

Hospital
del Mar



Hospital del Mar

DUAL ENERGY CT en Radiothérapie: Avantages et limitations

Enric Fernández-Velilla. Medical Physicist
XXVI CONGRÉS GOCO. 16 de novembre de 2018



DUAL ENERGY CT et utilisation en Radiothérapie

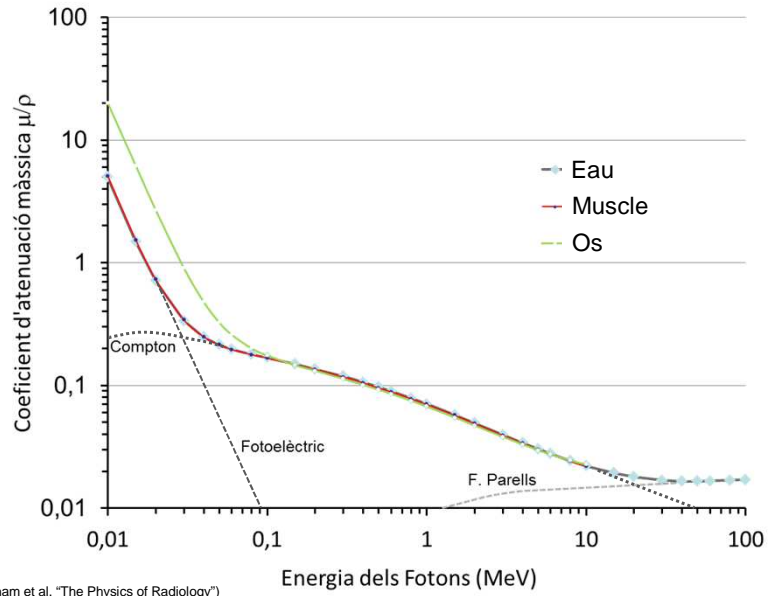
1. Principes de la TC de double énergie (DECT)

