



UNIVERSITE DE LILLE

FACULTE DE MEDECINE HENRI WAREMBOURG

Année : 2019

THESE POUR LE DIPLOME D'ETAT
DE DOCTEUR EN MEDECINE

**ANGIOSCANOGRAPHIES EN TDM DOUBLE SOURCE DE 3^{ème}
GENERATION :**

**Fréquence et impact des examens indéterminés lors d'une
recherche d'embolie pulmonaire aiguë**

Présentée et soutenue publiquement le Lundi 17 Juin 2019 à 18h00
au Pôle Formation

Par Justin HENNICAUX

JURY

Président :

Madame le Professeur Martine REMY-JARDIN

Assesseurs :

Monsieur le Professeur Jacques REMY

Monsieur le Professeur Xavier DEMONDION

Monsieur le Professeur Alexis CORTOT

Directeur de Thèse :

Monsieur le Docteur Antoine HUTT

AVERTISSEMENT

La Faculté n'entend donner aucune approbation aux opinions émises dans les thèses : celles-ci sont propres à leurs auteurs.

TABLE DES MATIERES

LISTE DES ABREVIATIONS	1
RESUME	2
ETAT ACTUEL DES CONNAISSANCES.....	4
I. Place de l'angioscanner dans le diagnostic de l'embolie pulmonaire aiguë	4
a. Définition et épidémiologie.....	4
b. Etat de l'art du diagnostic de l'embolie pulmonaire aiguë	5
II. Techniques en angioscanographie double énergie	17
a. Généralités	17
b. Principes de l'imagerie double énergie	18
c. Les différentes techniques utilisées par les constructeurs	20
d. Applications pratiques en angioscanographie thoracique	24
1. Le protocole double source simple énergie	24
2. Le protocole double source double énergie.....	25
III. Liens entre qualité et valeur diagnostique des examens	29
a. Les examens totalement diagnostiques	30
b. Les examens jugés interprétables jusqu'au niveau-segmentaire.....	31
c. Les examens dont seules les artères pulmonaires centrales sont interprétables ...	31
IV. Comment le radiologue gère-t-il un examen de qualité sous-optimale ?	32
a. Le point de vue du radiologue	32
d. Le point de vue du clinicien	33
V. Fréquence et causes des angioscanographies indéterminées	34
a. Les artéfacts liés au patient.....	34
b. Les artéfacts techniques	35
1. Les artéfact de mouvements	36
2. L'opacification sous-optimale du réseau artériel pulmonaire	39
VI. Justification du travail scientifique de la thèse	41
ARTICLE SCIENTIFIQUE	48
ABSTRACT	49
INTRODUCTION	51
MATERIALS & METHODS	52
1 - Population.....	52
2 - Parameters analyzed.....	53
3 - Conditions of image interpretation	55
4 - Statistical analysis	55

RESULTS	56
1 - Characteristics of the study population.....	56
2 - Comparison of diagnostic & indeterminate examinations	57
3 - Causes of indeterminate CTAs	57
4 - Management of indeterminate CTAs during the CT session	58
DISCUSSION.....	59
CONCLUSIONS PRATIQUES DU TRAVAIL	73
EXPLOITATION SCIENTIFIQUE DU TRAVAIL	74

LISTE DES ABREVIATIONS

AP : Artère pulmonaire

AVK : Anti vitamine K

DD : D-Dimères

DSCT : « Dual-Source CT » : Scanner double source

DSDE : Double source double énergie

DSSE : Double source simple énergie

ECG : Electrocardiogramme

EP : Embolie pulmonaire

EPA : Embolie pulmonaire aiguë

keV : kilo-électron-Volt

kV : kilo-Volt

mAs : milliampère-seconde

MSCT : « Multi-slice CT » : Scanner multi-coupes

MTEV : Maladie thrombo-embolique veineuse

RS : Résolution spatiale

RT : Résolution temporelle

RVME : Reconstruction virtuelle mono-énergétique

Scintigraphie V/P : Scintigraphie de ventilation/perfusion

Se : Sensibilité

SE : Simple énergie

Sp : Spécificité

SSCT : « Single slice CT » : Scanner monocoupe

TVP : Thrombose veineuse profonde

VCI : Veine cave inférieure

VCS : Veine cave supérieure

RESUME

Contexte: Les angioscanners thoraciques indéterminés représentent un problème diagnostique fréquent en routine clinique avec l'utilisation de scanners multi-coupes. La technologie scanographique double source de 3^{ème} génération permet une amélioration significative de la résolution spatiale et temporelle, capable de réduire drastiquement le nombre d'examens indéterminés. Il n'existe pas à notre connaissance d'étude ayant évalué l'incidence de ces examens indéterminés à l'aide de cette dernière technologie de scanner. L'objectif principal de ce travail est d'évaluer l'incidence des angioscanographies thoraciques indéterminées pour recherche d'embolie pulmonaire aiguë à l'aide d'un scanner double source de 3^{ème} génération. L'objectif secondaire est d'évaluer l'impact des facteurs correctifs applicables lors de la même session d'examen en cas d'examen initialement indéterminé.

Méthode: 449 patients ont bénéficié d'un angioscanner thoracique en technique double source selon deux type de protocoles : un protocole simple énergie (SE) (n = 276; 61,5%) et double énergie (DE) (n = 173; 38,5%). Un examen indéterminé était défini par (a) un examen totalement non diagnostique; ou (b) un examen uniquement interprétable au niveau des artères pulmonaires centrales.

Résultats: Douze examens (12/449; 2,7%) étaient indéterminés sans différence significative entre les examens réalisés en SE (9/276; 3,3%) et en DE (3/173; 1,7%) (p = 0,38). Les facteurs mis en causes étaient: a) des artéfacts de mouvement dus

au manque de coopération des patients (1/12); (b) un faible niveau de rehaussement seul (6/12) ou en association avec des limitations liées au patient (5/12). En cas d'examen indéterminé en SE (n = 9), l'acquisition a été répétée après correction du facteur causal présumé, ce qui a conduit à un examen diagnostique chez tous les patients sauf un. En cas d'examen indéterminé en DE (n = 3), l'étude des reconstructions virtuelles à basses énergies a permis de restaurer une qualité image diagnostique pour l'ensemble de ces patients. Le taux final d'angioscanner indéterminé était de 0,2% (1/449).

Conclusion: Le taux d'angioscanner thoracique indéterminé a diminué de 2,7% à 0,2% après une seconde acquisition en SE ou l'étude des reconstructions virtuelles à basses énergies pour les examens en DE. En cas d'examen indéterminé en technique scanographique double source, il est recommandé de répéter l'acquisition en SE et d'étudier les reconstructions virtuelles à basse énergie en DE.

ETAT ACTUEL DES CONNAISSANCES

I. Place de l'angioscanner dans le diagnostic de l'embolie pulmonaire aiguë

a. Définition et épidémiologie

L'embolie pulmonaire aiguë (EPA) est causée par une obstruction brutale du tronc de l'artère pulmonaire (AP) ou de branches de l'AP par un embole provenant en général d'une thrombose veineuse des membres inférieurs. La maladie thrombo-embolique veineuse (MTEV) regroupe la thrombose veineuse profonde (TVP) et l'embolie pulmonaire (EP) aiguë et chronique. C'est la 3^{ème} maladie cardio-vasculaire la plus fréquente avec une incidence de 100 à 200 cas pour 100 000 patients par an (1),(2). L'EPA est une manifestation grave et potentiellement mortelle de la MTEV, nécessitant un diagnostic rapide et un traitement adapté (le taux rapporté de décès varie de 15 à 30 % selon la population étudiée (3)).

Il a récemment été observé une chute de la prévalence de l'EPA (4),(5). Celle-ci peut s'expliquer par l'augmentation du nombre de demandes d'examens (l'EPA ayant une présentation clinique polymorphe, toute exacerbation d'une pathologie thoracique chronique devient alors suspecte d'EPA). L'augmentation du nombre de demandes d'examen est elle-même facilitée par la disponibilité quasi permanente de l'angioscanner thoracique dans la plupart des services d'accueil des urgences.

Malgré les avancées technologiques permettant une réduction de la dose d'exposition moyenne, ceci soulève des questions majeures de radioprotection, mais aussi des préoccupations économiques.

L'augmentation du nombre d'examens soulève des interrogations sur les risques de cancers radio-induits. En effet, une étude réalisée à l'aide de fantômes a montré une élévation du risque relatif de cancer du sein et du poumon après la réalisation d'un seul angioscanner, en particulier chez les femmes jeunes (6). Les auteurs de cette étude ont estimé l'augmentation du risque relatif de cancer du sein à 1,011 et du risque relatif de cancer du poumon à 1,022 chez les femmes de 25 ans après un seul angioscanner thoracique. L'augmentation de ce risque relatif, même s'il reste faible est préoccupant.

L'évaluation systématique des facteurs de risque thrombo-emboliques des patients suspects d'EPA pourrait permettre une sélection plus appropriée des patients nécessitant un angioscanner thoracique, ayant pour conséquence une diminution de la dose d'irradiation mais aussi du coût de la prise en charge (7).

Ces deux points soulignent l'importance d'une sélection rigoureuse des patients devant bénéficier d'un angioscanner thoracique.

b. Etat de l'art du diagnostic de l'embolie pulmonaire aiguë

L'évaluation clinique du patient est donc un pré requis indispensable à la réalisation d'examens complémentaires (8). La démarche diagnostique initiale est basée sur l'interrogatoire, l'examen clinique et quelques examens paracliniques simples (radiographie thoracique (9),(10), électrocardiogramme et gaz du sang). L'évaluation initiale repose en grande partie sur les scores de probabilité clinique comme le score de Genève modifié (11), permettant de classer les patients comme étant à risque faible, moyen ou élevé de présenter une EPA (Tableau 1 (12)).

Tableau 1 : Score de probabilité clinique d'embolie pulmonaire dit « de Genève modifié et simplifié ».

Un score total supérieur ou égal à 5 indique une probabilité forte (> 60%), un score compris entre 2 et 4 une probabilité intermédiaire (30%), un score inférieur à 2 une probabilité faible (< 10%)

Items cliniques	Points
Âge \geq 65 ans	1
Antécédent de phlébite ou d'embolie pulmonaire	1
Chirurgie avec anesthésie générale ou fracture de membre inférieur dans le mois précédent	1
Cancer ou hémopathie active ou en rémission depuis moins d'un an	1
Douleur unilatérale d'un membre inférieur	1
Hémoptysie	1
Fréquence cardiaque : 75–94 bpm	1
Fréquence cardiaque \geq 95 bpm	2
Douleur à la palpation d'un trajet veineux de membre inférieur et œdème unilatéral	1

Ces scores cliniques sont aujourd'hui soutenus par des tests biologiques permettant de détecter des produits de dégradation de la fibrine, intervenant dans la formation de caillots sanguins. Le test le plus fréquemment utilisé est le dosage des D-Dimères (DD) par la méthode ELISA (Enzyme-linked immunoabsorbent assay). Il est indiqué chez les patients présentant un score de probabilité clinique faible à intermédiaire. Ce test est sensible mais non spécifique ; c'est à dire qu'un dosage négatif des DD permet d'exclure le diagnostic d'EPA. En revanche, un dosage positif des DD requiert la réalisation d'un ou plusieurs examens complémentaires pour affirmer ou infirmer ce diagnostic (13).

Plusieurs examens complémentaires sont disponibles afin d'explorer ce diagnostic. Ils sont détaillés ci-dessous.

Historiquement, l'examen de référence pour la recherche d'EPA était l'angiographie pulmonaire. Cet examen apparaît aujourd'hui dépassé du fait du caractère invasif et de la faible accessibilité.

