostate

- Fondements théoriques de l'utilisation de l'IGRT pour le traitement du cancer de la prostate

Selon plusieurs auteurs (Artignan et al., 2006; Dawson et Sharpe, 2006), la prostate aurait un déplacement intrapelvien variable d'une séance à l'autre (variation interfractionnelle) et à l'intérieur même d'une séance (variation intrafractionnelle) en fonction des variations du volume rectal et vésical. Ces mouvements nécessiteraient l'utilisation d'une marge de sécurité d'environ 10 mm autour de la prostate (Bottke et Wiegel, 2007) qui serait associée à un risque accru de toxicité aiguë et chronique pour le rectum et la vessie (de Crevoisier et al., 2006). Selon de Crevoisier et ses collaborateurs (2006), l'IGRT constitue une option de traitement intéressante dans ce contexte en permettant de quantifier les variations anatomiques en cours d'irradiation et en particulier les déplacements prostatiques qui, par le passé, étaient mal évalués. Selon ces auteurs, la connaissance de ces variations pourrait conduire à un meilleur choix de marges autour du volume cible ou une diminution de ce volume. Selon d'Artignan et ses collaborateurs (2006), les nouvelles techniques d'IGRT devraient augmenter la précision du traitement et contribuer à une réduction des marges actuelles. Une telle approche pourrait permettre de poser des jalons pour l'utilisation de courts traitements hypofractionnés qui pourraient être aussi efficaces et sécuritaires que les traitements actuels d'une durée de neuf à dix semaines, selon Zelefsky et al. (2006).

Par ailleurs, l'imagerie portale couramment utilisée pour vérifier le positionnement du patient ne permettrait pas de visualiser directement la prostate mais plutôt les structures osseuses (de Crevoisier et al., 2006; Moseley et al., 2007). Il y a donc un risque d'administrer une dose insuffisante de radiation à la prostate, ce qui pourrait causer une diminution du contrôle local de la tumeur et un surdosage des tissus sains. L'escalade de dose, intégrant ou non l'IMRT, augmenterait aussi modérément la toxicité au niveau rectal ou urinaire (voir de Crevoisier et al., 2006, pour une revue). Une relation dose-réponse aurait été démontrée par des essais cliniques dans les cas de cancer catégorisés à risque modéré ou élevé et des études rétrospectives dans les cas de cancer à risque faible (voir Artignan et al., 2006; Bottke et Wiegel, 2007; de Crevoisier et al., 2006). Enfin, Bottke et Wiegel (2007) notent que les résultats d'études avec un suivi de cinq à sept ans confirment l'efficacité et l'innocuité de l'IMRT à haute dose et de la radiothérapie hypofractionnée pour les groupes de patients atteints du cancer de la prostate, peu importe le niveau de risque. Selon ces auteurs, l'IGRT devrait en principe optimiser le potentiel de l'IMRT par une plus grande précision associée à une réduction des effets secondaires aigus et chroniques.

D'autres auteurs amènent toutefois certains arguments qui viennent quelque peu nuancer l'apport de l'IGRT dans le traitement du cancer de la prostate. Amols (Amols et al., 2006) mentionne que le cancer de la prostate n'est pas un bon exemple d'indication pour l'IGRT, car le traitement sans IGRT serait déjà efficace (Zelefsky et al., 2006). Les gains cliniques pourraient donc être modestes. D'autres auteurs précisent qu'il existe d'autres types de techniques d'IGRT qui sont efficaces pour le positionnement du patient, notamment l'utilisation des ultrasons et la visualisation quotidienne par imagerie portale de marqueurs implantés (Boehmer et al., 2006; Bottke et Wiegel, 2007; Moseley et al., 2007). Certains de ces auteurs (Boehmer et al., 2006; Bottke et Wiegel, 2007) attribuent toutefois un certain avantage au CBCT par rapport aux autres systèmes d'IGRT. Enfin, des lignes directrices portant sur la radiothérapie des patients atteints du cancer de la prostate indiquent qu'il n'existe actuellement aucune procédure pouvant être considérée comme le standard à suivre dans la vérification du traitement (Boehmer et al., 2006).

- **Description des applications**

Plusieurs applications du CBCT pour le traitement du cancer de la prostate ont été décrites dans la littérature scientifique ou rapportées par les personnes consultées lors des entretiens avec les professionnels des deux centres hospitaliers consultés. Ces applications sont l'utilisation du MV CBCT pour la planification du traitement des patients porteurs de prothèses de hanche, l'utilisation de l'imagerie kV (2D ou 3D) pour la vérification du positionnement du patient et l'utilisation du kV CBCT pour la radiothérapie adaptative. Les procédures utilisées et les constats faits par les cliniciens sont décrits dans le tableau 3.

D'autres centres rapportent aussi utiliser l'IGRT pour le positionnement des patients traités pour le cancer de la prostate. Au CHUM, on utilise l'imagerie kV 2D pour la vérification quotidienne du positionnement des patients chez qui on a implanté des grains d'or comme marqueurs internes. Cette vérification ajoute 10 à 12 minutes au temps de traitement et l'imagerie kV 2D serait parfaitement indiquée pour ces cas (communication personnelle, Besner, 2007). Au PMH, on mentionne que la visibilité de la prostate et des marqueurs implantés est supérieure avec le CBCT qu'avec le CT scan (communication personnelle, Bissonnette et Li, 2007). À l'Université Stanford, Xing et al., (2006) rapportent aussi l'utilisation du CBCT pour la vérification du positionnement pour le cancer de la prostate et autres cancers du bassin. Enfin, d'autres auteurs rapportent l'utilisation de la radiothérapie adaptative pour le cancer de la prostate à l'aide du CT scan et plus récemment, à l'aide d'images CBCT (Yan et al., 2005).

TABLEAU 3 Description des applications et des procédures d'utilisation du CBCT dans le traitement du cancer de la prostate et constats

AUTEURS AFFILIATION	DESCRIPTION DES APPLICATIONS ET PROCÉDURES	CONSTATS
<p>Aubin et al., 2006; Pouliot et al., 2006 University of California, San Francisco</p>	<p><b>Application :</b> Planification du traitement  <b>Type d'appareil :</b> Primus™, Siemens  <b>Type d'imagerie :</b> MV CBCT  <b>Nombre :</b> 7 (6 prothèses unilatérales et 1 bilatérale)  <b>Diagnostic :</b> Cancer de la prostate chez des patients avec prothèse de hanche  <b>Traitement :</b> Non spécifié  <b># de fractions et doses :</b> Non spécifiés  <b>Marges :</b> Non spécifiées  <b>Fréquence de l'imagerie :</b> Non spécifiées  <b>Repères :</b> Structure osseuse pour enregistrement, tissus mous pour délinéation  <b>Seuil d'action :</b> Non spécifié  <b>Durée :</b> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Acquisition de l'image: 45 secondes</li> <li>▪ Reconstruction: moins de 2 minutes après l'acquisition de la première image portale</li> </ul> <b>Notes :</b> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Prothèse simple: délinéation du PTV et organes à risque avec CT scan et MV CBCT</li> <li>▪ Prothèse double : délinéation du PTV et organes à risque avec MV CBCT uniquement.</li> </ul> </p>	<p><b>Qualité d'image</b> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Supérieure au CT scan</li> <li>▪ Visualisation claire de la prothèse</li> <li>▪ Contraste suffisant des tissus mous pour délinéer la prostate, la vessie et le rectum</li> <li>▪ Utile pour démarquer les structures obscurcies par des artéfacts avec le CT scan conventionnel</li> </ul> <b>Précision</b> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Les volumes délinéés avec MV CBCT (prothèses unilatérales) sont plus petits qu'avec le CT scan qui comporte des artéfacts. Selon les auteurs, ces plus petits volumes pourraient prévenir un surdosage du rectum.</li> </ul> <b>Impacts cliniques</b> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Non spécifiés</li> </ul> </p>
<p>Fox et al., 2006 Emory University, Atlanta</p>	<p><b>Application :</b> Vérification du positionnement  <b>Type d'appareil :</b> OBI, Varian  <b>Type d'imagerie :</b> kV 2D  <b>Nombre :</b> 43 (1015 fractions)  <b>Diagnostic :</b> Cancer de la prostate</p>	<p><b>Qualité d'image</b> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Non spécifiée</li> </ul> <b>Précision</b> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Amélioration</li> </ul> <b>Impacts cliniques</b> </p>

AUTEURS AFFILIATION	DESCRIPTION DES APPLICATIONS ET PROCÉDURES	CONSTATS
	<p>Traitement : Non spécifié</p> <p># de fractions et doses : Non spécifiés</p> <p>Marges : Non spécifiées</p> <p>Fréquence de l'imagerie : Quotidienne</p> <p>Seuil d'action : Initialement 10 mm transversal et 2 degrés rotation</p> <p>Repères : Non spécifiés</p> <p>Durée : En moyenne : 4,17 minutes par séance</p> <p>Notes :</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Constitue la plus grande expérience clinique dans leur centre à cause du volume de patients et du nombre élevé de fractions</li> <li>▪ La procédure deviendra routinière pour tous les patients</li> <li>▪ L'utilisation de l'appariement automatique des images devrait réduire encore davantage la durée de la séance</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Non spécifiés</li> </ul>
Sorcini et Tilikidis, 2006 Karolinska University Hospital, Stockholm	<p>Application : Vérification du positionnement</p> <p>Type d'appareil : OBI, Varian</p> <p>Type d'imagerie : kV kV (2 images orthogonales : AP, LR)</p> <p>Nombre : Non spécifié</p> <p>Diagnostic : Cancer de la prostate</p> <p>Traitement : Non spécifié</p> <p># de fractions et doses : Non spécifiés</p> <p>Marges : Non spécifiées</p> <p>Fréquence de l'imagerie : Quotidienne</p> <p>Repères : Fusion selon la structure osseuse, correction selon les grains d'or</p> <p>Seuil d'action : Non spécifié</p> <p>Durée : Ajoute moins d'une minute à la séance</p> <p>Notes : Aucune</p>	<p>Qualité d'image</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Idéale</li> </ul> <p>Précision :</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Adéquate mais correction insuffisante si déformation de l'organe</li> <li>▪ La procédure augmente la précision</li> </ul> <p>Impacts cliniques :</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Réduction des marges à 5 mm vers le rectum</li> </ul>

AUTEURS AFFILIATION	DESCRIPTION DES APPLICATIONS ET PROCÉDURES	CONSTATS
Thilmann et al., 2006 German Cancer Research Center	<p><b>Application :</b> Vérification du positionnement</p> <p><b>Type d'appareil :</b> OCS, Siemens</p> <p><b>Type d'imagerie :</b> kV CBCT (ajout du système d'imagerie kV CBCT à l'accélérateur linéaire)</p> <p><b>Nombre :</b> 2</p> <p><b>Diagnostic :</b> Cancer de la prostate, T3c score de Gleason 6, PSA 5, 6 et T2c score de Gleason 7, PSA 12,0. Volume cible : prostate et vésicules séminales</p> <p><b>TraITEMENT :</b> IMRT fractionnée</p> <p><b># de fractions et doses :</b> Non spécifiés</p> <p><b>Marges :</b> Non spécifiées</p> <p><b>Fréquence de l'imagerie :</b> Quotidienne</p> <p><b>Repères :</b> Os de la région pelvienne</p> <p><b>Seuil d'action :</b> Translations : 2 mm, rotations : 2 degrés</p> <p><b>Durée :</b> Imagerie : 7 à 10 minutes; prolongée de 2-3 minutes si correction requise</p> <p><b>Notes :</b> Aucune</p>	<p><b>Qualité d'image</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Suffisante</li> <li>▪ Mauvaise pour obèses (pourcentage de photons dispersés/photons primaires augmenté et artéfacts de troncature)</li> </ul> <p><b>Précision</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Une évaluation visuelle des repères osseux révèle un appariement exact</li> </ul> <p><b>Impacts cliniques</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Non spécifiés</li> </ul>
Guckenberger et al., 2006 Université de Wuerzburg, Allemagne	<p><b>Application :</b> Vérification du positionnement</p> <p><b>Type d'appareil :</b> Synergy, Elekta</p> <p><b>Type d'imagerie :</b> kV CBCT</p> <p><b>Nombre :</b> 10 (89 images)</p> <p><b>Diagnostic :</b> Tumeur au bassin (prostate pour la plupart)</p> <p><b>TraITEMENT :</b> Non spécifié</p> <p><b># de fractions et doses :</b> Non spécifiés</p> <p><b>Marges :</b> Non spécifiées</p> <p><b>Fréquence de l'imagerie :</b> 7-13 images par patient</p> <p><b>Repères :</b> Structure osseuse</p> <p><b>Seuil d'action :</b> Translations : 2 mm</p> <p><b>Durée :</b> Ajout de 7 minutes à la séance</p> <p><b>Notes :</b> Une localisation automatique est nécessaire pour une durée acceptable</p>	<p><b>Qualité de l'image</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Non spécifiée</li> </ul> <p><b>Précision</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Au moins aussi précis que l'imagerie portale (autour de 1 mm)</li> </ul> <p><b>Impacts cliniques</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Non spécifiés</li> </ul>

AUTEURS AFFILIATION	DESCRIPTION DES APPLICATIONS ET PROCÉDURES	CONSTATS
McBain et al., 2006 Christie Hospital, UK	<p><b>Application :</b> Vérification du positionnement</p> <p><b>Type d'appareil :</b> Synergy, Elekta</p> <p><b>Type d'imagerie :</b> kV CBCT</p> <p><b>Nombre :</b> 5</p> <p><b>Diagnostic :</b> T1–T3bN0M0 adenocarcinome de la prostate (n=3) et T2–T3bN0M0 adeno carcinoma prostate (n=2)</p> <p><b>TraITEMENT :</b> Radiothérapie radicale (à visée curative) (n=3) et IMRT (n=2)</p> <p><b># de fractions et doses :</b> Non spécifiés</p> <p><b>Marges :</b> Non spécifiées</p> <p><b>Fréquence de l'imagerie :</b> 1 fois pendant toute la durée du traitement</p> <p><b>Repères :</b> Non spécifiés</p> <p><b>Seuil d'action :</b> Non spécifié</p> <p><b>Durée :</b> Acquisition d'image : 2,5 minutes</p> <p><b>Notes :</b> Étude observationnelle visant à évaluer la qualité de l'image kV CBCT de même que son utilité clinique pour la vérification du positionnement</p>	<p><b>Qualité d'image</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>Plus d'artéfacts dans le bassin que dans les autres sites tumoraux</li> <li>Définition des bordures des tissus mous inférieure au CT scan mais contraste supérieur à l'image portale. Les bordures des organes sont au moins partiellement visibles.</li> <li>Visualisation et vérification plus difficile pour la prostate que pour le rectum et la vessie</li> <li>Images pas assez claires pour déliminer l'organe, compenser pour de petits mouvements de la prostate (&lt; 3 mm) ou vérifier de petites marges CTV-PTV</li> <li>Clarté adéquate pour vérifier que la prostate est comprise dans les marges conventionnelles de 0,5 - 1 cm</li> </ul> <p><b>Précision</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>Non spécifiée</li> </ul> <p><b>Impacts cliniques</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>Non spécifiés</li> </ul>
Oelfke et al., 2006 German Cancer Research Center	<p><b>Application :</b> Vérification automatique du positionnement</p> <p><b>Type d'appareil :</b> Primus™, Siemens</p> <p><b>Type d'imagerie :</b> kV CBCT (ajout du système d'imagerie kV CBCT à l'accélérateur linéaire)</p> <p><b>Nombre :</b> 6</p> <p><b>Diagnostic :</b> Cancers de la prostate, poumon, chordome sacré, tête et cou et tumeur paradorsale</p> <p><b>TraITEMENT :</b> Radiothérapie stéréotaxique fractionnée (n = 6), dont 5 cas avec IMRT</p>	<p><b>Qualité d'image</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>Qualité habituellement satisfaisante et suffisante pour détecter les variations anatomiques</li> <li>Légèrement plus de bruit (interférence des signaux) qu'avec le CT scan et sujet à des artéfacts liés principalement à la radiation diffusée (<i>scattered radiation</i>) créée dans le patient</li> </ul>

AUTEURS AFFILIATION	DESCRIPTION DES APPLICATIONS ET PROCÉDURES	CONSTATS
	<p># de fractions et doses : Non spécifiés</p> <p>Marges : Non spécifiées</p> <p>Fréquence de l'imagerie : Quotidienne</p> <p>Repères : Non spécifiés</p> <p>Seuil d'action : Translations : 2 mm</p> <p>Durée : Acquisition : 1,5 minutes, reconstruction d'image 2 minutes, fusion d'images : de 30 secondes à 2 minutes. Total de la séance : entre 4 et 5,5 minutes</p> <p>Notes : La description et les constats se rapportent à l'ensemble des sites tumoraux étudiés</p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Repères osseux faciles à détecter sur toutes les images</li> <li>▪ Il reste place à l'amélioration pour la qualité de l'image (réduction du rayonnement diffus) et la rapidité de la reconstruction</li> </ul> <p><b>Précision</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Non spécifiée</li> </ul> <p><b>Impacts cliniques</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Non spécifiés</li> </ul>

### 5.3.1.2 Cancer tête et cou

- Fondements théoriques de l'utilisation de l'IGRT pour le traitement du cancer tête et cou

Plusieurs auteurs rapportent des changements anatomiques importants chez les patients recevant de la radiothérapie pour un cancer tête et cou. Les changements observés sont associés à la perte de poids, à la réduction de l'œdème postopératoire et à la réduction de la tumeur (Allison et al., 2006; Barker et al., 2004; Pouliot et al., 2006; Thilmann et al., 2006), en particulier après trois à quatre semaines de traitement (Allison et al., 2006). Selon Barker et ses collaborateurs (2004), ces changements seraient cliniquement importants. Par exemple, la perte de poids peut occasionner un positionnement imprécis si les instruments de contention se desserrent avec le temps, ce qui peut occasionner une dose insuffisante à la cible ou un surdosage des tissus sains. Selon certains auteurs, le problème serait encore plus grave lorsque des traitements hautement conformatiels sont utilisés avec une distribution complexe de doses comme, par exemple, l'IMRT (Allison et al., 2006; Barker et al., 2004; Jaffray et al., 2007; Pouliot et al., 2006). Par ailleurs, Allison et al. (2006) mentionnent que certaines tumeurs (*squamous cell carcinomas*) peuvent augmenter rapidement de volume et occasionner une irradiation inadéquate de la tumeur et un déplacement des tissus sains dans la zone de traitement de la tumeur où sont délivrées de fortes doses de radiation et où se trouvait initialement la tumeur. L'irradiation des cancers tête et cou pourrait aussi atteindre la moelle épinière, si les doses requises sont plus élevées que le seuil de tolérance (Dawson et Jaffray, 2007). Dans ce cas, les conséquences d'un surdosage seraient graves (Dawson et Jaffray, 2007). Enfin, Guckenberger et ses collaborateurs (2006) indiquent que dans le traitement de cibles de forme allongée (tête et cou ou tumeurs paraspinales), même de petites erreurs de rotation peuvent causer des déplacements importants à l'extrémité de la cible. Pour cette raison, l'imagerie 3D serait indiquée pour ce type de tumeur, en particulier lors d'un traitement de stéréotaxie ou d'IMRT avec un fort gradient de doses (Guckenberger et al., 2006).

Par contre, McBain et ses collaborateurs (2006) suggèrent qu'une haute résolution des tissus mous n'est pas nécessaire pour les cancers tête et cou parce que les patients peuvent être immobilisés confortablement et avec précision, ce qui diminue les erreurs de positionnement. Selon cet auteur, l'imagerie CT scan ne permet pas de définir précisément les bordures d'un bon nombre de tumeurs à ce site. Cependant, comme peu de mouvements internes se produisent, les auteurs précisent qu'il serait justifié de vérifier le positionnement à l'aide de l'anatomie osseuse.

Par ailleurs, Pouliot et ses collaborateurs (2006) mentionnent que l'imagerie MV CBCT peut fournir une visualisation complète du volume et une évaluation plus précise des erreurs de rotation. Ces auteurs ajoutent que dans la région tête et cou, plusieurs degrés de rotation existent dont certains sont difficilement observables avec l'imagerie portale en 2D. Ces auteurs soulignent aussi que des distorsions de l'anatomie sont plus fréquentes que prévu, ce qui pourrait causer une surexposition de la moelle épinière.

Pour leur part, Cooper et ses collaborateurs (2007) notent qu'il existerait une certaine imprécision dans la délinéation des tumeurs tête et cou à partir d'images CT scan, et ce, même pour des physiciens d'expérience, ce qui pourrait limiter la possibilité de diminuer les champs de traitement et les marges d'erreurs.

- **Description des applications**

Plusieurs centres rapportent qu'ils utilisent l'IGRT pour les cancers tête et cou. Le tableau 4 en décrit l'utilisation pour la vérification du positionnement du patient.

D'autres centres de radio-oncologie utilisent l'IGRT pour les cancers tête et cou mais peu de détails sont disponibles sur la procédure utilisée. Au PMH et à l'Université Stanford, on effectue la vérification du traitement avec le kV CBCT (communication personnelle, Bissonnette et Li, 2007; Xing et al., 2006) tandis qu'à l'Institut Karolinska de Stockholm, on utilise des images kV 2D (Sorcini et al., 2006).