2. Types de DECT

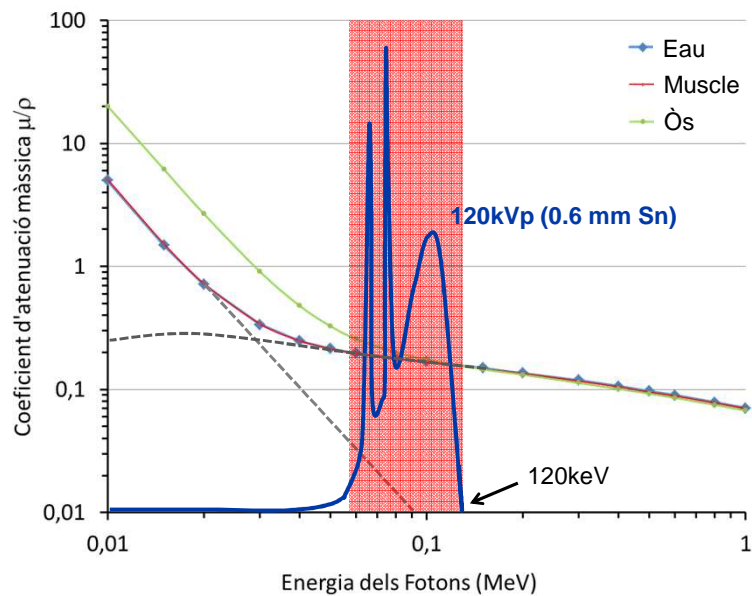
3. Utilisation en radiothérapie



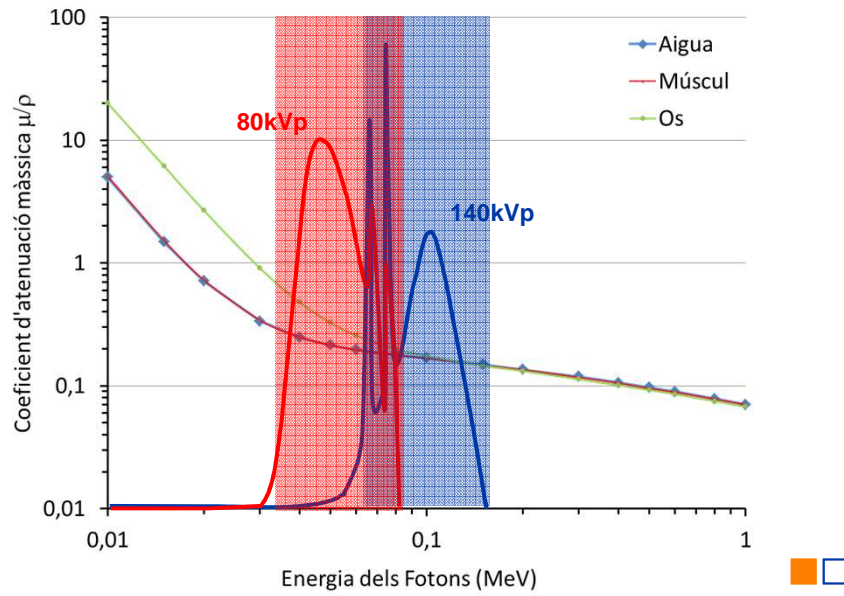
1. Principes de la TC de double énergie (DECT)



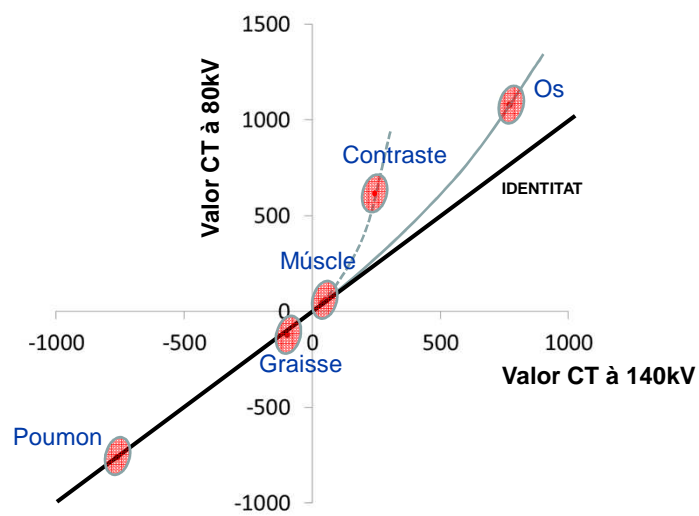
1. Principes de la TC de double énergie (DECT)



1. Principes de la TC de double énergie (DECT)



1. Principes de la TC de double énergie (DECT)



1. Principes de la TC de double énergie (DECT)

- Dans une étude DECT, aucune série dans le standard 120KV n'est acquise.
- Les images de 80kV i 140kV sont combinées et pondérées pour obtenir des images VIRTUELLES de 120kV:

$$HU (120KV_{\text{virtuel}}) = \omega \cdot HU(80kV) + (1-\omega) \cdot HU(140kV)$$

- Le facteur ω dépend des kV. Pour 80 et 140 est 0.33



1. Principes de la TC de double énergie (DECT)

- Les images de bas kilovoltage (entre 80 et 100kV):
 - Augmentation de l'effet photoélectrique
 - Atténuation proportionnelle à ρ_m i a Z^3
- Les images de haute kilovoltage (entre 120 et 150kV):
 - Effet Compton prédominant
 - Atténuation proportionnelle à ρ_e et Z



1. Principes de la TC de double énergie (DECT)

1. La TC d'énergie unique (SECT) (par accord 120KVp) ne donne plus d'information que le coefficient d'atténuation μ , quantifié par les unités (HU) de chaque voxel.

$$HU = 1000 \cdot \frac{\mu_t - \mu_{\text{aigua}}}{\mu_{\text{aigua}}}$$

2. La TC de double énergie donne information sur:
 - a) Coefficient d'atténuation μ (HU)
 - b) Composition des matériaux Z et ρ_e



1. Principes de la TC de double énergie (DECT)

DE-COMPOSITION des matériaux:

Séparation des tissus par leur composition et leurs caractéristiques:

- *De-Composition de deux matériaux*
 - On suppose que tout le volume est composé de 2 matériaux en différentes proportions (paire de base). μ/ρ i Z connu, la concentration est calculée.
 - Les matériaux choisis sont normalement de l'eau et de l'iode.
 - Les autres matériaux sont convertis en eau et iode équivalents