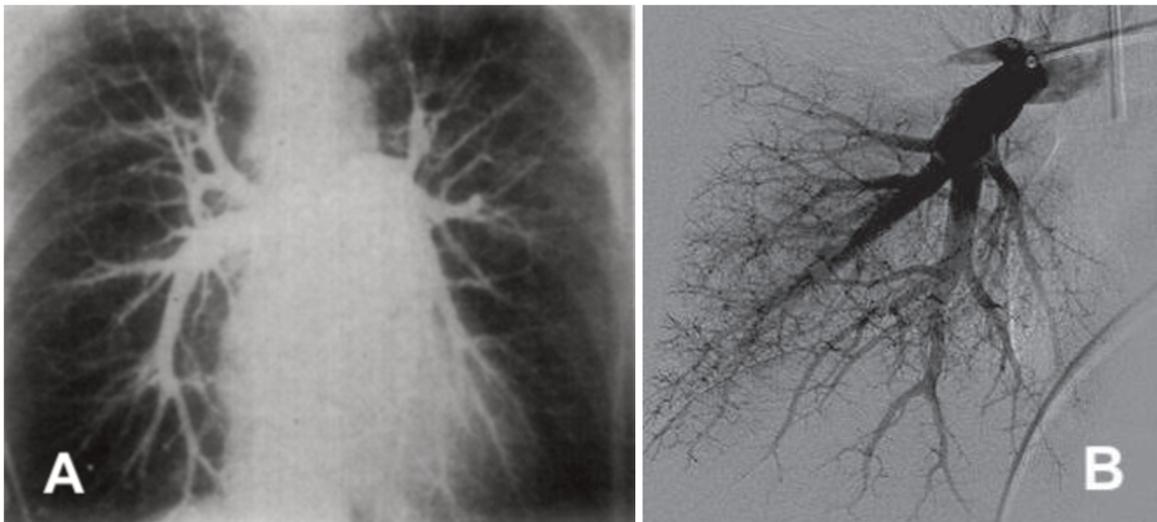


Image 1 : Angiographies pulmonaires normales : A – Angiographie pulmonaire de face avec opacification des AP droites et gauches (1971) (14) ; B – Angiographie pulmonaire sélective (technique d'angiographie de soustraction digitale) au sein du lobe inférieur droit (Imagerie réalisée au CHRU de Lille - service d'imagerie cardio-vasculaire - 2018).

Depuis l'introduction de la technologie de scanner multi-coupes (MSCT= « Multi-slice CT »), l'angioscanographie thoracique est devenue la méthode de référence dans le diagnostic de l'EPA en permettant la détection non invasive de caillots endoluminaux, supplantant ainsi l'angiographie pulmonaire (4),(15).

Les performances diagnostiques des scanners monocoupes (SSCT= « Single-slice CT ») initialement insuffisantes (Sensibilité (Se) variant entre 53 et 91% et Spécificité (Sp) variant de 78 à 97%) ont été significativement améliorées par l'introduction de technologies multi-coupes permettant une exploration fiable des AP jusqu'au niveau sous segmentaire (Se évaluée entre 83 et 100% et Sp entre 89 à 97% (4)).

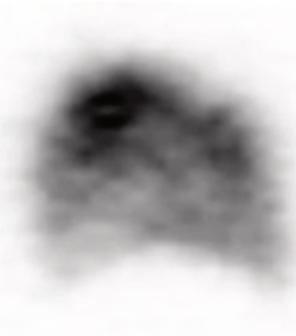
Grâce à ses performances diagnostiques, à sa rapidité d'acquisition et à sa disponibilité, l'angioscanner thoracique s'est rapidement imposé comme l'examen de référence pour le diagnostic d'EPA.

En effet, les examens complémentaires alternatifs comportent des inconvénients majeurs :

- **La scintigraphie de ventilation/perfusion :**

La scintigraphie de ventilation/perfusion (scintigraphie V/P) montre indirectement le ou les thrombi situés dans les artères pulmonaires sous la forme d'hypofixations systématisées sur les acquisitions perfusionnelles, sans hypofixation du territoire correspondant sur les acquisitions ventilatoires (image de « mismatch »).

Ventilation



Perfusion

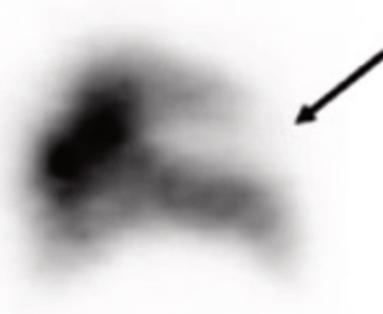


Image 2 : Scintigraphie V/P. Coupe sagittale du poumon gauche chez un patient présentant une EPA.
Défaut de perfusion triangulaire à base pleurale (flèche). Pas d'anomalie sur l'acquisition ventilatoire (16)

Néanmoins, la scintigraphie V/P a beaucoup été critiquée à cause d'un nombre important d'examens classés comme intermédiaires (non diagnostiques) n'apportant

pas d'informations utiles au diagnostic (17) et nécessitant la réalisation d'examens complémentaires (1),(18). Dans l'étude PIOPED, 39% des scintigraphies V/P étaient classées comme intermédiaires.

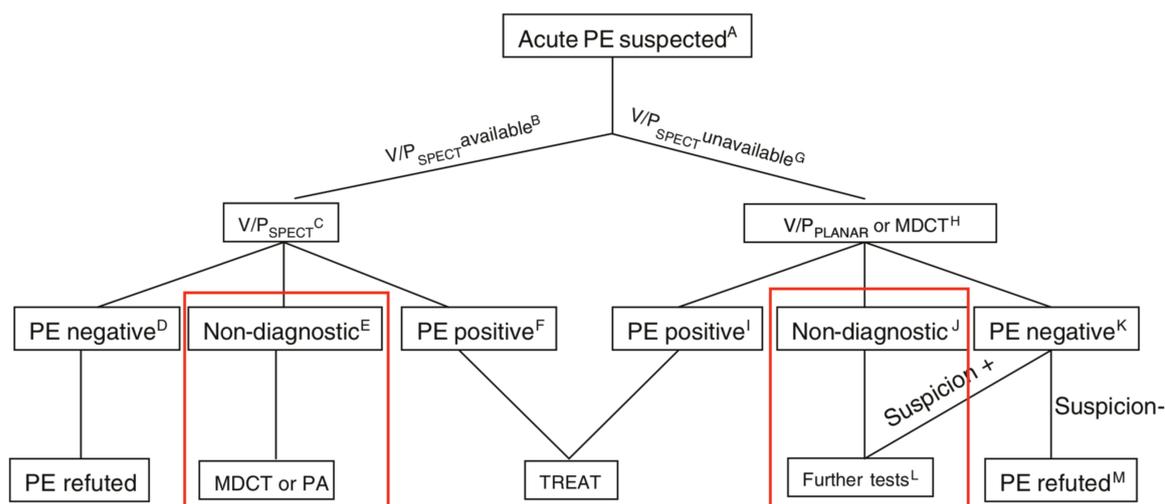


Figure 1 : Organigramme diagnostique dans le cadre de la suspicion d'EPA en scintigraphie V/P (18)

D'autre part, la non disponibilité de cet examen dans un contexte d'urgence, ainsi qu'en dehors des « heures ouvrables », limite considérablement sa place dans l'organigramme diagnostique.

La scintigraphie V/P a une mauvaise performance pour la détection de diagnostics différentiels, notamment en ce qui concerne l'analyse du parenchyme pulmonaire.

Elle est donc indiquée en seconde intention dans des cas particuliers, notamment chez les patients ayant une contre-indication à l'injection de produit de contraste iodé, (insuffisance rénale et/ou allergie (3),(4),(8)) ou chez les patientes enceintes (19) grâce à une dose d'irradiation faible (1),(8),(20).

- **L'IRM :**

L'IRM a montré une performance diagnostique satisfaisante pour la détection des EPA centrales et segmentaires (21).

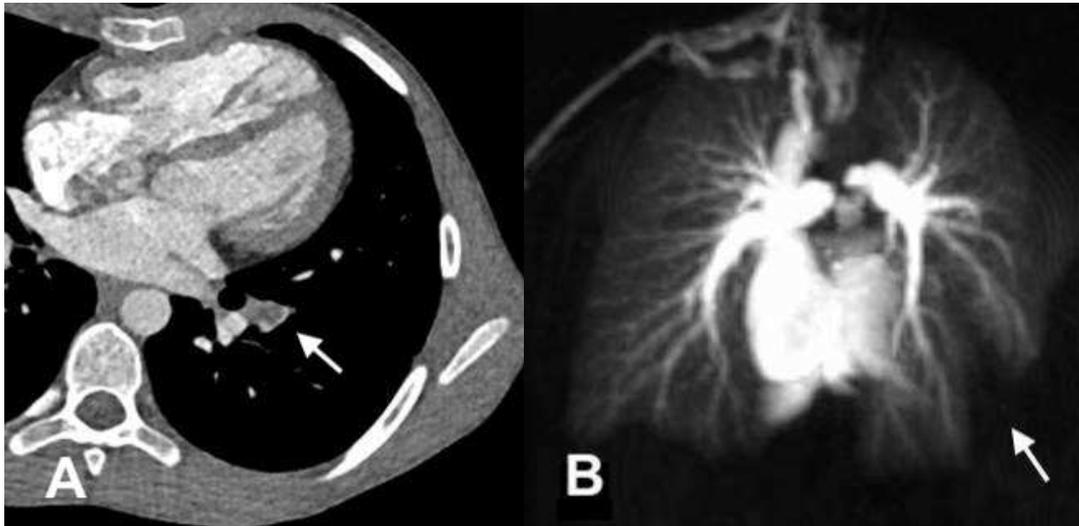


Image 3 : A – Angioscanner thoracique en coupe axiale montrant une embolie pulmonaire segmentaire lobaire inférieure gauche (flèche); B – Angio-IRM en reconstruction MIP coronale réalisée chez le même patient, montrant un défaut de perfusion pulmonaire dans le territoire correspondant. Imagerie réalisée au CHRU de Lille.

De plus, cette technique non irradiante peut permettre l'évaluation concomitante de la fonction cardiaque ainsi que l'évaluation du réseau veineux par phlébo-IRM pouvant être étendu à la veine cave inférieure (VCI).

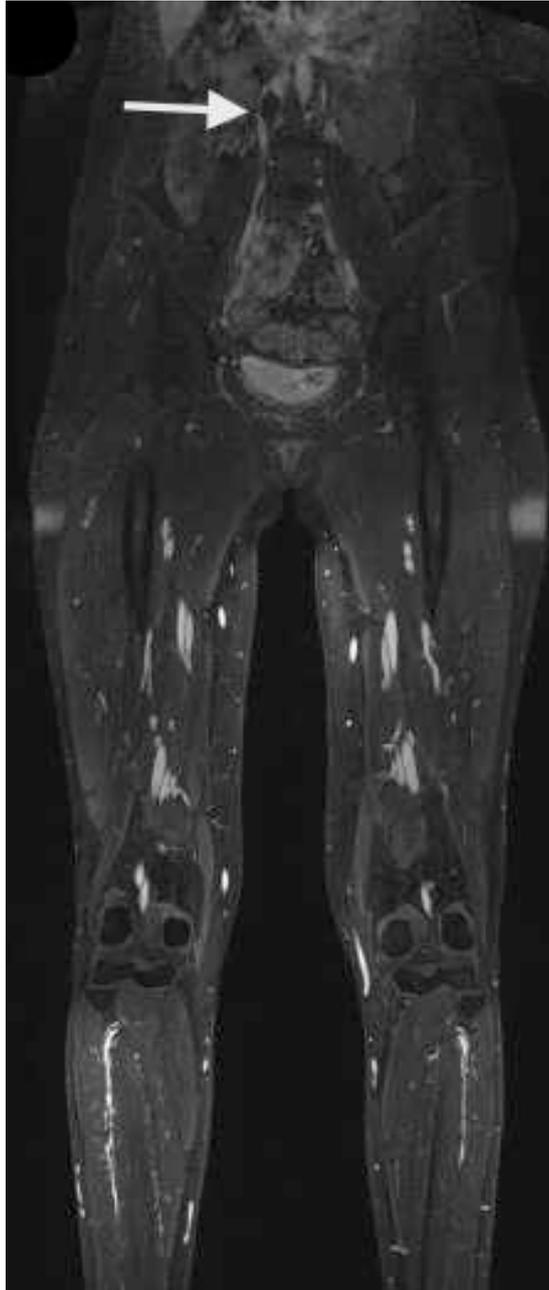


Image 4 : Phlébo-IRM (séquence VIBE) en coupe coronale, montrant un thrombus hypointense au sein de la veine iliaque primitive droite (flèche) (22)

Néanmoins, cette technique a une disponibilité moins bonne et une performance diagnostique beaucoup plus faible pour l'analyse des vaisseaux sous-segmentaires(21). Comme la scintigraphie V/P, l'IRM a une mauvaise performance pour la détection de diagnostics différentiels, notamment en ce qui concerne l'analyse du parenchyme pulmonaire. Cette technique peut être utilisée en seconde

intention chez les patients présentant une contre-indication à l'injection de produit de contraste iodé, ou chez les patientes enceintes grâce à son caractère non irradiant.