TABLEAU 4 Description des applications et des procédures d'utilisation du CBCT dans le traitement des cancers tête et cou et constats

AUTEURS AFFILIATIONS	DESCRIPTION DES APPLICATIONS ET PROCÉDURES	CONSTATS
Thilmann et al., 2006 German Cancer Research Center	<p>Application : Vérification du positionnement</p> <p>Type d'appareil : OCS, Siemens</p> <p>Type d'imagerie : kV CBCT (ajout du système d'imagerie kV CBCT à l'accélérateur linéaire)</p> <p>Nombre : 1</p> <p>Diagnostic : Cancer oropharyngeal pT2cN0. Volume cible : ganglions lymphatiques primaires et locorégionaux</p> <p>Traitements : IMRT fractionnée</p> <p># de fractions et doses : Non spécifiés</p> <p>Marges : Non spécifiées</p> <p>Fréquence de l'imagerie : Quotidienne</p> <p>Repères : Non spécifiés</p> <p>Seuil d'action : Translations : 2 mm, rotations : 2 degrés</p> <p>Durée : 11 à 12 minutes pour l'imagerie</p> <p>Notes : Aucune</p>	<p>Qualité d'image</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Bonne</li> <li>▪ Suffisante pour déceler les structures osseuses</li> <li>▪ Présence d'artéfacts près de la fixation de la tête et des implants métalliques</li> </ul> <p>Précision</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Non spécifiée</li> </ul> <p>Impacts cliniques</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Non spécifiés</li> </ul> <p>Qualité d'image</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Artéfacts typiques du CT scan dus aux amalgames dentaires</li> <li>▪ L'utilisation d'un algorithme de réduction du métal dans le processus de reconstruction permet de diminuer ces artéfacts</li> <li>▪ Excellente définition des interfaces des os, de l'air et des tissus mous</li> <li>▪ Meilleure visualisation des repères osseux qu'avec l'imagerie portale</li> </ul>
McBain et al., 2006 Christie Hospital, UK	<p>Application : Vérification du positionnement</p> <p>Type d'appareil : Synergy, Elekta</p> <p>Type d'imagerie : kV CBCT</p> <p>Nombre : 3</p> <p>Diagnostic : Patient 1 : amygdale gauche T1N0M0 SCC; patient 2 : mélanome maxillaire « <i>melanoma maxillary antrum</i> » T4N0M0 et patient 3 : amygdale droite T2N0M0 SCC</p> <p>Traitements : Patients 1 et 3 : radiothérapie radicale (à visée curative); patient 2 : retraitement</p>	

AUTEURS AFFILIATIONS	DESCRIPTION DES APPLICATIONS ET PROCÉDURES	CONSTATS
McBain et al., 2006 Christie Hospital, UK	<p># de fractions et doses : Non spécifiés</p> <p>Marges : Non spécifiées</p> <p>Fréquence de l'imagerie : 1 fois pendant toute la durée du traitement</p> <p>Repères : Non spécifiés</p> <p>Seuil d'action : Non spécifié</p> <p>Durée : Acquisition de l'image : 2,5 minutes</p> <p>Notes : Étude observationnelle visant à évaluer l'utilité clinique de l'imagerie kV CBCT pour la vérification du positionnement de même que la qualité de l'image</p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Visibilité des tumeurs plus larges</li> <li>Le CBCT est limité pour distinguer le contour des tumeurs</li> <li>Précision</li> <li>Supérieure aux images 2D pour la vérification du positionnement de l'anatomie osseuse</li> <li>Vérification plus facile et avec un meilleur niveau de confiance de la couverture du CTV qu'avec l'imagerie portale</li> <li>Impacts cliniques</li> <li>Non spécifiés</li> </ul>
Fox et al., 2006 Emory University, Atlanta	<p>Application : Vérification du positionnement</p> <p>Type d'appareil : OBI, Varian</p> <p>Type d'imagerie : kV 2D</p> <p>Nombre : 45 (589 fractions)</p> <p>Diagnostic : Cancers tête et cou</p> <p>TraITEMENT : Non spécifié</p> <p># de fractions et doses : Non spécifiés</p> <p>Marges : Non spécifiées</p> <p>Fréquence de l'imagerie : Quotidienne</p> <p>Repères : Non spécifiés</p> <p>Seuil d'action : Initialement 10 mm transversal et 2 degrés rotation</p> <p>Durée : En moyenne, 4,22 minutes par séance</p> <p>Notes :</p>	<p>Qualité d'image</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>Non spécifiée</li> </ul> <p>Précision</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>Amélioration</li> </ul> <p>Impacts cliniques</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>Non spécifiés</li> </ul>

AUTEURS AFFILIATIONS	DESCRIPTION DES APPLICATIONS ET PROCÉDURES	CONSTATS
Guckenberger et al., 2006 Université de Wuerzburg, Allemagne	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Les cancers tête et cou et au SNC constituent 35% des séances avec OBI</li> <li>▪ La procédure deviendra routinière pour tous les patients</li> <li>▪ L'utilisation de l'appariement automatique des images réduira encore davantage la durée de la séance</li> </ul> <p>Application : Vérification du positionnement  Type d'appareil : Synergy, Elekta  Type d'imagerie : KV CBCT  Nombre : 8 (72 images)  Diagnostic : Cancers tête et cou  Traitement : Non spécifié  # de fractions et doses : 589 fractions  Marges : Non spécifiées  Fréquence de l'imagerie : 7 à 12 images/patient  Repères : Structure osseuse  Seuil d'action : 2 mm transversal  Durée : Ajout de 7 minutes par séance  Notes : Une localisation automatique est nécessaire pour une durée acceptable  Application : Vérification du positionnement et observation des changements anatomiques</p>	<p>Qualité d'image</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Non spécifiée</li> </ul> <p>Précision</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Au moins aussi précis que l'imagerie portale (autour de 1 mm)</li> </ul> <p>Impacts cliniques</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Non spécifiés</li> </ul>
Pouliot et al., 2006 University of California, San Francisco	<p>Type d'appareil : Primus™ Siemens  Type d'imagerie : MV CBCT  Nombre : 20  Diagnostic : Cancers tête et cou  Traitement : IMRT  # de fractions et doses : Non spécifiés</p>	<p>Qualité d'image</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Bonne visibilité de l'anatomie osseuse et des repères anatomiques usuels (sinus sphénoïde, canal rachidien, canal auditif externe, etc.)</li> <li>▪ Détection facile des erreurs de rotation</li> <li>▪ Faisabilité de l'enregistrement de l'image</li> </ul>

AUTEURS AFFILIATIONS	DESCRIPTION DES APPLICATIONS ET PROCÉDURES	CONSTATS
Pouliot et al., 2006 University of California, San Francisco	<p>Marges : Non spécifiées</p> <p>Fréquence de l'imagerie : 1ère semaine, quotidienne; ensuite, 1 fois/semaine</p> <p>Repères : Structure osseuse</p> <p>Seuil d'action : Non spécifié</p> <p>Durée : Non spécifiée</p> <p>Notes : Aucune</p> <p>Application : Vérification automatique du positionnement</p> <p>Type d'appareil : Primus™, Siemens</p> <p>Type d'imagerie : kV CBCT (ajout du système d'imagerie kV CBCT à l'accélérateur linéaire)</p> <p>Nombre : 6</p> <p>Diagnostic : Cancers de la prostate, poumon, chordome sacré, tête et cou et tumeur paradorsale</p> <p>TraITEMENT : Radiothérapie stéréotaxique fractionnée (n = 6) dont 5 cas avec IMRT</p> <p># de fractions et doses : Non spécifiés</p> <p>Marges : Non spécifiées</p> <p>Fréquence de l'imagerie : Quotidienne</p> <p>Repères : Non spécifiés</p> <p>Seuil d'action : Translations : 2 mm</p> <p>Durée : Acquisition : 1,5 minutes, reconstruction d'image : 2 minutes, fusion d'images : de 30 secondes à 2 minutes. Total de la séance : entre 4 et 5,5 minutes</p> <p>Notes : La description et les constats se rapportent à l'ensemble des sites tumoraux étudiés</p>	<p>Précision</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>Enregistrement possible de structures telles que le canal rachidien et le nasopharynx avec une précision au millimètre et degré près</li> </ul> <p>Impacts cliniques</p> <p>Non spécifiés</p> <p>Qualité d'image</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>Qualité habituellement satisfaisante et suffisante pour détecter les variations anatomiques</li> <li>Légèrement plus de bruit qu'avec le CT scan et sujet à des artefacts liés principalement à la radiation diffusée (<i>scattered radiation</i>) créée dans le patient</li> <li>Détection facile des repères osseux sur toutes les images</li> <li>Il y a place à l'amélioration pour la qualité de l'image (réduction du rayonnement diffus) et la rapidité de la reconstruction</li> </ul> <p>Précision</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>Non spécifiée</li> </ul> <p>Impacts cliniques</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>Non spécifiés</li> </ul>
Oelfke et al, 2006 German Cancer Research Center, Allemagne		

### 5.3.1.3 Cancer du poumon

- Fondements théoriques de l'utilisation de l'IGRT pour le traitement du cancer du poumon

Selon Dawson et Sharpe (2006), il est nécessaire de tenir compte de la respiration du patient dans le traitement du cancer du poumon. En effet, selon ces auteurs, on observe des changements dans la position de la tumeur par rapport à l'anatomie osseuse, un trajet différent de la tumeur durant les phases inspiratoire et expiratoire de même que des variations interfractionnelles de l'amplitude du cycle respiratoire et de la reproductibilité du mouvement. Dawson et Sharpe (2006) ajoutent que ces mouvements de l'organe pourraient causer un écart entre la dose de radiation planifiée et la dose délivrée. L'effet de flou (*blurring*) causé par le mouvement pourrait en effet réduire la dose à la cible et augmenter la dose aux tissus sains.

Selon Thilmann et ses collaborateurs (2006), l'escalade de dose serait une stratégie efficace pour le traitement du cancer pulmonaire « non à petites cellules ». Cependant, l'augmentation de la dose par l'ajout de fractions serait limitée par la tolérance des tissus sains environnants. Les auteurs ajoutent que l'utilisation de la radiothérapie conformationnelle 3D réduirait les doses à la colonne vertébrale, au cœur et à l'œsophage, mais n'épargnerait pas les tissus sains du poumon. C'est pourquoi le poumon aurait été identifié comme le principal organe à risque dans des essais cliniques d'escalade de dose. L'escalade de dose doit donc être associée à une diminution du volume de traitement, ce qui implique une réduction des marges. Enfin, certains auteurs notent que la taille des tumeurs radiosensibles telles que les cancers pulmonaires à petites cellules peut être considérablement réduite au cours des premières semaines de traitement (Allison et al., 2006). Selon ces auteurs, le CBCT permettrait la détection et la correction de la position de la cible et le repérage de la tumeur.

- Description des applications

Plusieurs centres rapportent utiliser l'IGRT pour le cancer du poumon. Au PMH, on note que le kV CBCT est particulièrement utile pour la vérification du positionnement dans le traitement du cancer du poumon car il offre un meilleur contraste que l'imagerie MV qui est difficile à interpréter (communication personnelle, Bissonnette et Li, 2007). À l'hôpital William Beaumont au Michigan, on traite depuis 2002 des patients atteints du cancer du poumon « non à petites cellules » par radiothérapie adaptative avec des techniques d'IGRT (Yan et al., 2005). Pour les centres ayant fourni une description plus détaillée de leur expérience d'utilisation du kV CBCT pour la vérification du positionnement des patients, le Tableau 5 décrit les procédures et les constats qui y sont faits.

TABLEAU 5 Description des applications et des procédures d'utilisation du CBCT dans le traitement du cancer du poumon et constats

AUTEURS AFFILIATIONS	DESCRIPTION DES APPLICATIONS ET PROCÉDURES	CONSTATS
Borst et al., 2007 Netherlands Cancer Institute, Amsterdam	<p>Application : Vérification du positionnement à l'aide d'un protocole de correction des erreurs systématiques fondé sur une analyse en différé des 3 dernières images et une correction du positionnement pour les fractions suivantes</p> <p>Type d'appareil : Synergy, Elekta</p> <p>Type d'imagerie : kV CBCT</p> <p>Nombre : 58 (493 images)</p> <p>Diagnostic : Cancer du poumon</p> <p>Traitements : Non spécifiés</p> <p># de fractions et doses : Non spécifiés</p> <p>Marges : Non spécifiées</p> <p>Fréquence de l'imagerie : Imagerie aux 3 premières fractions et ensuite 1 fois/semaine</p> <p>Repères : Vertèbres</p> <p>Seuil d'action : 5 mm transversal</p> <p>Durée : Non spécifiée</p> <p>Notes : Aucune</p>	<p>Qualité d'image</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>Non spécifiée</li> </ul> <p>Précision</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>Avec le protocole de correction, 2% des patients ont eu des erreurs de positionnement &gt; 5 mm</li> <li>Sans le protocole, 51% des patients auraient eu des erreurs de positionnement &gt; 5 mm</li> <li>Il y a eu plus de corrections par patient avec le CBCT (1,3 en moyenne dans cette étude) qu'avec l'imagerie portale (0,9 en moyenne)</li> </ul> <p>Impacts cliniques</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>Non spécifiés</li> </ul>
Sorcini et Tilikidis, 2006 Karolinska University Hospital, Stockholm	<p>Application : Vérification du positionnement</p> <p>Type d'appareil : OBI, Varian</p> <p>Type d'imagerie : kV CBCT</p> <p>Nombre : Non spécifié</p> <p>Diagnostic : Métastases au poumon ou au foie</p> <p>Traitements : Non spécifié</p> <p># de fractions et doses : Non spécifiés</p> <p>Marges : Non spécifiées</p> <p>Fréquence de l'imagerie : Quotidienne</p>	<p>Qualité d'image</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>Qualité légèrement inférieure au CT scan conventionnel et présence d'artéfacts</li> <li>Qualité améliorée par le remplacement du recouvrement de la table pour un composite homogène en fibre de carbone et par la diminution du champ de visée (FOV)</li> <li>Meilleure qualité en mode « plein éventail » (full fan)</li> </ul>

AUTEURS AFFILIATIONS	DESCRIPTION DES APPLICATIONS ET PROCÉDURES	CONSTATS
	<p>Repères : Tissus mous  Seuil d'action : Non spécifié  Durée : Ajoute 5 minutes par séance  Notes :</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Ces auteurs mentionnent également vérifier le positionnement avec des images orthogonales kV-kV</li> <li>▪ L'application la plus bénéfique dans leur département est la correction du positionnement avec le CBCT pour le traitement hypofractionné des métastases au poumon et au foie</li> </ul>	<p>Précision</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Non spécifiée</li> </ul> <p>Impacts cliniques</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Non spécifiés</li> </ul>
Thilmann et al., 2006 German Cancer Research Center, Allemagne	<p>Application : Vérification du positionnement  Type d'appareil : OCS, Siemens  Type d'imagerie : kV CBCT (ajout du système d'imagerie kV CBCT à l'accélérateur linéaire  Nombre : 1  Diagnostic : Cancer du poumon cT2cN0 lobe droit inférieur  Traitement : Radiothérapie par stéréotaxie fractionnée; volume cible : tumeur primaire, surdosage (<i>boost</i>)  # de fractions et doses : Non spécifiés  Marges : Non spécifiées  Fréquence de l'imagerie : Quotidienne  Repères : Tumeur  Seuil d'action : Translations : 2 mm, rotations : 2 degrés  Durée : Imagerie : 7 à 10 minutes; prolongée de 2-3 minutes si correction requise  Notes : Préférence donnée à un appariement manuel des images fondé sur le volume des tumeurs plutôt qu'à un algorithme</p>	<p>Qualité d'image</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Bonne</li> <li>▪ Le haut contraste entre la tumeur circonscrite et le tissu voisin du poumon a permis l'appariement manuel de la tumeur du CBCT avec la tumeur du CT scan initial</li> </ul> <p>Précision</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Non spécifiée</li> </ul> <p>Impacts cliniques</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Non spécifiés</li> </ul>

AUTEURS AFFILIATIONS	DESCRIPTION DES APPLICATIONS ET PROCÉDURES	CONSTATS
McBain et al., 2006 Christie Hospital, UK	<p>Application : Vérification du positionnement</p> <p>Type d'appareil : Synergy, Elekta</p> <p>Type d'imagerie : kV CBCT</p> <p>Nombre : 3</p> <p>Diagnostic : Patient 1 : carcinome pulmonaire à petites cellules (limité), patient 2 : carcinome pulmonaire « non à petites cellules » T4N1M0 et patient 3 : carcinome pulmonaire « non à petites cellules »</p> <p>TraITEMENT : Patient 1 : radiothérapie de consolidation, patients 2 et 3 : radiothérapie radicale (à visée curative)</p> <p># de fractions et doses : Non spécifiés</p> <p>Marges : Non spécifiées</p> <p>Fréquence de l'imagerie : 1 fois pendant toute la durée du traitement</p> <p>Repères : Non spécifiés</p> <p>Seuil d'action : Non spécifié</p> <p>Durée : Acquisition de l'image : 2,5 minutes</p> <p>Notes : Étude observationnelle visant à évaluer l'utilité clinique de l'imagerie kV CBCT pour la vérification du positionnement de même que la qualité de l'image</p>	<p>Qualité d'image</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Excellente définition des tissus mous</li> <li>▪ Le mouvement respiratoire cause un effet de flou (<i>blurring</i>) au niveau des bordures des organes mais la discrimination précise demeure possible</li> <li>▪ Bonne visibilité des tumeurs pulmonaires, des contours médiastinaux et des champs de traitement</li> <li>▪ Qualité clairement supérieure à l'image portale pour visualiser les tissus mous et l'anatomie osseuse</li> <li>▪ Les bordures des organes sont moins apparentes que sur le CT scan mais sont d'une clarté adéquate pour la vérification de la couverture du CTV</li> <li>▪ L'image volumétrique montre les différentes positions de l'organe au cours du cycle respiratoire</li> </ul> <p>Précision</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Non spécifiée</li> </ul> <p>Impacts cliniques</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Non spécifiés</li> </ul>
Pouliot et al., 2006 University of California, San Francisco	<p>Application : Vérification du positionnement</p> <p>Type d'appareil : Primus™, Siemens</p> <p>Type d'imagerie : MV CBCT</p> <p>Nombre : 1</p> <p>Diagnostic : Cancer du poumon (volume important, position stable), le patient a refusé la chirurgie</p> <p>TraITEMENT : IMRT hypofractionnée</p> <p># de fractions et doses : 5 X 8 Gy</p> <p>Marges : Non spécifiées</p> <p>Fréquence de l'imagerie : 2 images portales et 3 images MV CBCT le premier jour (avant et après le positionnement et après l'irradiation), ensuite, 1 MV CBCT quotidien</p>	<p>Qualité d'image</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Bonne visibilité claire des os et des tissus mous</li> </ul> <p>Précision</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Bon alignement du sternum mais mauvais alignement de la tumeur avec l'imagerie portale</li> <li>▪ Meilleur alignement avec le MV CBCT</li> </ul> <p>Impacts cliniques</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Non spécifiés</li> </ul>

AUTEURS AFFILIATIONS	DESCRIPTION DES APPLICATIONS ET PROCÉDURES	CONSTATS
Guckenberger et al., 2007 Université de Wuerzburg, Allemagne	<p>Repères : Tumeur Seuil d'action : Non spécifié Durée : Moins de 2 minutes pour l'acquisition et la reconstruction Notes : Aucune</p> <p>Application : Vérification du positionnement et étude sur les variations intrafractionnelles Type d'appareil : Synergy, Elekta Type d'imagerie : kV CBCT Nombre : 24 (27 cibles) Diagnostic : Méタstases pulmonaires (maximum 3 lésions par patient) et stade précoce de cancer pulmonaire « non à petites cellules » T1 N0 et T2 N0 Traitement : Radiothérapie par stéréotaxie # de fractions et doses : 1 X 26 Gy (n=8), 3 X 12,5 Gy (n=18) et 8 X 6 Gy (n=1) Marges : 5 mm Fréquence de l'imagerie : Dépend du nombre total de fractions et de la précision désirée Repères : Tumeur Seuil d'action : Non spécifié Durée : 21 ± 5 minutes par séance Notes : Aucune</p>	<p>Qualité d'image</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>Images similaires à un CT scan lent</li> <li>Les organes en mouvement sont flous (<i>blurring</i>) dans la direction du mouvement</li> </ul> <p>Précision</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>La structure osseuse ne constituait pas un bon repère de la tumeur</li> </ul> <p>Impacts cliniques</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>Suggèrent une marge ITV<sup>1</sup> -PTV de 5 mm pour compenser pour les mouvements intrafractionnels; les mouvements interfractionnels sont corrigés avec le guidage par image CBCT</li> <li>CBCT adéquat pour la correction de la position de la tumeur pour la radiothérapie du cancer pulmonaire par stéréotaxie</li> </ul> <p><sup>1</sup> ITV = « <i>internal target volume</i> »</p>
Oelfke et al., 2006 German Cancer Research Center, Allemagne	<p>Application : Vérification automatique du positionnement Type d'appareil : Primus™, Siemens Type d'imagerie : kV CBCT (ajout du système d'imagerie kV CBCT à l'accélérateur linéaire) Nombre : 6 Diagnostic : Cancers de la prostate, poumon, chordome sacré, tête et cou et tumeur paradorsale</p>	<p>Qualité d'image</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>Qualité habituellement satisfaisante et suffisante pour détecter les variations anatomiques</li> <li>Légèrement plus de bruit qu'avec le CT scan et sujet à des artefacts liés principalement à la radiation diffusée (<i>scattered radiation</i>) créée dans le patient</li> </ul>