1. Principes de la TC de double énergie (DECT)

- *De-Composition de trois matériaux*
 - On suppose que chaque voxel est composé de 3 matériaux dans des proportions différentes: tissus mous sans graisse, graisse et iode.
 - On suppose que $m_{\text{voxel}} = m_{\text{mous}} + m_{\text{graisse}} + m_{\text{iode}}$
 - 2 matériaux sont calculés pour la méthode de 2 *matériaux* et la fraction restante est donnée à la troisième.
- *Algorithme MMD (Multi matériel)*
 - Il utilise des bibliothèques de triplets de matériel biologique.
 - Chaque voxel est comparé avec les bibliothèques pour rechercher les triplets qui correspondent le mieux et il ajuste les compositions.



DUAL ENERGY CT et utilisation en Radiothérapie

1. Principes de la TC de double énergie (DECT)

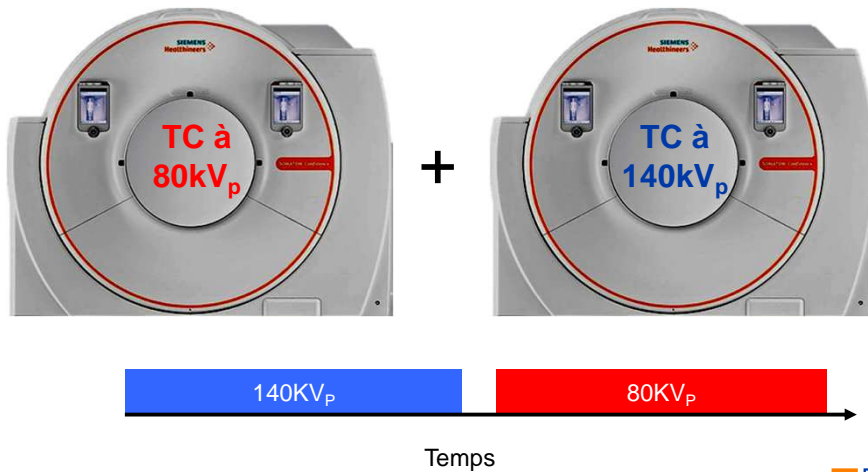
2. Types de DECT

3. Utilisation en radiothérapie



2. Types de DECT

1. Séquentielle

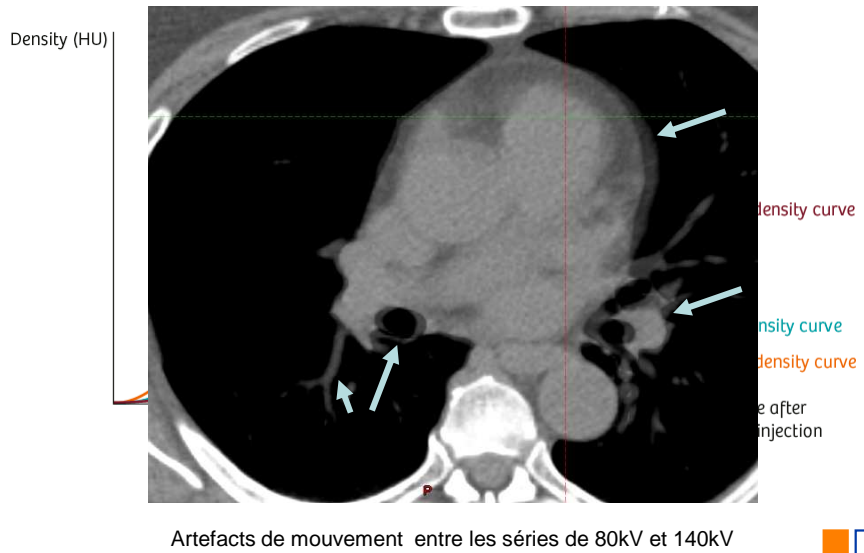


2. Types de DECT

1. Séquentielle

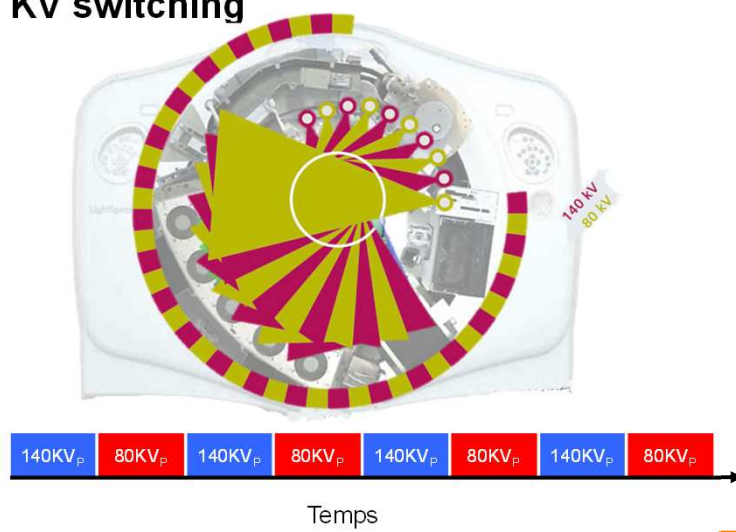
- Il peut optimiser la dose des deux acquisitions (ajustement independant de kV et mA)
