

Introduction

La comparaison quantitative de la dose délivrée avec la dose planifiée est une préoccupation nouvelle en radiothérapie externe. L'imagerie kiloVolt Cone-beam CT (kV-CBCT) permet d'identifier des modifications anatomiques et morphologiques en cours de traitement, en comparaison avec les images tomодensitométriques de référence (pCT) utilisées pour la planification. Les images kV-CBCT peuvent également servir de base à la reconstruction du modèle anatomique du « patient du jour » et servir de support à un calcul de dose. Cependant, la géométrie conique employée rend le kV-CBCT plus sensible aux artefacts entraînant une imprecision sur les valeurs d'unités Hounsfield (UH). La quantification des images kV-CBCT en terme de densité électronique par rapport à l'eau, comparée à la conversion conventionnelle des images pCT, est une étape essentielle pour la précision du calcul de dose.

PLANIFICATION



pCT (faisceau étroit) : Anatomie de référence du patient et calcul distribution de dose prédite UH_{CT} → densité e⁻ : conversion maîtrisée



TRAITEMENT

kV-CBCT (faisceau large) : Anatomie du patient du jour et reconstitution distribution de dose réelle UH_{CBCT} → densité e⁻ : à valider

L'objectif de cette étude est d'analyser la qualité image kV-CBCT par rapport à la technologie conventionnelle en faisceau fin (technologie Fan Beam CT). Ce travail est mené sur différents systèmes et inclut pour l'analyse de la qualité image, l'étude de l'homogénéité des UH, du bruit et introduit une nouvelle métrique basée sur les histogrammes différentiels.

Matériels & Méthodes

Unités de traitement, systèmes d'imagerie et paramètres d'acquisition (Tableau 1) :

- **unit 1** : Varian TrueBeam, 4D v2.5
- **unit 2** : Varian TrueBeam, 4D v2.5
- **unit 3** : Varian Clinac 2100CD, OBI v1.6

- Reconstruction et correction des artefacts circulaires : Auto

- **FBCT** : Toshiba AquilonLB et Siemens SOMATOM Definition AS

FBCT Toshiba AquilonLB	Tension (kV)	Courant (mA)	Résolution (pixel/mm)	Taille de voxel (mm ³)
Pelvis standard	120	100	0.9331	1.074x0.074x3
Pelvis obèse	140	100	1.1013	0.908x0.908x2
Thorax	125	20	0.8836x0.8836x3	

Unit 1 et 2 (Half Fan bowtie filter)	Tension (kV)	Courant (mA)	Résolution (pixel/mm)	Taille de voxel (mm ³)
Pelvis	125	80		
Pelvis obèse	140	100	1.1013	0.908x0.908x2
Thorax	125	20		

Unit 3 (Half Fan bowtie filter)	Tension (kV)	Courant (mA)	Résolution (pixel/mm)	Taille de voxel (mm ³)
Pelvis	125	80		
Low dose thorax	110	20	1.1318	0.878x0.878x2

Recalage d'images et Analyse numérique :

- TPS ISOgray® (DOSIsoft, Cachan, France)
- MATLAB R2017a (The MathWorks®, Inc)

Matériels :

- Fantôme homogène d'eau NEMA (IEC Body Phantom, Data spectrum Corp.) pour la qualité image, l'uniformité des UH et bruit
- Fantôme hétérogène type Cheese (Gammex RMI, Middleton, WI) pour la courbe de conversion UH vers densité électronique (inserts voir Tableau 2)



Figure 1 : Fantôme d'eau sans les sphères et rempli d'eau



Figure 2 : Fantôme « Cheese » avec inserts

Nom inserts	Densité massique	Nom Inserts	Densité massique
9 Lung 300	0.27	11 Liver	1.094
10 Lung 450	0.45	6 B200 Bone	1.145
1 Adipose	0.943	7 Inner Bone	1.152
2 Breast	0.98	8 CB2 30%	1.333
4 Solid Water	1.017	5 CB2 50%	1.559
12 Brain	1.051	3 Cortical Bone	1.822