AUTEURS AFFILIATIONS	DESCRIPTION DES APPLICATIONS ET PROCÉDURES	CONSTATS
	<p>Traitements : Radiothérapie stéréotaxique fractionnée (<math>n = 6</math>) avec IMRT pour 5 de ces patients</p> <p># de fractions et doses : Non spécifiés</p> <p>Marges : Non spécifiées</p> <p>Fréquence de l'imagerie : Quotidienne</p> <p>Repères : Non spécifiés</p> <p>Seuil d'action : 2 mm transversal</p> <p>Durée : Acquisition : 1,5 minutes, reconstruction d'image : 2 minutes, fusion d'images : de 30 secondes à 2 minutes. Total de la séance : entre 4 et 5,5 minutes</p> <p>Notes : La description et les constats se rapportent à l'ensemble des sites tumoraux étudiés</p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Détection facile des repères osseux sur toutes les images</li> <li>▪ Il y a place à l'amélioration pour la qualité de l'image (réduction du rayonnement diffus) et la rapidité de reconstruction</li> </ul> <p>Précision</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Non spécifiée</li> </ul> <p>Impacts cliniques</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Non spécifiés</li> </ul>

### 5.3.1.4 Cancer de la vessie

- Fondements théoriques de l'utilisation de l'IGRT pour le traitement du cancer de la vessie

La vessie est un organe qui change de forme et de dimension selon le volume rectal et vésical (Burridge et al., 2006). De larges variations de volume, imprévisibles pour la plupart, auraient été observées (Burridge et al., 2006; Henry et al., 2006). Selon Henry et ses collaborateurs (2006), les méthodes actuelles de vérification à l'aide d'images portales n'évaluerait que le positionnement des structures osseuses et ne permettraient pas de déterminer la position de la vessie durant le traitement de radiothérapie. Selon ces auteurs, des marges de 15 à 20 mm seraient utilisées pour tenir compte des variations de positionnement. Mais ces marges pourraient être inadéquates chez certains patients lorsque la vessie est systématiquement plus large ou plus petite au cours du traitement. Par exemple, Redpath et Muren (2006) ont montré, dans une étude, que des marges de 6 mm, 12 mm et 16 mm étaient adéquates dans respectivement 75%, 94% et 100% des fractions effectuées auprès de 19 patients atteints du cancer de la vessie. Selon Henry et ses collaborateurs (2006), bien que la radiothérapie de la vessie s'accompagne rarement d'effets secondaires requérant une intervention chirurgicale, on estime que jusqu'à 20% des patients pourraient souffrir de problèmes urinaires ou intestinaux. Ces auteurs ajoutent que la visualisation des tissus mous, qui permettrait de compenser pour les erreurs géométriques durant le traitement, pourrait réduire les erreurs et la toxicité.

Par ailleurs, Henry et ses collaborateurs (2006) notent que des doses plus élevées seraient associées à meilleur contrôle local de la tumeur et à la survie ce qui suggère, selon ces auteurs, une relation dose-réponse pour le cancer de la vessie. Dans ce contexte, les images CBCT pourraient être utilisées pour augmenter les doses et délivrer des surdosages (*boost*) à la tumeur en réduisant les marges (Henry et al., 2006).

- Description des applications :

Le Tableau 6 décrit l'utilisation du kV CBCT pour la vérification du positionnement des patients atteints du cancer de la vessie (Burridge et al., 2006; Henry et al., 2006).

TABLEAU 6 Description des applications et des procédures d'utilisation du CBCT dans le traitement de la vessie et constats

AUTEURS AFFILIATIONS	DESCRIPTION DES APPLICATIONS ET PROCÉDURES	CONSTATS
Burridge et al., 2006; Henry et al., 2006  Christie Hospital, Manchester, UK	<p>Application : Vérification du positionnement et simulation d'une stratégie de radiothérapie adaptative</p> <p>Type d'appareil : Synergy, Elekta</p> <p>Type d'imagerie : kV CBCT</p> <p>Nombre : 20 (155 images)</p> <p>Diagnostic : Cancer de la vessie (n= 20) dont 1 cas avec atteinte de l'utérus (T4aN0M0) et 1 cas avec atteinte des ganglions lymphatiques (T3N1M0)</p> <p>TraITEMENT : « <i>Four-field conformal brick technique</i> »</p> <p># de fractions et doses : 20 X 47,5 -55 Gy</p> <p>Marges : 3 plans de traitement : 1) 15 mm 2) 10 mm (direction supérieure) 3) 5 mm (direction supérieure)</p> <p>Fréquence de l'imagerie : Quotidienne pendant 5 jours et ensuite 1 fois/semaine</p> <p>Repères : Anatomie osseuse</p> <p>Seuil d'action : 5 mm</p> <p>Durée : Non spécifiée</p> <p>Notes : Un plan de traitement « du jour » était sélectionné parmi trois plans comportant des marges différentes selon le volume de la vessie tel qu'apparaissant sur l'image kV CBCT</p>	<p><b>Qualité d'image</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Bonne visibilité des bordures de la vessie permettant la vérification du traitement</li> <li>▪ Présence d'artéfacts provenant de gaz intestinaux rendant les bordures moins visibles dans le plan transversal supérieur</li> </ul> <p><b>Précision</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Fiabilité interobservateurs : 70% des choix de PTV effectués à partir des images CBCT en salle de traitement étaient les mêmes pour deux observateurs</li> </ul> <p><b>Impacts cliniques</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Volume moyen de petit intestin épargné est <math>31 \pm 23</math> cm<sup>3</sup></li> <li>▪ 15/20 patients (75%) auraient bénéficié de marges réduites</li> <li>▪ La correction quotidienne des erreurs de positionnement permettrait de réduire les marges à 10 mm dans toutes les directions sauf en antérieur.</li> <li>▪ Les images acquises au cours des 3 premiers jours semblent suffisantes pour identifier les patients qui maintiennent un volume constant et ceux sujets à des changements de volume importants au cours du traitement</li> </ul>
McBain et al., 2006  Christie Hospital, UK	<p>Application : Vérification du positionnement</p> <p>Type d'appareil : Synergy, Elekta</p> <p>Type d'imagerie : kV CBCT</p> <p>Nombre : 1</p>	<p><b>Qualité d'image :</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Présence de plus d'artéfacts dans le bassin que dans les autres sites</li> <li>▪ Les bordures des organes sont partiellement visibles</li> </ul>

AUTEURS AFFILIATIONS	DESCRIPTION DES APPLICATIONS ET PROCÉDURES	CONSTATS
	<p>Diagnostic : Cancer de la vessie T2-3N0M0 TCC</p> <p>Traitements : Radiothérapie radicale (à visée curative)</p> <p># de fractions et doses : Non spécifiés</p> <p>Marges : Non spécifiées</p> <p>Fréquence de l'imagerie : 1 fois pendant toute la durée du traitement</p> <p>Repères : Non spécifiés</p> <p>Seuil d'action : Non spécifié</p> <p>Durée : Acquisition de l'image : 2,5 minutes</p> <p>Notes : Étude observationnelle visant à évaluer l'utilité clinique de l'imagerie kV CBCT pour la vérification du positionnement de même que la qualité de l'image</p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ La définition des bordures des tissus mous est inférieure à celle du CT scan mais le contraste de l'image est supérieur à celui de l'image portale</li> <li>▪ La définition des tissus mous varie selon 1) la taille du patient (meilleure pour les patients de plus petit poids), selon 2) la distension de la vessie (meilleure pour les vessies pleines) et selon 3) la quantité d'air intraluminal</li> <li>▪ Vérification facile de la position du CTV</li> <li>▪ Visibilité de la vessie dans le plan coronal</li> </ul> <p>Précision</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Non spécifiée</li> </ul> <p>Impacts cliniques</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Non spécifiés</li> </ul>

### 5.3.1.5 Cancer au système nerveux central

- Fondements théoriques de l'utilisation de l'IGRT pour le traitement du cancer au système nerveux central (SNC)

Selon Thilmann et ses collaborateurs (2006), la radiothérapie des tumeurs situées à proximité de la colonne vertébrale nécessite un positionnement très précis de la cible lorsque la dose requise excède le seuil de tolérance de la moelle épinière. C'est le cas pour des tumeurs malignes telles que les chordomes et les sarcomes et pour les métastases dans certains cas de retraitement. Pour Yamada et ses collaborateurs (2007), d'autres organes seraient aussi à risque, tels que l'œsophage, les reins et l'intestin. Dans leur revue de littérature sur le traitement des tumeurs à la colonne vertébrale guidé par image, ces auteurs suggèrent que la précision apportée par l'IGRT pourrait permettre de réduire les marges de traitement à moins de 2 mm sans risque de manquer la cible et avec des effets bénéfiques sur la réduction de la toxicité. Notamment, Lovelock et ses collaborateurs (2005) auraient mesuré des erreurs de positionnement allant jusqu'à 7 mm chez 30 patients positionnés sans IGRT et des erreurs plus petites ou égales à 2 mm avec l'IGRT. Yamada et ses collègues (2007) indiquent aussi que de plus fortes doses de radiation, en doses absolues ou en hypofraction, pourraient être administrées avec l'IGRT. Guckenberger et ses collaborateurs (2006) notent aussi que l'IMRT avec forts gradients de doses à la moelle épinière nécessite le recours à l'imagerie guidée. Selon Yamada et ses collègues (2007), l'IMRT guidée par image permettrait de donner de hautes doses de radiation à proximité de la colonne vertébrale. Ces auteurs ajoutent qu'en réduisant les incertitudes de positionnement, les marges pourraient être réduites, diminuant ainsi le volume de tissus sains irradiés et la toxicité. De plus hautes doses de radiation pourraient être également administrées, améliorant ainsi le contrôle local de la tumeur.

Yamada et ses collaborateurs (2007) décrivent les indications pour l'IMRT guidée par image au Memorial Sloan-Kettering Cancer Center à New York. Selon ces auteurs, l'IMRT guidée par image ne serait pas efficace pour les patients souffrant de tumeurs radiorésistantes à la colonne vertébrale avec un grade élevé de malignité causant une compression épidurale. Ces patients reçoivent d'abord un traitement par chirurgie avant l'IMRT guidée par image. L'IMRT guidée par image ne serait pas non plus efficace dans les cas d'instabilité mécanique de la colonne (douleur causée par le mouvement) qui requièrent préalablement une chirurgie pour décompression et stabilisation. Toutefois, pour ces deux types de patients qui ont besoin d'une chirurgie, le contrôle local de la tumeur dépend de l'efficacité de la thérapie adjuvante. En effet, selon Yamada et ses collègues (2007), l'IMRT guidée par image améliore le contrôle de la tumeur en comparaison avec la radiothérapie standard pour les tumeurs radiorésistantes telles que l'hypernephrome, le mélanome, le chordome et le chondrosarcome. De plus l'IMRT guidée par image serait efficace en tant que thérapie initiale ou postopératoire chez les patients avec des indications chirurgicales. Plus de détails sur l'expérience clinique à cet hôpital sont fournis dans le tableau décrivant les procédures.

Pour leur part, McBain et ses collaborateurs (2006) suggèrent qu'une haute résolution des tissus mous n'est pas nécessaire, pour le SNC comme pour les tumeurs tête et cou, puisque les patients peuvent actuellement être immobilisés confortablement et avec précision, ce qui diminue les erreurs de positionnement. Pour le SNC, l'imagerie CT scan ne permettrait pas de définir avec précision la bordure pour un bon nombre de tumeurs. Cependant, comme peu de mouvements internes se produisent, il serait valable de vérifier le positionnement à l'aide de l'anatomie osseuse, selon certains auteurs (McBain et al., 2006; Thilmann et al., 2006). L'imagerie en 3D peut aussi fournir une visualisation du volume complet de la tumeur et une évaluation plus précise des erreurs de rotation, selon McBain et ses collègues (2006). Pour leur part, Guckenberger et ses collaborateurs (2006) indiquent que pour le traitement de tumeurs de forme allongée comme celles retrouvées dans les cancers tête et cou et les tumeurs paraspinales, même de petites erreurs de rotation pourraient causer des déplacements importants à l'extrémité de la cible. Dans leur étude, les erreurs de rotation auraient augmenté de façon importante la dose maximale à la moelle épinière chez un

patient traité pour des métastases à la colonne vertébrale. Pour cette raison, l'imagerie en 3D serait indiquée pour ce type de tumeur, en particulier lors d'un traitement de stéréotaxie ou d'IMRT avec un fort gradient de doses (Guckenberger et al., 2006).

- **Description des applications**

Le tableau 7 décrit l'expérience de centres de radio-oncologie qui utilisent le kV CBCT pour la vérification du positionnement des patients atteints du cancer au SNC. S'ajoute à ces centres le PMH où on mentionne aussi cette application.

**TABLEAU 7 Description des applications et des procédures d'utilisation du CBCT dans le traitement du cancer au SNC et constats**

AUTEURS AFFILIATIONS	DESCRIPTION DES APPLICATIONS ET PROCÉDURES	CONSTATS
Yamada et al., 2007 Memorial Sloan-Kettering Cancer Center, New York	<p>Application : Vérification du positionnement</p> <p>Type d'appareil : Synergy, Elekta</p> <p>Type d'imagerie : kV CBCT</p> <p>Nombre : 120</p> <p>Diagnostic : Tumeurs à la colonne vertébrale</p> <p>Traitements : 3 types de traitement pour l'IMRT guidée par image : une seule fraction, radiation hypofractionnée et thérapie standard</p> <p># de fractions et doses :</p> <ol style="list-style-type: none"> <li>1) Une seule fraction (18-24 Gy) pour des tumeurs métastatiques radiorésistantes chez des patients n'ayant pas été déjà irradiés</li> <li>2) Radiation hypofractionnée (20 Gy en 4-5 fractions) pour re-traiter des tumeurs métastatiques récurrentes après un traitement conventionnel de radiothérapie</li> <li>3) Thérapie standard (66 Gy en 37 fractions) pour des tumeurs primaires de la colonne vertébrale telles que chordome et chondrosarcome en accord avec les doses avec faisceaux de protons</li> </ol> <p>Marges : Non spécifiées</p> <p>Fréquence de l'imagerie :</p> <ol style="list-style-type: none"> <li>1. Quotidienne</li> <li>2. À plusieurs reprises durant le traitement et repositionnement du patient durant le traitement (cette procédure est particulièrement appropriée lorsqu'une unité kV double est disponible dans la salle de traitement car les images peuvent être prises fréquemment durant le traitement sans prolonger indûment la procédure)</li> </ol> <p>Repères : Structure osseuse</p> <p>Seuil d'action : Non spécifié</p>	<p><b>Qualité d'image</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>Image plus détaillée qu'avec l'imagerie portale, en particulier de la structure osseuse</li> <li>L'avantage du CBCT est qu'il fournit de l'information sur la position des lésions sans devoir utiliser des implants (grains d'or). Cet avantage est spécialement important pour les tissus mous où l'imagerie fluoroscopique 2D ne permet pas de visualiser les lésions sans marqueurs. Des images 3D sont donc moins essentielles pour les lésions paraspinales. Mais sans images 3D, les erreurs de rotation sont difficiles à reconnaître</li> </ul> <p><b>Précision</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>Non spécifiée</li> </ul> <p><b>Impacts cliniques</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>L'IMRT guidée par image permet de délivrer des doses tumoricides à la tumeur en épargnant la moelle épinière</li> <li>L'IMRT guidée par image à fraction unique est utile et peut permettre de retourner les patients plus rapidement à une thérapie systémique qu'avec la radiothérapie conventionnelle délivrée en 10 à 15 fractions</li> <li>L'IMRT guidée par image semble procurer un meilleur contrôle local de la tumeur que la radiothérapie conventionnelle en particulier pour les tumeurs radiorésistantes telles que</li> </ul>

AUTEURS AFFILIATIONS	DESCRIPTION DES APPLICATIONS ET PROCÉDURES	CONSTATS
	<p>Durée : Non spécifiée</p> <p>Notes : Aucune autre option de traitement n'était possible pour ces patients</p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>mélanomes, hypernephromes, et carcinomes du poumon et du colon (Yamada et al., 2005)</li> <li>■ Pour les 120 patients traités, aucun cas de myélopathie ou radiculopathie</li> </ul>
McBain et al., 2006 Christie Hospital, UK	<p>Application : Vérification du positionnement</p> <p>Type d'appareil : Synergy, Elekta</p> <p>Type d'imagerie : kV CBCT</p> <p>Nombre : 3</p> <p>Diagnostic : Patient 1 : adénome pituitaire, patient 2 : méningiome tentorial, patient 3 astrocytome thalamique de type anaplasique</p> <p>TraITEMENT : Patient 1 : radiothérapie radicale (à visée curative), patient 2 : radiothérapie postopératoire et patient 3 : radiochimiothérapie radicale (à visée curative)</p> <p># de fractions et doses : Non spécifiés</p> <p>Marges : Non spécifiées</p> <p>Fréquence de l'imagerie : 1 fois pendant toute la durée du traitement</p> <p>Repères : Non spécifiés</p> <p>Seuil d'action : Non spécifié</p> <p>Durée : Acquisition de l'image : 2,5 minutes</p> <p>Notes : Étude observationnelle visant à évaluer l'utilité clinique de l'imagerie kV CBCT pour la vérification du positionnement de même que la qualité de l'image</p>	<p>Qualité d'image</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>■ Excellente définition des interfaces des os, de l'air et des tissus mous</li> <li>■ Meilleure visualisation des repères osseux qu'avec l'imagerie portale</li> <li>■ Il n'a pas été possible, dans aucun des 3 cas, de distinguer les bordures de la tumeur. Cela n'était pas inattendu car les tumeurs dans cette région sont souvent peu visibles</li> </ul> <p>Précision</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>■ Supérieure aux images 2D pour la vérification du positionnement de l'anatomie osseuse</li> <li>■ Vérification plus facile et avec plus de confiance de la couverture du CTV qu'avec l'imagerie portale</li> </ul> <p>Impacts cliniques</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>■ Non spécifiés</li> </ul>
Thilmann et al., 2006 German Cancer Research Center, Allemagne	<p>Application : Vérification du positionnement</p> <p>Type d'appareil : OCS, Siemens</p> <p>Type d'imagerie : kV CBCT (ajout du système d'imagerie kV CBCT à l'accélérateur linéaire</p> <p>Nombre : 2</p>	<p>Qualité d'image</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>■ Suffisante</li> <li>■ Bonne visibilité des structures d'intérêt dans le CT scan initial et le CBCT en position de traitement</li> </ul>

AUTEURS AFFILIATIONS	DESCRIPTION DES APPLICATIONS ET PROCÉDURES	CONSTATS
	<p>Diagnostic : Patient 1 : chondome inopérable à la région lombo-sacrée, patient 2 : récurrence de sarcome aux tissus mous de la région lombaire</p> <p>TraITEMENT : IMRT fractionnée</p> <p># de fractions et doses : Non spécifiés</p> <p>Marges : Non spécifiées</p> <p>Fréquence de l'imagerie : Quotidienne</p> <p>Repères : Structure osseuse</p> <p>Seuil d'action : Translations : 2 mm, rotations : 2 degrés</p> <p>Durée : Imagerie: 7 à 10 minutes; prolongée de 2-3 minutes si correction requise</p> <p>Notes : Préférence donnée à un appariement manuel des images fondé sur le volume des tumeurs plutôt qu'à un algorithme</p>	<p>Précision</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Non spécifiée</li> </ul> <p>Impacts cliniques</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Non spécifiés</li> </ul>
Fox et al., 2006 Emory University, Atlanta	<p>Application : Vérification du positionnement</p> <p>Type d'appareil : OBI, Varian</p> <p>Type d'imagerie : KV 2D</p> <p>Nombre : 47 (377 fractions)</p> <p>Diagnostic : Cancers SNC</p> <p>TraITEMENT : Non spécifié</p> <p># de fractions et doses : Non spécifiés</p> <p>Marges : Non spécifiées</p> <p>Fréquence de l'imagerie : Quotidienne</p> <p>Repères : Non spécifiés</p> <p>Seuil d'action : Initialement 10 mm transversal et 2 degrés rotation</p> <p>Durée : En moyenne, 4,4 minutes de plus</p> <p>Notes : <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Les cancers tête et cou et au SNC constituent 35% des séances avec OBI</li> <li>▪ La procédure deviendra routinière pour tous les patients</li> </ul> </p>	<p>Qualité d'image</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Non spécifiée</li> </ul> <p>Précision</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Amélioration</li> </ul> <p>Impacts cliniques</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Non spécifiés</li> </ul>