- Les deux séries sont complètes
- Bas bruit
- Limitations pour les études dynamiques
- Artefacts de mouvement

2. Types de DECT



2. Types de DECT

2. Fast KV switching



2. Types de DECT

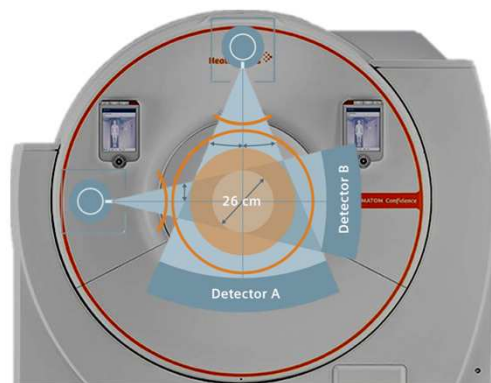
2. Fast KV switching

- Pas d'artefacts de mouvement
- Enregistrement temporaire très rapide
- Le nombre de projections par image diminue.
- kV peut être modulé mais le mA limite le signal à bas kV
- La séparation des spectres est faible en raison du filtrage unique et des transitoires



2. Types de DECT

3. Double source



Temps



2. Types de DECT

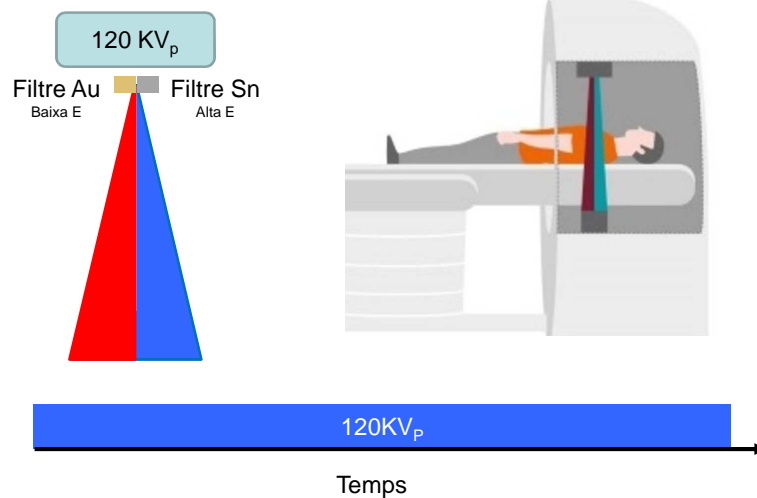
3. Double source

- Meilleure séparation des spectres et réglage indépendant du mA.
- Les deux KV scannent la même coupe en même temps
- Permet une filtration supplémentaire (et augmenter de 80kV à 100kV).
- Le deuxième détecteur est plus petit: le FOV diminue
- Cross Scattering entre détecteurs: augmente Bias et bruit
- Le décalage de 90° (70ms) empêche les calculs de matériau en temps réel