Il est important de rappeler que l'IRM n'est pas adaptée aux patients suspects d'EP grave, présentant un risque d'arrêt cardio-respiratoire (9). En effet, en cas d'arrêt cardio-respiratoire, il serait nécessaire de sortir le patient de la salle d'IRM afin d'effectuer les manœuvres réanimatoires (matériel non compatible avec le champ magnétique). Ceci serait responsable d'une perte de temps non acceptable.

De plus, le temps d'acquisition de cet examen est beaucoup plus long comparativement à un angioscanner thoracique. Hochegger et al. proposent un protocole IRM d'environ 15 minutes pour l'exploration d'une suspicion d'EPA (22). Le temps d'examen est de 3 à 20 minutes en fonction des séquences réalisées et de la tolérance du patient.

Rappelons également que l'IRM présente des contre-indications formelles et relatives (éclats métalliques intra oculaires ou sous cutanés, implantation récente de matériel ferromagnétique, « pacemakers », claustrophobie ...(23)).

- L'échographie cardiaque trans-thoracique:

L'échographie cardiaque est l'examen de première intention en cas de suspicion d'EPA grave si l'état clinique du patient ne permet pas la réalisation immédiate d'un angioscanner thoracique. Une EPA grave est une EP qui, à cause de son retentissement hémodynamique ou respiratoire, met en jeu le pronostic vital du patient à court terme (12). Ces formes graves représentent environ 5% de l'ensemble des EPA. Dans ce contexte, l'échographie cardiaque permet de mettre en évidence un aspect de « cœur pulmonaire aigu », qui associe une dilatation du ventricule droit sans hypertrophie et une dyskinésie du septum interventriculaire. On

peut retenir le diagnostic d'EPA grave en cas de présentation clinique évocatrice chez un patient sans antécédent cardiorespiratoire et présentant une radiographie thoracique normale (12). Ceci permet la mise en place rapide d'un traitement adapté. Le diagnostic devra secondairement être confirmé par un angioscanner thoracique. L'échographie cardiaque permet également d'explorer certains diagnostics différentiels (tamponnade, dissection aortique, insuffisance cardiaque gauche...)

- L'échographie doppler des membres inférieurs

La mise en évidence d'une thrombose veineuse proximale permet, chez un patient suspect d'embolie pulmonaire, de confirmer le diagnostic de MTEV et indirectement celui d'EP (12). La très grande majorité des patients atteints d'EP ont également une TVP des membres inférieurs, pouvant être asymptomatique. Certains auteurs estiment que l'on retrouve une TVP des membres inférieurs chez 70% des patients présentant une EP (24).

Le traitement de ces deux pathologies présente de nombreuses similitudes et repose principalement sur la mise en place d'un traitement anticoagulant. L'échographie doppler des membres inférieurs, si elle est positive, est une manière efficace, rapide et peu coûteuse de mettre en évidence l'existence d'une MTEV chez des patients suspects d'EP non grave. Celle-ci peut s'avérer particulièrement utile chez des patients présentant des contre-indications formelles ou relatives à la réalisation d'un angioscanner thoracique (allergie au produit de contraste iodé, femmes enceintes, insuffisance rénale terminale...).

La négativité de cet examen n'élimine en aucun cas le diagnostic d'EPA (25).

La place de chaque examen complémentaire est aujourd'hui bien définie, permettant d'établir des organigrammes diagnostiques consensuels adaptés à la situation clinique (Figure 2 et 3). Grâce à ses qualités diagnostiques, l'angioscanner thoracique y occupe une place prédominante.

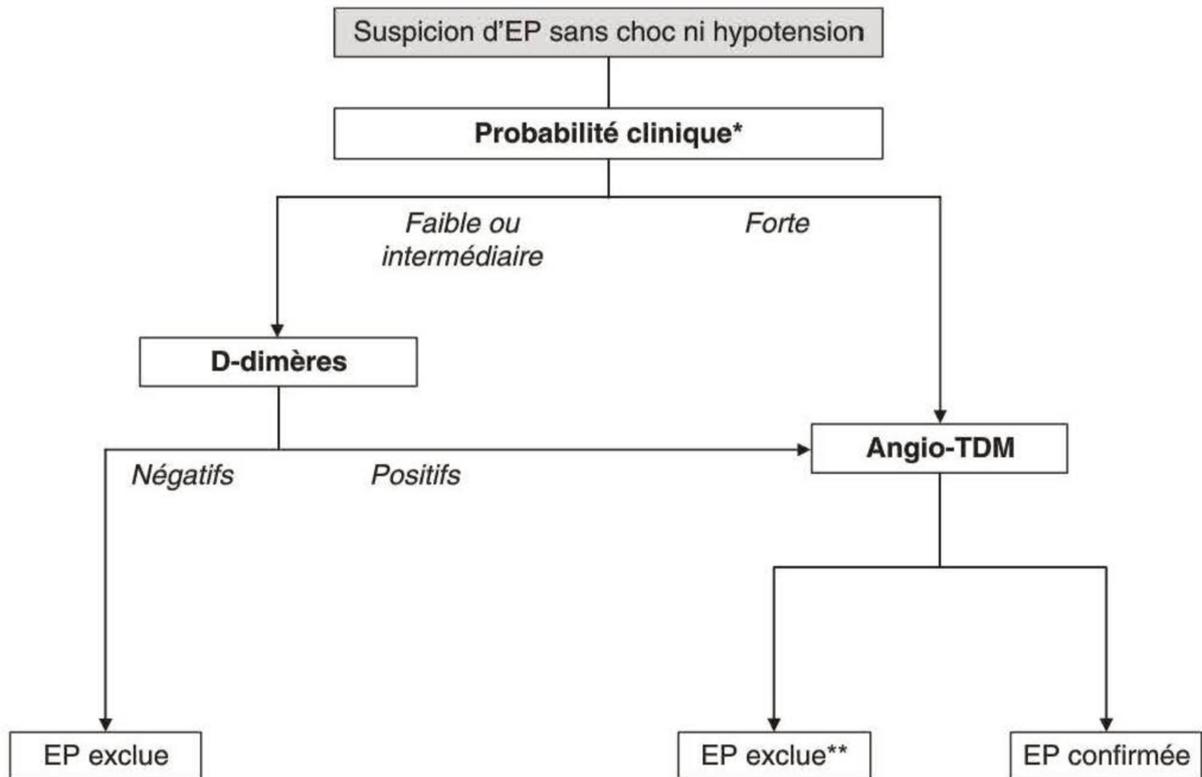


Figure 2 : Organigramme diagnostique dans le cadre de suspicion d'EP non grave (12)

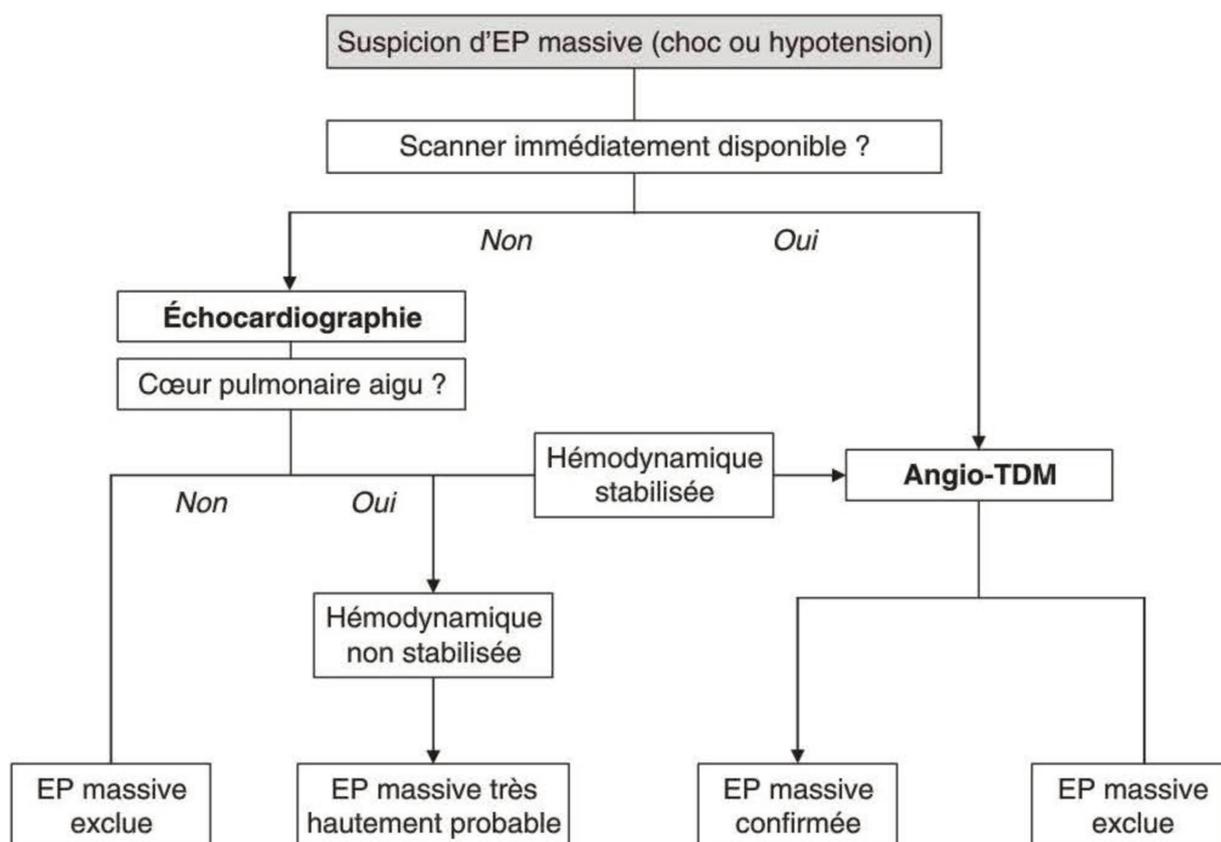


Figure 3 : Organigramme diagnostique dans le cadre de suspicion d'EP grave (12)

Ce rôle pivot de l'angioscanner thoracique est donc la résultante d'améliorations technologiques, au premier rang desquelles une amélioration de la résolution spatiale (RS), mais surtout de la résolution temporelle (RT). Celles-ci ont permis d'améliorer la qualité image, non seulement chez les patients ambulatoires, mais également chez les patients dyspnéiques tels que ceux adressés d'unités de soins intensifs (26) et les patients présentant une pathologie respiratoire préexistante (27).

Depuis 20 ans, l'amélioration de la technologie monocoupe (28) puis multicoupe(29) a permis une amélioration significative de la Se et la Sp dans le diagnostic d'EPA. Ceci permet aujourd'hui dans la plupart des cas une étude fiable du réseau artériel pulmonaire jusqu'au niveau sous segmentaire (30).

L'introduction des scanners double-source (DSCT = « Dual-Source CT ») permet d'améliorer encore les performances diagnostiques, avec des temps d'acquisition à l'étage thoracique inférieurs à 1 seconde pour les protocoles les plus rapides améliorant encore la RT.

L'amélioration de la RT intracoupe, qui est aujourd'hui de l'ordre de 66ms avec les dernières générations de scanner DSCT, permet de « figer » les mouvements respiratoires rendant possible l'obtention d'images de qualité diagnostique même pour des scanners réalisés en respiration libre (31). Ceci apparaît particulièrement intéressant pour la prise en charge de patients de réanimation ou dyspnéiques.

Grâce à ces progrès technologiques Hou et al. ont montré une amélioration de la qualité image tout en diminuant la dose d'irradiation de moitié (47,2%). Les auteurs ont montré une diminution des artéfacts de mouvements respiratoires et cardiogéniques en faveur des examens réalisés à l'aide d'un scanner DSCT (utilisation d'un protocole double source simple énergie pitch élevé sans synchronisation cardiaque), comparativement aux examens réalisés grâce à un scanner standard MSCT (32).