AUTEURS AFFILIATIONS	DESCRIPTION DES APPLICATIONS ET PROCÉDURES	CONSTATS
	<ul style="list-style-type: none"> <li>■ L'utilisation de l'appariement automatique des images réduira encore davantage la durée de la séance</li> </ul>	
Oelfke et al., 2006 German Cancer Research Center, Allemagne	<p>Application : Vérification automatique du positionnement</p> <p>Type d'appareil : Primus™, Siemens</p> <p>Type d'imagerie : kV CBCT (ajout du système d'imagerie kV CBCT à l'accélérateur linéaire)</p> <p>Nombre : 6</p> <p>Diagnostic : Cancers de la prostate, poumon, chondrome sacré, tête et cou et tumeur paradorsale</p> <p>Traitement : Radiothérapie stéréotaxique fractionnée (<math>n = 6</math>) dont 5 avec IMRT</p> <p># de fractions et doses : Non spécifiées</p> <p>Marges : Non spécifiées</p> <p>Fréquence de l'imagerie : Quotidienne</p> <p>Repères : Non spécifiés</p> <p>Seuil d'action : Translations : 2mm</p> <p>Durée : Acquisition : 1,5 minutes, reconstruction d'image : 2 minutes, fusion d'images : de 30 secondes à 2 minutes. Total de la séance : entre 4 et 5,5 minutes</p> <p>Notes : La description et les constats se rapportent à l'ensemble des sites tumoraux étudiés</p>	<p>Qualité d'image</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>■ Qualité habituellement satisfaisante et suffisante pour détecter les variations anatomiques</li> <li>■ Légèrement plus de bruit qu'avec le CT scan et sujet à des artefacts liés principalement à la radiation diffusée (<i>scattered radiation</i>) créée dans le patient</li> <li>■ Les repères osseux faciles à détecter sur toutes les images</li> <li>■ Il reste place à l'amélioration pour la qualité de l'image (réduction du rayonnement diffus) et la rapidité de la reconstruction</li> </ul> <p>Précision</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>■ Non spécifiée</li> </ul> <p>Impacts cliniques</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>■ Non spécifiés</li> </ul>

### 5.3.1.6 Cancer du foie

- Fondements théoriques de l'utilisation de l'IGRT pour le traitement du foie

Selon Hawkins et ses collaborateurs (2006), l'utilisation de l'imagerie portale, pour le positionnement des patients traités pour le cancer du foie, en utilisant le diaphragme pour repérer le foie, améliorerait la précision par rapport à un positionnement non guidé par image. Par contre, l'imagerie portale ne permettrait que de discerner une projection du diaphragme. Toujours selon ces auteurs, l'utilisation du kV CBCT permettrait de visualiser le foie et les tissus mous environnants en 3D avec un potentiel de précision accrue. Les auteurs ajoutent que le guidage par image 3D devrait améliorer la précision, en particulier pour les patients avec des tumeurs éloignées du diaphragme ou à proximité de l'intestin ou autre organe à risque. La taille de la tumeur, sa localisation, le volume de foie irradié et la dose prescrite auraient aussi un impact sur le contrôle de la tumeur et sur la diminution des effets toxiques.

Selon Dawson et Sharpe (2006), il serait nécessaire de tenir compte de la respiration du patient dans le traitement du cancer du foie tout comme dans le traitement du cancer du poumon. En effet, selon ces auteurs, des changements dans la position de la tumeur par rapport à la structure osseuse, un trajet différent de la tumeur durant les phases inspiratoire et expiratoire et des variations interfractionnelles de l'amplitude du cycle respiratoire et de la reproductibilité du mouvement auraient été observés. Dawson et Sharpe (2006) ajoutent que ces mouvements de l'organe pourraient causer un écart entre la dose de radiation planifiée et la dose délivrée. L'effet de flou (*blurring*) causé par le mouvement pourrait en effet réduire la dose à la cible et augmenter la dose aux tissus sains. Le volume de tissus sains irradiés pourrait être réduit si le patient retient son souffle durant le traitement (technique de retenue de souffle). La reproductibilité de la position du foie avec cette technique aurait été vérifiée dans des études qui semblent démontrer que la stabilité de la position intrafractionnelle du diaphragme relativement au corps vertébral est bonne. Ces études montreraient toutefois une variabilité interfractionnelle. Pour cette raison, le guidage quotidien par image pour les cancers abdominaux immobilisés par retenue de souffle serait indiqué (Dawson et Sharpe, 2006). Selon Hawkins et ses collaborateurs (2006), le guidage par kV CBCT pour les patients traités avec une technique de retenue de souffle serait réalisable. Chez des patients traités avec une radiothérapie conformationnelle guidée par images MV 2D (utilisant le diaphragme comme substitut pour le foie) et avec une technique de retenue de souffle, ces auteurs auraient observé que l'erreur résiduelle dans la position du foie était supérieure à 5 mm (maximum 12 mm) dans un tiers des fractions (4 sur 13). L'imagerie en 3D pourrait donc améliorer le positionnement pour un tiers des patients.

- Description des applications

Les applications pour la vérification du positionnement pour le traitement du cancer du foie sont décrites dans le Tableau 8.

### 5.3.1.7 Autres sites tumoraux

- Description des applications

Certains chercheurs rapportent une utilisation moins fréquente du CBCT pour la vérification du positionnement pour d'autres indications que celles décrites précédemment. Ces applications sont décrites dans le Tableau 9.

TABLEAU 8 Description des applications et des procédures d'utilisation du CBCT dans le traitement du cancer du foie et constats

AUTEURS AFFILIATIONS	DESCRIPTION DES APPLICATIONS ET PROCÉDURES	CONSTATS
Hawkins et al., 2006 PMH, Toronto	<p>Application : Vérification du positionnement</p> <p>Type d'appareil : Synergy, Elekta</p> <p>Type d'imagerie : Images portales MV 2D (75 images; utilisées pour le positionnement) et kV CBCT (72 images)</p> <p>Nombre : 13</p> <p>Diagnostic : Carcinome hépatocellulaire (n=8), cholangiocarcinome (n=1) et métastases au foie (n=4)</p> <p>TraITEMENT : 1 Radiothérapie conformatiONnelle (SBRT) avec technique de retenue de souffle</p> <p># de fractions et doses : 6 X 25,8 à 54 Gy</p> <p>Marges : 5 mm</p> <p>Fréquence de l'imagerie : Quotidienne</p> <p>Repères : Foie</p> <p>Seuil d'action : Non spécifié</p> <p>Durée : Moyenne de 23 minutes (10-45 minutes) par séance avec les deux types d'imagerie</p> <p>Notes : Le guidage avec substance de contraste intraveineuse pourrait constituer une option acceptable dans des protocoles de traitement hypofractionné</p>	<p>Qualité d'image</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>Potentiel d'amélioration de la qualité des images CBCT pour les structures de la partie supérieure de l'abdomen</li> <li>Le plus grand défi est la visualisation de la tumeur au foie. Dans la présente étude, les tumeurs n'étaient pas visibles pour la majorité des patients</li> </ul> <p>Précision</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>L'appariement des images basé sur les tissus mous du foie permet un positionnement plus précis qu'avec le diaphragme</li> <li>Les données volumétriques peuvent être utilisées pour estimer la dose délivrée aux tissus sains et les risques de complications</li> <li>Fiabilité intraobservateurs : excellente reproductibilité de l'appariement des images</li> </ul> <p>Impacts cliniques</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>Non spécifiés</li> </ul>
Sorcini et Tilikidis, 2006 Karolinska University Hospital, Stockholm	<p>Application : Vérification du positionnement</p> <p>Type d'appareil : OBI, Varian</p> <p>Type d'imagerie : kV CBCT</p> <p>Nombre : Non spécifié</p> <p>Diagnostic : Métastases au poumon ou au foie</p> <p>TraITEMENT : Non spécifié</p> <p># de fractions et doses : Non spécifiés</p> <p>Marges : Non spécifiées</p>	<p>Qualité d'image</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>Qualité légèrement inférieure au CT conventionnel et présence d'artéfacts</li> <li>Qualité améliorée par le remplacement du recouvrement de la table par un composite homogène en fibre de carbone et par la diminution du champ de visée (FOV)</li> </ul> <p>Meilleure qualité en mode « plein éventail » (full fan)</p>

AUTEURS AFFILIATIONS	DESCRIPTION DES APPLICATIONS ET PROCÉDURES	CONSTATS
	<p>Fréquence de l'imagerie : Quotidienne</p> <p>Repères : Tissus mous</p> <p>Seuil d'action : Non spécifié</p> <p>Durée : Ajoute 5 minutes</p> <p>Notes :</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Dans certains cas, la vérification du positionnement est aussi faite avec des images orthogonales kV-kV</li> <li>▪ L'application la plus bénéfique dans leur département est la correction du positionnement avec le CBCT pour le traitement hypofractionné des métastases au poumon et au foie</li> </ul>	<p>Précision</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Non spécifiée</li> </ul> <p>Impacts cliniques</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Non spécifiés</li> </ul>

**TABLEAU 9 Description des applications et des procédures d'utilisation du CBCT dans le traitement de différents sites tumoraux et constats**

AUTEURS SITES	DESCRIPTION DES APPLICATIONS ET PROCÉDURES	CONSTATS
Bissonnette et Li, communication personnelle, 2007, PMH, Toronto	<p>Application : Vérification du positionnement</p> <p>Type d'appareil : OBI, Varian et Synergy, Elekta</p> <p>Type d'imagerie : kV CBCT</p> <p>Nombre : Non spécifié</p> <p>Indications :</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Clientèle pédiatrique</li> <li>▪ Traitements stéréotaxiques du poumon, du foie, du cerveau et de la colonne vertébrale</li> <li>▪ Irradiation partielle du sein</li> <li>▪ Cancer de la partie supérieure du tractus gastrointestinal</li> <li>▪ Retraitements d'un patient</li> <li>▪ Patient porteur d'une prothèse de hanche bilatérale</li> <li>▪ Sites utilisant les tissus mous comme repères tels que pour les surdosages (<i>boost</i>) d'IMRT pour les cancers gynécologiques, les cancers de la prostate sans grains d'or, les traitements stéréotaxiques du poumon</li> </ul> <p>Traitement : Non spécifié</p> <p># de fractions et doses : Non spécifié</p> <p>Marges : Non spécifiées</p> <p>Fréquence de l'imagerie : Quotidienne</p> <p>Repères : Tissus mous, grains d'or, structure osseuse (selon le site)</p> <p>Seuil d'action : Non spécifié</p> <p>Durée : Variable selon le site</p> <p>Notes : Aucune</p>	<p>Qualité d'image</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Chez les enfants, la minéralisation de l'ossature est incomplète et l'imagerie CBCT s'avère particulièrement utile pour améliorer la qualité des images</li> </ul> <p>Précision</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Non spécifiée</li> </ul> <p>Impacts cliniques</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Pour les patients porteurs d'une prothèse de hanche bilatérale, le CBCT permet l'escalade de dose et le contrôle de la tumeur</li> </ul>
Perkins et al., 2006 Emory University School of Medicine, Atlanta	<p>Application : Vérification du positionnement</p> <p>Type d'appareil : OBI, Varian</p> <p>Type d'imagerie : kV CBCT 2D</p>	<p>Qualité d'image</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Non spécifiée</li> </ul> <p>Précision</p>

AUTEURS SITES	DESCRIPTION DES APPLICATIONS ET PROCÉDURES	CONSTATS
	<p>Nombre : 14 patients (276 images)</p> <p>Diagnostic : Cancer gastrique non métastatique (n= 13) et liposarcome rénal (n = 1)</p> <p>TraITEMENT : Non spécifié</p> <p># de fractions et doses : Non spécifiés</p> <p>Marges : Non spécifiées</p> <p>Fréquence de l'imagerie : Non spécifiée</p> <p>Repères : Structure osseuse ou clips chirurgicaux radiopaques</p> <p>Seuil d'action : Non spécifié</p> <p>Durée : Non spécifiée</p> <p>Notes : Aucune</p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Non spécifiée</li> </ul> <p><b>Impacts cliniques</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>Réduction de l'incertitude dans la dose délivrée, amenant potentiellement un meilleur contrôle local de la tumeur et une réduction de la toxicité</li> </ul>
Fox et al., 2006 Emory University, Atlanta	<p>Application : Vérification du positionnement</p> <p>Type d'appareil : OBI, Varian</p> <p>Type d'imagerie : kV 2D</p> <p>Nombre : Cancer du sein (n=36; 359 fractions); Cancer gastrique (n=30; 300 fractions); clientèle pédiatrique (n=26; 57 fractions)</p> <p>Diagnostic : Cancer gastrique, cancer du sein, clientèle pédiatrique</p> <p>TraITEMENT : Non spécifié</p> <p># de fractions et doses : Non spécifiés</p> <p>Marges : Non spécifiées</p> <p>Fréquence de l'imagerie : Quotidienne</p> <p>Repères : Non spécifiés</p> <p>Seuil d'action : Initialement 10 mm transversal et 2 degrés rotation</p> <p>Durée :</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>Imagerie : 4,5 minutes pour le cancer du sein</li> <li>Imagerie : 5,5 minutes pour le cancer gastrique</li> <li>Imagerie : 5,0 minutes pour la clientèle pédiatrique</li> </ul> <p>Notes : Aucune</p>	<p><b>Qualité d'image</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>Non spécifiée</li> </ul> <p><b>Précision</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>Non spécifiée</li> </ul> <p><b>Impacts cliniques</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>Non spécifiés</li> </ul>

AUTEURS SITES	DESCRIPTION DES APPLICATIONS ET PROCÉDURES	CONSTATS
McBain et al., 2006 Christie Hospital, UK	<p>Application : Vérification du positionnement</p> <p>Type d'appareil : Synergy, Elekta</p> <p>Type d'imagerie : kV CBCT</p> <p>Diagnostic et nombre de patients :</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Adénocarcinome du sein gauche T1–2N0M0 (n=3)</li> <li>▪ Sarcome des tissus mous des membres inférieurs (n=3)</li> <li>▪ Cancer de la partie supérieure du tractus gastrointestinal (n=3), dont 1 carcinome à petites cellules de l'oesophage T3N0M0, 1 adénocarcinome de l'estomac T3N0M1 et 1 cholangiocarcinome T2N0M0</li> <li>▪ Cancer du rectum : adénocarcinome T3–4N0M0 (n=3)</li> </ul> <p>Traitements :</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Cancer du sein : radiothérapie adjuvante</li> <li>▪ Sarcome des tissus mous : traitement radical (à visée curative) de radiothérapie des membres inférieurs</li> <li>▪ Carcinome à petites cellules de l'œsophage : traitement radical (à visée curative) de radiothérapie; adénocarcinome de l'estomac : traitement de chimioradiothérapie postopératoire; cholangiocarcinome : radiothérapie palliative</li> <li>▪ Cancer du rectum : radiothérapie préopératoire (chimioradiothérapie) sur de grands champs de traitement comprenant les ganglions lymphatiques</li> </ul> <p># de fractions et doses : Non spécifiés</p> <p>Marges : Non spécifiées</p> <p>Fréquence de l'imagerie : 1 fois pendant toute la durée du traitement</p> <p>Repères : Non spécifiés</p> <p>Seuil d'action : Non spécifié</p> <p>Durée : Acquisition de l'image : 2,5 minutes</p> <p>Notes : Aucune</p>	<p>Qualité d'image</p> <p>Cancer du sein :</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Les images volumétriques du sein (190°) fournissent une bonne résolution de la paroi de la cage thoracique, du cœur et des poumons</li> <li>• Vérification aisée du traitement du cancer du sein</li> </ul> <p>Sarcome des tissus mous :</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Images supérieures aux images portales et proches de la qualité du CT scan de planification</li> <li>• Bonne délinéation des tissus mous (muscles « muscle planes » et vaisseaux sanguins). Comme il s'agit d'un traitement postopératoire, il n'est pas possible de commenter sur la visibilité de la tumeur</li> </ul> <p>Cancer du rectum :</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Qualité adéquate pour vérifier la couverture du CTV. Il aurait été possible de vérifier de plus petits champs de traitement</li> </ul> <p>Précision</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Non spécifiés</li> </ul> <p>Impacts cliniques</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Non spécifiés</li> </ul>

AUTEURS SITES	DESCRIPTION DES APPLICATIONS ET PROCÉDURES	CONSTATS
Sorcini et Tilikidis, 2006 Karolinska University Hospital, Stockholm	<p>Application : Vérification du positionnement</p> <p>Type d'appareil : OBI, Varian</p> <p>Type d'imagerie : kV 2D</p> <p>Nombre : Non spécifié</p> <p>Diagnostic : Cancer gynécologique et cancer du cerveau</p> <p>Traitement : Non spécifié</p> <p># de fractions et doses : Non spécifiés</p> <p>Marges : Non spécifiées</p> <p>Fréquence de l'imagerie : Quotidienne</p> <p>Repères : Non spécifié</p> <p>Seuil d'action : Non spécifié</p> <p>Durée : Non spécifiée</p> <p>Notes : Aucune</p>	<p>Qualité d'image</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Non spécifiée</li> </ul> <p>Précision</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Non spécifiée</li> </ul> <p>Impacts cliniques</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Non spécifiés</li> </ul>
Bessner, communication personnelle, 2007, CHUM, Montréal	<p>Application : Vérification du positionnement</p> <p>Type d'appareil : OBI, Varian</p> <p>Type d'imagerie : kV 2D</p> <p>Nombre : Non spécifié</p> <p>Diagnostic : Cancer gynécologique (patientes obèses)</p> <p>Traitement : Non spécifié</p> <p># de fractions et doses : Non spécifiés</p> <p>Marges : Non spécifiées</p> <p>Fréquence de l'imagerie : Quotidienne</p> <p>Repères : Non spécifiés</p> <p>Seuil d'action : Non spécifié</p> <p>Durée : Non spécifiée</p> <p>Notes : Aucune</p>	<p>Qualité d'image</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Non spécifiée</li> </ul> <p>Précision</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Non spécifiée</li> </ul> <p>Impacts cliniques</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Non spécifiés</li> </ul>

## 5.4 L'implantation de l'accélérateur linéaire avec imagerie embarquée Cone-beam

Des entretiens téléphoniques et un questionnaire ont été utilisés comme moyens pour prendre connaissance des stratégies d'implantation de l'imagerie embarquée dans deux centres hospitaliers universitaires: le CHUM et le PMH. Les résultats recueillis sont décrits en détail à l'annexe F. On retrouve également un article portant spécifiquement sur l'implantation de la technologie CBCT dans la littérature scientifique (Fox et al., 2006). Les sections qui suivent décrivent les indications et les procédures initiales, les stratégies de développement des compétences et les principaux impacts organisationnels observés.

### 5.4.1 Les indications et les procédures initiales lors de l'implantation

L'accélérateur linéaire avec imagerie embarquée est utilisé au CHUM depuis octobre 2006. On retrouve dans ce centre hospitalier onze accélérateurs dont un est équipé avec la technologie OBI kV 2D (Varian). L'ajout d'un appareil additionnel est prévu pour octobre 2007 et un autre appareil est actuellement en demande. Pour sa part, le PMH utilise cette technologie depuis octobre 2003. Au total, ce centre utilise seize accélérateurs dont quatorze sont équipés avec la technologie CBCT (Varian et Elekta).

En ce qui concerne les indications et les procédures retenues en priorité lors de l'implantation de cet appareil, les deux centres hospitaliers ont démarré avec les cas de cancer de la prostate avec implants de grains d'or. Les raisons justifiant cette indication au CHUM étaient le grand volume de patients et la disponibilité insuffisante d'un seul appareil d'ultrasons pour la localisation de la tumeur. Au PMH, le choix découlait de leur expérience préalable avec l'IGRT (avec ultrasons) dans les cas de cancers de la prostate avec grains d'or. Le PMH a poursuivi en utilisant les tissus mous comme repère chez les patients pour lesquels l'insertion de grains d'or était difficile. On a aussi introduit des clientèles pour lesquelles l'appariement des images était difficile avec l'imagerie portale, notamment la clientèle pédiatrique, les cas de cancer du poumon de même que les patients recevant un retraitement. Le type d'imagerie utilisé est différent d'un centre hospitalier à l'autre; le CHUM utilise l'imagerie OBI kV 2D et le PMH, le kV CBCT. Les deux centres procèdent maintenant à l'acquisition quotidienne des images.

### 5.4.2 Les stratégies de développement des compétences

Dans les deux centres hospitaliers, certains physiciens et technologues ciblés ont reçu la formation donnée par le manufacturier hors site et sur le site. Pour sa part, le CHUM a limité la rotation du personnel utilisant le nouvel appareil au cours des premiers mois afin de lui permettre de bien maîtriser la technique d'utilisation de cette technologie. Au PMH, on a constitué une équipe, composée d'un radio-oncologue, d'un physicien et d'un technologue qui ont été libérés de leurs activités, pour se consacrer entièrement à l'implantation de la technologie. Le PMH donne aussi un cours sur l'IGRT à tout le personnel. De plus, on a créé un poste de technologue cumulant des fonctions de recherche et de soutien à l'implantation. Pour Fox et ses collaborateurs (2006), l'amélioration de l'apprentissage est favorisée par le transfert des connaissances entre technologues et la familiarisation avec la procédure. De plus, ces auteurs observent que le recours à des équipes dédiées à temps plein permet de réduire la durée de la procédure.