2. Types de DECT

4. Twin Beam



2. Types de DECT

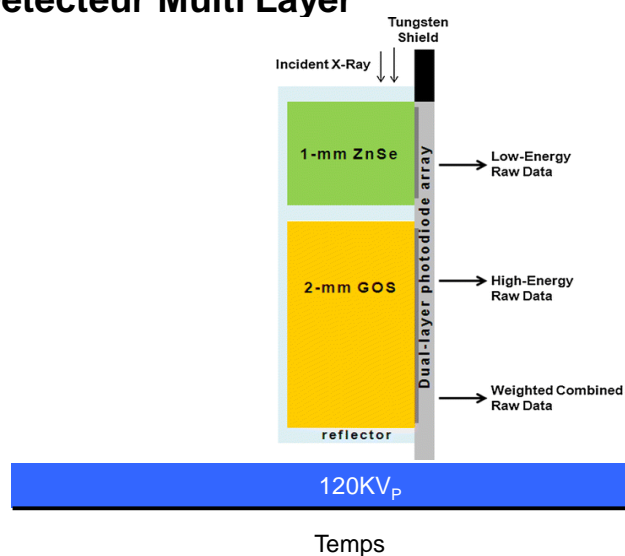
4. Twin Beam

- FOV complet
- Il peut être mis en œuvre comme amélioration de l'équipement existant
- Kilovoltage unique
- Décalage temporaire entre les acquisitions
- Il est obligatoire que le scan soit hélicoïdal
- Dans les 2-3mm centrales les énergies peuvent être mélangées
- Cross Scattering



2. Types de DECT

5. Détecteur Multi Layer



2. Types de DECT

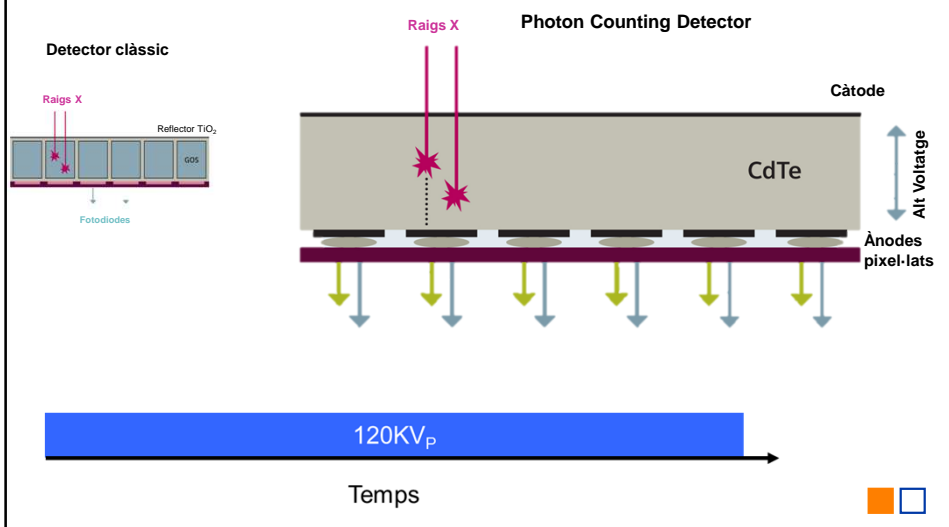
5. Détecteur Multi Layer

- Excellent enregistrement temporaire des séries
- Le KVp haut présente des avantages pour les patients épais
- Permet la décomposition des matériaux en temps réel et améliore le bruit par coïncidence temporaire
- La séparation entre les énergies est plus petite
- Ne permet pas de changer la balance KV haut-bas
- Cross scattering