De plus, l'utilisation de protocoles double source double énergie permet l'évaluation de la « perfusion » du parenchyme pulmonaire, ajoutant des informations physiologiques et pronostiques à l'acquisition d'images morphologiques de qualité(33).

II. Techniques en angioscanographie double énergie

a. Généralités

L'angioscanographie thoracique est la technique de référence pour l'analyse des vaisseaux thoraciques. Cet examen nécessite l'injection de produit de contraste iodé de forte concentration (350 à 400 mg d'iode/mL) à un débit élevé (> à 3mL/s) afin d'obtenir un rehaussement vasculaire optimal des 4 compartiments à l'étage thoracique, à savoir :

- Le réseau veineux systémique
- Les artères pulmonaires
- Les veines pulmonaires
- Le réseau artériel systémique

Devant la suspicion d'EPA, il est important d'obtenir une bonne opacification du compartiment artériel pulmonaire afin d'affirmer ou d'infirmer le diagnostic. Néanmoins, à cause de la faible prévalence de la maladie, il est souvent nécessaire de rechercher dans un second temps des diagnostics alternatifs. Il faut alors obtenir une opacification de bonne qualité des autres compartiments vasculaires thoraciques et notamment de l'aorte thoracique afin de se rapprocher de la notion de « triple rule-out », permettant d'explorer les diagnostics les plus graves de douleurs thoraciques (EP, Dissection aortique, occlusion artérielle coronaire) (32).

Ceci apparaît désormais possible grâce aux techniques scanographiques double source.

b. Principes de l'imagerie double énergie

Les premières recherches concernant le scanner double énergie datent des années 1970 (34), mais son développement a rencontré des problèmes techniques majeurs ayant retardé sa commercialisation (RS, durée d'acquisition, capacité des tubes radiogènes...). C'est seulement en 2006 que le premier scanner double énergie a pu être commercialisé par Siemens Healthcare (Somatom Definition)(35).

L'atténuation du faisceau de rayons X par une structure varie en fonction de l'énergie du rayonnement incident.

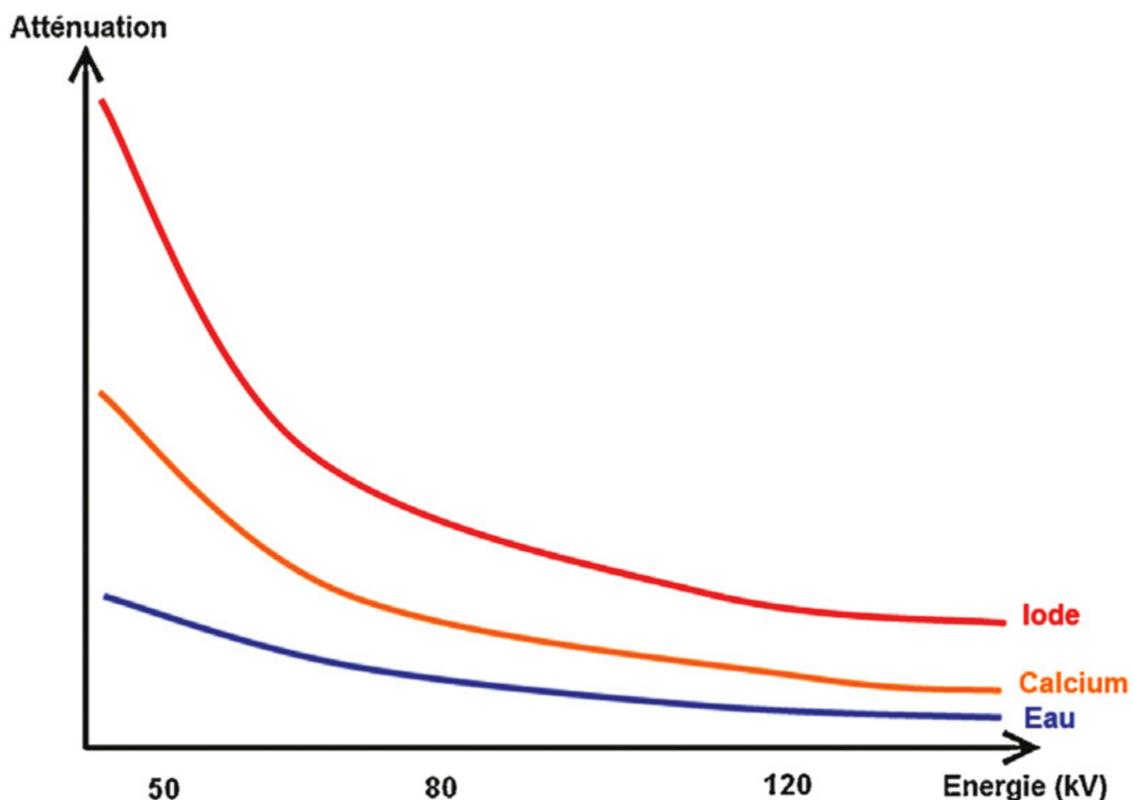


Figure 4 : Spectre d'atténuation de différents matériaux selon l'énergie des rayons X (36)

La technologie TDM double énergie utilise cette propriété physique pour permettre une caractérisation tissulaire basée sur la décomposition des matériaux tels que l'eau, l'iode ou le calcium. Ces matériaux peuvent être identifiés grâce à leurs

propriétés d'absorption différentes en fonction de l'énergie du rayonnement X auquel ils sont exposés (37).

En obtenant simultanément des images à hautes (140/150Kv) et basses énergies (70/80Kv), il est ainsi possible grâce aux deux spectres d'absorption de caractériser certains tissus.

Un post-traitement complexe exploite ces données différentielles pour générer deux types de données (36) :

- des images « matériaux spécifiques » (cartographie iodée ; imagerie virtuelle sans contraste ...).
- des images monochromatiques, qui correspondent à des reconstructions virtuelles à un niveau énergétique donné. Ces images sont reconstruites a posteriori, généralement par paliers de 10keV, de 40 à 150keV en fonction des caractéristiques du scanner utilisé.

Ces applications pratiques seront développées dans le chapitre correspondant.

L'acquisition conjointe d'un volume à deux niveaux d'énergies différentes permet donc une différenciation tissulaire, ouvrant la porte à de multiples applications en imagerie médicale.

Cette technique présente également l'avantage de disposer simultanément de paramètres d'acquisition optimaux lorsque les composants du volume exploré ont des absorptions très différentes. Il a été démontré que l'étude des tissus mous en scanner se faisait de façon optimale à une tension de 120-140 kV alors que l'étude de l'os ou du produit de contraste iodé se faisait à 80 kV (38). La région thoracique étant composée de tissus de densités très hétérogènes, elle apparaît donc comme une région anatomique particulièrement adaptée à cette technique.

c. Les différentes techniques utilisées par les constructeurs

Chaque constructeur a développé sa propre technologie de scanner double énergie présentant chacun des caractéristiques spécifiques.

- **La technologie double source** (Siemens).

Ce scanner comporte 2 systèmes tube-détecteurs placés à environ 90° l'un par rapport à l'autre. Chaque couple tube-détecteurs permet l'acquisition de données d'énergies différentes.

L'avantage majeur de ce scanner réside dans le fait que les deux systèmes tubes détecteurs sont indépendants et peuvent fonctionner avec des réglages indépendants de mAs (milliampere-seconde) et de kV.

Ceci permet de réaliser des acquisitions selon deux types de techniques : la technique double source double énergie (DSDE) et la technique double source simple énergie (DSSE).

La technique double source double énergie permet d'acquérir des images à des niveaux énergétiques différents. Un tube délivre des rayons X à haute énergie (tube A), l'autre tube délivre des rayons X à basse énergie (tube B), de façon synchrone, quasiment sans décalage temporel, permettant une bonne analyse spectrale.

La technique double source simple énergie utilise simultanément les deux systèmes tube-détecteurs au même niveau d'énergie. Ceci permet des acquisitions ultra-rapides de l'ordre de 1 seconde sur le volume thoracique

avec une résolution temporelle intracoupe de l'ordre de 66ms, particulièrement adaptée à l'imagerie thoracique et cardiaque.

L'utilisation simultanée des deux systèmes tube-détecteurs permet l'amélioration de la RT d'un facteur 2 comparativement à un scanner simple source.

L'inconvénient de ce scanner est la limitation de la largeur du champ de vue du capteur B du fait de contraintes spatiales au sein du statif. La largeur de ce champ de vue a été améliorée au cours des différentes générations pour atteindre 35 cm à ce jour.

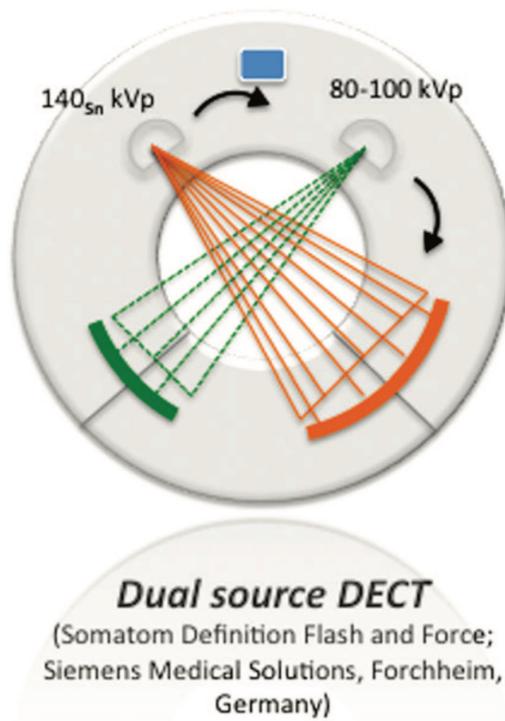


Figure 5: Schéma du scanner Somatom Definition Force, Siemens (39)

- **La technologie simple source double énergie** (Canon; General Electrics).

Ce scanner ne comporte qu'un seul couple tube-détecteur. Il est capable grâce à un système de permutation du kilovoltage d'alterner de façon extrêmement rapide l'émission de rayons X à hautes et basses énergies.

Ceci permet l'obtention de données de hautes et de basses énergies de façon quasiment simultanée.

L'avantage de ce système est de bénéficier d'un large détecteur (50 cm pour le CT 750 HD Discovery)

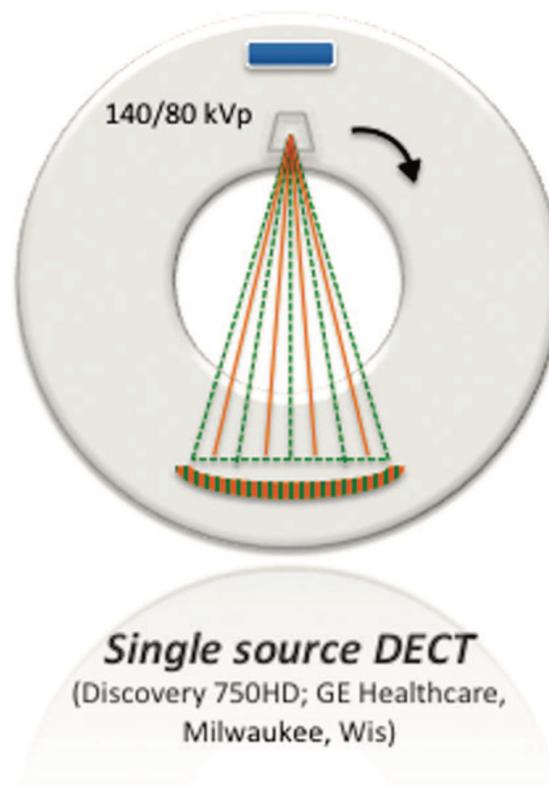


Figure 6 : Schéma du scanner Discovery, General Electrics (39)

- **Le scanner spectral** (Philips).

Ce scanner comporte un seul tube radiogène, associé à un détecteur présentant deux couches de capteurs. La couche superficielle est dédiée à l'analyse des rayonnements de basse énergie. La couche profonde permet l'analyse des rayonnements de haute énergie.

Ce modèle simple source double détecteur utilise une seule énergie, fixée initialement, lors de l'émission des photons. La séparation de l'ensemble des informations du spectre polychromatique a lieu au niveau des détecteurs.