Tableau 1 : Paramètres d'acquisition

Tableau 2 : Inserts équivalent tissu

Résultats

Fantôme homogène

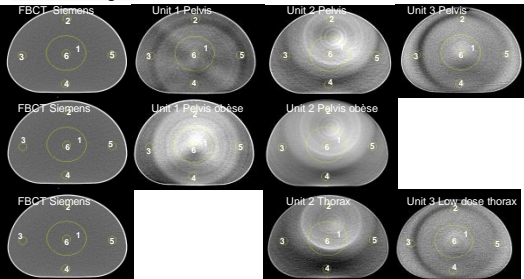


Figure 3 : Qualité image du fantôme d'eau homogène

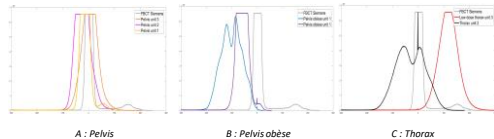


Figure 4 : Histogramme différentiel représentant la distribution des UH sur le volume du fantôme eau

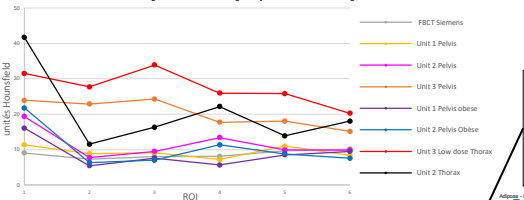


Figure 5 : Mesure de la valeur ROI moyenne de chaque ROI sur le fantôme d'eau

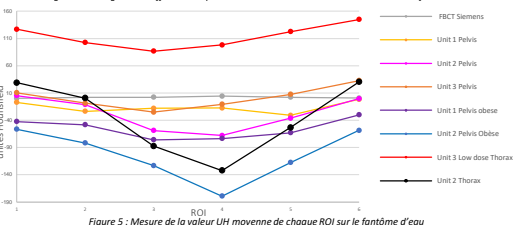


Figure 6 : Mesure de la valeur ROI moyenne de chaque ROI sur le fantôme d'eau

Fantôme hétérogène

FBCT Toshiba AquilonLB Unit 1 Pelvis level: -44 UH / Window: 464 UH / Window: 513 UH
UH Min/Max: -211/253 UH Min/Max: -300/213 UH

Unit 3 Pelvis level: -39 UH / Window: 472 UH
UH Min/Max: -275/197 UH

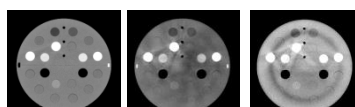


Figure 7 : Qualité image sur le fantôme « Cheese »

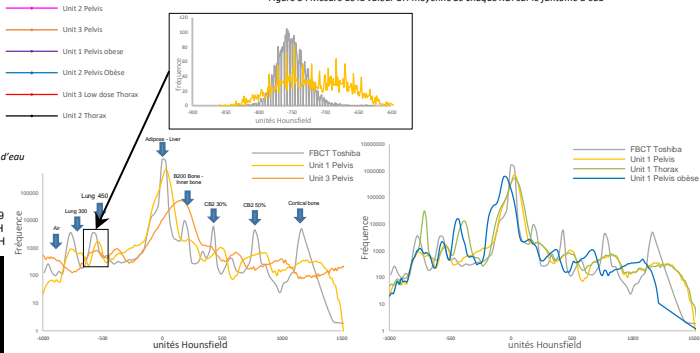


Figure 8 : Histogramme différentiel représentant la distribution des UH dans chaque insert sur différentes machines et le même protocole

Figure 9 : Histogramme différentiel représentant la distribution des UH dans chaque insert sur la même machine et différents protocoles

Conclusion

Dans cette étude, les trois systèmes kV-CBCT montrent des performances significativement différentes en terme de qualité d'image :

- ✓ décalage du pic UH de l'eau (réglage intrinsèque constructeur) ;
- ✓ présence d'artefacts plus marqués sur l'unit 3 de technologie antérieure aux unités 1 et 2.

Pour une même machine : on observe des différences dans la distribution des UH d'un protocole à un autre mais aussi, entre les différentes coupes du volume d'imagerie acquis au kV-CBCT.

L'utilisation d'une méthode classique pour étalonner les images kV-CBCT est perturbée par l'élargissement des pics UH en comparaison avec la conversion univoque des UH observée sur les images tomодensitométriques pCT. Des stratégies alternatives pour la quantification des images kV-CBCT sont à considérer et ainsi limiter les incertitudes dans le calcul de « dose du jour ».