### 5.4.3 Les impacts reliés à l'implantation

Lors du démarrage dans les deux centres hospitaliers, la durée de la séance de traitement a demandé deux fois plus de temps que le traitement conventionnel (30 au lieu de 15 minutes). Cette durée est supérieure à

celles observées dans la littérature. Lors de l'implantation, Fox et ses collaborateurs (2006) ont observé une prolongation de 7 à 8 minutes de la durée de la séance de traitement qui a par la suite été réduite à 4 ou 5 minutes de plus. Pour McBain et ses collègues (2006), la durée initiale d'acquisition d'image était augmentée de 5 à 10 minutes pour diminuer par la suite à deux minutes. Les raisons des différences observées ne sont pas établies. Les informations détaillées concernant la durée de chacune des étapes de la procédure de radiothérapie avec l'imagerie embarquée Cone-Beam sont présentées à l'annexe G.

La courbe d'apprentissage varie d'un centre à l'autre. La courbe s'est stabilisée au CHUM après environ trois semaines d'utilisation de l'appareil et au PMH, après deux à trois mois. Pour Fox et ses collaborateurs (2006), la courbe d'apprentissage se situe entre un et deux mois.

Par ailleurs, un autre impact de l'utilisation du CBCT concerne le besoin important d'espace disque pour l'entreposage des données. Moseley et ses collègues (2006) mentionnent que pour 547 images CBCT, 1098 gigabits (Gbit) de données sont entreposés en ligne. Pour leur part, Dawson et Jaffray (2006) suggèrent d'inclure, dans les coûts d'acquisition de l'IGRT, les montants reliés à l'entreposage des données. En ce qui concerne l'assurance-qualité, Dawson et Jaffray (2006) indiquent que celle-ci peut être intégrée aux activités existantes.

## 6. PRINCIPAUX CONSTATS

Plusieurs grands constats se dégagent des connaissances tirées de la littérature scientifique et des expériences relatées par les professionnels du CHUM et du PMH.

### Premier constat : les études recensées comportent des limites importantes

Parmi les documents consultés, on retrouve principalement des avis d'experts fondés sur une expérience clinique portant la plupart du temps sur un nombre restreint de patients, ce qui limite de façon importante le niveau de preuve scientifique. De plus, plusieurs auteurs ont des liens avec l'industrie ce qui soulève la possibilité de conflits d'intérêt.

### Second constat : une performance technique appropriée

En général, les commentaires des utilisateurs de l'accélérateur linéaire avec imagerie embarquée Cone-beam sont positifs quant à la performance technique. Plusieurs auteurs soulignent que les images kV CBCT seraient d'une qualité supérieure aux images portales et permettraient une vérification adéquate du positionnement des patients. Toutefois, on mentionne que les images kV CBCT comporteraient davantage d'artéfacts que les images CT et que leur qualité pourrait être encore améliorée.

En ce qui concerne la précision, les études cliniques ayant comparé des erreurs de positionnement évaluées avec des images kV CBCT et des images portales ont montré des différences moyennes de 2 mm ou moins entre les deux types d'imagerie. De plus, l'imagerie kV CBCT permet d'évaluer des erreurs de rotation, ce qui n'est pas possible avec l'imagerie portale en 2D. Une étude rapporte que des erreurs de rotations aussi petites que 2 degrés peuvent être décelées à l'aide d'images kV CBCT (Guckenberger et al., 2006). Il est difficile d'établir laquelle des technologies est la plus précise à partir des études ayant comparé les erreurs de positionnement mesurées par le biais du CBCT et de l'imagerie portale. Il n'existerait pas à ce jour de valeur de référence (mesure étalon) permettant d'établir la position exacte de la tumeur.

### Troisième constat : une efficacité clinique non démontrée

Un autre constat d'importance est l'absence d'essais cliniques qui empêche d'évaluer rigoureusement l'efficacité et l'innocuité de l'IGRT. Dans ce contexte, il est difficile de préciser si les avantages techniques de l'IGRT ou du CBCT se traduisent par des bénéfices cliniques réels et par conséquent de spécifier les catégories de patients pouvant le plus bénéficier de la technologie. De plus, il n'est pas démontré que les doses additionnelles de radiation associées à une imagerie plus fréquente soient exemptes d'effets indésirables. Quelques essais cliniques portant sur ces questions sont actuellement en cours. Toutefois, en raison des limites méthodologiques de la plupart de ces essais (devis observationnels, absence de groupe contrôle, échantillon restreint), il est probable qu'ils ne permettront pas, à court terme, de se prononcer avec un fort niveau de preuve scientifique sur l'efficacité et l'innocuité du CBCT.

Malgré l'absence d'essais cliniques démontrant l'efficacité de la technologie, certains chercheurs soutiennent néanmoins que des bénéfices théoriques existent. Toutefois, il n'est actuellement pas possible d'évaluer si des gains cliniques sont associés à un meilleur positionnement car les études ayant simulé l'impact de corrections faites avec l'IGRT sur la dose délivrée à la cible et aux tissus sains sont peu généralisables en raison du faible nombre de patients et des conditions idéales de traitement utilisées qui s'avèrent différentes de celles retrouvées dans le contexte clinique. Vraisemblablement, les bénéfices estimés dans ces études seraient par conséquent moins importants dans la réalité clinique.

Le gain que pourrait apporter l'IGRT sur la diminution des marges de traitement est également incertain. Selon Amols (Almos et al., 2006), la toxicité associée aux marges de traitement actuelles est acceptable même si ces marges sont plus grandes que les incertitudes de positionnement. De plus, étant donné les incertitudes dans la délinéation initiale de la tumeur, certains auteurs soulignent qu'il y a des limites à la réduction des champs et des marges de traitement (Cooper et al, 2007) et qu'une telle réduction pourrait être préjudiciable au traitement (Amols et al., 2006).

#### **Quatrième constat : les indications les plus fréquentes sont celles présentant une incidence plus élevée**

On rapporte une utilisation de l'accélérateur linéaire avec imagerie embarquée Cone-beam pour plus d'une douzaine d'indications dans la littérature scientifique et les centres consultés. Les indications rapportées le plus fréquemment sont le cancer de la prostate, le cancer du poumon et les cancers tête et cou. Il est toutefois possible que ces indications reflètent un biais de publication lié à leur incidence élevée dans la population plutôt qu'un avantage réel de la technologie pour ces indications. En effet, pour les cancers tête et cou, des auteurs soulignent que l'imagerie en 3D n'est pas toujours requise et que l'imagerie 2D est suffisante (McBain et al., 2006). D'autres auteurs soulignent que le traitement du cancer de la prostate est déjà efficace sans IGRT (Amols et al., 2006) et que d'autres types d'imagerie peuvent aussi être utilisés de manière satisfaisante (Boehmer et al., 2006; Bottke et Wiegel, 2007; Moseley et al., 2007).

#### **Cinquième constat : la principale application actuelle du CBCT est la vérification du positionnement du patient**

Un autre constat qui se dégage des documents et témoignages recueillis est qu'actuellement, la principale utilisation faite du CBCT est la vérification du positionnement des patients avant le traitement. L'imagerie kV CBCT n'est pas utilisée pour la planification du traitement car la qualité de l'image est inférieure à celle du CT scan, le standard pour la planification. Pour l'instant, il semble que la radiothérapie adaptative soit encore peu répandue, possiblement en raison des exigences de temps et de ressources nécessaires. Néanmoins, certains auteurs soulignent les avantages d'une radiothérapie adaptative qui tiendrait compte des variations dans la forme et la position de la tumeur pour diminuer les marges (Yan et al., 2005). Selon Jaffray (Amols, Jaffray et al., 2006), l'utilisation courante de marges génériques ne tenant pas compte des caractéristiques individuelles est insatisfaisante pour un traitement de qualité.

#### **Sixième constat : les procédures sont diversifiées et des changements de pratique sont rapportés**

Il est intéressant de noter qu'il existe actuellement une certaine variabilité entre les centres pour ce qui est des procédures utilisées pour un site tumoral donné. Par exemple, différents repères sont utilisés pour la vérification du positionnement des patients traités pour le cancer du poumon, soit la structure osseuse, les tissus mous et la tumeur. Similairement, certains centres utilisent l'imagerie kV 2D pour les cas de prostate alors que d'autres privilégient l'imagerie kV CBCT. Toutefois, on observe dans la plupart des centres une augmentation de la fréquence de l'imagerie qui, dans plusieurs cas, est maintenant réalisée quotidiennement. L'impact sur la durée des séances de traitement est difficile à évaluer car les durées rapportées sont variables d'un auteur à l'autre (entre 5 et 30 minutes) et les auteurs ne précisent pas toujours clairement quelles étapes (positionnement, imagerie, correction, traitement) sont incluses dans la durée spécifiée.

Selon Allison et ses collaborateurs (2006), plusieurs questions opérationnelles demeurent, notamment la méthode optimale pour l'IGRT, la gestion des données et leur transmission entre les étapes de planification et de traitement, la documentation dans le dossier du patient des déplacements effectués, la réalisation de l'assurance-qualité, la réduction de la complexité des logiciels et la définition de marges appropriées pour

l'IGRT. Au PMH, on mentionne aussi que l'entreposage des données peut nécessiter des ressources non négligeables.

#### **Septième constat : l'importance des stratégies d'implantation**

En ce qui concerne les stratégies d'implantation, les personnes consultées conseillent de débuter l'utilisation de l'imagerie embarquée (CBCT) pour le traitement du cancer de la prostate avec implants de grains d'or. Selon les personnes consultées au PMH, cette stratégie favoriserait un meilleur apprentissage des aspects techniques de l'appareil car la procédure est simple et bien maîtrisée (communication personnelle, Bissonnette, 2007). Dans les deux centres consultés ainsi que dans la littérature la courbe d'apprentissage est d'environ un à deux mois. Une fois l'apprentissage complété, on suggère au PMH de passer à d'autres types de cancers plus susceptibles de bénéficier des avantages de la technologie tels les sites exigeant une haute précision géométrique (communication personnelle, Bissonnette, 2007). Au PMH, on recommande la constitution d'une équipe de démarrage libérée de ses tâches pour se consacrer à l'implantation. Dans les deux centres, on recommande aussi de restreindre la rotation du personnel sur le nouvel appareil au cours des premiers mois pour favoriser la maîtrise de la technique.

## 7. DISCUSSION ET CONCLUSION

Cet avis préliminaire visait à préciser les meilleures indications pour optimiser l'utilisation de l'accélérateur linéaire avec imagerie embarquée Cone-Beam. Les articles récents portant sur l'efficacité du CBCT de même que de ses applications ont été privilégiés. D'autres articles traitant de sujets plus techniques tels que l'assurance-qualité, la dosimétrie, la synchronisation respiratoire, la reconstruction de doses ainsi que la modélisation de la déformation des organes ont été exclus. Éventuellement, ces informations pourront être d'intérêt selon les applications retenues pour l'utilisation de l'accélérateur linéaire avec imagerie embarquée Cone-Beam. Leur pertinence et applicabilité seront à apprécier par les experts concernés.

Bien qu'il ne soit pas possible de formuler avec certitude des recommandations quant aux meilleures indications et applications, quelques éléments pourront toutefois guider la réflexion à poursuivre par les équipes cliniques du CHUQ quant à l'utilisation de ce nouvel appareil. Pour ce faire, il est requis que la pratique actuelle liée à l'utilisation des autres types d'appareil de radiothérapie ainsi qu'à l'utilisation des différents types d'imagerie soit analysée à la lumière des avantages et des limites rapportés par les différents auteurs ayant décrit l'utilisation du nouvel appareil. Cette analyse comparative réalisée pour chaque site tumoral pourrait être guidée par le cadre d'analyse suivant :

### Au regard de la précision de l'image:

- Le gain en précision rapporté par les auteurs est-il suffisant pour induire des impacts cliniques importants (meilleure couverture du volume cible, réduction de la toxicité, des marges génériques et des effets secondaires)?
  - Ce gain justifie-t-il les ressources nécessaires (temps des technologues, entreposage des données) et les impacts possibles (délais pour les patients)?

### Au regard du type d'imagerie et de sa fréquence :

- Quel type d'imagerie est le plus approprié pour la vérification du positionnement?
  - L'imagerie portale (repères osseux adéquats, pas de prothèse causant des artéfacts, etc.)
  - L'imagerie kV kV (repères osseux et tissus mous)
  - L'imagerie kV CBCT (erreurs de rotation importantes (cibles allongées), organes présentant un bon contraste (poumons, tête et cou), etc.) en considérant la dose de radiation émise pour effectuer l'examen
- Les changements anatomiques (diminution de la tumeur, amaigrissement, mouvement) sont-ils suffisamment importants pour justifier une utilisation de l'imagerie sur une base régulière? Et à quelle fréquence?
- Les changements anatomiques (diminution de la tumeur, amaigrissement, mouvement) sont-ils suffisamment importants pour justifier une nouvelle planification du traitement?

### Au regard de l'organisation du travail :

- Quels outils sont nécessaires aux professionnels pour prendre des décisions relatives aux corrections à apporter au positionnement du patient (procédures, règles, protocoles, accès au médecin, formation)?

En ce qui concerne les stratégies utilisées par différents centres de radio-oncologie pour implanter la technologie, l'importance de limiter dans la mesure du possible la rotation du personnel au cours des premiers mois afin de faciliter la maîtrise de cette technologie est un élément à considérer.

À l'heure de conclure ce rapport, il est intéressant de noter que le Département de radio-oncologie a déjà amorcé la mise en place d'un Comité d'implantation chargé de déterminer les indications de traitement pour l'accélérateur linéaire avec imagerie embarquée Cone-beam à la lumière des informations transmises dans le cadre de cet avis préliminaire. De plus, la mise en service de l'appareil se déroule bien. Des technologues ont été assignés à l'utilisation de l'appareil et les plages-horaires pour les rendez-vous sont demeurées les mêmes. Les technologues rapportent que la durée additionnelle pour l'acquisition des images kV 2D est compensée par une réduction du temps requis pour le positionnement des patients en raison de la meilleure qualité des images. L'utilisation de l'imagerie en trois dimensions kV CBCT fera l'objet des travaux du Comité d'implantation.

Pour conclure, il reste à trouver un équilibre entre les bénéfices cliniques présumés de l'utilisation du CBCT et les ressources additionnelles requises pour l'imagerie et les procédures d'IGRT. Il importe également de tenir compte des risques potentiels associés à l'accumulation de doses additionnelles de radiation associés à l'imagerie. Dans ce contexte, il serait intéressant d'envisager le déploiement de cette technologie dans une perspective globale d'évaluation de dimensions telles que l'efficacité et l'innocuité ainsi que la précision et la performance technique de l'accélérateur linéaire avec imagerie embarquée de la compagnie Varian. Des essais cliniques sont également requis pour évaluer ces différentes dimensions.

## ANNEXE A Stratégie de recherche documentaire

BASES DE DONNÉES CONSULTÉES	
Bases de données produisant des synthèses	Cochrane library (Cochrane review, DARE et HTA (Agences d'évaluation et des modes d'intervention en santé), CRD
Bases de données produisant des articles scientifiques originaux	PubMed (Medline), Embase, Currents Contents
Guides de pratique clinique	National Guideline Clearinghouse, Guidelines International Network, National Institute for Health and Clinical Excellence, Associations de radiooncologues, Ordres des technologues en radiooncologie, Guidelines radiotherapy and oncology
Bases de données de recherches et essais cliniques	Cochrane Central Register of Controlled Trials
Moteurs de recherche sur internet	Google
Littérature grise	Sites Web des manufacturiers d'appareil d'IGRT Cone-beam (Varian, Siemens), site du symposium Astro IGRT (avril 2007)
Avis d'experts	Consultation d'experts provenant du CHUM et du Princess Margaret Hospital.
MOTS-CLÉS (descripteurs et mots libres) UTILISÉS	
(IGRT) OR (image guided radiotherapy ) OR (image guided radiation therapy ) OR (cone-beam) OR (cone beam) OR ( CBCT) OR (tomotherapy) OR (OBI) NOT (MRI) NOT (magnetic resonance imaging) NOT (ultrasoundography) NOT (positron-emission tomography) NOT (dentistry) NOT (radiosurgery) NOT (brachytherapy) NOT (algorithm*)	
CRITÈRES D'INCLUSION, D'EXCLUSION ET LIMITES	
Critères d'inclusion	Traitemen de radiothérapie avec l'IGRT, Cone-beam, MV CBCT, KV CBCT, OBI Toxicité Qualité de l'image, positionnement, durée des étapes du traitement
Critères d'exclusion	Traitemen en soins palliatifs Radiochirurgie Traitement stéréotaxie Reconstruction de dose Synchronisation respiratoire (gating) In-room CT On-rail KVCT Radiothérapie guide par la dose Imagerie biologique (PET) Curiethérapie Dentisterie MRI IMRT Coût ou efficience de la pratique
Limites	Période de 2004-2007 Langues anglaise et française

## ANNEXE B Liste des études dans lesquelles aucune extraction n'a été réalisée

LISTE DES ÉTUDES DANS LESQUELLES AUCUNE EXTRACTION N'A ÉTÉ RÉALISÉE
Amies, C., Bani-Hashemi, A., Celi, J. C., Grousset, G., Ghelmansarai, F., Hristov, D., et al. (2006). A multi-platform approach to image guided radiation therapy (IGRT), <i>Med Dosim</i> (Vol. 31, pp. 12-19).
Balter, J. M., & Kessler, M. L. (2007). Imaging and alignment for image-guided radiation therapy, <i>J Clin Oncol</i> (Vol. 25, pp. 931-937).
Bauman, G., Yartsev, S., Coad, T., Fisher, B., & Kron, T. (2005). Helical tomotherapy for craniospinal radiation, <i>Br J Radiol</i> (Vol. 78, pp. 548-552).
Beavis, A. W. (2004). Is tomotherapy the future of IMRT?, <i>Br J Radiol</i> (Vol. 77, pp. 285-295).
Boda-Heggemann, J., Walter, C., Rahn, A., Wertz, H., Loeb, I., Lohr, F., et al. (2006). Repositioning accuracy of two different mask systems-3D revisited: Comparison using true 3D/3D matching with cone-beam CT, <i>International Journal of Radiation Oncology Biology Physics</i> (Vol. 66, pp. 1568-1575).
Bortfeld, T. (2006). IMRT: A review and preview, <i>Physics in Medicine and Biology</i> (Vol. 51, pp. R363-R379).
Britton, K. R., Takai, Y., Mitsuya, M., Nemoto, K., Ogawa, Y., & Yamada, S. (2005). Evaluation of inter- and intrafraction organ motion during intensity modulated radiation therapy (IMRT) for localized prostate cancer measured by a newly developed on-board image-guided system, <i>Radiat Med</i> (Vol. 23, pp. 14-24).
Chang, E. L., Shiu, A. S., Lii, M. F., Rhines, L. D., Mendel, E., Mahajan, A., et al. (2004). Phase I clinical evaluation of near-simultaneous computed tomographic image-guided stereotactic body radiotherapy for spinal metastases, <i>Int J Radiat Oncol Biol Phys</i> (Vol. 59, pp. 1288-1294).
Chang, J., Mageras, G. S., Yorke, E., De Arruda, F., Sillanpaa, J., Rosenzweig, K. E., et al. (2007). Observation of interfractional variations in lung tumor position using respiratory gated and ungated megavoltage cone-beam computed tomography, <i>Int J Radiat Oncol Biol Phys</i> (Vol. 67, pp. 1548-1558).
Chen, J., Morin, O., Aubin, M., Bucci, M. K., Chuang, C. F., & Pouliot, J. (2006). Dose-guided radiation therapy with megavoltage cone-beam CT, <i>Br J Radiol</i> (Vol. 79 Spec No 1, pp. S87-98).
Closmann, J. J., & Schmidt, B. L. (2007). The Use of Cone Beam Computed Tomography as an Aid in Evaluating and Treatment Planning for Mandibular Cancer, <i>Journal of Oral and Maxillofacial Surgery</i> (Vol. 65, pp. 766-771).
Court, L. E., D'Amico, A. V., Kadam, D., & Cormack, R. (2006). Motion and shape change when using an endorectal balloon during prostate radiation therapy, <i>Radiother Oncol</i> (Vol. 81, pp. 184-189).
Court, L. E., Dong, L., Taylor, N., Ballo, M., Kitamura, K., Lee, A. K., et al. (2004). Evaluation of a contour-alignment technique for CT-guided prostate radiotherapy: an intra- and interobserver study, <i>Int J Radiat Oncol Biol Phys</i> (Vol. 59, pp. 412-418).
Daly, M. J., Siewerssen, J. H., Moseley, D. J., Jaffray, D. A., & Irish, J. C. (2006). Intraoperative cone-beam CT for guidance of head and neck surgery: Assessment of dose and image quality using a C-arm prototype, <i>Med Phys</i> (Vol. 33, pp. 3767-3780).
de Crevoisier, R., Kuban, D., & Lefkopoulos, D. (2006). [Image-guided radiotherapy by in-room CT-linear accelerator combination], <i>Cancer Radiother</i> (Vol. 10, pp. 245-251).
de Crevoisier, R., Tucker, S. L., Dong, L., Mohan, R., Cheung, R., Cox, J. D., et al. (2005). Increased risk of biochemical and local failure in patients with distended rectum on the planning CT for prostate cancer radiotherapy, <i>Int J Radiat Oncol Biol Phys</i> (Vol. 62, pp. 965-973).
Deurloo, K. E., Steenbakkers, R. J., Zijp, L. J., de Bois, J. A., Nowak, P. J., Rasch, C. R., et al. (2005). Quantification of shape variation of prostate and seminal vesicles during external beam radiotherapy, <i>Int J Radiat Oncol Biol Phys</i> (Vol. 61, pp. 228-238).
Duggan, D. M., Ding, G. X., Coffey, I. C. W., Kirby, W., Hallahan, D. E., Malcolm, A., et al. (2007). Deep-inspiration breath-hold kilovoltage cone-beam CT for setup of stereotactic body radiation therapy for lung tumors: Initial experience, <i>Lung Cancer</i> (Vol. 56, pp. 77-88).
Eng, T. Y., Thomas Jr, C. R., & Herman, T. S. (2006). Progress in the treatment of localized prostate cancer with external beam irradiation, <i>Expert Review of Anticancer Therapy</i> (Vol. 6, pp. 93-108).

