

Comment je fais un scanner double énergie pour embolie pulmonaire aiguë ?

How to do a dual-energy CT scan for acute pulmonary embolism?

A. Hutt
J. Giordano
J.-B. Faivre
J. Rémy
M. Rémy-Jardin

Service d'imagerie thoracique, hôpital Calmette,
boulevard Jules-Leclercq, 59037 Lille cedex, France

Reçu le 30 novembre 2017 ; accepté le 30 novembre 2017

Disponible en ligne sur [ScienceDirect](#) le xxx

RÉSUMÉ

L'angioscanographie double énergie à la recherche d'une embolie pulmonaire aiguë (EPA) est un examen simple à l'acquisition, mais également à la reconstruction. Il repose sur l'interprétation d'une imagerie standard toujours optimisée et d'une imagerie complémentaire de 2 types : imagerie morphologique monoénergétique et/ou imagerie de perfusion pulmonaire.

© 2018 Société française de radiologie. Publié par Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés.

SUMMARY

Dual-energy CT angiography for acute pulmonary embolism relies on well-defined acquisition and reconstruction protocols. Acute pulmonary embolism can be diagnosed on the basis of standard morphologic images that can be completed by the reading of two series of images generated from the same acquisition, namely monoenergetic images and/or CT perfusion images.

© 2018 Société française de radiologie. Published by Elsevier Masson SAS. All rights reserved.

Les applications angioscanographiques de la double énergie (DE) se multiplient vite et il n'est pas possible de les détailler toutes dans leurs applications spécifiques à l'EPA. De même, chacun des constructeurs investis dans cette technique développe des algorithmes d'optimisation, de différenciation ou de quantification qui lui sont propres et qu'il est impossible de passer en revue pour une seule application. Seuls ceux qui nous ont semblé les plus utiles seront abordés dans cette rubrique. Un certain nombre de recommandations figurant dans le chapitre simple énergie ne seront pas renouvelées dans celui sur la double énergie. Seules

figureront dans ce dernier les spécificités de cette technologie.

Lorsque la double énergie est utilisée dans un bilan angioscanographique d'embolie pulmonaire, elle obéit à deux grandes options. La première est d'assurer une angioscanographie de qualité pour tous les examens grâce aux multiples énergies disponibles à la reconstruction de l'examen morphologique standard. La seconde est de pouvoir générer l'étude de la captation iodée par la microcirculation, appelée « perfusion pulmonaire » ou encore « volume sanguin pulmonaire ». Ces deux options ne sont pas contradictoires et résultent de l'utilisation de protocoles d'examen assez similaires.

MOTS CLÉS

Double énergie
Imagerie virtuelle
monochromatique
Imagerie virtuelle sans
contraste
Volume sanguin pulmonaire
(perfusion)

KEYWORDS

Dual-energy
Virtual monochromatic
imaging
Virtual non-contrast imaging
Pulmonary blood volume

Auteur correspondant :

M. Rémy-Jardin,

Service d'imagerie thoracique,
hôpital Calmette, boulevard Jules-
Leclercq, 59037 Lille cedex,
France.

Adresse e-mail :
martine.remy@chru-lille.fr

<https://doi.org/10.1016/j.jidi.2017.11.006>

© 2018 Société française de radiologie. Publié par Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés.



PARAMÈTRES D'ACQUISITION

Le choix le plus important est celui des deux kilovoltages pour une acquisition en double énergie sur une machine simple ou double source. L'option la plus fréquemment proposée par les constructeurs est 80 kV (bas kilovoltage) et 140 kV (haut kilovoltage) ; un constructeur propose 70 kV (bas kilovoltage) et 150 kV (haut kilovoltage) avec filtration étain. Comme en simple énergie, le plus faible kilovoltage (70 kV ou 80 kV) procure le meilleur contraste vasculaire, mais une imagerie souvent bruitée ; à l'inverse, le haut kilovoltage (140 kV–150 kV) assure une quasi-absence de bruit et une réduction des artefacts de durcissement, mais ne fournit pas de rehaussement suffisant de l'iode dans le compartiment intravasculaire. L'intérêt de la filtration étain sur le haut kilovoltage est d'arrêter les photons de faible énergie qui n'améliorent pas la qualité image, mais participent à la dose délivrée. Rappelons que le milli-ampérage doit être adapté au kilovoltage sélectionné, trois à quatre fois plus élevé pour les bas kV que pour les hauts kV afin d'optimiser le rapport contraste/bruit.

PARAMÈTRES D'INJECTION

Le protocole d'injection est influencé par l'utilisation attendue de la double énergie [1].

