

Avantages du scanner à détection spectrale

Introduction

La tomodensitométrie est couramment utilisée dans les services de radiologie pour aider les radiologues dans leurs diagnostics. La tomodensitométrie conventionnelle utilise des unités Hounsfield (UH) comme mécanisme pour différencier les tissus du corps. En conséquence, de nombreux tissus différents avec une composition chimique (ou numéro atomique effectif) différente et des densités différentes peuvent avoir des valeurs UH qui se chevauchent à une tension du tube donnée (kVp), ce qui rend difficile la différenciation entre les tissus. Les deux principaux mécanismes contribuant aux coefficients d'atténuation des matériaux sont l'effet photoélectrique et la diffusion Compton. Ces effets dépendent à la fois de l'énergie et des matériaux. L'effet photoélectrique prédomine aux énergies photoniques plus faibles et est fortement dépendant de l'énergie, tandis que la diffusion Compton a une dépendance énergétique beaucoup plus faible que l'effet photoélectrique, et domine aux énergies photoniques élevées.

La prédominance relative des composants photoélectriques et Compton dépend également des numéros atomiques.

L'effet photoélectrique domine l'atténuation globale des atomes à nombre atomique élevé tels que l'iode, tandis que la diffusion Compton domine l'atténuation des atomes à faible nombre atomique tels que l'eau (hydrogène et oxygène).

La tomodensitométrie spectrale mesure la différence d'atténuation des rayons X à deux niveaux d'énergie, haut et bas. Les données collectées simultanément à partir de ces deux niveaux d'énergie peuvent être utilisées pour déterminer la composition entre la diffusion Compton et l'effet photoélectrique dans l'atténuation des rayons X.

Ces composants, pris ensemble, fournissent des informations supplémentaires sur la densité tissulaire et le numéro atomique qui peuvent être utilisés pour différencier les tissus avec une atténuation similaire dans une image conventionnelle.

Approches de la génération spectrale

Les deux principaux modes de génération d'images spectrales sont basés sur la source et sur le détecteur.

Imagerie basée sur la source

Les approches basées sur la source utilisent deux spectres de rayons X différents (haute et basse énergie), à partir de deux sources, ou d'une seule source de manière modulée, pour générer les deux niveaux d'énergie nécessaires pour créer un balayage spectral. Les méthodes basées sur la source comprennent la double source, le kV switching, le double faisceau et la double rotation.

- Le scanner à double source (dual-source) utilise deux tubes séparés intégrés dans le même scanner et fonctionnant à deux tensions de tube différentes.
- Le changement rapide de kV (Fast kV-switching) implique la commutation du potentiel d'un seul tube pour acquérir des données combinées à deux tensions de tube différentes.
- Le changement lent de kV (Slow kV-switching) implique la commutation du potentiel du tube pour acquérir des données à deux tensions de tube différentes avec différents réglages de kV par rotation.
- Le double faisceau (twin-beam) sépare le faisceau de rayons X dans le scanner avec deux filtres différents pour générer deux spectres différents.
- La tomодensitométrie à double spirales (dual-spin) acquiert deux balayages hélicoïdal ou axial successifs à différents niveaux de kVp et mA à partir d'une seule source.

Toutes les techniques basées sur la source exigent que le radiologue présélectionne les patients pour un balayage à double énergie. Étant donné que l'acquisition des données spectrales dépend du tube à rayons X, certains

compromis doivent être faits en ce qui concerne les modes spéciaux, la qualité d'image et la dosimétrie. Par exemple une vitesse de rotation plus lente et une résolution spatiale réduite en Fast kV-switching; un temps d'acquisition plus long (faible pitch) en Slow kV-switching et en modes double faisceau et dans les scanners à double sources (acquisition rapide et à pitch élevé) mais compromis sur la résolution temporelle (1/4 de rotation entre les tubes et les détecteurs) et le champ de vue (FOV).

Imagerie spectrale basée sur le détecteur

Contrairement aux options spectrales basées sur la source, les approches basées sur la détection absorbent et différencient simultanément les énergies haute et basse, disponibles dans un seul faisceau de rayons X polyénergétiques, au niveau du détecteur. Les résultats spectraux sont acquis en une seule acquisition sans avoir besoin de modes spéciaux.

Il existe plusieurs avantages à cette technique :

- Le radiologue peut conserver un flux de travail conventionnel habituel, le même réglage de dose et l'utilisation des outils de gestion de dose, ainsi que la même vitesse de rotation et le même réglage de pas d'hélice.
- Le patient est scanné comme d'habitude et une véritable image conventionnelle est générée, identique à celle des scanners conventionnels.
- Les informations spectrales complètes peuvent être générées en plus des vraies images conventionnelles. Le radiologue doit uniquement sélectionner la reconstruction spectrale en plus des données conventionnelles. Une reconstruction rétrospective des informations spectrales est également possible dans le cas où elles n'ont pas été demandées lors de la reconstruction d'origine. Le spectral est toujours activé et toujours disponible.

Comparaison de l'imagerie spectrale basée sur la source et sur la détection

Mode spectral	Double source (DSCT)	kV-switching rapide (KVSCT)	kV-switching lent	Double faisceau	Double spirale	Spectral à la détection (DBSCT)
Comment cela fonctionne	Un mode spécial spectral doit être pré-sélectionné: 2 tubes 70-100/140-150 kVp	Un mode spécial spectral doit être pré-sélectionné: Commutation rapide de kV 80/140 kV d'une projection à l'autre	Un mode spécial spectral doit être pré-sélectionné: Commutation lente de kV 80/140 kVp d'une rotation à l'autre	Un mode spécial spectral doit être pré-sélectionné: Le faisceau de rayons X est séparé en 2 le long de l'axe Z avec 2 filtrations différentes pour basse et haute énergie	Un mode spécial spectral doit être pré-sélectionné: 1ère hélice à 80 kVp 2ème hélice à 140 kVp	Aucune pré-sélection de mode spectral requise: Le spectral est toujours actif. Acquisition à 120 kVp ou 140 kVp Neutre en termes de dose
Mode spectral	Prospectif	Prospectif	Prospectif	Prospectif	Prospectif	Prospectif et rétrospectif
Mode d'acquisition	Double énergie	Double énergie	Double énergie	Double énergie	Double énergie	Conventionnel
Cohérence des données	Décalage d'un quart de rotation	Alignement presque parfait	Décalage d'une rotation	Décalage d'une demie collimation	Très large décalage	Alignement parfait
Décomposition spectrale	Espace image	Espace de projection	Espace image	Espace image	Espace image	Espace de projection
Image conventionnelle à 120 kVp	Non	Non	Non	Non	Non	Oui
Modulation de dose disponible	Oui	Non	Oui	Oui	Oui	Oui; modulation des mA du tube
FOV	Limité	Complet	Complet	Complet	Complet	Complet
Résolution temporelle (pour l'imagerie cardiaque)	Réduite comme celle d'un scanner avec 1 seul tube avec la même vitesse de rotation en mode spectral. Les informations des 2 détecteurs ne peuvent pas être combinées pour reconstruire une seule image avec une résolution temporelle 2 fois meilleure.	Réduite car la vitesse de rotation la plus rapide n'est pas disponible avec le mode spectral.	Pas disponible pour l'imagerie cardiaque	Pas disponible pour l'imagerie cardiaque	Pas disponible pour l'imagerie cardiaque	Complète: aucune limitation

Comparaison de l'imagerie spectrale basée sur la source et sur la détection

Mode spectral	Double source (DSCT)	kV-switching rapide (KVSCT)	kV-switching lent	Double faisceau	Double spirale	Spectral à la détection (DBSCT)
Temps d'acquisition	Augmenté comme celui d'un scanner avec un seul tube – Pitch ultra élevé avec les 2 hélices des 2 détecteurs n'est pas disponible en mode spectral ou avec une tension de tube différente – voire même plus long pour obtenir une qualité d'image suffisante sur une acquisition à faible énergie	Augmenté car la vitesse de rotation la plus rapide n'est pas disponible avec le mode spectral	Au moins 2 fois plus que le conventionnel	Au moins 2 fois plus que le conventionnel	Au moins 2 fois plus que le conventionnel	Identique au conventionnel
Obese patient	Limité en raison de la qualité faible et la séparation énergétique réduite pour les acquisitions utilisant les kVp les plus élevés pour les basses énergies	Très limité en raison de la qualité faible pour l'acquisition à 80 kVp	Très limité en raison de la qualité faible pour l'acquisition à 80 kVp	Très limité en raison de la faible puissance de perte dans les filtrations de tube	Très limité en raison de la qualité faible pour l'acquisition à 80 kVp	Aucune limitation

Table 1. Comparaison des approches de l'imagerie spectrale basée sur la source et sur la détection.