L'avantage de ce système est que la technologie DE est systématiquement disponible quelque soit le type d'acquisition réalisée, la différenciation du rayonnement polychromatique se faisant au sein du détecteur.

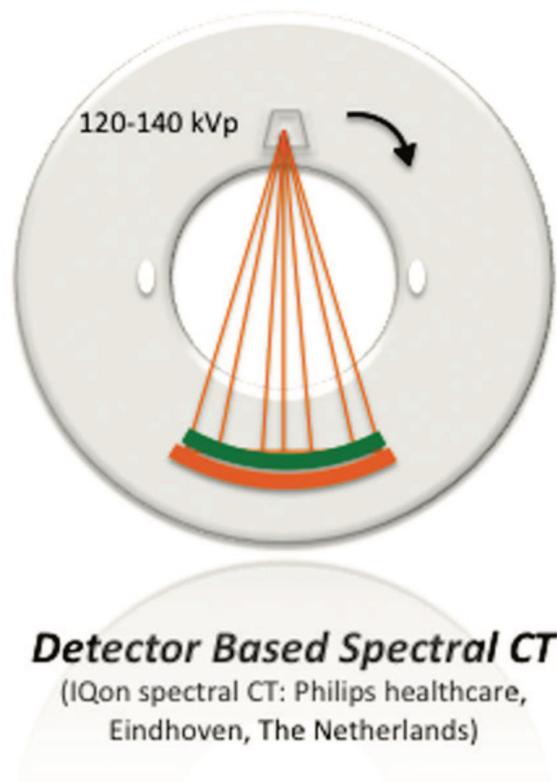


Figure 7 : Schéma du scanner IQon Spectral CT, Philips (39)

Nous développerons par la suite uniquement les caractéristiques et les applications du scanner double source double énergie (technologie utilisée en routine clinique au CHRU de Lille).

d. Applications pratiques en angioscanographie thoracique

Ce type de scanner permet l'acquisition d'angioscanners thoraciques selon deux protocoles principaux qui sont adaptés à des situations cliniques différentes. L'évaluation clinique du patient par le radiologue ou le manipulateur est indispensable pour effectuer le choix de la technique d'acquisition qui sera la mieux adaptée aux capacités respiratoires du malade et à la question posée par le clinicien.

1. Le protocole double source simple énergie

L'avantage de la technologie DSSE est de pouvoir utiliser les deux tubes radiogènes à un même niveau énergétique (double source simple énergie). Ceci permet d'obtenir les projections nécessaires pour la reconstruction d'une coupe grâce à une rotation de 90°, contre 180° pour un scanner simple source. Cette technique est celle conférant la meilleure résolution temporelle intra coupe, de l'ordre de 66 ms. Elle permet l'acquisition ultra-rapide de l'ensemble du volume thoracique en environ 1 seconde. Ce protocole apparaît particulièrement adapté aux patients dyspnéiques, algiques ou agités, ne pouvant pas maintenir d'apnée inspiratoire (31),(40) et dont les mouvements respiratoires seraient à l'origine d'artéfacts avec des techniques scanographiques simple source.

Grâce à son excellente résolution temporelle, cette technique permet de « figer » les structures thoraciques en mouvement et de s'affranchir au mieux des artéfacts de

mouvements respiratoires et cardiovasculaires, facilitant l'analyse de l'aorte thoracique et de la partie proximale des artères coronaires (32).

2. Le protocole double source double énergie

Ce protocole utilise des niveaux énergétiques différents sur chacun des couples tube-détecteurs. Le système A permet une acquisition à hautes énergies (150Kv) pendant que le système B acquiert simultanément des données à basses énergies (70Kv). L'imagerie standard est reconstruite par moyennage des données obtenues et permet une analyse classique de l'angioscanner thoracique.

Il est possible d'obtenir de multiples reconstructions moyennées à l'aide d'algorithmes de reconstructions linéaires ou non linéaires permettant un mélange optimum des informations obtenues à hautes et basses énergies afin d'obtenir le meilleur compromis entre rehaussement vasculaire, rapport Signal/Bruit, rapport Contraste/Bruit et atténuations des artefacts de durcissement du faisceau.

Ce type de reconstruction peut être adapté en fonction de la région anatomique étudiée et de la situation clinique.

Le protocole double énergie permet d'autres applications spécifiques pouvant apporter une aide majeure au diagnostic d'EPA que nous allons détailler ci-dessous :

- **Reconstruction d'imageries mono-énergétiques** (= monochromatiques)

A partir des courbes d'atténuations connues, il est possible de reconstruire des séries d'images à de multiples niveaux énergétiques afin de tirer bénéfice des différentes propriétés du rayonnement X. Il est donc possible d'analyser les reconstructions basses énergies pour optimiser le rehaussement

vasculaire. L'analyse des reconstructions hautes énergies permet d'obtenir une augmentation du rapport Signal/Bruit et une diminution des artéfacts de durcissement périvasculaires. Les reconstructions hautes énergies peuvent également permettre une meilleure analysabilité de la VCS et des cavités cardiaques droites, permettant la recherche de thrombus endo-cavitaire en diminuant les artéfacts de durcissement du faisceau liés à l'inhomogénéité du mélange de sang non opacifié provenant de la VCI avec le produit de contraste concentré provenant de la VCS.

L'optimisation du rehaussement artériel pulmonaire en technique DSDE peut permettre une diminution du volume et de la concentration du produit de contraste iodé injecté (41),(42), mais aussi de rattraper a posteriori des angioscanners indéterminés du fait d'un rehaussement sous optimal des AP par l'analyse de reconstructions basses énergies (43),(44).

Ces techniques d'optimisation du rehaussement vasculaire pourraient également permettre d'améliorer le suivi des patients présentant une néoplasie thoracique. Chez ces patients il est classiquement réalisé un angioscanner thoracique au temps de recirculation (70 à 80 secondes après le début de l'injection)(45). Cet angioscanner thoracique au temps tardif permet d'étudier au mieux le rehaussement tissulaire tumoral, les aires ganglionnaires médiastinales ainsi que l'hépatographie portale. En effet au temps de recirculation, on peut observer une égalisation du rehaussement dans les 4 compartiments vasculaires du thorax, permettant de se prémunir d'artéfacts de durcissement du faisceau notamment en regard de la VCS et des cavités cardiaques. Grâce à l'amélioration du contraste apporté par les techniques scanographiques double énergie, il apparaît maintenant possible d'obtenir un

rehaussement vasculaire de bonne qualité (> à 180 UH) au sein des 4 compartiments vasculaires thoraciques après injection d'une dose de produit de contraste standard (90 à 120 mL). La prévalence de l'EPA étant importante chez les patients suivi pour des pathologies néoplasiques (46),(47), cette technique scanographique pourrait permettre un bilan vasculaire et oncologique complet, en une seule acquisition. Notre expérience clinique montre qu'il est possible de détecter des EPA de façon satisfaisante grâce à cette technique. Néanmoins, il n'existe pas à ce jour, d'étude ayant évalué la performance diagnostique ce type de protocole pour la recherche d'EPA.

- **Cartographie iodée pulmonaire** (= cartographie « perfusionnelle » pulmonaire = Cartographie PBV : « Pulmonary Blood Volume »)

La cartographie de « perfusion » pulmonaire utilise la capacité de séparation spectrale de la technologie double énergie, permettant de séparer des matériaux ayant le même coefficient d'atténuation et des numéros atomiques Z différents.

La cartographie de « perfusion » repose sur l'isolement de l'iode au sein de l'acquisition (48). Cette technique permet de générer une représentation de la concentration en iode de chaque voxel du parenchyme pulmonaire, reflétant ainsi la répartition du débit sanguin à un instant t, au sein du parenchyme pulmonaire. Le terme de « perfusion » (qui sous-entend la notion de temporalité) est peu adapté à cette représentation. Il est plus approprié de parler de « cartographie iodée pulmonaire ». Grâce à ces informations fonctionnelles, la cartographie iodée pulmonaire apporte une aide précieuse dans le diagnostic d'EPA, en particulier pour la détection des EP sous-

segmentaires. En effet les EP sous-segmentaires peuvent être difficilement visualisables sur l'imagerie standard. La cartographie iodée pulmonaire apporte une aide à la détection en montrant un défaut de perfusion triangulaire à base pleurale dans le territoire vasculaire correspondant (4),(36),(49).

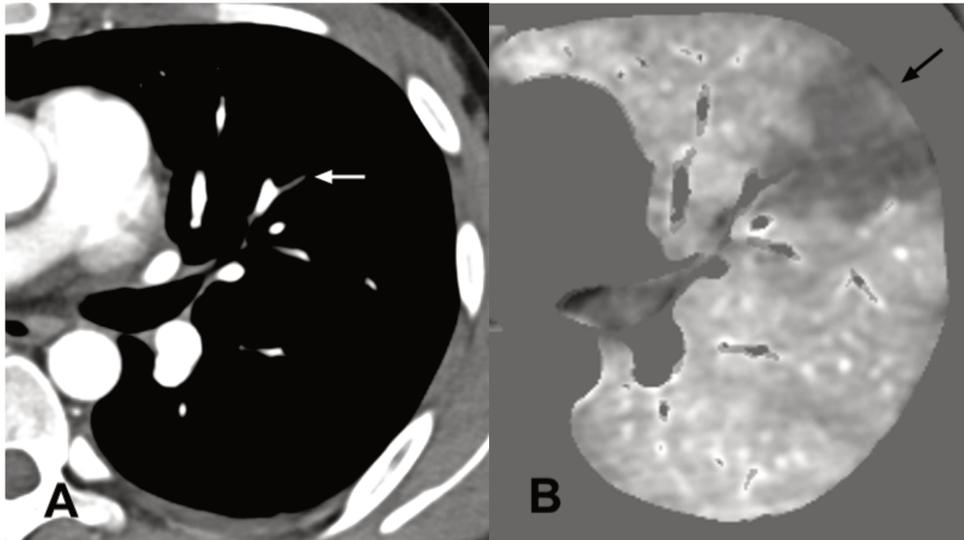


Image 5 : Angioscanner thoracique double source double énergie (patient inclus dans l'étude clinique).
A : Imagerie moyennée montrant une EP sous segmentaire de A4G (flèche blanche). B : Cartographie PBV montrant un défaut de perfusion triangulaire à base pleurale dans le territoire correspondant (flèche noire).

- **Suppression du squelette osseux :**

Ce post-traitement est également basé sur la capacité de séparation spectrale de la technologie double énergie.

Il permet de réaliser des reconstructions volumiques en supprimant l'ensemble du rachis thoracique et le grill costal. Il peut s'avérer utile afin de réaliser des reconstructions en rendu volumique de dilatations anévrismales des gros vaisseaux dans le cadre de traitements chirurgicaux ou endovasculaires (37).

- **Imagerie virtuelle sans contraste:**

L'imagerie virtuelle sans contraste tire les bénéfices de la capacité de l'imagerie DE à isoler l'iode au sein du volume. Il est ensuite possible grâce à un logiciel de post-traitement de supprimer le signal de l'iode dans l'image, permettant de reconstruire a posteriori une acquisition en « contraste spontané virtuel ». Cette application pratique de la DE permet de diminuer la dose d'exposition en supprimant l'acquisition sans injection classique.

Elle apparaît particulièrement utile pour le suivi de pathologies aortiques en post opératoire (50). Celle-ci présente néanmoins certains défauts.

La suppression du signal de l'iode est parfois sous-optimale lorsque la concentration d'iode dans un voxel est élevée (par exemple au sein de la VCS), entraînant une suppression incomplète. Certains auteurs ont également observé une soustraction sous-optimale en regard des cavités cardiaques et des gros vaisseaux ainsi que des soustractions aberrantes de structures calciques ou métalliques pouvant être source d'erreurs d'interprétation (51).

III. Liens entre qualité et valeur diagnostique des examens

Malgré ces évolutions technologiques, certaines limitations techniques peuvent être à l'origine d'une dégradation de la qualité image. Depuis l'introduction de la technologie TDM multi-coupes, il est devenu classique d'exploiter le lien entre la qualité de l'examen et ses possibilités diagnostiques lorsque l'on recherche une EPA.