## LISTE DES ÉTUDES DANS LESQUELLES AUCUNE EXTRACTION N'A ÉTÉ RÉALISÉE

- Fiorino, C., Dell'Oca, I., Pierelli, A., Broggi, S., Martin, E. D., Muzio, N. D., et al. (2006). Significant improvement in normal tissue sparing and target coverage for head and neck cancer by means of helical tomotherapy, *Radiotherapy and Oncology* (Vol. 78, pp. 276-282).
- Fuss, M., Salter, B. J., Herman, T. S., & Thomas, C. R., Jr. (2004). External beam radiation therapy for hepatocellular carcinoma: potential of intensity-modulated and image-guided radiation therapy, *Gastroenterology* (Vol. 127, pp. S206-217).
- Fuss, M., Shi, C., & Papanikolaou, N. (2006). Tomotherapeutic stereotactic body radiation therapy: Techniques and comparison between modalities, *Acta Oncologica* (Vol. 45, pp. 953-960).
- Gastelblum, P., Roelandts, M., & Van Houtte, P. (2006). External radiotherapy and prostate cancer, *European Urology, Supplements* (Vol. 5, pp. 487-490).
- Gayou, O., Parda, D. S., Johnson, M., & Miften, M. (2007). Patient dose and image quality from mega-voltage cone beam computed tomography imaging, *Med Phys* (Vol. 34, pp. 499-506).
- Gonzalez, V. J., Buchholz, D. J., Langen, K. M., Olivera, G. H., Chauhan, B., Meeks, S. L., et al. (2006). Evaluation of two tomotherapy-based techniques for the delivery of whole-breast intensity-modulated radiation therapy, *Int J Radiat Oncol Biol Phys* (Vol. 65, pp. 284-290).
- Guckenberger, M., Meyer, J., Wilbert, J., Baier, K., Mueller, G., Wulf, J., et al. (2006). Cone-beam CT based image-guidance for extracranial stereotactic radiotherapy of intrapulmonary tumors, *Acta Oncologica* (Vol. 45, pp. 897-906).
- Han, C., Chen, Y. J., Liu, A., Schultheiss, T. E., & Wong, J. Y. (2007). Dosimetric study and in-vivo dose verification for conformal avoidance treatment of anal adenocarcinoma using helical tomotherapy, *Med Dosim* (Vol. 32, pp. 33-37).
- Hansen, E. K., Larson, D. A., Aubin, M., Chen, J., Descovich, M., Gillis, A. M., et al. (2006). Image-guided radiotherapy using megavoltage cone-beam computed tomography for treatment of paraspinous tumors in the presence of orthopedic hardware, *Int J Radiat Oncol Biol Phys* (Vol. 66, pp. 323-326).
- Hirota, S., Nakao, N., Yamamoto, S., Kobayashi, K., Maeda, H., Ishikura, R., et al. (2006). Cone-beam CT with flat-panel-detector digital angiography system: Early experience in abdominal interventional procedures, *CardioVascular and Interventional Radiology* (Vol. 29, pp. 1034-1038).
- Hui, S. K., Kapatoes, J., Fowler, J., Henderson, D., Olivera, G., Manon, R. R., et al. (2005). Feasibility study of helical tomotherapy for total body or total marrow irradiation, *Med Phys* (Vol. 32, pp. 3214-3224).
- Jaffray, D. A. (2005). Emergent technologies for 3-dimensional image-guided radiation delivery, *Semin Radiat Oncol* (Vol. 15, pp. 208-216).
- Kaiser, A., Schultheiss, T. E., Wong, J. Y., Smith, D. D., Han, C., Vora, N. L., et al. (2006). Pitch, roll, and yaw variations in patient positioning, *Int J Radiat Oncol Biol Phys* (Vol. 66, pp. 949-955).
- Kantor, G., Mahe, M. A., Giraud, P., Lisbona, A., Caron, J., & Mazal, A. (2006). [Helical tomotherapy: general methodology for clinical and dosimetric evaluation (national French project)], *Cancer Radiother* (Vol. 10, pp. 488-491).
- Keller, H., Jaffray, D. A., Rosewall, T., & White, E. (2006). Efficient on-line setup correction strategies using plan-intent functions, *Med Phys* (Vol. 33, pp. 1388-1397).
- Khao, V. (2004). Utilisation of portal imaging in positional control, *Oncologia* (Vol. 27, pp. 23-27).
- Kron, T., Grigorov, G., Yu, E., Yartsev, S., Chen, J. Z., Wong, E., et al. (2004). Planning evaluation of radiotherapy for complex lung cancer cases using helical tomotherapy, *Phys Med Biol* (Vol. 49, pp. 3675-3690).
- Kupelian, P. A., Langen, K. M., Zeidan, O. A., Meeks, S. L., Willoughby, T. R., Wagner, T. H., et al. (2006). Daily variations in delivered doses in patients treated with radiotherapy for localized prostate cancer, *Int J Radiat Oncol Biol Phys* (Vol. 66, pp. 876-882).
- Kupelian, P. A., Ramsey, C., Meeks, S. L., Willoughby, T. R., Forbes, A., Wagner, T. H., et al. (2005). Serial megavoltage CT imaging during external beam radiotherapy for non-small-cell lung cancer: observations on tumor regression during treatment, *Int J Radiat Oncol Biol Phys* (Vol. 63, pp. 1024-1028).
- Langen, K. M., Zhang, Y., Andrews, R. D., Hurley, M. E., Meeks, S. L., Poole, D. O., et al. (2005). Initial experience with megavoltage (MV) CT guidance for daily prostate alignments, *Int J Radiat Oncol Biol Phys* (Vol. 62, pp. 1517-1524).

## LISTE DES ÉTUDES DANS LESQUELLES AUCUNE EXTRACTION N'A ÉTÉ RÉALISÉE

- Lefkopoulos, D., Ferreira, I., Isambert, A., Le Pechoux, C., & Mornex, F. (2007). [Present and future of the Image Guided Radiotherapy (IGRT) and its applications in lung cancer treatment.], *Cancer Radiother* (Vol. 11, pp. 23-31).
- Lefkopoulos, D., & Mazeron, J. J. (2006). [Presentation of a special cancer radiotherapy volume on the latest developments and clinical applications of image-guided radiotherapy (IGRT) and adaptive radiotherapy (ART)], *Cancer Radiother* (Vol. 10, pp. 219-221).
- Letourneau, D., Martinez, A. A., Lockman, D., Yan, D., Vargas, C., Ivaldi, G., et al. (2005). Assessment of residual error for online cone-beam CT-guided treatment of prostate cancer patients, *Int J Radiat Oncol Biol Phys* (Vol. 62, pp. 1239-1246).
- Letourneau, D., Wong, R., Moseley, D., Sharpe, M. B., Ansell, S., Gospodarowicz, M., et al. (2007). Online planning and delivery technique for radiotherapy of spinal metastases using cone-beam CT: image quality and system performance, *Int J Radiat Oncol Biol Phys* (Vol. 67, pp. 1229-1237).
- Li, T., Xing, L., Munro, P., McGuinness, C., Chao, M., Yang, Y., et al. (2006). Four-dimensional cone-beam computed tomography using an on-board imager, *Med Phys* (Vol. 33, pp. 3825-3833).
- Ling, C. C., Yorke, E., & Fuks, Z. (2006). From IMRT to IGRT: frontierland or neverland?, *Radiother Oncol* (Vol. 78, pp. 119-122).
- Lock, M., & Catton, C. (2006). High-precision radiotherapy: where are we going and how do we get there?, *Can J Urol* (Vol. 13 Suppl 2, pp. 34-36).
- Lu, W., Olivera, G. H., Chen, Q., Ruchala, K. J., Haimerl, J., Meeks, S. L., et al. (2006). Deformable registration of the planning image (KVCT) and the daily images (MVCT) for adaptive radiation therapy, *Physics in Medicine and Biology* (Vol. 51, pp. 4357-4374).
- Mackie, T. R. (2006). History of tomotherapy, *Phys Med Biol* (Vol. 51, pp. R427-453).
- Mahan, S. L., Ramsey, C. R., Scaperotto, D. D., Chase, D. J., & Byrne, T. E. (2005). Evaluation of image-guided helical tomotherapy for the retreatment of spinal metastasis, *Int J Radiat Oncol Biol Phys* (Vol. 63, pp. 1576-1583).
- Mangar, S. A., Huddart, R. A., Parker, C. C., Dearnaley, D. P., Khoo, V. S., & Horwich, A. (2005). Technological advances in radiotherapy for the treatment of localised prostate cancer, *Eur J Cancer* (Vol. 41, pp. 908-921).
- Manon, R. R., Jaradat, H., Patel, R., Zhang, T., Fenwick, J., Tome, W., et al. (2005). Potential for radiation therapy technology innovations to permit dose escalation for non-small-cell lung cancer, *Clin Lung Cancer* (Vol. 7, pp. 107-113).
- Mazeron, J. J., Lang, P., Simon, J. M., Toubiana, T., Feuvret, L., & Boisserie, G. (2007). New devices in radiation oncology ORIGINAL (NON-ENGLISH) TITLE LES NOUVEAUX EQUIPEMENTS EN RADIOTHERAPIE, *Bulletin du Cancer* (Vol. 94, pp. 109-113).
- McBain, C. A., & Logue, J. P. (2005). Radiation therapy for muscle-invasive bladder cancer: treatment planning and delivery in the 21st century, *Semin Radiat Oncol* (Vol. 15, pp. 42-48).
- Moore, C. J., Amer, A., Marchant, T., Sykes, J. R., Davies, J., Stratford, J., et al. (2006). Developments in and experience of kilovoltage X-ray cone beam image-guided radiotherapy, *Br J Radiol* (Vol. 79 Spec No 1, pp. S66-78).
- Morin, O., Gillis, A., Chen, J., Aubin, M., Bucci, M. K., Roach, M., 3rd, et al. (2006). Megavoltage cone-beam CT: system description and clinical applications, *Med Dosim* (Vol. 31, pp. 51-61).
- National Horizon Scanning Centre. (2006). *Helical tomotherapy Hi-ART system for external cancer radiotherapy: horizon scanning technology briefing* (Août 2006): Scanning Centre Birmingham: National Horizon Scanning Centre (NHSC)
- Oldham, M., Letourneau, D., Watt, L., Hugo, G., Yan, D., Lockman, D., et al. (2005). Cone-beam-CT guided radiation therapy: A model for on-line application, *Radiother Oncol* (Vol. 75, pp. 271-278).
- Orton, N., Jaradat, H., Welsh, J., & Tome, W. (2005). Total scalp irradiation using helical tomotherapy, *Med Dosim* (Vol. 30, pp. 162-168).

## LISTE DES ÉTUDES DANS LESQUELLES AUCUNE EXTRACTION N'A ÉTÉ RÉALISÉE

- Parrella A, M. L., Hiller J. (2005). *TomoTherapy HI-ART System(R): radiotherapy planning and treatment for cancer patients. Horizon Scanning Prioritising Summary - Volume 11*: Adelaide: Adelaide Health Technology Assessment (AHTA) on behalf of National Horizon Scanning Unit (HealthPACT and MSAC) Brief publication record
- Pinkawa, M., Siluschek, J., Gagel, B., Demirel, C., Asadpour, B., Holy, R., et al. (2006). Influence of the initial rectal distension on posterior margins in primary and postoperative radiotherapy for prostate cancer, *Radiother Oncol* (Vol. 81, pp. 284-290).
- Pinsky, H. M., Dyda, S., Pinsky, R. W., Misch, K. A., & Sarment, D. (2006). Accuracy of three-dimensional measurements using cone-beam CT, *Dentomaxillofacial Radiology* (Vol. 35, pp. 410-416).
- Pos, F. J., Hulshof, M., Lebesque, J., Lotz, H., van Tienhoven, G., Moonen, L., et al. (2006). Adaptive radiotherapy for invasive bladder cancer: a feasibility study, *Int J Radiat Oncol Biol Phys* (Vol. 64, pp. 862-868).
- Pouliot, J., Bani-Hashemi, A., Chen, J., Svatos, M., Ghelmansarai, F., Mitschke, M., et al. (2005). Low-dose megavoltage cone-beam CT for radiation therapy, *Int J Radiat Oncol Biol Phys* (Vol. 61, pp. 552-560).
- Rodrigues, G., Yartsev, S., Chen, J., Wong, E., D'Souza, D., Lock, M., et al. (2006). A comparison of prostate IMRT and helical tomotherapy class solutions, *Radiother Oncol* (Vol. 80, pp. 374-377).
- Saw, C. B., Heron, D. E., Huq, M. S., & Yue, N. J. (2006). Target delineation and localization (IGRT)--part 1, *Med Dosim* (Vol. 31, pp. 1-2).
- Saw, C. B., Yang, Y., Li, F., Yue, N. J., Ding, C., Komanduri, K., et al. (2007). Performance Characteristics and Quality Assurance Aspects of Kilovoltage Cone-Beam CT on Medical Linear Accelerator, *Med Dosim* (Vol. 32, pp. 80-85).
- Schaly, B., Bauman, G. S., Song, W., Battista, J. J., & Van Dyk, J. (2005). Dosimetric impact of image-guided 3D conformal radiation therapy of prostate cancer, *Phys Med Biol* (Vol. 50, pp. 3083-3101).
- Schild, S. E., & Bogart, J. A. (2006). Innovations in the radiotherapy of non-small cell lung cancer, *J Thorac Oncol* (Vol. 1, pp. 85-92).
- Schultheiss, T. E., Wong, J., Liu, A., Olivera, G., & Somlo, G. (2007). Image-guided total marrow and total lymphatic irradiation using helical tomotherapy, *Int J Radiat Oncol Biol Phys* (Vol. 67, pp. 1259-1267).
- Shaw, C., Chen, L., Altunbas, M., Tu, S., Wang, T. P., Lai, C. J., et al. (2005). Cone Beam Breast CT with a Flat Panel Detector- Simulation, Implementation and Demonstration, *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc* (Vol. 4, pp. 4461-4464).
- Shirato, H., Shimizu, S., Kitamura, K., & Onimaru, R. (2007). Organ motion in image-guided radiotherapy: lessons from real-time tumor-tracking radiotherapy, *Int J Clin Oncol* (Vol. 12, pp. 8-16).
- Siewersdson, J. H., Moseley, D. J., Bakthiar, B., Richard, S., & Jaffray, D. A. (2004). The influence of antiscatter grids on soft-tissue detectability in cone-beam computed tomography with flat-panel detectors, *Med Phys* (Vol. 31, pp. 3506-3520).
- Siker, M. L., Tome, W. A., & Mehta, M. P. (2006). Tumor volume changes on serial imaging with megavoltage CT for non-small-cell lung cancer during intensity-modulated radiotherapy: how reliable, consistent, and meaningful is the effect?, *Int J Radiat Oncol Biol Phys* (Vol. 66, pp. 135-141).
- Sillanpaa, J., Chang, J., Mageras, G., Yorke, E., De Arruda, F., Rosenzweig, K. E., et al. (2006). Low-dose megavoltage cone-beam computed tomography for lung tumors using a high-efficiency image receptor, *Med Phys* (Vol. 33, pp. 3489-3497).
- Silvano, G. (2006). New radiation techniques for treatment of locally advanced non-small cell lung cancer (NSCLC), *Annals of Oncology* (Vol. 17, pp. ii34-ii35).
- Smith, R. P., Heron, D. E., Huq, M. S., & Yue, N. J. (2006). Modern radiation treatment planning and delivery--from Rontgen to real time, *Hematol Oncol Clin North Am* (Vol. 20, pp. 45-62).
- Smitsmans, M. H., de Bois, J., Sonke, J. J., Betgen, A., Zijp, L. J., Jaffray, D. A., et al. (2005). Automatic prostate localization on cone-beam CT scans for high precision image-guided radiotherapy, *Int J Radiat Oncol Biol Phys* (Vol. 63, pp. 975-984).
- Smitsmans, M. H. P., Wolthaus, J. W. H., Artignan, X., De Bois, J., Jaffray, D. A., Lebesque, J. V., et al. (2004). Automatic localization of the prostate for on-line or off-line image-guided radiotherapy, *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics* (Vol. 60, pp. 623-635).

## LISTE DES ÉTUDES DANS LESQUELLES AUCUNE EXTRACTION N'A ÉTÉ RÉALISÉE

- Sonke, J. J. (2006). *Four-dimensional Cone Beam Computed Tomography-guided Radiotherapy for Lung Cancer Patients*.
- Sonke, J. J., Zijp, L., Remeijer, P., & van Herk, M. (2005). Respiratory correlated cone beam CT, *Med Phys* (Vol. 32, pp. 1176-1186).
- Storme, G., Verellen, D., Soete, G., Linthout, N., Van De Steene, J., Voordeckers, M., et al. (2006). From linac to tomotherapy: new possibilities for cure?, *Adv Exp Med Biol* (Vol. 587, pp. 303-308).
- Thorson, T., & Prosser, T. (2006). X-ray volume imaging in image-guided radiotherapy, *Med Dosim* (Vol. 31, pp. 126-133).
- Ting, J. Y., & Scarbrough, T. J. (2006). Intensity-modulated radiation therapy and image-guided radiation therapy: small clinic implementation, *Hematol Oncol Clin North Am* (Vol. 20, pp. 63-86).
- Tomsej, M. (2006). [The TomoTherapy Hi.Art System for sophisticated IMRT and IGRT with helical delivery: Recent developments and clinical applications], *Cancer Radiother* (Vol. 10, pp. 288-295).
- van Tol-Geerdink, J. J., Stalmeier, P. F., Pasker-de Jong, P. C., Huizenga, H., van Lin, E. N., Schimmel, E. C., et al. (2006). Systematic review of the effect of radiation dose on tumor control and morbidity in the treatment of prostate cancer by 3D-CRT, *Int J Radiat Oncol Biol Phys* (Vol. 64, pp. 534-543).
- van Vulpen, M., Field, C., Raaijmakers, C. P., Parliament, M. B., Terhaard, C. H., MacKenzie, M. A., et al. (2005). Comparing step-and-shoot IMRT with dynamic helical tomotherapy IMRT plans for head-and-neck cancer, *Int J Radiat Oncol Biol Phys* (Vol. 62, pp. 1535-1539).
- Vargas, C., Martinez, A., Kestin, L. L., Yan, D., Grills, I., Brabbins, D. S., et al. (2005). Dose-volume analysis of predictors for chronic rectal toxicity after treatment of prostate cancer with adaptive image-guided radiotherapy, *Int J Radiat Oncol Biol Phys* (Vol. 62, pp. 1297-1308).
- Welsh, J. S., Bradley, K., Ruchala, K. J., Mackie, T. R., Manon, R., Patel, R., et al. (2004). Megavoltage computed tomography imaging: A potential tool to guide and improve the delivery of thoracic radiation therapy, *Clinical Lung Cancer* (Vol. 5, pp. 303-306).
- Welsh, J. S., Lock, M., Harari, P. M., Tome, W. A., Fowler, J., Mackie, T. R., et al. (2006). Clinical implementation of adaptive helical tomotherapy: a unique approach to image-guided intensity modulated radiotherapy, *Technol Cancer Res Treat* (Vol. 5, pp. 465-479).
- White, E. A., Cho, J., Vallis, K. A., Sharpe, M. B., Lee, G., Blackburn, H., et al. (2007). Cone beam computed tomography guidance for setup of patients receiving accelerated partial breast irradiation, *Int J Radiat Oncol Biol Phys*.
- Yoo, S., & Yin, F. F. (2006). Dosimetric feasibility of cone-beam CT-based treatment planning compared to CT-based treatment planning, *Int J Radiat Oncol Biol Phys* (Vol. 66, pp. 1553-1561).
- Yu, H., Ye, Y., & Wang, G. (2006). Practical cone-beam lambda tomography, *Med Phys* (Vol. 33, pp. 3640-3646).
- Zeidan, O. A., Langen, K. M., Meeks, S. L., Manon, R. R., Wagner, T. H., Willoughby, T. R., et al. (2007). Evaluation of image-guidance protocols in the treatment of head and neck cancers, *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics* (Vol. 67, pp. 670-677).
- Zhang, Y., Zhang, L., Zhu, X. R. L. C. H. C. R. S., Lee, A. K., Chambers, M., & Dong, L. (2007). Reducing metal artifacts in cone-beam CT images by preprocessing projection data, *Int J Radiat Oncol Biol Phys* (Vol. 67, pp. 924-932).