Avantages d'un système basé sur la détection

Dosimétrie

L'approche basée sur le détecteur du système IQon Spectral CT Philips permet à l'utilisateur un accès complet à tous les outils de gestion de dose disponibles en mode conventionnel, à tout moment. Même lors de la collecte d'informations spectrales, l'IQon Spectral CT adhère à l'approche Philips DoseWise, qui est un ensemble de techniques, de programmes et de pratiques basés sur le principe ALARA (aussi bas que raisonnablement possible) pour soutenir une qualité d'image exceptionnelle à faible dose. Pendant le scanner, la modulation du courant du tube change normalement la dose de rayons X pendant la rotation et le long du corps scanné, en fonction des régions du corps. La qualité

d'image pour chaque tâche de diagnostic est spécifiée par le DoseRight Index (DRI) pour diverses régions explorées, pour permettre une dose appropriée tout en maintenant une qualité d'image constante sur toute l'acquisition et entre les patients.

- Des doses personnalisées pour chaque patient sont suggérées par la sélection automatique des constantes DoseRight.
- La modulation de dose longitudinale est obtenue à l'aide du DoseRight Z-DOM, qui ajuste le produit courant-temps du tube (mAs) dans l'axe z en fonction de la taille et de la forme du patient.
- DoseRight 3D-DOM (modulation de dose tridimensionnelle) combine les informations angulaires et longitudinales du patient pour moduler la dose en trois dimensions (axe

x-y-z). Il incorpore la modulation du produit courant-temps du tube (mAs) en fonction des changements de taille et forme de chaque patient dans la direction transversale (axe x-y; angulaire) pendant les scans hélicoïdaux, en plus des changements dans la direction crano-caudale ou caudo-crâniale (axe z; longitudinal), selon les rotations du tube.

- Le DRI pour le foie est une modulation de dose basée sur les organes qui permet de définir une qualité d'image différente ciblée sur la zone hépatique par rapport au reste de l'analyse. Pendant l'acquisition, la valeur des mAs est modulée pour tenir compte des variations d'atténuation corporelle du patient comme avec le contrôle d'exposition automatique (AEC) standard mais avec qualité d'image différente ciblée sur la région du foie par rapport au reste de l'analyse, comme le thorax ou le pelvis. Le foie est automatiquement détecté sur le mode radio et une meilleure qualité d'image est nécessaire pour l'évaluation du foie en raison de son contraste plus faible.
- Le DRI pour le cerveau fonctionne de la même manière que pour le foie, mais pour les acquisitions de la tête et du cou.
- Les protocoles pédiatriques dédiés offrent des images conventionnelles de haute qualité à de faibles doses qui tiennent compte de la taille du patient pédiatrique et de l'indication clinique. Notez que pour bénéficier de la valeur ajoutée du résultat spectral, vous devez régler vos protocoles à 120 kVp mais avec des mAs réduits pour une même CTDI qu'un protocole initial avec un kVp inférieur. Cela peut être fait pour la plupart des protocoles jusqu'à la limite de 0,9 mGy, correspondant à la valeur la plus basse disponible à 120 kVp. Les protocoles à plus faibles CTDI peuvent être utilisés comme avec l'imagerie conventionnelle mais ne bénéficieront pas de l'imagerie spectrale.

- Les images conventionnelles peuvent utiliser la gamme complète des options de reconstruction telles que iDose⁴ et la reconstruction itérative IMR, comme dans les tomodesitomètres conventionnels (mono-énergie). L'IMR peut également être utilisé pour réduire la dose patient tout en conservant la qualité d'image souhaitée.*
- De même, les résultats spectraux peuvent utiliser la suppression du bruit, nommée «Niveau spectral». La suppression du bruit résultant d'un niveau spectral spécifique est assez similaire à l'impact d'iDose⁴ au même niveau.

Le spectral est toujours activé

IQon Spectral CT est un scanner spectral basé sur la détection; par conséquent, des informations spectrales sont disponibles pour chaque scanner (à 120 ou 140 kVp). Il existe trois méthodes pour générer les données spectrales.

1. Générer des images DICOM avec des résultats spectraux dont l'utilisation est prévue, par exemple des résultats monoénergétiques (MonoE), dans les cartes d'examen sur le scanner. Ces résultats seront envoyés au PACS, de la même manière que les images conventionnelles et peuvent être utilisés par n'importe quel PACS et n'importe quel utilisateur. Les cartes d'examen peuvent inclure le type de résultats spectraux à générer.
2. Enregistrer les SBI (Spectral Based Images) avec les images conventionnelles. Cela génère une série DICOM compressée à partir de laquelle tous les résultats spectraux peuvent être générés. Le SBI peut être lu par l'application client IntelliSpace Portal et par le Spectral Magic Glass sur PACS (sMGoP). Une case à cocher dans le menu de reconstruction (et dans le questionnaire de cartes d'examen) active l'enregistrement des SBI.
3. Reconstruction spectrale rétrospective dans le cas où aucune information spectrale n'a été

*Dans la pratique clinique, l'utilisation de l'IMR peut réduire la dose du patient en fonction de la tâche clinique, de la taille du patient, de la localisation anatomique et de la pratique clinique. Une consultation avec un radiologue et un physicien doit être réalisée pour déterminer la dose appropriée afin d'obtenir une image diagnostique de qualité pour une tâche clinique particulière. La réduction du bruit de l'image, l'amélioration de la résolution spatiale, l'amélioration de la détectabilité des faibles contrastes et/ou la réduction de la dose ont été testées en utilisant des protocoles de corps de référence. Tous les paramètres ont été testés sur des fantômes. Les évaluations de la réduction de la dose ont été réalisées avec des coupes de 0,8 mm et testées sur le fantôme MITA CT IQ (CCT183, The Phantom Laboratory), avec des observateurs humains. Données dans le dossier..

générée lors de la reconstruction d'origine mais désirée plus tard, et peut être utilisée tant que les données brutes du cas sont disponibles.

Le mode recommandé est une combinaison de (1) et (2) pour des reconstructions adéquates. Envoyer les résultats spectraux qui sont utilisés en routine (par type de scanner etc) comme des reconstructions DICOM classique et générer des SBI pour avoir accès aux autres résultats spectraux qui pourront être nécessaires rétrospectivement.

Qualité image spectrale

Séparation d'énergie et séparation spectrale

Les performances spectrales des scanners déterminent la qualité des résultats spectraux. La séparation d'énergie entre les spectres haute et basse énergie ainsi que le niveau de bruit dans le signal détecté de chaque spectre déterminent les performances spectrales.

La séparation d'énergie est la différence d'énergies effectives entre les deux atténuations mesurées qui permettra l'analyse spectrale. En principe, le spectre d'énergie inférieure mesure l'atténuation à basse énergie, dominée par l'effet photoélectrique, et le spectre d'énergie supérieure mesure l'atténuation à haute énergie, dominée par l'effet de diffusion Compton. Le choix spectres à basse et haute énergie sont limités par les spectres disponibles du tube à rayons X. Par exemple, le spectre 80 kVp chevauche le spectre 140 kVp. La différence d'énergies moyennes ou efficaces dépend de la filtration du tube ainsi que de la taille du patient. Un scanner double source permet d'utiliser 70 kVp pour le spectre basse énergie et jusqu'à 150 kVp avec une filtration spécifique pour augmenter l'énergie moyenne du spectre haute énergie. Le problème de 70 kVp est que pour les patients standard et forts, la plupart des rayons X sont absorbés par le patient, l'irradiant et entraînant un signal faible sur le détecteur. Des spectres d'énergie plus élevés de 80, 90 ou même 100 kVp sont alors nécessaires, réduisant la séparation d'énergie.