Ainsi, la valeur diagnostique de l'angioscanner thoracique a été divisée en trois catégories.

a. Les examens totalement diagnostiques

Un examen totalement diagnostique permet d'analyser de manière fiable les artères pulmonaires jusqu'au niveau sous-segmentaire et au delà. Ce type d'examen remplit trois conditions :

- disposer d'un excellent niveau d'opacification (>180UH dans les artères pulmonaires (41))
- disposer d'une résolution temporelle permettant une démarcation non discutable entre thrombus et colonne de contraste jusqu'au niveau sous-segmentaire et au-delà. Grâce à une RT de 66 ms des scanners DSDE de 3^{ème} génération, cet objectif est devenu facilement accessible en routine clinique même chez des patients incapables de maintenir une apnée inspiratoire.
- disposer d'une résolution spatiale permettant de s'affranchir des effets de volume partiel et permettant l'analyse détaillée des AP jusqu'au niveau sous-segmentaire et au-delà (29),(52). Grâce à l'amélioration constante des détecteurs lui conférant une RS de 0,24 mm, les scanners DSDE de 3^{ème} génération permettent d'atteindre cet objectif en routine clinique.

Lorsque ces conditions sont remplies, les artères pulmonaires sont interprétables de manière fiable jusqu'au niveau de leurs divisions sous-segmentaires et au-delà. Avec une telle qualité image, on pose un diagnostic d'EPA sans difficulté. C'est surtout la négativité d'un examen interprétable jusqu'au niveau sous-segmentaire qui prend

toute sa valeur diagnostique, ce dernier permettant d'exclure définitivement la suspicion clinique d'EP.

b. Les examens jugés interprétables jusqu'au niveau-segmentaire

Ces examens sont moins informatifs car ils n'évaluent pas avec certitude le niveau sous-segmentaire. La négativité de ce type d'examen ne peut complètement exclure l'hypothèse d'une EPA distale. Si ces examens n'excluent pas complètement l'hypothèse diagnostique du clinicien, ils apportent néanmoins des informations sur une grande partie de l'arbre artériel pulmonaire et sur le reste du thorax ; la synthèse de l'information morphologique ainsi disponible sera replacée dans le reste du contexte clinique et paraclinique du patient. Il sera parfois nécessaire de poursuivre par des investigations complémentaires si un doute clinique persiste. L'échographie doppler des membres inférieurs apparaît dans ce cas l'examen le plus adapté pour éliminer une MTEV.

c. Les examens dont seules les artères pulmonaires centrales sont interprétables

Ces examens sont de qualité dégradée et sont donc considérés comme non concluants. Ils sont regroupés sous la dénomination d'« angioscanographies indéterminées » puisque seules des embolies pulmonaires centrales sont détectables. Rappelons les dénominations retrouvées dans la littérature pour décrire ces examens : « sous-optimaux », « indéterminés », « non diagnostiques », « non concluants ». La multiplicité des termes employés et l'absence de compte-rendu standardisé sont source de difficultés pour la prise en charge clinique de ces patients(53),(54). En effet, le clinicien ne sait pas toujours comment interpréter ces différentes appellations.

IV. Comment le radiologue gère-t-il un examen de qualité sous-optimale ?

Un angioscanner positif entraîne un traitement précoce, le plus souvent par anticoagulants à dose curative ; tandis qu'un angioscanner négatif fait rechercher un diagnostic alternatif aux symptômes du patient.

Se pose alors la question de l'interprétation des angioscanners indéterminés et des conséquences pour la prise en charge du patient.

A ce jour, il n'y a pas dans la littérature de consensus sur la prise en charge de ces patients, mais plusieurs auteurs ont étudié cette problématique.

a. Le point de vue du radiologue

Plusieurs études ont mis en avant la nécessité pour le radiologue de fournir un compte-rendu concis et clair, d'autant plus que celui-ci fait état d'un examen indéterminé.

Abujudeh et al.(53) ont mis en évidence une grande variabilité dans la description des limitations techniques au sein des comptes-rendus, rendant la communication avec les cliniciens approximative.

Il est fondamental de faire part des limitations techniques de l'étude dans la conclusion du compte-rendu et d'informer sur la nécessité d'examens complémentaires.

Malgré ces précautions, Jones et al.(55) n'ont pas montré de différence significative sur la réalisation d'examens complémentaires que le radiologue ait ou n'ait pas mentionné leurs nécessités.

Il apparaît donc fondamental d'améliorer la communication entre radiologue et clinicien sur la prise en charge de ce type de résultat.

d. Le point de vue du clinicien

Plusieurs études ont montré une grande variabilité dans la prise en charge des patients ayant eu un angioscanner indéterminé pour recherche d'EPA.

Il semble que ces examens soient fréquemment interprétés comme « **négatifs** »(55),(56),(57) (22% des angioscanners dans l'étude de Jones et al.(55) et jusqu'à 35% des scintigraphies V/P dans l'étude de Kember et al.(54)), avec le risque de ne pas traiter des patients ayant une EP, entraînant de ce fait une morbi-mortalité non négligeable à grande échelle.

Ces examens peuvent également être considérés à tort comme « **positifs** » et entraîner un traitement par anticoagulants, exposant le patient à des complications fréquentes et potentiellement graves. On estime le risque de complications hémorragiques lié aux traitements par Anti-Vitamine K (AVK) entre 1 à 5% par an(12).

Afin d'illustrer la problématique de ces examens indéterminés, Jones et al.(55) ont évalué que 4,2% des scanners initialement considérés comme indéterminés avaient une EP après réalisation d'examens complémentaires. Ceux-ci représentaient 0,28% des examens réalisés dans leur centre, ce qui n'apparaît pas négligeable du fait de la potentielle gravité de l'EP aiguë. En utilisant un taux de mortalité évalué à 30% d'une EP non diagnostiquée, les auteurs estiment que 370 décès par an sont imputables à ces examens indéterminés aux Etats-Unis.

Il n'y a pas de consensus sur les examens complémentaires à réaliser dans cette situation. Un doppler veineux des membres inférieurs, une scintigraphie de ventilation/perfusion ou un nouvel angioscanner thoracique après évaluation et

correction des facteurs responsables du caractère indéterminé du premier examen doivent être considérés.

Une communication efficace entre le radiologue et le clinicien est extrêmement importante dans ce cas de figure.

V. Fréquence et causes des angioscanographies indéterminées

Ces problèmes diagnostiques posés par les angioscanners thoraciques indéterminés se rencontrent fréquemment en routine clinique. En effet, l'incidence de ces examens varie de 4,2 à 34% selon la littérature récente avec des scanners multi-détecteurs(55),(57),(58).

Il existe plusieurs causes à ces examens indéterminés, pouvant parfois intervenir de façon concomitante. On peut les classer selon deux catégories(40),(53) :

- Les artéfacts liés au patient
- Les artéfacts techniques

a. Les artéfacts liés au patient

Les artéfacts liés au patients sont représentés par :

- Les artéfacts de mouvements (respiratoire, cardiogénique, agitation du patient) (40).
- Les artéfacts de flux vasculaire, pouvant être majorés par des manœuvres respiratoires (Valsalva), secondaires à des shunts intracardiaques, ou à des états hémodynamiques particuliers (grossesse (19)).

- Les pathologies parenchymateuses pulmonaires ou pleurales (foyer de condensation, épanchement pleural), entraînant des modifications des résistances vasculaires pulmonaires.
- L'obésité (diminution du rapport Signal/Bruit).

b. Les artéfacts techniques

- L'opacification sous-optimale des artères pulmonaires (voie veineuse périphérique défaillante, sténose/thrombose veineuse des membres supérieurs ou de la VCS, acquisition trop précoce ou trop tardive, hémodilution) (40).
- Les artéfacts de durcissement (accumulation de produit de contraste dans la veine cave supérieure (VCS), boîtiers de pacemaker, sondes ou cathéters endo-vasculaires) (40).

Parmi l'ensemble de ces facteurs, les deux causes majeures d'angioscanners indéterminés les plus fréquemment retrouvées sont les artéfacts de mouvements et l'opacification sous-optimale du réseau artériel pulmonaire (55),(56) que ce soit dans la population générale ou dans un contexte d'urgence diagnostique (58).

Nous allons détailler ces deux causes ci-dessous.

1. Les artéfact de mouvements

Ils représentent la cause la plus fréquente d'examens indéterminés (55),(59),(60).

Les artéfacts de mouvements sont de deux types : artéfacts de mouvements respiratoires et artéfacts de battements cardiaques.

- Les artéfacts de mouvements respiratoires:

Ils sont plus fréquents chez des patients présentant une dyspnée sévère ou n'ayant pas compris les consignes respiratoires. Ces artéfacts peuvent être minimisés par une bonne compréhension des manœuvres respiratoires par le patient, une oxygénothérapie et une diminution du temps d'acquisition.

Le radiologue ou le manipulateur doit informer le patient sur le déroulement de l'examen et les manœuvres respiratoires qui lui seront demandées. La bonne compréhension de ces manœuvres par le patient est un pré requis important pour l'acquisition d'un examen de bonne qualité et la réduction des artéfacts de mouvement.

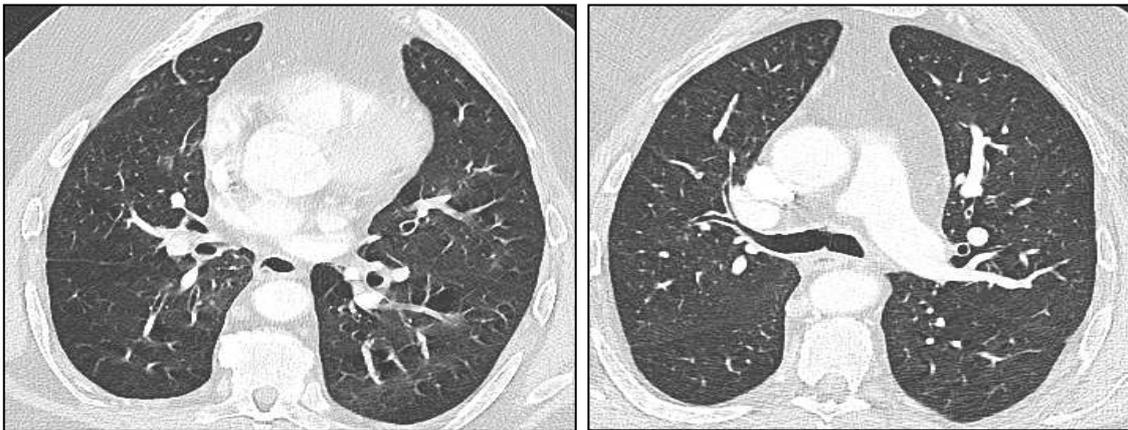


Image 6 : Angio-scanner thoracique en coupe axiale et fenêtre parenchymateuse. Patient agité ne respectant pas les consignes d'apnée inspiratoire. Seconde acquisition après nouvelle explication des consignes au patient permettant l'acquisition d'images de bonne qualité. Imagerie réalisée au CHRU de

Lille

- Les artéfacts de battements cardiaques et aortiques:

Ils se présentent par un dédoublement des contours cardiaques et des structures vasculaires et bronchiques para-cardiaques. Ils sont moins présents avec l'utilisation de scanners multi-coupes dernières générations (32),(61),(62),(63) du fait de l'amélioration de la RT.

L'utilisation de scanner double source et de protocoles DSSE pitch élevé permettant d'atteindre des RT de l'ordre de 66 ms permet une diminution drastique des artéfacts de battements cardiaques sans avoir recours à une synchronisation à l'électrocardiogramme (ECG) (64).

Les artéfacts de dédoublement des structures vasculaires para-cardiaques peuvent être source de difficultés diagnostiques (65). En effet sur les reconstructions en fenêtres médiastinales ces artéfacts se traduisent par des hypodensités intra-luminales pouvant être confondues avec un aspect d'EPA ou un thrombus au contact de la paroi faisant discuter des signes de thromboembolie chronique (Image 7). Pour pallier cette difficulté diagnostique, il est recommandé d'interpréter simultanément les reconstructions médiastinales à l'aide des reconstructions parenchymateuses. En effet, les artéfacts de mouvements sont plus facilement détectables sur les reconstructions parenchymateuses sous la forme d'images en rail ou en étoile (« twinkling star »).