Optimiser la qualité de l'angioscanographie standard

S'il s'agit d'optimiser la qualité de l'angioscanographie standard, on peut utiliser le même protocole que celui préconisé pour une recherche d'EPA en simple énergie. La possibilité de descendre en énergie ouvre plus largement le champ d'application des faibles quantités ou concentrations d'iode en angioscanographie standard. Celles habituellement requises, éminemment variables d'une équipe à l'autre, correspondent à 20 à 30 g d'iode (pour mémoire, 100 mL d'un produit de contraste concentré à 300 mg/mL correspondent à 30 g d'iode.).

La fonction rénale du patient justifie de réduire la quantité d'iode administrée

Si la fonction rénale du patient justifie de réduire la quantité d'iode administrée, la double énergie pourra être réalisée avec une plus faible concentration iodée que dans le cas précédent. Cela sera compensé par une lecture préférentielle des images à basse énergie sur laquelle sera attendue une opacification satisfaisante des vaisseaux d'intérêt. Rappelons que, comme en simple énergie, une angioscanographie performante des artères pulmonaires peut être obtenue avec seulement 20 mL de produit de contraste. En double énergie, signalons que des résultats supérieurs sont obtenus avec 11 à 17 g d'iode selon les publications.

L'objectif est de générer une imagerie de perfusion pulmonaire en complément de l'imagerie diagnostique standard

Si l'objectif est de générer une imagerie de perfusion pulmonaire en complément de l'imagerie diagnostique standard, il est alors recommandé d'utiliser un produit plus fortement concentré (370–400 mg d'iode par mL), un volume de 90 à

100 mL injecté au minimum à 4 mL/s propulsé par un bolus de sérum en fin d'injection. Dans le but de réduire les artefacts de durcissement autour des veines systémiques (veine cave supérieure, troncs veineux innominés), il est conseillé de réaliser une acquisition caudocrâniale. En l'absence actuelle de technique de monitoring de la captation iodée dans la microcirculation, le ROI est placé dans l'aorte descendante pour acquérir les captations artérielles pulmonaires et systémiques du produit de contraste.

POST-TRAITEMENT

Il constitue une étape fondamentale dans l'exploitation de l'acquisition. Il appartient au radiologue, non de les obtenir toutes, mais de les sélectionner au cas par cas en fonction de l'objectif de l'examen TDM.

Choix de l'énergie de reconstruction

Selon la technologie utilisée, l'imagerie diagnostique standard est de type polychromatique (double source) ou virtuelle monochromatique (simple source). En technologie double source, la reconstruction de l'imagerie diagnostique standard mélange l'information des deux kilovoltages, par exemple 80 et 140 kV, pour obtenir une imagerie polychromatique équivalente à celle d'une acquisition simple énergie à 120 kV. La qualité de cette imagerie moyennée est équivalente à celle d'une imagerie monochromatique à 60 keV [2]. En technologie simple source, l'imagerie diagnostique standard est une imagerie monochromatique, habituellement reconstruite aux alentours de 70 keV. Que la technologie double énergie provienne d'un scanner simple ou double source, l'imagerie diagnostique standard peut ensuite être complétée par des reconstructions à des niveaux d'énergie complémentaires qui vont permettre d'utiliser les avantages des basses et hautes énergies. Rappelons l'optimisation de l'atténuation de l'iode des artères centrales et périphériques sur les images en basse énergie (40 keV) et la réduction importante, voire la suppression des artefacts de durcissement en haute énergie (100 keV). Ces reconstructions complémentaires sont de type monochromatique (ou monoénergétique), c'est-à-dire équivalentes à des images qui auraient été acquises avec un faisceau de rayons X d'une seule énergie. Les artefacts de durcissement du rayonnement dans et autour de la veine cave supérieure sont atténués par les hautes énergies, mais pas les artefacts dus au « *photon starvation* ». Rappelons qu'un faisceau polychromatique est constitué par une multitude de rayons de longueurs d'ondes différentes au sein desquels domine une longueur d'onde. L'extraction de cette longueur d'onde dominante permet une imagerie virtuelle monochromatique.

Imagerie virtuelle monochromatique [2]

La gamme de rayonnement monochromatique est plus large que celle des rayonnements polychromatiques puisqu'au maximum d'amplitude actuelle des kilovoltages d'acquisition, l'opérateur peut choisir des énergies variant entre 40 et 200 kiloélectron volts (keV). Le pic d'absorption de l'iode étant de 33,2 keV, il est possible de s'en approcher par reconstruction virtuelle monochromatique à 40 keV. Il existe, par ailleurs, des logiciels d'optimisation mélangeant de façon non proportionnelle le contraste vasculaire des basses énergies et le

Download English Version:

<https://daneshyari.com/en/article/8940906>

Download Persian Version:

<https://daneshyari.com/article/8940906>

[Daneshyari.com](https://daneshyari.com)