Cependant, la séparation d'énergie n'est pas le seul

paramètre qui détermine la qualité des résultats spectraux. Le rapport signal / bruit (SNR = Signal to Noise Ratio) détermine la capacité à utiliser les données bi-énergie et à en déduire des résultats spectraux de qualité. Dans le cas de l'analyse spectrale double énergie, le signal est la différence d'atténuation entre les spectres de basse et haute énergie. Le bruit est la racine carrée de la somme des variances. Par conséquent, le signal avec le bruit le plus élevé domine le SNR. L'utilisation de kVp bas pour le spectre à basse énergie conduit généralement à un bruit élevé, ce qui a un impact sur le SNR global. Une autre source de bruit, uniquement pertinente pour la tomographie à double source, est la diffusion croisée. L'effet dominant est le rayonnement du tube-1 qui est dispersé de la surface du corps scanné et capturé par le système de détection du tube-2 (et vice versa). Le système de détection capture à la fois le rayonnement atténué souhaité de sa source de rayons X dédiée (signal principal) et le rayonnement diffusé non atténué de l'autre source de rayons X. Des algorithmes appropriés peuvent estimer et soustraire le rayonnement diffusé du signal primaire, cependant, le bruit du rayonnement diffusé est ajouté au bruit du signal primaire.

Dans le CT spectral à détection double couche, les spectres de basse et haute énergie se chevauchent plus que le DECT basé sur la source. Par conséquent, la séparation d'énergie est inférieure à la séparation de tomodensitométrie double source. Cependant, le bruit des spectres de basse et haute énergie est comparable et il n'y a pas de bruit de diffusion croisée. De plus, les données à faible et à haute énergie sont acquises simultanément (parfaitement alignées dans l'espace et dans le temps) permettant une analyse spectrale du domaine de projection qui présente des avantages inhérents par rapport à l'analyse du domaine de l'image (Figure 1). Une publication de Maaß et al. démontre que la décomposition du matériau est intrinsèquement meilleure dans le domaine de projection que dans le domaine de l'image.¹

La décomposition et la reconstruction spectrales de l'IQon Spectral CT incluent des méthodes de suppression du bruit basées sur une modélisation

appropriée du bruit et des techniques itératives spécifiques résultant d'un SNR élevé. Il en résulte des résultats spectraux de haute qualité comme le démontrent les études comparatives publiées par Sellerer et al.², ou Hua et al.³ par rapport à Almeida et al.⁴

Cohérence spatiale et temporelle et résultats spectraux basés sur la projection par rapport aux résultats spectraux basés sur l'image

L'imagerie spectrale basée sur un détecteur présente l'avantage de mesures acquises simultanément (spatialement et temporellement) d'ensembles de données de projection à haute et basse énergie, à travers les deux couches de détecteur. Cela permet une décomposition spectrale au niveau du domaine de projection, ce qui présente un avantage inhérent par rapport à la décomposition du domaine de l'image. Le bruit des données spectrales cohérentes est un bruit presque purement quantique (Poisson). Les caractéristiques de bruit, y compris le bruit anti-corrélatif spectral, sont introduites dans le modèle basé sur des méthodes itératives, qui suppriment efficacement le bruit d'image de tous les résultats spectraux. L'un des avantages uniques de cette approche est le faible bruit d'image aux images monoénergétiques à faible keV et, par conséquent, le rapport contraste / bruit (CNR = Contrast to Noise Ratio) continue de s'améliorer à mesure que l'énergie MonoE est réduite.

Image monoénergétique virtuelle (VMI) à faible bruit pour un CNR amélioré

L'avantage du détecteur spectral CT en termes de faible bruit d'image sur toute la plage de VMI a été démontré dans une étude indépendante, menée par Sellerer et al.², comparant les différentes approches de génération d'images spectrales.

Dans cette étude, un fantôme d'abdomen semi-anthropomorphe a été imagé à l'aide d'un détecteur spectral CT (IQon), d'un système à double énergie à double source (DSCT) et d'un système à double énergie à commutation de kVp rapide (KVSCT)

Des scans ont été acquis pour trois tailles de patients à des niveaux CTDIvol de 10 mGy, 20 mGy et 30 mGy. Le bruit et la précision quantitative de la concentration en UH et en iode ont été évalués pour une gamme

d'images monoénergétiques. Les résultats de l'étude ont montré des différences importantes entre les approches.

- Une forte augmentation du bruit de l'image a été observée pour les niveaux keV inférieurs à 80 keV pour les approches KVSCT et DSCT, tandis que le changement de bruit était plutôt faible dans le cas de l'approche basée sur les détecteurs (Figure 2).
- La qualité de l'image monoénergétique virtuelle était comparable pour les approches à base de détecteurs et DSCT pour l'imagerie spectrale à des niveaux d'énergie moyens à élevés, et la qualité d'image était considérablement réduite pour le KVSCT.

Pourquoi de si bons résultats malgré une séparation d'énergie limitée ?

Séparation spectrale versus séparation d'énergie

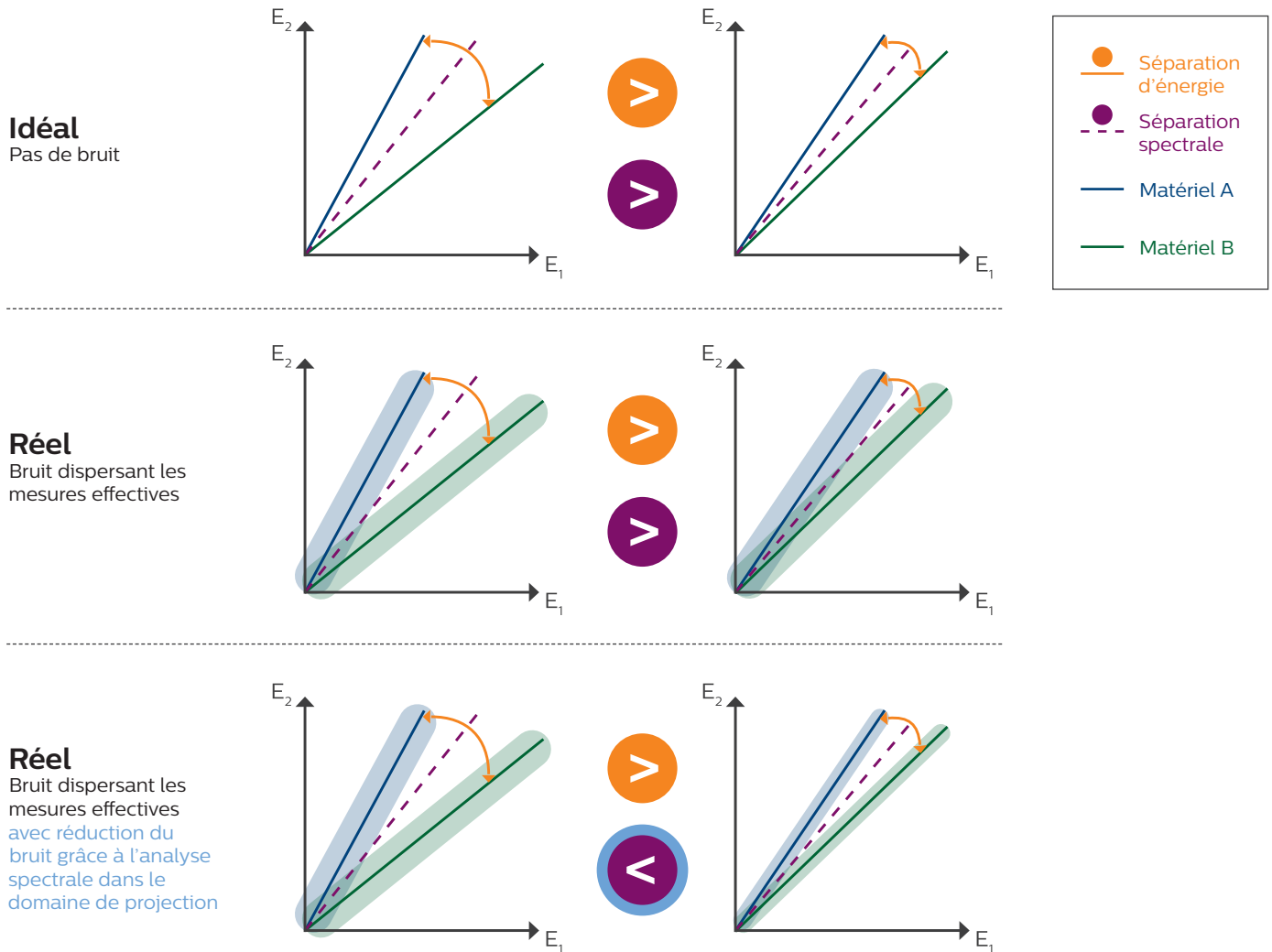


Figure 1. Séparation spectrale et bruit.