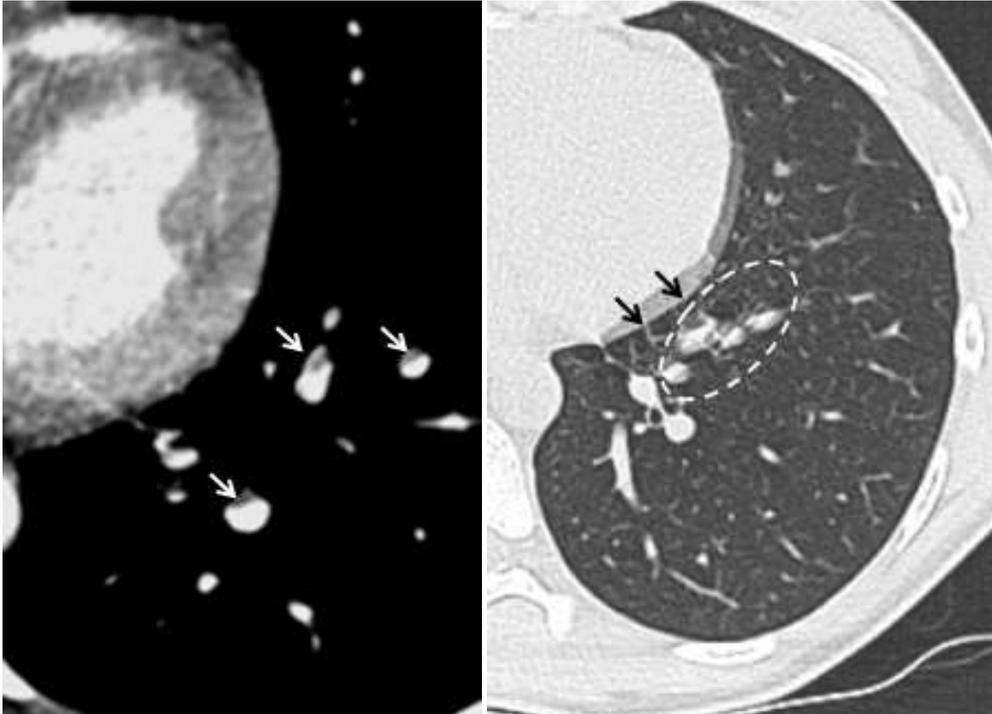


Image 7 : Aspect de pseudo-embolie pulmonaire lié à une résolution temporelle insuffisante (flèches blanches). Sur les images en fenêtre parenchymateuse on met en évidence un artéfact de mouvement cardiogénique se traduisant par un dédoublement du bord gauche du cœur (flèches noires) et un flou des structures anatomiques para-cardiaques en particulier de B7+8G (ovale en pointillé blanc). Temps de rotation = 0,4 s. RT = 200 ms.

Cet aspect de pseudo embolie pulmonaire, secondaire à des artéfacts de mouvement, peut s'il n'est pas reconnu entraîner des faux positifs (40),(66). Ces patients traités à tort pour une EPA sont exposés inutilement aux complications potentielles d'un traitement anticoagulant.

Plusieurs paramètres techniques peuvent être optimisés afin de diminuer le temps d'acquisition et de ce fait la RT:

- Amélioration de la RT et du temps d'acquisition par l'utilisation de protocoles DSSE permettant avec des scanners modernes d'utiliser un pitch allant jusqu'à 3,4 (65).
- Réduction du volume d'acquisition centré sur les AP de gros diamètre.

2. L'opacification sous-optimale du réseau artériel pulmonaire

C'est la 2ème cause la plus fréquente d'examen indéterminé (55),(59),(60).

Pour pouvoir identifier facilement un thrombus artériel pulmonaire, il est nécessaire d'obtenir une opacification correcte de ces vaisseaux. Ceci permet d'optimiser le contraste entre le caillot sanguin hypodense et la lumière vasculaire hyperdense. Un seuil d'opacification artérielle pulmonaire supérieur à 180 UH est classiquement retenu comme critère de qualité dans la littérature (41), (43). Miller et al. décrivent comme « acceptable » un rehaussement compris entre 170UH et 209UH au niveau du tronc de l'artère pulmonaire et comme « bon » un rehaussement supérieur ou égal à 210UH (40).

Les causes d'opacifications sous optimales des AP sont multiples. Elle peuvent également être subdivisées en causes « techniques » (mauvaise programmation du « timing » de l'acquisition ou de l'injection ; concentration insuffisante du produit de contraste iodé ; mauvais choix dans les paramètres techniques de l'acquisition) et en causes « liées au patient » (voie veineuse de mauvaise qualité ; interruption provisoire du bolus de produit de contraste en rapport avec un shunt intracardiaque ou une manœuvre respiratoire ; modification des résistances vasculaires pulmonaires ; insuffisance ventriculaire droite ; obstacle au transit du bolus de produit de contraste ; grossesse).

L'opacification peut être optimisée par :

- l'utilisation d'un produit de contraste présentant une forte concentration iodée(67), classiquement 350 à 400mg d'Iode/mL
- l'utilisation de protocoles à basses énergies (68)

- l'injection d'un volume suffisant de produit de contraste. Classiquement 90 à 120 mL en fonction du morphotype du patient
- l'injection à un débit suffisant (>3cc/sc) à l'aide d'une voie veineuse périphérique de bon calibre (42)
- l'absence de phénomène de flux intercurrent (Manœuvre de Valsalva, foramen ovale perméable, shunt intra cardiaque). Le rôle du manipulateur est ici aussi primordial dans l'éducation du patient aux manœuvres respiratoires afin d'éviter toute manœuvre de Valsalva au moment de l'apnée ou au moment où le patient ressent les effets systémiques du bolus de produit de contraste. En effet, la manœuvre de Valsalva favorise le retour de sang non opacifié par la VCI, responsable d'une dilution parfois marquée du bolus de produit de contraste (60).
- un « timing » d'acquisition correct grâce à l'utilisation de technique de « bolus-tracking ». La région d'intérêt (ROI) permettant le déclenchement de l'acquisition doit être positionnée dans l'aorte ascendante afin d'obtenir un rehaussement satisfaisant des quatre compartiments vasculaires thoraciques. Une attention particulière devra être portée à d'éventuels artefacts métalliques (sonde de « pacemaker », endoprothèses...) ou artefacts de durcissement du faisceau en rapport avec une concentration élevée de produit de contraste au sein de la VCS afin que le système ne déclenche pas accidentellement l'acquisition de façon trop précoce.
- l'utilisation d'un protocole en technique double-source double-énergie permettant d'optimiser le rehaussement des AP par l'analyse des reconstructions virtuelles mono-énergétiques (RVME) à bas KeV (Image 8) (43),(44), mais aussi de recueillir des informations complémentaires grâce à

l'analyse de la cartographie « perfusionnelle » pulmonaire (4), apportant des données comparables à celle de la scintigraphie V/P (61).

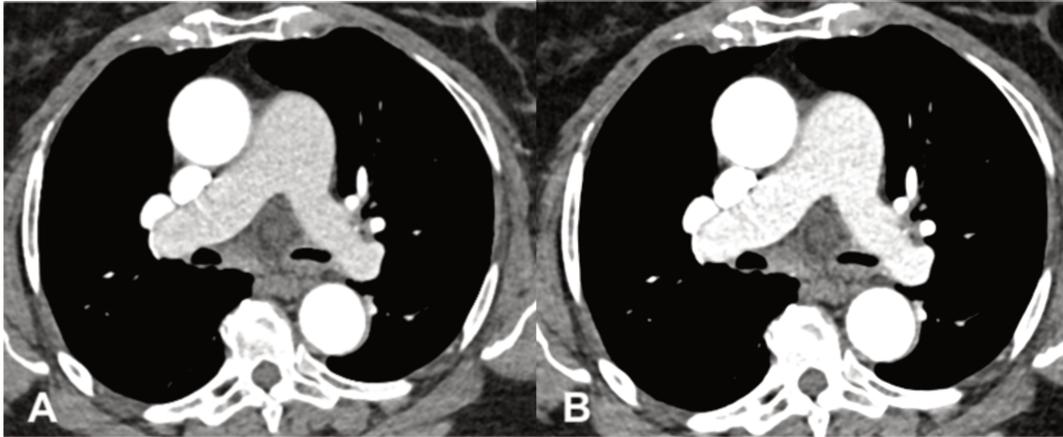


Image 8 : Angioscanner thoracique double source double énergie. A : Imagerie moyennée montrant une opacification sous optimale des AP. B : RVME à 60KeV permettant d'optimiser le rehaussement des AP.

VI. Justification du travail scientifique de la thèse

A notre connaissance, il n'existe pas d'étude récente évaluant la fréquence et les causes des angioscanographies thoraciques indéterminées pour la recherche d'EPA avec une technologie scanner DSDE de 3^{ème} génération.

Les études réalisées avec des scanners multi-coupes d'anciennes générations présentent une RT plus faible et des temps d'acquisition moyen compris entre 4 et 15 secondes (31). En comparaison, les scanners DSDE 3^{ème} génération permettent d'atteindre des temps d'acquisition de moins de 1 seconde pour le volume thoracique avec une RT intra coupe de 66 ms.

Il a déjà été prouvé que l'utilisation de protocoles DSSE pitch élevé permettait d'obtenir des images de qualité diagnostique satisfaisante en routine clinique(69).

L'amélioration significative de la RT apportée par les scanners double source est susceptible de diminuer considérablement les artéfacts de mouvements (31), première cause d'angioscanners indéterminés.

D'autre part, l'utilisation de protocoles DSDE avec RVME permet la suppression des artéfacts de durcissement périvasculaires au contact du système veineux thoracique sur les reconstructions hautes énergies tout en obtenant une opacification vasculaire optimale sur les reconstructions basses énergies (41). L'analyse simultanée de la cartographie PBV permet d'améliorer les performances diagnostiques de l'angi scanner thoracique grâce à des données physiologiques apportant une aide à la détection des EPA sous-segmentaires et en fournissant des informations pronostiques (70).

L'utilisation de protocoles double source double énergie et de RVME adaptées peut permettre d'optimiser l'opacification vasculaire a posteriori, chez les patients présentant une opacification sous-optimale des AP (43),(44).

L'amélioration de ces deux paramètres fondamentaux pourrait ainsi diminuer drastiquement l'incidence des examens indéterminés.

L'objectif principal de cette étude est d'évaluer l'incidence et les causes des angioscanners thoraciques indéterminés en scannographie double-source.

L'objectif secondaire est d'évaluer l'impact des facteurs correctifs applicables pendant la même session d'examen en cas d'examen initialement jugé indéterminé.