**ANNEXE C Questionnaire administré à deux centres hospitaliers universitaires du Québec et de l'Ontario pour documenter les pratiques actuelles avec l'appareil IGRT Cone-beam**

**Questionnaire concernant la radiothérapie guidée par image (IGRT) Cone-beam  
Pour entretien téléphonique**

Établissement :

Questionnaire complété par :

Fonction :

Coordonnées :

Date :

Ce questionnaire a été développé par l'Unité d'évaluation des technologies et des modes d'intervention en santé (UÉTMIS) au CHUQ dans le cadre de l'implantation d'un nouvel appareil de radiothérapie Cone-beam dans notre département de radiooncologie. Nous souhaitons connaître les pratiques d'utilisation de l'appareil de radiothérapie guidée par image « Cone-beam » dans votre établissement.

Unité d'évaluation des technologies et des modes d'intervention en santé (UETMIS) du CHUQ  
Centre hospitalier universitaire de Québec  
Hôpital Saint-François d'Assise  
10 rue de l'Espinay, bureau D7-741  
Québec (Québec) G1L 3L5

## Questionnaire d'enquête concernant l'IGRT Cone-beam (Version française)

### SECTION A – Questions générales

**Q1.** Depuis combien de temps utilisez-vous le Cone-beam?

**Q2.** De quelle marque de Cone-beam s'agit-il?

**Q3.** Veuillez préciser le nombre total d'appareils de radiothérapie dont vous disposez de même que le nombre d'appareils équipés d'un Cone-beam?

Nombre total d'appareils \_\_\_\_\_

Nombre d'appareils avec Cone-beam

---

**Q4.** Quels sont les logiciels que vous utilisez avec le Cone-beam?

### SECTION B – Questions liées à l'utilisation courante du Cone-beam

**Q5.** Actuellement, quelles sont les indications et les caractéristiques des patients et des tumeurs pour lesquels vous utilisez le Cone-beam?

Indications (sites tumoraux)	Caractéristiques de la tumeur (localisation, forme, grosseur, etc.)	Caractéristiques des patients (poids, port d'une prothèse, etc.)

**Q6.** Quel est actuellement, le nombre (ou la proportion) de patients traités annuellement avec le Cone-beam?

Nombre/année avec Cone-beam \_\_\_\_\_

**Q7.** L'utilisation du Cone-beam a-t-elle amené des changements quant à la fréquence de l'imagerie à différentes étapes du processus de radiothérapie?

OUI

NON

**À COMPLÉTER**

Étapes	Changements Type d'imagerie	Changements Fréquence de l'imagerie
Élaboration du plan de traitement		
Vérification du positionnement du patient		
Révision du plan de traitement		

**Q8.** Faites-vous de la radiothérapie adaptative?

OUI

NON

Si oui, spécifier pour quels types de cancer et décrire brièvement:

**Q9.** L'utilisation du Cone-beam a-t-elle amené des changements quant au nombre et aux types de ressources humaines requises et au temps consacré à chacune des étapes du processus de radiothérapie (utilisant un exemple concret : le cancer du poumon)?

OUI

NON

## À COMPLÉTER

Étapes	Changements quant au nombre et types de ressources humaines requises	Changements quant au temps requis
Immobilisation (repères et moyens de contention)		
Imagerie de planification		
Planification du traitement (dosimétrie)		
Simulation du traitement		
Positionnement du patient pour le traitement		
Irradiation du patient		
Vérification du traitement		
Replanification du traitement		

**Q10.** Quel a été l'impact de l'utilisation du Cone-beam sur le nombre de patients traités et sur le nombre de séances requises pour un patient (en comparaison avec un traitement sans Cone-beam)?

Impact sur le nombre de patients traités par jour \_\_\_\_\_

Impact sur le nombre de séances de traitement pour un patient \_\_\_\_\_

**Q11.** Utilisez-vous la synchronisation respiratoire (gating)?

OUI

NON

Si oui, spécifier dans quels types de cancer pulmonaire ou autres

**Q12.** Disposez-vous de protocoles, de procédures cliniques ou techniques portant sur l'utilisation du Cone-beam? Si oui, pourrions-nous en obtenir une copie et à quel coût?

Protocoles, procédures cliniques ou techniques (SVP, en préciser la nature)	Disponibilité		Coût
	OUI	NON	

**Q13.** Y a-t-il des projets de recherche clinique ou des essais cliniques en cours dans votre centre hospitalier portant sur l'appareil Cone-beam?

OUI

NON

Si oui, spécifier dans quels types de cancer pulmonaire ou autres

#### SECTION C – Questions liées à l'implantation du Cone-beam

**Q14.** Lorsque vous avez débuté l'utilisation du Cone-beam, avez-vous priorisé une clientèle en particulier?

OUI

NON

Si oui, spécifier dans quels types de cancer pulmonaire ou autres

**Q15.** Lors de l'implantation, la durée des séances de traitement a-t-elle augmenté par rapport à la durée d'un traitement conventionnel (utilisant un exemple concret : le cancer du poumon)?

OUI

NON

Si oui, spécifier dans quels types de cancer pulmonaire ou autres

Avez-vous observé une diminution de la durée des séances de traitement au cours des mois suivants l'implantation?

OUI

NON

Si oui, spécifier dans quels types de cancer pulmonaire ou autres

**Q16.** Selon vous, quels sont les principaux facteurs à considérer pour réaliser avec succès l'implantation du Cone-beam?

FACTEURS	DESCRIPTION
Ressources humaines requises (type et nombre)	
Formation requise	
Horaires des séances de traitement	
Autres (SVP préciser)	

## ANNEXE D Liste des essais cliniques en cours

Auteur, titre et affiliation	Site tumoral	Objectif, type et devis de l'étude et intervention	N	Résultats (Outcomes)	Date de l'étude
<p>Auteur : Macthay, Mitchell, MD, (2007)</p> <p>Titre : Use of Cone Beam kilovoltage imaging in patients receiving radiation therapy for head and neck cancer</p> <p>Affiliation : Thomas Jefferson University Hospital, Philadelphia, Pennsylvania</p>	Cancer tête et cou	<p>Objectif</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>Évaluer l'exactitude du traitement de radiothérapie délivré chez les patients atteints d'un cancer néoplasique tête et cou avec utilisation spécifique de l'imagerie kV CBCT</li> </ul> <p>Type</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>Intervention</li> </ul> <p>Devis</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>Traitements, non randomisé, sans insu, non contrôlé, assignation dans un groupe unique, étude d'efficacité</li> </ul>	N=100	<p>Principaux résultats</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>Les marges CTV - PTV peuvent être réduites d'approximativement 50% (de 5 mm à 2.5mm) ce qui pourrait diminuer la toxicité et permettre l'escalade de dose</li> </ul>	<p>Début de l'étude : mars 2007</p> <p>Fin prévue : décembre 2010</p>
<p>Auteur : Yee Don, MD et al., (2007)</p> <p>Titre : Cone-beam CT scanning in Lung and Bladder Cancer</p> <p>Affiliation : Cross Cancer Institute, Edmonton, Alberta</p>	<p>Néoplasie du poumon</p> <p>Carcinome à petites cellules</p> <p>Carcinome de la vessie</p>	<p>Objectif</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>Étudier les changements qui surviennent dans la taille et la position de la tumeur et des organes sains durant les traitements de radiothérapie</li> </ul> <p>Type</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>Observationnel</li> </ul> <p>Devis</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>Histoire naturelle, Étude longitudinale, population définie, étude prospective</li> </ul>	N=20	Non spécifiés	Recrutement non débuté
Auteur : Catton Charles, MD, (2005)	Néoplasie de la prostate	<p>Objectif</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>Évaluer la faisabilité d'une localisation</li> </ul>	N= 30	<p>Principaux résultats</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>Évaluer la faisabilité d'un CBCT quotidien en</li> </ul>	Début de l'étude : Avril 2005

Auteur, titre et affiliation	Site tumoral	Objectif, type et devis de l'étude et intervention	N	Résultats (Outcomes)	Date de l'étude
Titre : Cone Beam CT for daily image guidance - Prostate Cancer  Affiliation : Princess Margaret Hospital, Toronto		<p>quotidienne de la prostate avec le CBCT ainsi que documenter les changements (taille et localisation) qui surviennent aux organes pelviens au cours d'un traitement de radiothérapie conformatielle</p> <p>Type</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Intervention</li> </ul> <p>Devis</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Traitement, étude non randomisée, sans insu, non contrôlé, assignation à un groupe unique, étude d'innocuité/efficacité</li> </ul>		<p>temps réel chez les patients ayant un cancer de la prostate et recevant un traitement de radiothérapie conformatielle</p> <p>Résultats secondaires</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Mesurer la quantité de mouvements interfractionnels de la prostate et vésicules séminales chez les patients ayant un régime de consommation quotidienne de lait de magnésie</li> <li>▪ Mesurer les mouvements interfractionnels et la déformation du rectum et de la vessie chez les patients ayant un régime de consommation quotidienne de lait de magnésie</li> <li>▪ Développer une technique pour délivrer un traitement de radiothérapie dans le but de réduire la toxicité des tissus sains basée sur des modèles d'évitement de la vessie et du rectum</li> </ul>	
Auteur : De Crevoisier Renaud, MD, (2007)  Titre : Image guided radiation therapy for prostate cancer  Affiliation : Institut Gustave Roussy, Villejuif, France	Cancer de la prostate	<p>Objectif</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Durant les 7 à 8 semaines de radiothérapie conformatielle pour le carcinoma de la prostate, la prostate a un mouvement intrapelvien qui n'est pas détectable par l'imagerie portale conventionnelle. Ce mouvement peut amener la cible à être mal ciblée ce qui peut diminuer le contrôle local. D'un autre côté, le nouvel OBI 3D permet de localiser la cible mais est très coûteux. Le ratio</li> </ul>	N=520	<p>Principaux résultats</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Vérification du positionnement sous l'accélérateur linéaire 3D OBI (CBCT) fait avant la fraction</li> <li>• Valider la stratégie optimale de l'IGRT pour l'adénocarcinome de la prostate avec une survie sans maladie de 2-5 ans</li> </ul> <p>Résultats secondaires</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Toxicité aiguë et chronique du rectum et de la vessie</li> </ul>	Début : Mars 2007  Fin prévue : Septembre 2007

Auteur, titre et affiliation	Site tumoral	Objectif, type et devis de l'étude et intervention	N	Résultats (Outcomes)	Date de l'étude
		<p>coût-efficacité n'est pas bien établi ni la fréquence d'utilisation de cette imagerie durant le processus de radiothérapie.</p> <p>Type</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Intervention</li> </ul> <p>Devis</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Étude randomisée, sans insu, contrôlée, assignation parallèle, étude d'innocuité /efficacité</li> </ul>		<ul style="list-style-type: none"> <li>• Comparaison de coût de et analyse coût-efficacité de la survie de 2-5 ans sans rechute</li> <li>▪ Dose insuffisante à la prostate causée par une diminution de la fréquence de l'imagerie</li> </ul>	
<p>Auteur : Thomas E. Merchant, D.O., Ph.D., (2007)</p> <p>Titre : A study for Image-Guided Radiation Therapy in Pediatric Brain Tumors and Side Effects</p> <p>Affiliation : St. Jude Children's Research Hospital, Memphis Tennessee</p>	Cancers au SNC et du cerveau	<p>Objectif</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Recueillir de l'information avant et après le suivi à long terme (10 ans) chez les patients recevant l'IGRT dans le traitement du cancer du cerveau</li> </ul> <p>Type</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Intervention</li> </ul> <p>Devis</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Traitement, non-randomisé, sans insu, non contrôlé, assignation à un groupe unique, étude d'efficacité</li> </ul>	N=300	<p>Principaux résultats</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Voir si l'IGRT a moins d'effets que la radiothérapie standard</li> <li>▪ Étudier les effets de la radiation sur la croissance et le développement du cerveau, l'apprentissage, la pensée, l'audition et la production d'hormones</li> </ul>	Début de l'étude : Juin 1997
<p>Auteur : Matthew Krasin, MD, (2007)</p> <p>Titre : Radiation Therapy to Treat Musculoskeletal Tumors</p> <p>Affiliation : St. Jude</p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Sarcome Ewing's</li> <li>▪ Sarcome</li> <li>▪ Rhabdomyo</li> <li>▪ Sarcome des tissus mous</li> </ul>	<p>Objectif</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Améliorer le contrôle local des tumeurs musculosquelettiques avec l'IGRT pour minimiser les effets indésirables de la radiation</li> </ul>	N=110	<p>Principaux résultats</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Étudier le succès de la radiation pour prévenir la récurrence de la tumeur au site primaire</li> <li>▪ Étudier l'effet de la radiation sur la croissance des os, le développement des muscles et des autres tissus mous</li> </ul>	Début de l'étude: Janvier 2003

Auteur, titre et affiliation	Site tumoral	Objectif, type et devis de l'étude et intervention	N	Résultats (Outcomes)	Date de l'étude
Children's Research Hospital, Memphis Tennessee	▪ Tumeurs musculosquelettiques	Type <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Intervention</li> </ul> Devis <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Traitement, non randomisée, sans insu, contrôlé, assignation parallèle, étude d'efficacité</li> </ul>			
Auteur : Charles Catton, MD (2005) Titre : Xray Volume Imaging (Cone Beam CT) - Prostate Cancer Affiliation : Princess Margaret Hospital, Toronto	Néoplasie de la prostate	Objectif <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Investiguer et comparer l'imagerie 3D aux marqueurs standards pour l'imagerie</li> </ul> Type <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Intervention</li> </ul> Devis <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Traitement, non randomisé, sans insu, Treatment, non contrôlé, assignation à un groupe unique, étude d'innocuité/efficacité</li> </ul>	N = 30	Principaux résultats <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Évaluer la faisabilité d'une imagerie 3D quotidienne pendant la radiothérapie conformationnelle</li> </ul> Résultats secondaires <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Fournir des données préliminaires sur l'utilité relative d'un appariement fondé sur une imagerie 3D quotidienne comparativement à un appariement fondé sur des marqueurs</li> </ul>	Début de l'étude : Novembre 2003 Fin prévue : Novembre 2004

**ANNEXE E Liste des indicateurs et des applications de l'accélérateur linéaire avec imagerie embarquée Cone-beam selon les auteurs consultés**

AUTEURS	SITES TUMORAUX	N	MODÈLE D'APPAREIL	TYPE D'IMAGERIE
<b>Application clinique : Planification du traitement</b>				
Aubin et al., 2006	Cancer de la prostate	7	ONCOR, Siemens	MV CBCT
<b>Application clinique : Vérification du positionnement</b>				
Fox et al., 2006	Cancer de la prostate	43	OBI de Varian	kV 2D
	Cancer tête et cou	45		
	Cancer du système nerveux central	47		
	Cancer du sein	36		
	Cancer gastrointestinal	30		
	Cancer clientèle pédiatrique	26		
Borst et al., 2007	Cancer du poumon	58	Synergy d'Elekta	kV CBCT
Sorcini et Tilikidis, 2006	Cancer de la prostate	ND	OBI de Varian	kV 2D
	Métastases au poumon ou foie	ND		kV CBCT
	Cancer gynécologique et cerveau	ND		kV 2D
	Cancer tête et cou	ND		kV 2D
Thilmann et al., 2006	Cancer de la prostate	2	OCS, Siemens (ajout d'un système d'imagerie kV)	kV CBCT
	Cancer du poumon	1		
	Cancer du système nerveux central	2		

AUTEURS	SITES TUMORAUX	N	MODÈLE D'APPAREIL	TYPE D'IMAGERIE
Guckenberger et al., 2006	Tumeurs au bassin, majorité la prostate Cancer tête et cou	10 8	Synergy d'Elekta	kV CBCT
Oelfke et al., 2006	Cancer de la prostate Cancer tête et cou Cancer du poumon Cancer du système nerveux central	6 6 6 6	Primus™, Siemens	kV CBCT
Yamada et al., 2007	Cancer du système nerveux central (paraspinal)	120	Synergy de Varian	kV CBCT
Hawkins et al., 2006	Cancer du foie	13	Synergy Elekta	Images portales MV 2D et kV CBCT
Perkins et al., 2006	Cancer gastrentestinal	14	OBI de Varian	kV 2D
Xing et al., 2006	Cancer tête et cou Cancer du basins (incluant la prostate)	ND ND	OBI de Varian	4D CT kV 2D kV CBCT
Besner (communication personnelle du CHUM), 2007	Cancer gynécologique (patientes obèses) Cancer de la prostate avec grains d'or	ND ND	OBI de Varian	kV 2D
Bissonnette et Li (communication personnelle du PMH), 2007	Clientèle pédiatrique Cancer partie supérieure du tractus gastrentestinal Cancer du poumon Cancer tête et cou Cancer du système nerveux central	ND ND ND ND ND	Synergy d'Elekta et OBI de Varian	kV CBCT

AUTEURS	SITES TUMORAUX	N	MODÈLE D'APPAREIL	TYPE D'IMAGERIE
	Cancers gynécologiques	ND		
	Cancers de la prostate avec et sans grains d'or	ND		
	Traitements stéréotaxiques du poumon, du foie, du cerveau et de la colonne vertébrale	ND		
	Irradiation partielle du sein	ND		
	Retraitements	ND		
	Patient porteur d'une prothèse de hanche bilatérale	ND		
<b>Application clinique : Étude sur l'utilité du CBCT dans la vérification du positionnement et sur la qualité d'image</b>				
Mc Bain et al., 2006	Cancer de la prostate	5	Synergy d'Elekta	kV CBCT
	Cancer tête et cou	3		
	Cancer du poumon	3		
	Cancer de la vessie	1		
	Cancer du système nerveux central	3		
	Cancer du sein gauche	3		
	Sarcome des tissus mous	3		
	Cancer du tractus supérieur gastrointestinal	3		
	Cancer du rectum	3		

AUTEURS	SITES TUMORAUX	N	MODÈLE D'APPAREIL	TYPE D'IMAGERIE
<b>Application clinique : Vérification du positionnement et observation du changement</b>				
Pouliot et al., 2006	Cancer tête et cou	20	Primus™, Siemens	MV CBCT
	Cancer du poumon	24		
Guckenberger et al., 2007	Cancer pulmonaire « non à petites cellules »	24	Synergy d'Elekta	kV CBCT
<b>Application clinique : Vérification du positionnement et simulation d'une stratégie de radiothérapie adaptative</b>				
Burridge et al., 2006	Cancer de la vessie	20	Synergy Elekta	kV CBCT
Henry et al., 2006				
<b>Application clinique : Vérification du positionnement et radiothérapie adaptative</b>				
Yan et al., 2005	Cancer du poumon	ND	ND	kV CBCT 4D
	Cancer de la prostate	ND	ND	kV CBCT

ND : Information non disponible

**ANNEXE F Résultats du questionnaire concernant les pratiques actuelles d'utilisation de l'accélérateur linéaire avec imagerie embarquée Cone-beam dans deux centres hospitaliers universitaires du Québec et de l'Ontario**

DESCRIPTION	RÉSULTATS CHUM	RÉSULTATS PMH
Nombre total actuel d'accélérateurs.	11	16
Nombre d'appareils équipés avec la technologie CBCT.	<p>1 Varian OBI-kV.</p> <p>À venir :</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ 1 nouveau Varian OBI-kV prévu pour octobre 2007.</li> <li>▪ Rehaussement OBI-kV demandé d'un accélérateur Varian existant.</li> </ul>	<p>10 appareils :</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>○ 6 Elekta</li> <li>○ 4 Varian OBI non en fonction</li> </ul> <p>À venir :</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ 4 Varian OBI prévus en rehaussement à l'été 2007.</li> </ul>
Période d'acquisition du CBCT.	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Octobre 2006.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Octobre 2003.</li> </ul>
Type de logiciels utilisés.	Varian OBI version 1.3.	Elekta XVI software.
Nombre de patients traités (tous types d'accélérateurs confondus).	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Plus de 300 patients traités par jour.</li> <li>▪ En moyenne 30 patients/ accélérateur.</li> </ul>	Non précisé.
Nombre de patients traités/CBCT.	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Utilisé pour la radiothérapie à 50% de sa capacité moyenne de 30 patients/jour.</li> <li>▪ Utilisé aussi dans le cadre d'un protocole de recherche en vasculaire.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ 700 patients/an ont été traités avec le CBCT entre 2003-2006.</li> <li>▪ Depuis 2006, 90% des patients sont traités avec le CBCT.</li> <li>▪ Depuis la mise en place des 6 autres CBCT en janvier 2006, le nombre de patients traités a augmenté de façon exponentielle.</li> </ul>
Type d'imagerie utilisée et commentaires.	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ OBI kV 2D.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ HPM utilise davantage les images volumétriques que les images 2D (en AP ou latérales).</li> </ul>