Images monoénergétiques virtuelles à faible bruit

Pourcentage d'augmentation du bruit de 140 keV à 40 keV pour différentes tailles de patient à un CTDIvol de 20 mGy (en moyenne sur tous les équivalents tissulaires disponibles répertoriés)..

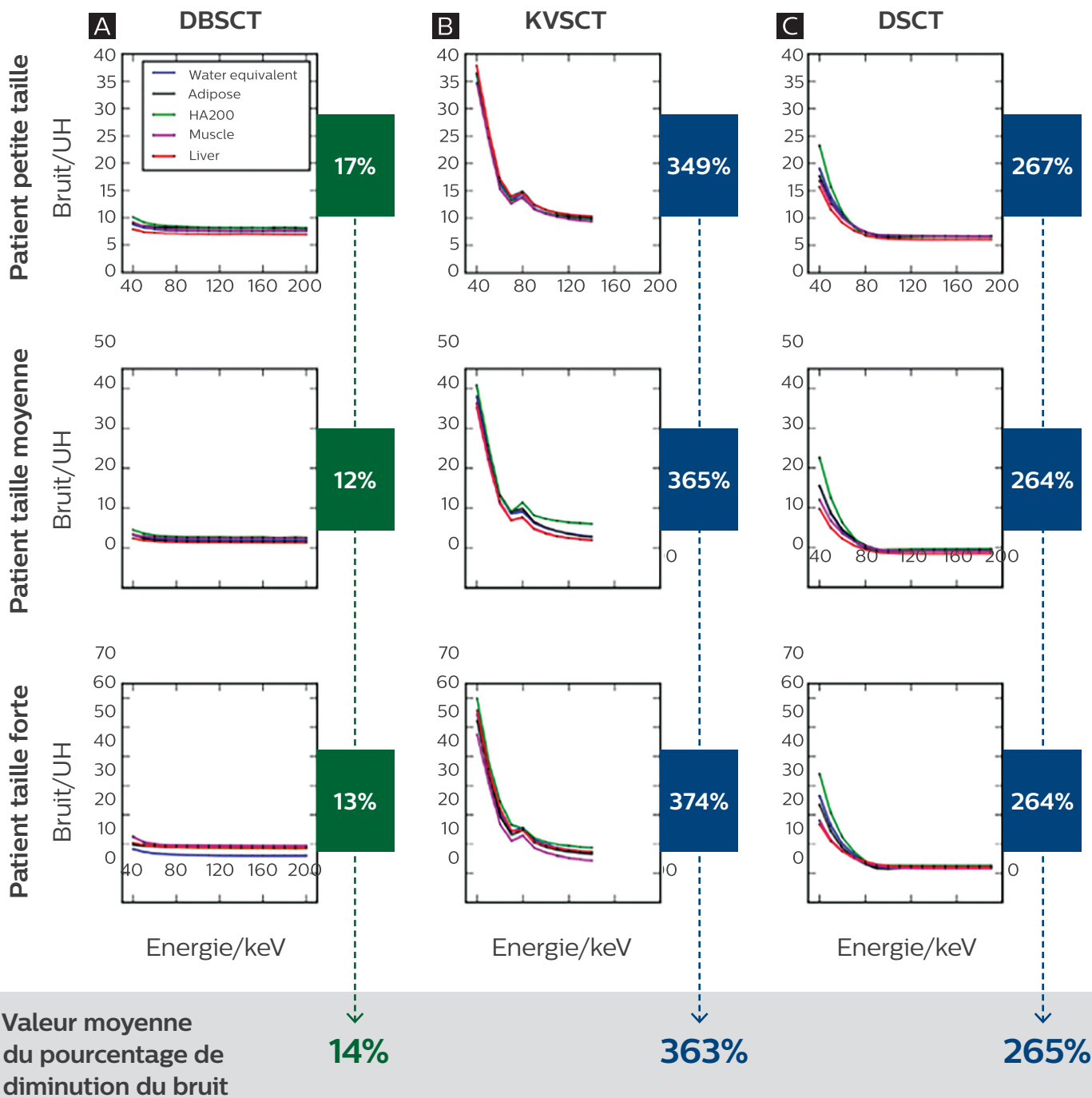


Figure 2. Comparaison du bruit à travers différents scanners double énergie/spectral.

Double énergie CT : comparaison sur fantôme de différentes plateformes pour l'imagerie abdominale. T Sellerer, P B Noël, M Patino, A Parakh, S Ehn, S Zeiter, J A Holtz, J Hammel, A A Fingerle, F Pfeiffer, D Maintz, E J Rummeny, D Münzel, D V Sahani; Eur Radiol. 2017

Une autre étude de van Hamersvelt et al.⁵ a démontré que les images monoénergétiques virtuelles (VMI) issues des techniques de tomodensitométries à commutation rapide de kVp (KVSCT), à double source (DSCT) et de détection spectrale (DBSCT) présentent une forte augmentation de l'atténuation de l'iode à basses énergies (Figure 3) comme prévu par la courbe d'atténuation. En regardant les valeurs CNR, avec le KVSCT, le CNR maximum était de 70 keV et était inférieur à celui des images conventionnelles à 80 kVp; avec le DSCT, le CNR a augmenté en passant à un faible VMI, mais l'augmentation était moindre que prévu, et le CT à détection spectrale (DBSCT) a montré une forte augmentation du CNR en passant à un faible VMI (figure 4).

Tsang et al.⁶ ont confirmé dans une étude clinique que le CNR des VMI de 50 keV du CT à détection spectrale était deux fois plus élevé que le CNR à 120 kVp, et le CNR des VMI de 40 keV était trois fois plus élevé que le CNR à 120 kVp. Cette augmentation du CNR est très importante pour de nombreuses applications cliniques avec une amélioration du contraste iodé pour améliorer l'évaluation des lésions et des vaisseaux.