2. Types de DECT

6. Comptage de photons



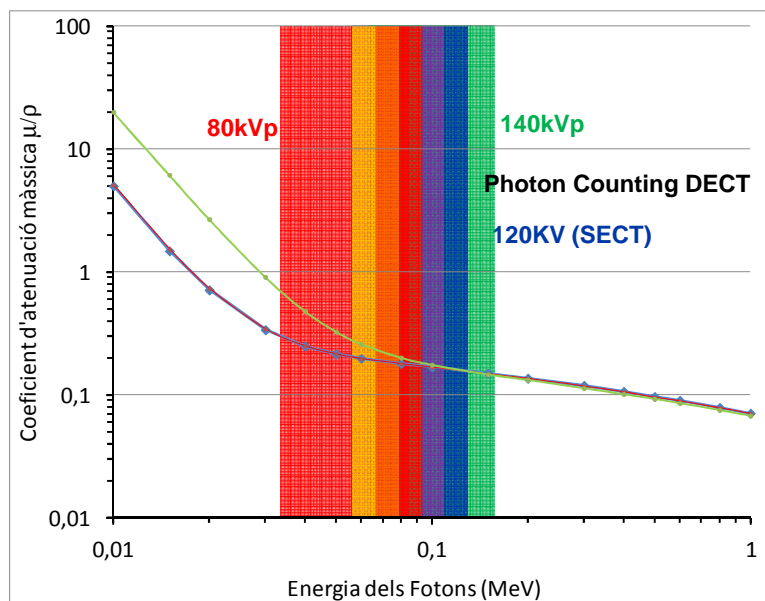
2. Types de DECT

6. Comptage de photons

- Encore en développement
- Détecte les photons individuels et en mesure leur énergie
- Bonne efficacité géométrique
- Il est possible d'éliminer le bruit électronique avec un seuil d'énergie
- La meilleure caractérisation des matériaux.
- Augmenter la résolution spatiale nécessite plus de dose
- Perte de comptage par empilement d'impulsions
- Artefacts d'anneau



2. Types de DECT



DUAL ENERGY CT et utilisation en Radiothérapie

1. Principes de la TC de double énergie (DECT)

2. Types de DECT

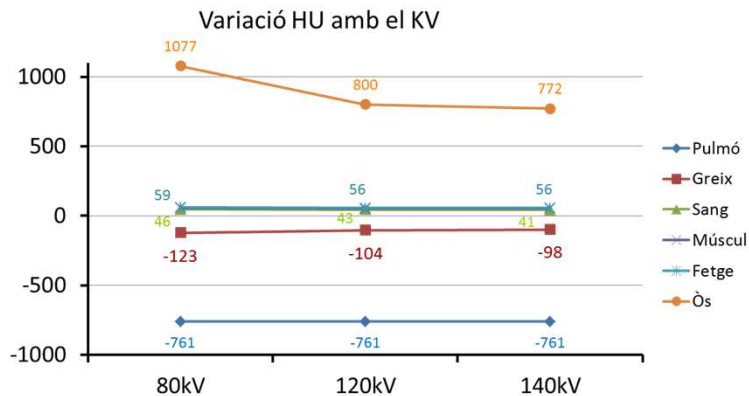
3. Utilisation en radiothérapie



3. Utilisation en radiothérapie

1. Délimitation des volumes sans contraste

- Les UH diminuent avec l'augmentation du kV ...
 - Sauf en graisse, qui a un comportement contraire
 - Les os et les calcifications augmentent considérablement l'UH à bas kV
- *Les images à faible kV améliorent le contraste en présence de graisse*

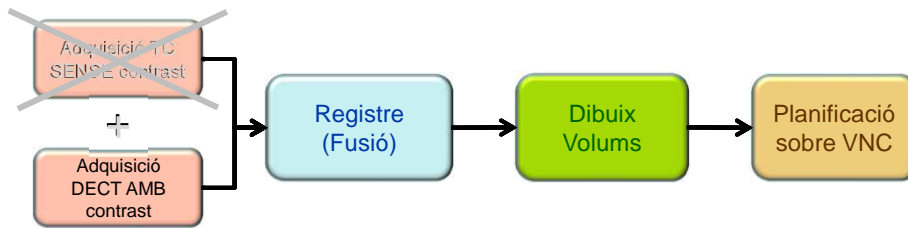


3. Utilisation en radiothérapie

2. Délimitation des volumes AVEC contraste

- La décomposition permet la création d'IMAGES VIRTUELLES SANS CONTRASTE (VNC), en changeant le flux de travail:

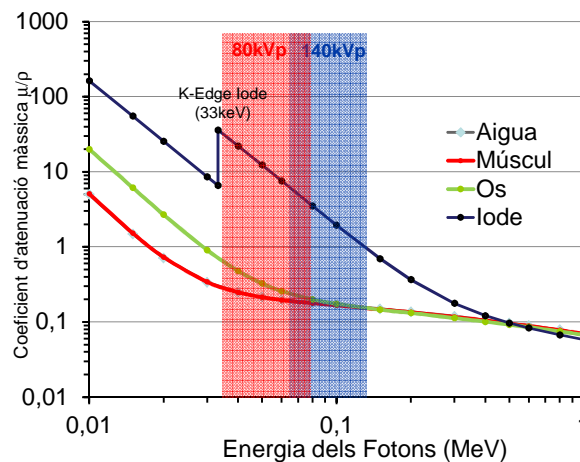
Flux de treball amb DECT



3. Utilisation en radiothérapie

3. Délimitation des volumes AVEC contraste

- La proximité du niveau d'iode K augmente l'amélioration du contraste



3. Utilisation en radiothérapie

4. Possibilité de création d'images virtuelles monoénergétiques

- Pour un matériel X, l'atténuation à une énergie E peut être séparée en les contributions par effet Photoélectrique (p) et Compton (c):

$$\mu_x(E) = x_p \cdot f_p(E) + x_c \cdot f_c(E)$$

- $f_p(E)$ i $f_c(E)$ sont connues, les facteurs x_p et x_c dépendent du matériau
- Si on sait $\mu(E)$ des deux matériaux (eau et iode),

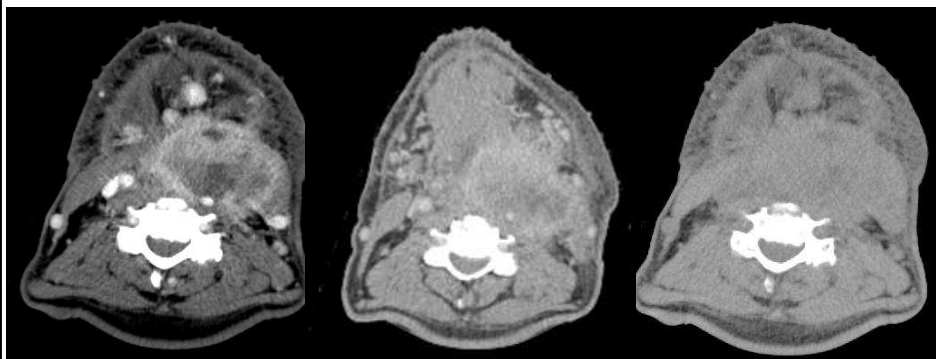
$$HU_x(E) = w_{x,basseE}(E) \cdot HU_{x,basseE} + w_{x,hauteE}(E) \cdot HU_{x,hauteE}$$



3. Utilisation en radiothérapie

4. Utilisation des images virtuelles monoénergétiques

- Entre 40keV et 190keV
- Ne présentent pas d'artefacts pour *beam-hardening*
- En dessous de 50keV plus de contraste et bruit.
- 55keV est désigné comme le meilleur rapport bruit / contraste