DESCRIPTION	RÉSULTATS CHUM	RÉSULTATS PMH
Indications et caractéristiques d'utilisation.	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Cancers de la prostate avec implants de grains d'or, parfaitement indiqué pour ce genre de site et cancers gynécologiques (surtout les patientes obèses).</li> <li>▪ Patients obèses (image AP au kilovoltage et image latérale au mégavoltage).</li> <li>▪ Les patients porteurs d'une prothèse de la hanche (image AP au kilovoltage et image latérale au mégavoltage).</li> </ul> <p>Autres indication</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Patients participant à un protocole de recherche multicentrique (essais cliniques) sur le traitement de la sténose vasculaire des membres inférieurs.</li> </ul> <p>Note :</p> <p>Une rencontre multidisciplinaire est prévue à l'automne pour :</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Discuter des applications et sites tumoraux .</li> <li>▪ Fixer des objectifs d'utilisation (ex. réduction des marges de traitement).</li> </ul>	<p>CBCT est actif dans 11 protocoles cliniques :</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Système nerveux central.</li> <li>▪ Traitement régulier ou radical (à visée curative) du poumon.</li> <li>▪ Tête et cou.</li> <li>▪ Irradiation partielle du sein.</li> <li>▪ Système urogénital dont la prostate (tissus mous, grains d'or, IMRT), la vessie.</li> <li>▪ Partie supérieure du tractus gastrointestinal.</li> <li>▪ Cancers gynécologiques (tissus mous).</li> <li>▪ Canal anal.</li> <li>▪ Lymphome.</li> <li>▪ Clientèle pédiatrique.</li> <li>▪ Patients porteurs d'une ou deux prothèses de hanche.</li> <li>▪ La stéréotaxie du poumon, du foie, du cerveau et de la colonne vertébrale.</li> <li>▪ Cas spéciaux de retraitement.</li> </ul>
Commentaires sur les applications.	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Au CHUM, les accélérateurs sont dédiés à certaines clientèles. Pour cette raison, certains cancers ne sont pas traités avec l'OBI-kV (par exemple ORL) car ils sont traités sur d'autres appareils.</li> <li>▪ Le traitement de la prostate avec implants de grains d'or avec l'OBI-kV est parfaitement indiqué. Le CHUM disposait déjà d'un appareil d'ultrasons pour la localisation. Mais en raison du volume de patients, tous ne pouvaient profiter d'une localisation avant chaque traitement. De plus, certains</li> </ul>	<p>Particulièrement utile pour :</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ la clientèle pédiatrique dont la minéralisation de l'ossature est incomplète. La structure osseuse est plus visible qu'avec l'imagerie portale.</li> <li>▪ les traitements stéréotaxiques, qui exigent une grande précision.</li> <li>▪ le traitement des poumons pour lequel le CBCT offre un</li> </ul>

DESCRIPTION	RÉSULTATS CHUM	RÉSULTATS PMH
	<p>radio-oncologues préfèrent le repérage par ultrasons.</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Pour le poumon, l'OBI kV offre un bon contraste facilitant le repérage.</li> <li>▪ l'OBI-kV serait très bien indiqué pour les cas d'ORL et de cancer du poumon. Il est prévu de traiter les cas de poumons avec le prochain OBI kV.</li> <li>▪ Avec le CBCT 3D, on voit très bien les structures osseuses, mais pas les tissus mous. La technologie ne serait pas encore au point pour les organes ne présentant que peu de contraste (ex. prostate).</li> <li>▪ Pour les poumons, les os et l'ORL où il y a beaucoup de contraste, de bons résultats sont attendus.</li> </ul>	<p>meilleur contraste que l'imagerie portale qui est difficile à interpréter.</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ la prostate et les marqueurs d'or implantés pour lesquels la visibilité est meilleure avec un CBCT qu'avec un CT standard.</li> </ul>
Utilisation de la radiothérapie adaptative.	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Marginalement – utilisée en ORL, si le patient a manifestement perdu du poids.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Pas de façon systématique. Le traitement est adapté lorsque des changements majeurs sont observés (ex. rétrécissement de tumeur, atélectasies, etc).</li> </ul>
Utilisation de la synchronisation respiratoire.	<p>Non</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Au CHUM on a commencé à faire des scans en mode synchro pour s'entraîner et être prêt à démarrer à l'automne 2007.</li> </ul>	<p>Non</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Ces fonctions sont utilisées pour la planification du traitement du cancer du poumon mais ne sont pas utilisées en salle de traitement.</li> </ul>

DESCRIPTION	RÉSULTATS CHUM	RÉSULTATS PMH
Impacts organisationnels.	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ L'imagerie est devenue quotidienne</li> <li>▪ Plage-horaire de 30 minutes plutôt que 15 minutes.</li> <li>▪ Étape de planification : ajout de 5 min/patient.</li> <li>▪ Etape de dosimétrie : ajout de 20-30 min/patient. <ul style="list-style-type: none"> <li>○ 2 reconstructions faites à partir d'un scan (causées par la limite de 100 coupes du système de planification).</li> </ul> </li> <li>▪ Étapes de vérification et irradiation : ajout de 10-12 min/patient.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ L'imagerie est devenue quotidienne.</li> <li>▪ La durée de la séance est demeurée la même (par exemple 15 minutes pour le cancer de la prostate).</li> <li>▪ Étape de dosimétrie : ajout de quelques minutes pour le transfert des données de planification à l'OBI.</li> <li>▪ Étape d'assurance-qualité : l'utilisation d'un fantôme (Modus de London) facilite les tâches.</li> <li>▪ Augmentation du nombre de traitements par IMRT qui prolonge la durée de la séance (cas de pneumonectomie : 15 minutes, prostate : 20 minutes, canal postérieur ou sarcome : 30 minutes).</li> <li>▪ Chaque appareil CBCT requiert une capacité de stockage de 3,05 To/an (peut être limité à 1,06 To/an).</li> </ul>
Stratégie d'implantation.	<p><b>Implantation</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ La technologie a d'abord ciblé les patients atteints du cancer de la prostate avec implants de grains d'or, les patientes obèses atteintes de cancers en gynéco et les patients participant au protocole de recherche.</li> <li>▪ Au CHUM, la durée des séances a augmenté en début de l'implantation et la courbe d'apprentissage s'est stabilisée rapidement après environ trois semaines d'utilisation.</li> <li>▪ Plages horaires d'une heure par patient réservées lors de la première semaine d'utilisation en compagnie du formateur du manufacturier.</li> <li>▪ Formation</li> <li>▪ 2 technologues et 2 physiciens ont suivi la formation donnée hors site par le manufacturier préalablement à l'implantation.</li> </ul>	<p><b>Implantation</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ La technologie a d'abord ciblé les patients atteints du cancer de la prostate avec implants de grains d'or. On a utilisé le CBCT et l'imagerie portale pour une analyse en différé (offline), ce qui a favorisé l'apprentissage et permis la vérification de la fiabilité du système.</li> <li>▪ On a poursuivi avec les cas de prostate sans grains d'or et réalisé l'appariement basé sur les tissus mous. On a aussi inclus des cas pour lesquels l'imagerie portale est moins efficace (clientèle pédiatrique et poumon) de même que les cas de retraitement.</li> <li>▪ La durée des séances a augmenté lors de l'implantation et la courbe d'apprentissage s'est stabilisée après 2 à 3 mois.</li> </ul>

DESCRIPTION	RÉSULTATS CHUM	RÉSULTATS PMH
	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Par la suite, ces personnes, un autre physicien et 6-7 autres technologues ont été formés sur le site par le manufacturier.</li> </ul> <p>Facteurs de succès</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Formation hors-site du manufacturier suivie de la formation sur le site.</li> <li>▪ Restriction de la rotation du personnel sur le nouvel appareil au cours des premiers mois pour bien assimiler la technique et développer les compétences.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Une équipe constituée d'un médecin, d'un physicien et d'un technologue a été complètement libérée de ses tâches courantes pour se consacrer à l'implantation.</li> <li>▪ Création d'un poste de technologue en recherche dont la moitié du temps est allouée pour des fonctions cliniques et l'autre moitié pour son implication dans l'implantation de nouvelles technologies et la recherche en lien avec le CBCT.</li> </ul> <p>Facteurs de succès</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Début d'implantation avec le cancer de la prostate avec grains d'or.</li> <li>▪ Familiarisation avec l'équipement avant d'effectuer des sessions d'entraînement sur des mannequins rigides.</li> <li>▪ Utilisation de l'imagerie portale en plus de l'imagerie CBCT et comparaison des résultats.</li> <li>▪ L'apprentissage complété, poursuivre avec d'autres types de cancer plus susceptibles de bénéficier des avantages du CBCT.</li> <li>▪ Dans un contexte de rareté de la technologie, traitement des sites exigeant une haute précision géométrique tels le poumon, le foie et les sarcomes.</li> </ul>
Protocoles ou procédures cliniques ou techniques.	Variables selon le médecin (marges, etc.).	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Les procédures sont disponibles sur l'Intranet de l'hôpital.</li> </ul>
Projet de recherche ou essais cliniques en cours.	L'OBI-kV est utilisé dans le cadre d'un protocole de recherche multicentrique (essais cliniques) sur le traitement de la sténose vasculaire des membres inférieurs pour des patients chez qui on a placé un tuteur dans une artère. Le risque de resténose serait moins élevé avec l'irradiation.	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Stéréotaxie du poumon et du foie (métastases et palliatif).</li> <li>▪ Irradiation partielle du sein.</li> <li>▪ Sarcome.</li> <li>▪ Traitement palliatif.</li> <li>▪ Études sur les caches pour cancers tête et cou et gynécologie.</li> </ul>

## RÉFÉRENCES

- Allison, R. R., Gay, H. A., Mota, H. C., et Sibata, C. H. (2006). Image-guided radiation therapy: Current and future directions, *Future Oncology* (Vol. 2, pp. 477-492).
- Amols, H. I., Jaffray, D. A., et Orton, C. G. (2006). Point/counterpoint. Image-guided radiotherapy is being overvalued as a clinical tool in radiation oncology, *Med Phys* (Vol. 33, pp. 3583-3586).
- Artignan, X., Rastkhah, M., Balooso, J., Fournet, P., Gilliot, O., et Bolla, M. (2006). Quantification of prostate movements during radiotherapy ORIGINAL (NON-ENGLISH) TITLE QUANTIFICATION DES MOUVEMENTS PROSTATIQUES LORS DE L'IRRADIATION PROSTATIQUE, *Cancer Radiother* (Vol. 10, pp. 381-387).
- Aubin, M., Morin, O., Chen, J., Gillis, A., Pickett, B., Aubry, J. F., et al. (2006). The use of megavoltage cone-beam CT to complement CT for target definition in pelvic radiotherapy in the presence of hip replacement, *Br J Radiol* (Vol. 79, pp. 918-921).
- Barker, J. L., Jr., Garden, A. S., Ang, K. K., O'Daniel, J. C., Wang, H., Court, L. E., et al. (2004). Quantification of volumetric and geometric changes occurring during fractionated radiotherapy for head-and-neck cancer using an integrated CT/linear accelerator system, *Int J Radiat Oncol Biol Phys* (Vol. 59, pp. 960-970).
- Boehmer, D., Maingon, P., Poortmans, P., Baron, M. H., Miralbell, R., Remouchamps, V., et al. (2006). Guidelines for primary radiotherapy of patients with prostate cancer, *Radiother Oncol* (Vol. 79, pp. 259-269).
- Borst, G. R., Sonke, J. J., Betgen, A., Remeijer, P., van Herk, M., et Lebesque, J. (2007). Kilo-voltage cone-beam computed tomography setup measurements for lung cancer patients; first clinical results and comparison with electronic portal-imaging device, *Int J Radiat Oncol Biol Phys*.
- Bottke, D., et Wiegel, T. (2007). Percutaneous radiotherapy for low-risk prostate cancer: options for 2007, *World J Urol* (Vol. 25, pp. 53-57).
- Burridge, N., Amer, A., Marchant, T., Sykes, J., Stratford, J., Henry, A., et al. (2006). Online adaptive radiotherapy of the bladder: small bowel irradiated-volume reduction, *Int J Radiat Oncol Biol Phys* (Vol. 66, pp. 892-897).
- Cooper, J. S., Mukherji, S. K., Toledano, A. Y., Beldon, C., Schmalfuss, I. M., Amdur, R., et al. (2007). An evaluation of the variability of tumor-shape definition derived by experienced observers from CT images of supraglottic carcinomas (ACRIN protocol 6658), *Int J Radiat Oncol Biol Phys* (Vol. 67, pp. 972-975).
- Dawson, L. A., et Jaffray, D. A. (2007). Advances in image-guided radiation therapy, *J Clin Oncol* (Vol. 25, pp. 938-946).
- Dawson, L. A., et Sharpe, M. B. (2006). Image-guided radiotherapy: rationale, benefits, and limitations, *Lancet Oncol* (Vol. 7, pp. 848-858).
- de Crevoisier, R., Lagrange, J. L., Messai, T., M'Barek, B., et Lefkopoulos, D. (2006). Prostate localization systems for prostate radiotherapy ORIGINAL (NON-ENGLISH) TITLE DISPOSITIFS DE REPOSITIONNEMENT PROSTATIQUE SOUS L'ACCELERATEUR LINÉAIRE, *Cancer Radiother* (Vol. 10, pp. 394-401).
- Dobbs, H. J. (2006). Defining the radiation target on a daily basis, *Cancer Imaging* (Vol. 6, pp. 30-32).
- Fox, T. H., Elder, E. S., Crocker, I. R., Davis, L. W., Landry, J. C., et Johnstone, P. A. (2006). Clinical implementation and efficiency of kilovoltage image-guided radiation therapy, *J Am Coll Radiol* (Vol. 3, pp. 38-44).
- Ghilezan, M., Yan, D., Liang, J., Jaffray, D., Wong, J., et Martinez, A. (2004). Online image-guided intensity-modulated radiotherapy for prostate cancer: How much improvement can we expect? A theoretical assessment of clinical benefits and potential dose escalation by improving precision and accuracy of radiation delivery, *Int J Radiat Oncol Biol Phys* (Vol. 60, pp. 1602-1610).
- Guckenberger, M., Meyer, J., Vordermark, D., Baier, K., Wilbert, J., et Flentje, M. (2006). Magnitude and clinical relevance of translational and rotational patient setup errors: a cone-beam CT study, *Int J Radiat Oncol Biol Phys* (Vol. 65, pp. 934-942).
- Guckenberger, M., Meyer, J., Wilbert, J., Richter, A., Baier, K., Mueller, G., et al. (2007). Intra-fractional uncertainties in cone-beam CT based image-guided radiotherapy (IGRT) of pulmonary tumors, *Radiother Oncol* (Vol. 83, pp. 57-64).
- Hawkins, M. A., Brock, K. K., Eccles, C., Moseley, D., Jaffray, D., et Dawson, L. A. (2006). Assessment of residual error in liver position using kV cone-beam computed tomography for liver cancer high-precision radiation therapy, *Int J Radiat Oncol Biol Phys* (Vol. 66, pp. 610-619).

- Henry, A. M., Stratford, J., McCarthy, C., Davies, J., Sykes, J. R., Amer, A., et al. (2006). X-ray volume imaging in bladder radiotherapy verification, *Int J Radiat Oncol Biol Phys* (Vol. 64, pp. 1174-1178).
- Huntzinger, C., Munro, P., Johnson, S., Miettinen, M., Zankowski, C., Ahlstrom, G., et al. (2006). Dynamic targeting image-guided radiotherapy, *Med Dosim* (Vol. 31, pp. 113-125).
- Jaffray, D., Kupelian, P., Djemil, T., et Macklis, R. M. (2007). Review of image-guided radiation therapy, *Expert Rev Anticancer Ther* (Vol. 7, pp. 89-103).
- Lovelock, D. M., Hua, C., Wang, P., Hunt, M., Fournier-Bidoz, N., Yenice, K., et al. (2005). Accurate setup of paraspinal patients using a noninvasive patient immobilization cradle and portal imaging. *Med Phys*, 32(8), 2606-2614.
- McBain, C. A., Henry, A. M., Sykes, J., Amer, A., Marchant, T., Moore, C. M., et al. (2006). X-ray volumetric imaging in image-guided radiotherapy: the new standard in on-treatment imaging, *Int J Radiat Oncol Biol Phys* (Vol. 64, pp. 625-634).
- Millender, L. E., Aubin, M., Pouliot, J., Shinohara, K., et Roach, M., 3rd. (2004). Daily electronic portal imaging for morbidly obese men undergoing radiotherapy for localized prostate cancer, *Int J Radiat Oncol Biol Phys* (Vol. 59, pp. 6-10).
- Moseley, D. J., White, E. A., Wiltshire, K. L., Rosewall, T., Sharpe, M. B., Siewersden, J. H., et al. (2007). Comparison of localization performance with implanted fiducial markers and cone-beam computed tomography for on-line image-guided radiotherapy of the prostate, *Int J Radiat Oncol Biol Phys* (Vol. 67, pp. 942-953).
- Oelfke, U., Tucking, T., Nill, S., Seeber, A., Hesse, B., Huber, P., et al. (2006). Linac-integrated kV-cone beam CT: technical features and first applications, *Med Dosim* (Vol. 31, pp. 62-70).
- Perkins, C. L., Fox, T., Elder, E., Kooby, D. A., Staley, C. A., 3rd, et Landry, J. (2006). Image-guided radiation therapy (IGRT) in gastrointestinal tumors, *Jop* (Vol. 7, pp. 372-381).
- Pouliot, J., Morin, O., Aubin, M., Aubry, J. F., Chen, J., Speight, J., et al. (2006). [Megavoltage cone-beam CT: Recent developments and clinical applications], *Cancer Radiother* (Vol. 10, pp. 258-268).
- Ramsey, C. R., Langen, K. M., Kupelian, P. A., Scaperoth, D. D., Meeks, S. L., Mahan, S. L., et al. (2006). A technique for adaptive image-guided helical tomotherapy for lung cancer, *Int J Radiat Oncol Biol Phys* (Vol. 64, pp. 1237-1244).
- Redpath, A. T., et Muren, L. P. (2006). CT-guided intensity-modulated radiotherapy for bladder cancer: isocentre shifts, margins and their impact on target dose, *Radiother Oncol* (Vol. 81, pp. 276-283).
- Sorcini, B., et Tilikidis, A. (2006). Clinical application of image-guided radiotherapy, IGRT (on the Varian OBI platform), *Cancer Radiother* (Vol. 10, pp. 252-257).
- Thilmann, C., Nill, S., Tucking, T., Hoss, A., Hesse, B., Dietrich, L., et al. (2006). Correction of patient positioning errors based on in-line cone beam CTs: clinical implementation and first experiences, *Radiat Oncol* (Vol. 1, pp. 16).
- Xing, L., Thorndyke, B., Schreibmann, E., Yang, Y., Li, T. F., Kim, G. Y., et al. (2006). Overview of image-guided radiation therapy, *Med Dosim* (Vol. 31, pp. 91-112).
- Yamada Y, B. M., Zatcky J, Hunt M, Fuks Z (2005). Single fraction image guided intensity modulated radiotherapy (IG IMRT) for metastatic lesions of the spinal column., *Int J Radiat Biol* (Vol. 63:S155).
- Yamada, Y., Lovelock, D. M., et Bilsky, M. H. (2007). A review of image-guided intensity-modulated radiotherapy for spinal tumors, *Neurosurgery* (Vol. 61, pp. 226-235; discussion 235).
- Yan, D., Lockman, D., Martinez, A., Wong, J., Brabbins, D., Vicini, F., et al. (2005). Computed tomography guided management of interfractional patient variation, *Semin Radiat Oncol* (Vol. 15, pp. 168-179).
- Zelefsky, M. J., Chan, H., Hunt, M., Yamada, Y., Shippy, A. M., et Amols, H. (2006). Long-term outcome of high dose intensity modulated radiation therapy for patients with clinically localized prostate cancer, *J Urol* (Vol. 176, pp. 1415-1419).
- Site Web du CHUQ: [http://www.chuq.qc.ca/fr/les\\_soins/cancerologie/radiotherapie](http://www.chuq.qc.ca/fr/les_soins/cancerologie/radiotherapie). Document récupéré le 23 mai 2007.
- Varian Medical Systems (2004). Rapport annuel. [http://www.varian.com/comp/2004/pdf/vms04\\_igrt\\_fr.pdf](http://www.varian.com/comp/2004/pdf/vms04_igrt_fr.pdf).

Document récupéré le 23 mai 2007.