Amélioration de l'iode à faible keV

Images MonoE virtuelles à faible bruit et faible énergie avec IQon Spectral CT

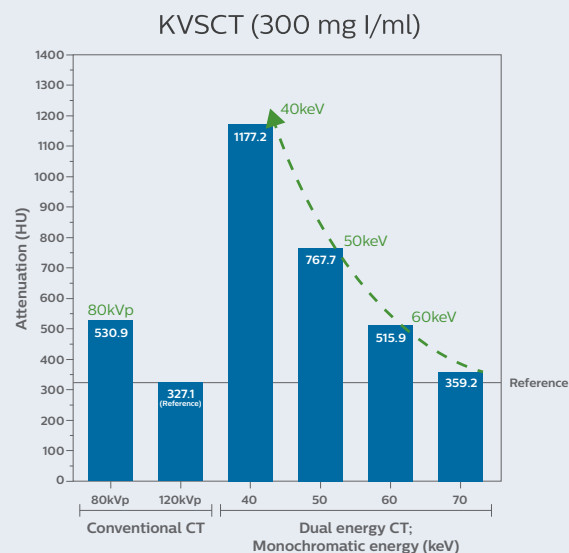
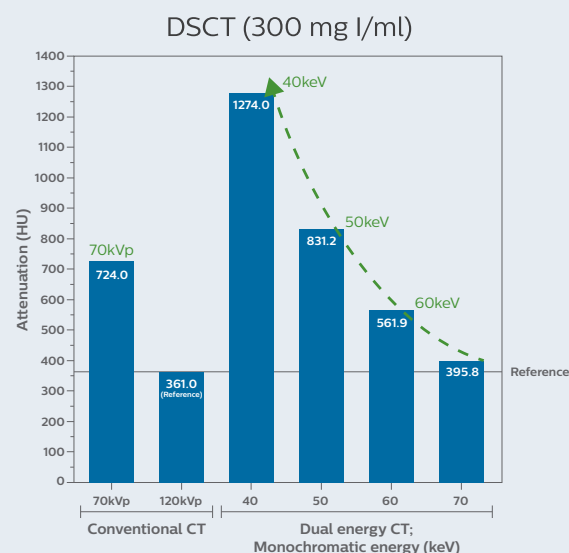
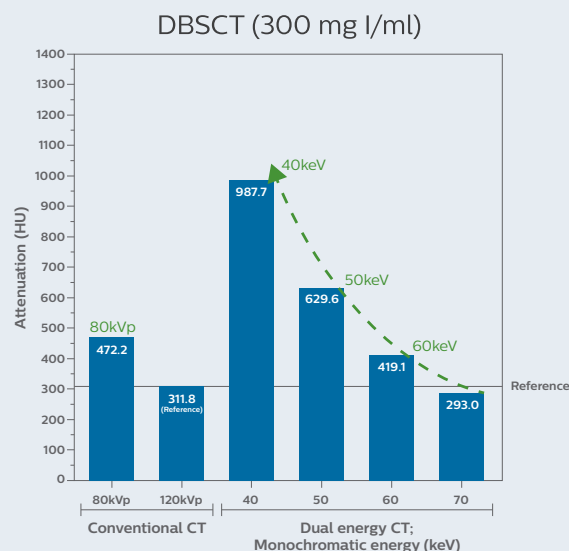
51 patients pédiatriques ont reçu une tomodensitométrie améliorée pour la planification de la radiothérapie

- **Augmentation du CNR moyen de 2,4 fois à 50 keV par rapport à 120 kV**
- **Augmentation moyenne du CNR de 3,3 fois à 40 keV par rapport à 120 kV**

(À droite) Optimisation de la concentration de l'agent de contraste pour un angioscanner en utilisant une tension de tube basse et un CT double énergie chez plusieurs fournisseurs: une étude fantôme. R. van Hamersvelt et al., *The International Journal of Cardiovascular Imaging*, 2018. <https://doi.org/10.1007/s10554-018-1329-x>

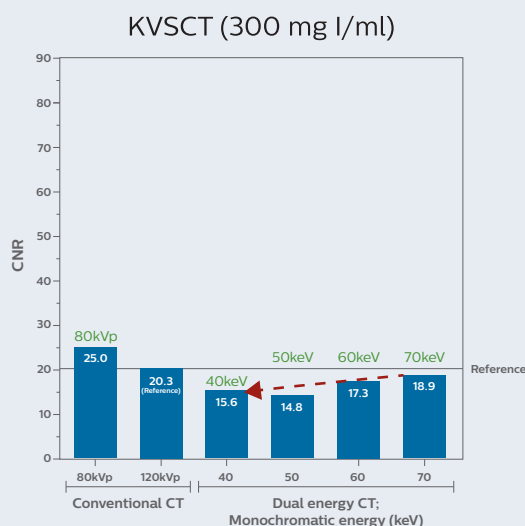
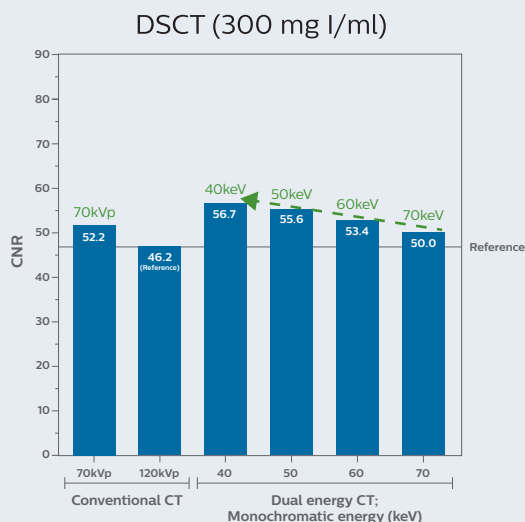
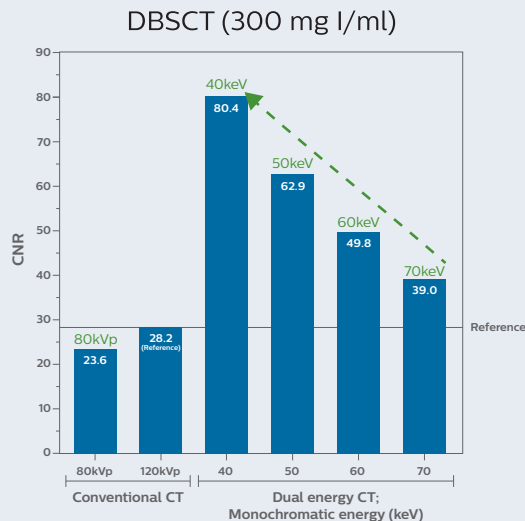
Figure 3. Comparaison de l'atténuation pour différents scanner à bas kVp et à bas MonoE.

Amélioration de l'iode à faible keV – atténuation (UH)



Amélioration du réhaussement de l'iode à faible keV – CNR

Les images faibles bruit MonoE de l'IQon reflètent le bénéfice à basse énergie de la forte augmentation du CNR



Vers une vraie image quantitative

La publication de SELLER et al.² a montré dans les études sur fantômes de l'abdomen, que les approches basées sur les détecteurs et la commutation rapide de kVp fournissent des erreurs absolues comparables de la concentration d'iode mesurée. Les erreurs moyennes de la tomographie spectrale basée sur la source sont nettement plus importantes. L'écart-type moyen (RMSD) des concentrations d'iode était le plus bas pour l'approche basée sur le détecteur dans huit des neuf configurations taille / dose du patient testées, et comparable au KVSCT dans la neuvième configuration. Les trois plateformes montrent une très bonne corrélation entre la concentration d'iode mesurée et réelle. Cependant, l'IQon affiche la plage d'erreur la plus basse de 0,42 par rapport à 1,15 pour KVSCT et 1,88 pour DSCT. La tomographie spectrale basée sur un détecteur est superbe par rapport aux autres techniques de fantôme de grande taille de patient et à faible dose (Figure 5.)

(Gauche) Optimisation de la concentration d'agent de contraste dans l'angioscanner en utilisant une tension de tube basse et un CT bi-énergie chez plusieurs fournisseurs: une étude fantôme R. van Hamersvelt et al., *The International Journal of Cardiovascular Imaging*, 2018. <https://doi.org/10.1007/s10554-018-1329-x>

Figure 4. Comparaison du CNR pour différents scanners à bas kVp et à bas MonoE.