40keV

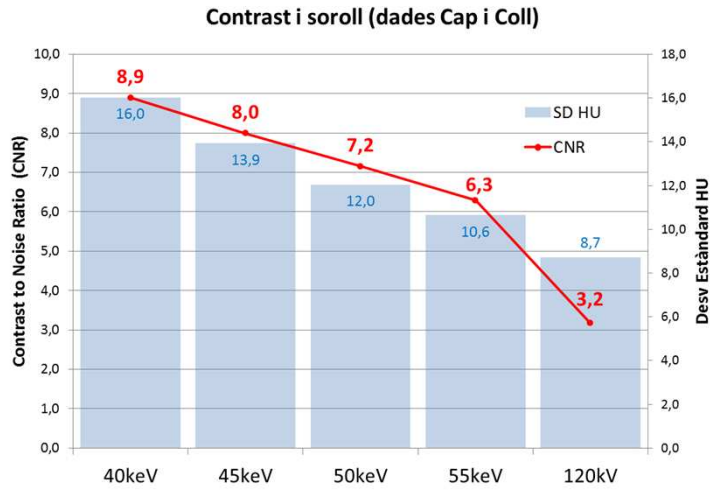
120kV

190keV



3. Utilisation en radiothérapie

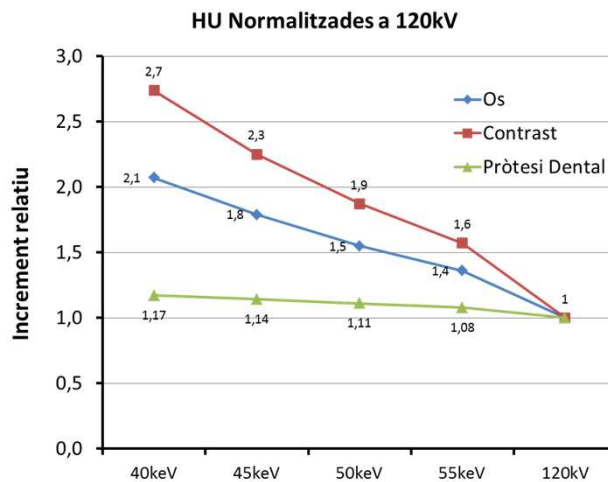
4. Utilisation des images virtuelles monoénergétiques



3. Utilisation en radiothérapie

5. Utilisation des images virtuelles monoénergétiques

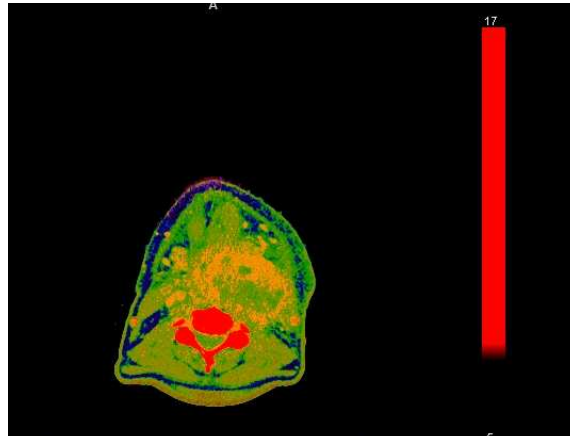
Séparation entre contraste et d'autres structures atténuantes



3. Utilisation en radiothérapie

6. Images Rho/Z

- Elles sont utiles pour calculer la puissance de freinage relative pour les calculs de dose des proton



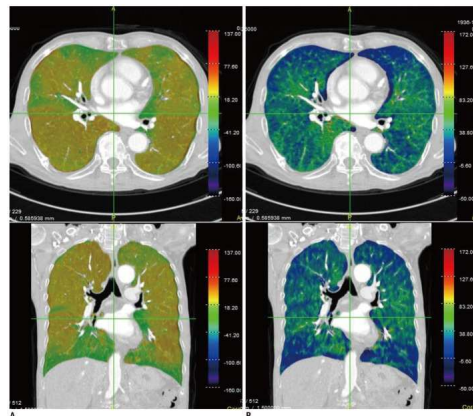
3. Utilisation en radiothérapie

7. Images dynamiques du poumon

Deux séquences:

- DECT avec Xenon pour voir ventilation
- TC avec contraste iodé pour voir perfusion

5 B BORO 10.811	6 C CARBONE 12.011	7 N NITROGENE 14.007	8 O OXYGENE 15.999	9 F FLUOR 18.998	10 Ne NEON 20.180
13 Al ALUMINIO 26.982	14 Si SILICIO 28.086	15 P FOSFORO 30.974	16 S AZUFRE 32.065	17 Cl CLORO 35.453	18 Ar ARGÓN 39.948
31 Ga GALIO 69.723	32 Ge GERMANIO 72.64	33 As ARSENICO 74.922	34 Se SELENO 78.96	35 Br BROMO 79.904	36 Kr KRIPTÓN 83.798
49 In INDIO 114.82	50 Sn ESTAÑO 118.71	51 Sb ANTIMONIO 121.76	52 Te TELURO 127.60	53 I YODO 126.905	54 Xe XENÓN 131.29
81 Tl TALIO 204.38	82 Pb PLOMO 207.2	83 Bi BISMUTO 208.98	84 Po POLONIO (209)	85 At ASTATO (210)	86 Rn RADÓN (222)



**DUAL ENERGY CT à la Radiothérapie:
Avantages et difficultés**

Merci pour votre attention