Vers une vraie imagerie quantitative

Perfusion d'iode quantitative

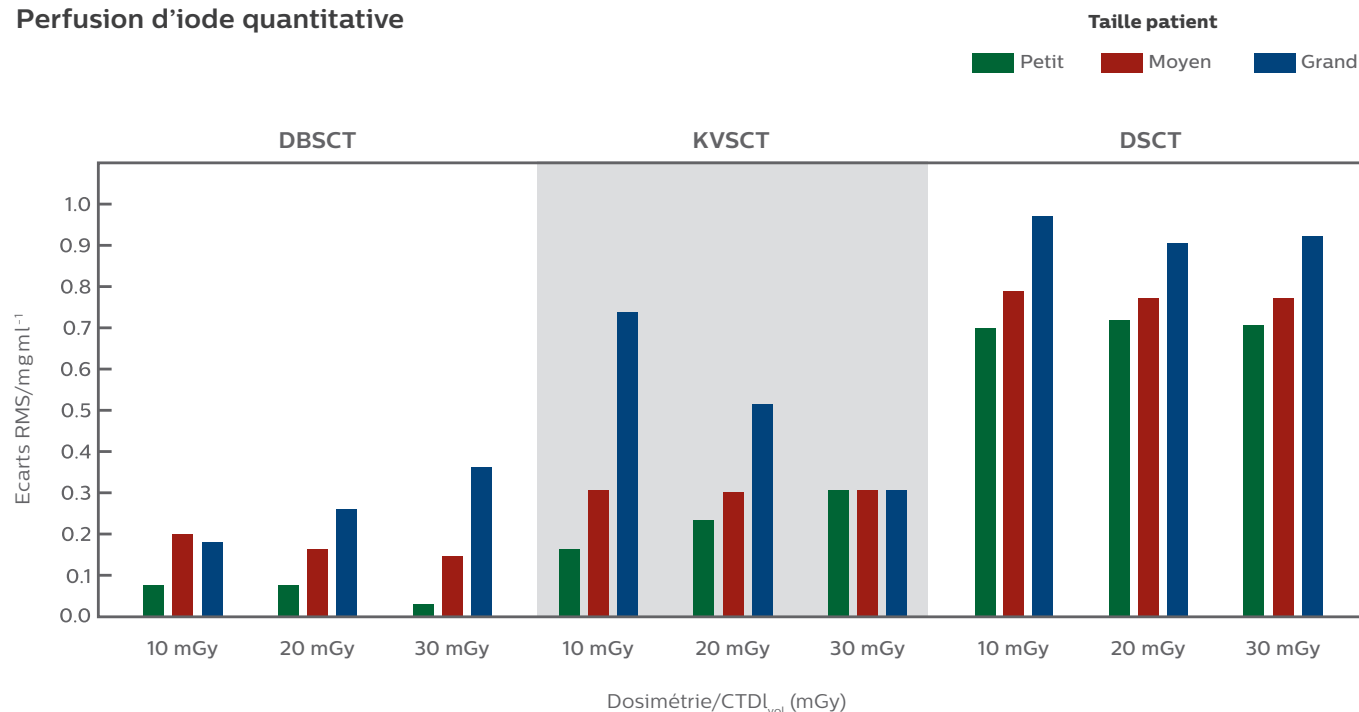


Figure 5. L'écart quadratique moyen (RMSD) des concentrations d'iode observées (par rapport aux valeurs réelles) pour différentes configurations de mesure et systèmes CT. Les écarts sont donnés en mg/ml/

Résolution temporelle

La résolution temporelle sur IQon Spectral CT est aussi basse que 34 mSec en utilisant la reconstruction adaptative multicycle, et comme il n'y a pas de mode spectral pour acquérir des données spectrales, il n'y a pas de compromis dans la résolution temporelle pour IQon Spectral CT. Ce n'est pas le cas pour les scanners bi-énergie où la résolution temporelle en mode bi-énergie est compromise par rapport aux scans conventionnels, ce qui pourrait être dû au ralentissement du scanner pour la commutation kVp ou à l'absence de mode de balayage élevé ou de mode flash en raison des deux tubes fonctionnant à deux kVps différents.

Temps d'acquisition

Les temps d'acquisition sur IQon Spectral CT sont les mêmes que vous acquériez des données conventionnelles ou des données spectrales. Il n'y a pas de mode spécial pour le spectral, et par conséquent, les paramètres d'acquisition (y compris le temps d'acquisition) sont les mêmes.

Pour les systèmes basés sur la source, le temps d'acquisition est plus long lorsque le système fonctionne en mode bi-énergie par rapport aux scans conventionnels.

Ce changement de temps d'acquisition peut être attribué à plusieurs paramètres d'acquisition qui doivent être modifiés lorsque le système fonctionne en mode à double énergie, par exemple, le temps de rotation doit être augmenté et le pitch doit être diminué afin d'obtenir des données à double énergie.

Vraies images conventionnelles

L'IQon Spectral CT étant un système de tomodensitométrie spectrale basé sur la détection, il génère de vraies images conventionnelles sans compromis qui sont essentiellement identiques au scanner mono-énergie. On ajoute simplement les données des couches basse et haute énergie dans un signal combiné similaire à un détecteur conventionnel (à énergie unique). Il s'agit d'une capacité unique du scanner spectral CT à double couche. De plus, les informations spectrales sont activées pour les balayages à 120 kVp, qui est la tension du tube utilisée dans la majorité des acquisitions. Les systèmes à double énergie basés sur la source balaient à deux kVps différents (70 kVp à 150 kVp), puis ils créent une image de type 120 kVp en utilisant des techniques de reconstruction et de traitement d'image ou ne fournissent que les images à basse et haute énergie.

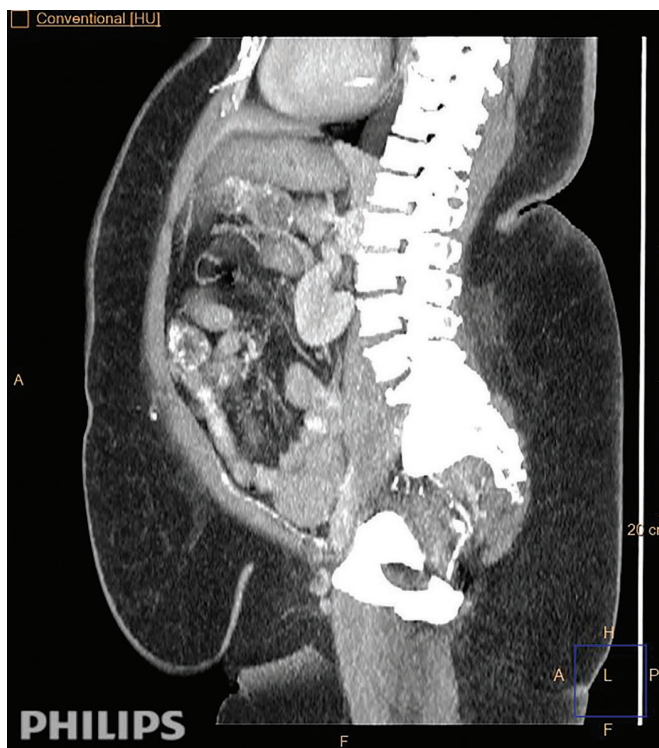


Image conventionnelle

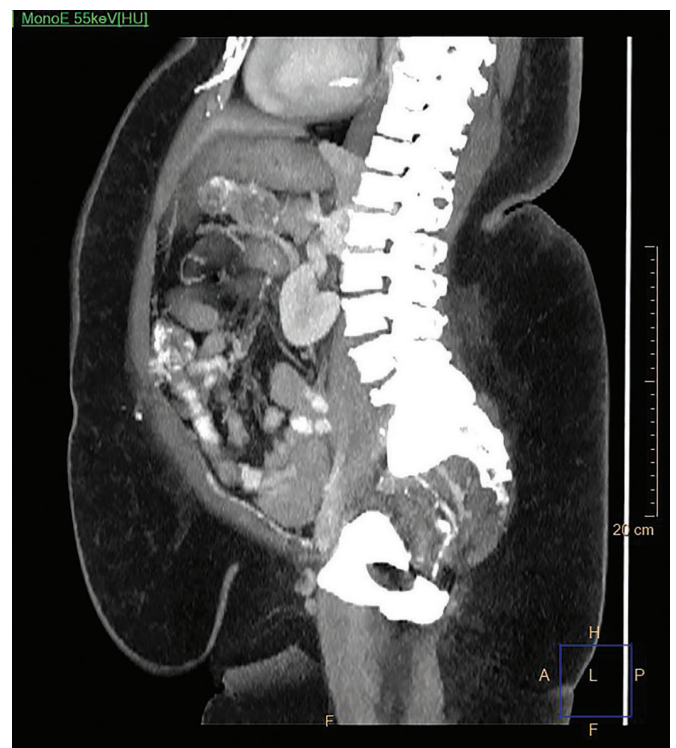
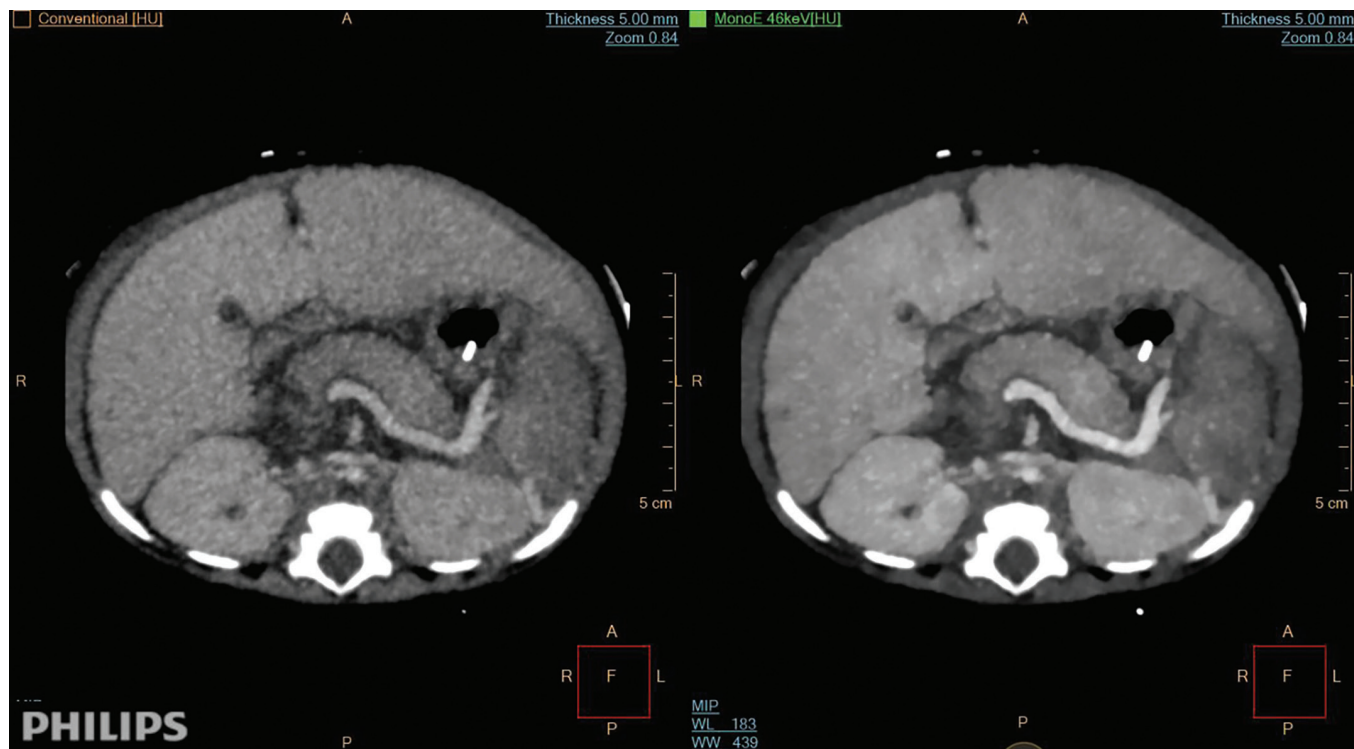


Image MonoE 55 keV

Figure 6. Scanner à détection spectrale de l'abdomen-pelvis (IMC 68). *Courtoisie de LSU Health Sciences Center.*



Conventional image

MonoE 46 keV image

Figure 7. Scanner à détection spectrale d'un abdomen sur un patient pédiatrique de 6 mois. *Courtoisie de Phoenix Children's Hospital.*

Taille du patient

Le scanner IQon Spectral peut scanner tout l'éventail de populations de patients, de la pédiatrie à la bariatrie, sans aucune limitation ni compromis.

Bariatrie

Il existe plusieurs limites pour l'imagerie des patients obèses à l'aide de scanners CT conventionnels. Le compromis entre l'obtention d'une qualité d'image élevée et le maintien de la dose de rayonnement est un défi pour les radiologues. L'introduction précoce des scanners CT bi-énergie n'a pas résolu ces obstacles, car les solutions basées sur la source (commutation kVp, scanners à double source et double rotation) reposent sur l'acquisition d'images à des réglages de kVp élevés et faibles ou sur une filtration à double tube. Pour les systèmes à double source, le champ de vue (FOV) limité du plus petit détecteur seulement affecte l'imagerie des patients obèses. Pour un système de commutation kVp rapide, les tensions hautes et basses doivent être alternées rapidement. Par conséquent, le courant ne peut pas être alterné de manière correspondante

pour fournir un nombre adéquat de photons à faible énergie, ce qui entraîne des réglages de courant plus élevés et une dose de rayonnement plus élevée. De plus, les algorithmes de modulation de courant automatisés ne peuvent pas être utilisés, ce qui conduit à une exposition accrue aux rayonnements. En conséquence, ces systèmes limitent l'imagerie aux patients dont l'IMC est inférieur à 30 kg / m² ou pesant moins de 260 lb (117kg). Pour les techniques utilisant la commutation kV lente, à double hélice ou à double rotation, les mAs peuvent être adaptés à chaque kVp, mais un kVp faible souffre toujours d'une très forte atténuation et d'une faible qualité d'image chez les patients obèses. Dans la technique à double faisceau, la filtration sur tube utilisée pour créer deux spectres différents réduit le flux de rayons X maximal disponible, et la partie basse énergie du faisceau souffre également d'une forte atténuation.

Avec l'introduction du système IQon Spectral CT, la séparation du signal se produit au niveau du détecteur, ce qui permet à l'utilisateur de scanner des patients avec des tensions typiques de 120 kVp

ou 140 kVp. L'IQon Spectral CT permet de scanner les patients pesant plus de 260 lb (117kg), ce qui rend les avantages spectraux disponibles pour la population de patients obèses.

Dans une étude publiée par Atwi et al. dans *Abominal Radiology*⁷, les chercheurs ont évalués la qualité des résultats spectraux chez les patients pesant plus de 270 lb (117kg). en utilisant l'IQon Spectral CT. Ils ont démontré que les radiologues préféraient la qualité d'image des résultats MonoE 70 keV par rapport à la tomодensitométrie conventionnelle. Le bruit était significativement plus faible; Le SNR et le CNR étaient significativement plus élevés dans les images MonoE 70 par rapport aux images conventionnelles. L'évaluation des résultats basés sur l'iode ont montré que les cartes d'iode étaient homogènes et complètes dans tous les organes abdominaux d'intérêt. Les chercheurs ont conclu que l'IQon Spectral CT fournit une imagerie viable et de haute qualité pour les patients pesant > 270 lb. (patients bariatriques)..

Pédiatrie

Avec le scanner IQon Spectral CT, l'utilisateur peut scanner de 80 à 140 kVp, afin d'obtenir des images conventionnelles. L'utilisateur doit scanner à 120 kVp ou 140 kVp pour obtenir des données spectrales. Puisque IQon Spectral CT est un scanner spectral CT basé sur un détecteur, tous les outils de gestion de dose sont disponibles.

Les sites qui utilisent des réglages de kVp bas tels que 80 kVp ou 100 kVp peuvent conserver leur pratique actuelle et utiliser les vraies images conventionnelles, ou passer à 120 kVp et ajuster les mAs pour qu'ils correspondent au CTDI du protocole 80 kVp ou 100 kVp. Cette dernière méthode permet des résultats spectraux complets. En particulier, les images MonoE à faible keV ont une superbe qualité d'image par rapport aux images conventionnelles à faible kVp. Les patients pédiatriques peuvent donc être scannés en mode spectral sans aucun impact sur la dose de rayonnement.

Les chercheurs du Phoenix Children's Hospital

ont publié une étude comparant la dose de rayonnement et la qualité de l'image pour les protocoles corporels de tomодensitométrie pédiatrique entre l'IQon Spectral CT et un scanner conventionnel (Brilliance iCT). Un fantôme a été scanné sur les deux scanners en utilisant des protocoles corporels standards qui ont été appariés pour obtenir le même CTDIvol. Les kVps sur le scanner conventionnel variaient de 80 à 120 kVp. Dose de rayonnement et CNR ont été comparés entre IQon Spectral CT et le scanner conventionnel. CNR était plus élevé pour IQon Spectral CT, montrant une amélioration de la qualité image sans augmentation de la dose de radiation.

Spectral suite (spectral CT viewer et applications spectrales, Magic Glass sur PACS)

Spectral CT Viewer

La visionneuse Spectral CT viewer de Philips est conçue pour permettre la quantification spectrale grâce à des outils spectraux propriétaires. En offrant des capacités uniques dans les domaines cliniques, les applications spectrales fournissent des informations anatomiques et fonctionnelles supplémentaires pour améliorer la fiabilité du diagnostic.

Spectral Magic Glass

En plus des images CT conventionnelles, Philips Spectral Magic Glass permet une visualisation simultanée à la demande et une comparaison rapide de jusqu'à cinq résultats spectraux différents pour une région d'intérêt, y compris les MonoE, la densité d'iode, le VNC, l'iode sans eau et le Z effectif. L'outil Spectral Magic Glass est superposé aux images CT pour fournir une vue en couleur d'une zone d'intérêt particulier. Les matériaux tels que l'iode, le calcium, l'eau ou la graisse peuvent alors être distingués visuellement.

Spectral Magic Glass sur PACS

L'application Spectral Magic Glass sur le PACS se lance directement dans la configuration de

visualisation PACS de l'utilisateur, offrant une interface simple qui s'intègre dans le flux de travail de l'hôpital avec peu ou pas de formation requise.

Spectral Advanced Vessel Analysis (sAVA)

L'application Spectral Advanced Vessel Analysis propose un ensemble d'outils pour l'analyse vasculaire générale. Il permet à l'utilisateur de retirer de l'os, d'extraire et de modifier la paroi et la lumière du vaisseau en fonction des données spectrales, d'effectuer une analyse des lésions sur la base de données spectrales et de comparer les vaisseaux extraits à l'aide de divers résultats spectraux.

Points forts de l'application :

- Suppression osseuse à différents niveaux d'énergie
- Artefacts de plaque calcifiée réduits
- Comparaison de différents résultats énergétiques

Spectral-enhanced Comprehensive Cardiac Analysis (sCCA)

L'application Comprehensive Cardiac Analysis spectrale offre la possibilité d'exécuter une segmentation cardiaque à la demande pour différents niveaux d'énergie, de comparer les courbes des vaisseaux avec divers types de données spectrales et d'améliorer l'évaluation visuelle de la perméabilité des vaisseaux coronaires.

Points forts de l'application :

- Segmentation cardiaque et coronaire automatique utilisant les images monoénergétiques
- Réduction du durcissement du faisceau pour une meilleure visualisation des déficits de perfusion et une visualisation de plaque calcifiée

Spectral-enhanced Multi-Modality Tumor Tracking (sMMTT)

Cette application fournit des outils pour aider les cliniciens à visualiser la progression des maladies, ou évaluer la réponse thérapeutique.

Points forts de l'application :

- Visualisation des tumeurs avec différents types de données spectrales (VNC, carte d'iode)
- Images à différents niveaux d'énergie (40-200

keV)

- Mesures d'absorption d'iode

Futur : Le scanner spectral à comptage photonique comme prochaine étape possible pour l'imagerie spectrale basée sur des détecteurs

La tomodensitométrie spectrale à comptage photonique semble être la prochaine génération de systèmes de tomodensitométrie haut de gamme. Il y a un vaste effort dans le milieu universitaire et dans l'industrie pour faire progresser cette technologie. Plusieurs prototypes sont disponibles et ont démontré des résultats prometteurs sur des fantômes, des animaux et même des humains. Les avantages comprennent une résolution spatiale ultra élevée combinée à des résultats spectraux de haute qualité et des capacités à faible dose. Le comptage de photons permet des capacités d'imagerie uniques en plus des performances spectrales améliorées des applications de type bi-énergie. Bien que des prototypes existent, comme indiqué ci-dessus, il y a un certain nombre de défis à relever avant que des systèmes commerciaux à usage clinique général soient disponibles sur le marché.

Notez, cependant, que le comptage de photons est une technologie spectrale basée sur la détection et présente les mêmes avantages que la tomodensitométrie spectrale à double couche - cohérence spatiale et temporelle totale des données spectrales, analyse spectrale du domaine de projection et toujours spectral, toujours actif. L'avenir est donc dans la tomodensitométrie spectrale basée sur la détection.

Références

1. Maaß, Clemens, et al. "Image-Based Dual Energy CT Using Optimized Precorrection Functions: A Practical New Approach of Material Decomposition in Image Domain." *Medical Physics*, vol. 36, no. 8, 2009, pp. 3818–3829., doi:10.1118/1.3157235.

2. Sellerer, Thorsten, et al. "Dual-Energy CT: a Phantom Comparison of Different Platforms for Abdominal Imaging." *European Radiology*, vol. 28, no. 7, 2018, pp. 2745–2755., doi:10.1007/s00330-017-5238-5.

3. Hua, Chia-Ho, et al. "Accuracy of Electron Density, Effective Atomic Number, and Iodine Concentration Determination with a Dual-Layer Dual-Energy Computed Tomography System." *Medical Physics*, vol. 45, no. 6, 2018, pp. 2486–2497., doi:10.1002/mp.12903.

4. Almeida, Isabel P., et al. "Dual-Energy CT Quantitative Imaging: A Comparison Study between Twin-Beam and Dual-Source CT Scanners." *Medical Physics*, vol. 44, no. 1, Jan. 2017, pp. 171–179., doi:10.1002/mp.12000.

5. Hamersvelt, Robbert W. Van, et al. "Contrast Agent Concentration Optimization in CTA Using Low Tube Voltage and Dual-Energy CT in Multiple Vendors: a Phantom Study." *The International Journal of Cardiovascular Imaging*, vol. 34, no. 8, 2018, pp. 1265–1275., doi:10.1007/s10554-018-1329-x.

6. Tsang, Derek S, et al. "Quantifying Potential Reduction in Contrast Dose with Monoenergetic Images Synthesized from Dual-Layer Detector Spectral CT." *The British Journal of Radiology*, vol. 90, no. 1078, 2017, doi:10.1259/bjr.20170290.

7. Atwi, Noah E., et al. "Dual-Energy CT in the Obese: a Preliminary Retrospective Review to Evaluate Quality and Feasibility of the Single-Source Dual-Detector Implementation." *Abdominal Radiology*, vol. 44, no. 2, 2018, pp. 783–789., doi:10.1007/s00261-018-1774-y.

8. Southard, Richard, et al. "Multi-Energy Spectral CT (MECT) Verses 256 Row Multi-Detector CT (MDCT) Radiation Dose and Image Quality Comparison in Pediatric Clinical Brain CT Protocols: A Phantom Study." *Medical Physics*, vol. 45, no. 6, 1 June 2018, pp. E236–E236.



© 2019 Koninklijke Philips N.V. Tous droits réservés.

Les résultats des études de cas ne sont pas prédictifs des résultats d'autres cas. Les résultats dans d'autres cas peuvent varier. Philips se réserve le droit d'apporter des modifications aux spécifications et/ou d'abandonner tout produit à tout moment sans préavis ni obligation et ne sera pas responsable des conséquences résultant de l'utilisation de cette publication.

Le scanner iQon Spectral CT est un dispositif médical de classe IIb fabriqué par Philips et dont l'évaluation de la conformité a été réalisé par l'organisme notifié TUV Rheinland CE0197. Il est destiné au diagnostic médical par imagerie tomodensitométrie. Les actes diagnostiques sont pris en charge par les organismes d'assurance maladie dans certaines situations. Lisez attentivement la notice d'utilisation. Mai 2021

www.philips.com/healthcare
4522 991 50831 * DEC 2019