1. 2014 ESC Guidelines on the diagnosis and management of acute pulmonary embolism: The Task Force for the Diagnosis and Management of Acute Pulmonary Embolism of the European Society of Cardiology (ESC) Endorsed by the European Respiratory Society (ERS). *Eur Heart J*. 14 nov 2014;35(43):3033-73.
2. Heit JA. The Epidemiology of Venous Thromboembolism in the Community. *Arterioscler Thromb Vasc Biol*. mars 2008;28(3):370-2.
3. Collège des enseignants de radiologie de France. Collège des enseignants d'imagerie médicale. Elsevier Masson.
4. Remy-Jardin M, Pistolesi M, Goodman LR, Geftner WB, Gottschalk A, Mayo JR, et al. Management of Suspected Acute Pulmonary Embolism in the Era of CT Angiography: A Statement from the Fleischner Society. *Radiology*. 1 nov 2007;245(2):315-29.
5. Felloni P, Khung S, Rémy-Jardin M. Comment je fais un scanner simple énergie pour embolie pulmonaire aiguë (EPA). *J Imag Diagn Interv*. 1 avr 2018;1(2):84-7.
6. Hurwitz LM, Reiman RE, Yoshizumi TT, Goodman PC, Toncheva G, Nguyen G, et al. Radiation Dose from Contemporary Cardiothoracic Multidetector CT Protocols with an Anthropomorphic Female Phantom: Implications for Cancer Induction. *Radiology*. déc 2007;245(3):742-50.
7. Mamlouk MD, vanSonnenberg E, Gosalia R, Drachman D, Gridley D, Zamora JG, et al. Pulmonary Embolism at CT Angiography: Implications for Appropriateness, Cost, and Radiation Exposure in 2003 Patients. *Radiology*. août 2010;256(2):625-32.
8. Stein PD, Woodard PK, Weg JG, Wakefield TW, Tapson VF, Sostman HD, et al. Diagnostic Pathways in Acute Pulmonary Embolism: Recommendations of The PIOPED II Investigators. *Am J Med*. déc 2006;119(12):1048-55.
9. Sista AK, Kuo WT, Schiebler M, Madoff DC. Stratification, Imaging, and Management of Acute Massive and Submassive Pulmonary Embolism. *Radiology*. 19 juin 2017;284(1):5-24.
10. Worsley DF, Alavi A, Aronchick JM, Chen JT, Greenspan RH, Ravin CE. Chest radiographic findings in patients with acute pulmonary embolism: observations from the PIOPED Study. *Radiology*. oct 1993;189(1):133-6.
11. Le Gal G, Righini M, Roy P-M, Sanchez O, Aujesky D, Bounameaux H, et al. Prediction of Pulmonary Embolism in the Emergency Department: The Revised Geneva Score. *Ann Intern Med*. 7 févr 2006;144(3):165.
12. Collège national des enseignants de réanimation (CNER). Réanimation et urgences. 4ème édition. 2012. Elsevier Masson
13. F. Parent. Dosage des D-Dimères en cas de suspicion d'embolie pulmonaire : valeur diagnostique dans une étude multicentrique. *Revue des Maladies Respiratoires*. 30 avr 2008;22:78.
14. Dalen JE, Brooks HL, Johnson LW, Meister SG, Szucs MM, Dexter L. Pulmonary angiography in acute pulmonary embolism: indications, techniques, and results in 367 patients. *Am Heart J*. févr 1971;81(2):175-85.
15. Remy-Jardin M, Remy J, Wattinne L, Giraud F. Central pulmonary thromboembolism: diagnosis with spiral volumetric CT with the single-breath-hold technique--comparison with pulmonary angiography. *Radiology*. nov 1992;185(2):381-7.
16. Bajc M, Neilly JB, Miniati M, Schuemichen C, Meignan M, Jonson B, et al. EANM guidelines for ventilation/perfusion scintigraphy : Part 1. Pulmonary imaging with ventilation/perfusion single photon emission tomography. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*. août 2009;36(8):1356-70.
17. Value of the Ventilation/Perfusion Scan in Acute Pulmonary Embolism: Results of the Prospective Investigation of Pulmonary Embolism Diagnosis (PIOPED). *JAMA*. 23 mai 1990;263(20):2753.

18. Bajc M, Neilly JB, Miniati M, Schuemichen C, Meignan M, Jonson B. EANM guidelines for ventilation/perfusion scintigraphy : Part 2. Algorithms and clinical considerations for diagnosis of pulmonary emboli with V/P(SPECT) and MDCT. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*. sept 2009;36(9):1528-38.
19. Ridge CA, McDermott S, Freyne BJ, Brennan DJ, Collins CD, Skehan SJ. Pulmonary embolism in pregnancy: comparison of pulmonary CT angiography and lung scintigraphy. *AJR Am J Roentgenol*. nov 2009;193(5):1223-7.
20. Astani SA, Davis LC, Harkness BA, Supanich MP, Dalal I. Detection of pulmonary embolism during pregnancy: comparing radiation doses of CTPA and pulmonary scintigraphy. *Nucl Med Commun*. juill 2014;35(7):704-11.
21. Oudkerk M, van Beek EJ, Wielopolski P, van Ooijen PM, Brouwers-Kuyper EM, Bongaerts AH, et al. Comparison of contrast-enhanced magnetic resonance angiography and conventional pulmonary angiography for the diagnosis of pulmonary embolism: a prospective study. *The Lancet*. mai 2002;359(9318):1643-7.
22. Hochegger B, Ley-Zaporozhan J, Marchiori E, Irion K, Soares Souza A, Moreira J, et al. Magnetic resonance imaging findings in acute pulmonary embolism. *Br J Radiol*. mars 2011;84(999):282-7.
23. Frank G. Shellock. Reference Manual for Magnetic Resonance Safety, Implants, and Devices: 2019 Edition. Biomedical Research Publishing Group
24. Le Collège des Enseignants de Médecine Vasculaire et de Chirurgie Vasculaire (CFCV). Référentiel de Médecine Vasculaire et de Chirurgie Vasculaire. Edition 2018. Presses universitaires François Rabelais.
25. Elias A. Diagnostic de l'embolie pulmonaire aiguë : place de l'écho-Doppler veineux des membres inférieurs. *Journal des Maladies Vasculaires*. 3 mai 2013;38:89.
26. Kelly AM, Patel S, Carlos RC, Cronin P, Kazerooni EA. Multidetector Row CT Pulmonary Angiography and Indirect Venography for the Diagnosis of Venous Thromboembolic Disease in Intensive Care Unit Patients. *Acad Radiol*. 1 avr 2006;13(4):486-95.
27. Remy-Jardin M, Tillie-Leblond I, Szapiro D, Ghaye B, Cotte L, Mastora I, et al. CT angiography of pulmonary embolism in patients with underlying respiratory disease: impact of multislice CT on image quality and negative predictive value. *Eur Radiol*. 1 août 2002;12(8):1971-8.
28. Remy-Jardin M, Remy J, Artaud D, Deschildre F, Duhamel A. Peripheral pulmonary arteries: optimization of the spiral CT acquisition protocol. *Radiology*. juill 1997;204(1):157-63.
29. Ghaye B, Szapiro D, Mastora I, Delannoy V, Duhamel A, Remy J, et al. Peripheral Pulmonary Arteries: How Far in the Lung Does Multi-Detector Row Spiral CT Allow Analysis? *Radiology*. 1 juin 2001;219(3):629-36.
30. Patel S, Kazerooni EA, Cascade PN. Pulmonary Embolism: Optimization of Small Pulmonary Artery Visualization at Multi-Detector Row CT. *Radiology*. 1 mai 2003;227(2):455-60.
31. Bauer RW, Schell B, Beeres M, Wichmann JL, Bodelle B, Vogl TJ, et al. High-pitch Dual-source Computed Tomography Pulmonary Angiography in Freely Breathing Patients. *J Thorac Imaging*. nov 2012;27(6):376.
32. Hou DJ, Tso DK, Davison C, Inacio J, Louis LJ, Nicolaou S, et al. Clinical utility of ultra high pitch dual source thoracic CT imaging of acute pulmonary embolism in the emergency department: Are we one step closer towards a non-gated triple rule out? *Eur J Radiol*. oct 2013;82(10):1793-8.
33. Hutt A, Giordano J, Faivre J-B, Rémy J, Rémy-Jardin M. Comment je fais un scanner double énergie pour embolie pulmonaire aiguë ? *J Imag Diagn Interv*. 1 avr 2018;1(2):88-91.

34. Brooks RA. A quantitative theory of the Hounsfield unit and its application to dual energy scanning. *J Comput Assist Tomogr.* oct 1977;1(4):487-93.
35. Martinez-Souloumiac L, Gosso F. CT: status on multi-detector row scanners!!! *J Radiol.* août 2006;87(7-8):927-35.
36. Ohana M, Jeung MY, Labani A, El Ghannudi S, Roy C. Thoracic dual energy CT: Acquisition protocols, current applications and future developments. *Diagn Interv Imaging.* 1 nov 2014;95(11):1017-26.
37. Johnson TRC, Krauss B, Sedlmair M, Grasruck M, Bruder H, Morhard D, et al. Material differentiation by dual energy CT: initial experience. *Eur Radiol.* juin 2007;17(6):1510-7.
38. Kalender WA, Deak P, Kellermeier M, van Straten M, Vollmar SV. Application- and patient size-dependent optimization of x-ray spectra for CT. *Med Phys.* mars 2009;36(3):993-1007.
39. Patino M, Prochowski A, Agrawal MD, Simeone FJ, Gupta R, Hahn PF, et al. Material Separation Using Dual-Energy CT: Current and Emerging Applications. *RadioGraphics.* juill 2016;36(4):1087-105.
40. Miller M, Ridge C, Litmanovich D. Computed Tomography Angiographic Assessment of Acute Chest Pain. *J Thorac Imaging.* 1 mai 2017;32(3):137-50.
41. Delesalle M-A, Pontana F, Duhamel A, Faivre J-B, Flohr T, Tacelli N, et al. Spectral optimization of chest CT angiography with reduced iodine load: experience in 80 patients evaluated with dual-source, dual-energy CT. *Radiology.* avr 2013;267(1):256-66.
42. Clark TJ, Gunn ML. CT Angiography in the Emergency Department: Maximizing Contrast Enhancement and Image Quality While Minimizing Radiation Dose and Contrast Material Volume: Vascular/Interventional Radiology. *Radiogr Rev Publ Radiol Soc N Am Inc.* août 2017;37(4):1304-5.
43. Bae K, Jeon KN, Cho SB, Park SE, Moon JI, Baek HJ, et al. Improved Opacification of a Suboptimally Enhanced Pulmonary Artery in Chest CT: Experience Using a Dual-Layer Detector Spectral CT. *Am J Roentgenol.* 15 févr 2018;210(4):734-41.
44. Leithner D, Wichmann JL, Vogl TJ, Trommer J, Martin SS, Scholtz J-E, et al. Virtual Monoenergetic Imaging and Iodine Perfusion Maps Improve Diagnostic Accuracy of Dual-Energy Computed Tomography Pulmonary Angiography With Suboptimal Contrast Attenuation. *Invest Radiol.* 2017;52(11):659-65.
45. Hou W, Sun X, Yin Y, Cheng J, Zhang Q, Xu J, et al. Improving Image Quality for Lung Cancer Imaging With Optimal Monochromatic Energy Level in Dual Energy Spectral Computed Tomography. *J Comput Assist Tomogr.* avr 2016;40(2):243-7.
46. Svendsen E, Karwinski B. Prevalence of pulmonary embolism at necropsy in patients with cancer. *J Clin Pathol.* août 1989;42(8):805-9.
47. Stein PD, Beemath A, Meyers FA, Skaf E, Sanchez J, Olson RE. Incidence of venous thromboembolism in patients hospitalized with cancer. *Am J Med.* janv 2006;119(1):60-8.
48. Pontana F, Faivre J-B, Remy-Jardin M, Flohr T, Schmidt B, Tacelli N, et al. Lung perfusion with dual-energy multidetector-row CT (MDCT): feasibility for the evaluation of acute pulmonary embolism in 117 consecutive patients. *Acad Radiol.* déc 2008;15(12):1494-504.
49. Hoey ETD, Gopalan D, Ganesh V, Agrawal SKB, Qureshi N, Tasker AD, et al. Dual-energy CT pulmonary angiography: a novel technique for assessing acute and chronic pulmonary thromboembolism. *Clin Radiol.* avr 2009;64(4):414-9.
50. De Cecco CN, Schoepf UJ, Steinbach L, Boll DT, Foley WD, Kaza RK, et al. White Paper of the Society of Computed Body Tomography and Magnetic Resonance on Dual-Energy CT, Part 3: Vascular, Cardiac, Pulmonary, and Musculoskeletal Applications. *J Comput Assist Tomogr.* janv 2017;41(1):1-7.

51. Lehti L, Söderberg M, Höglund P, Nyman U, Gottsäter A, Wassélius J. Reliability of virtual non-contrast computed tomography angiography: comparing it with the real deal. *Acta Radiol Open*. 20 août 2018;7(7-8).
52. Schoepf UJ, Holzkecht N, Helmberger TK, Crispin A, Hong C, Becker CR, et al. Subsegmental Pulmonary Emboli: Improved Detection with Thin-Collimation Multi-Detector Row Spiral CT. *Radiology*. 1 févr 2002;222(2):483-90.
53. Abujudeh HH, Kaewlai R, Farsad K, Orr E, Gilman M, Shepard J-AO. Computed tomography pulmonary angiography: an assessment of the radiology report. *Acad Radiol*. nov 2009;16(11):1309-15.
54. Kember PG, Euinton HA, Morcos SK. Clinicians' interpretation of the indeterminate ventilation-perfusion scan report. *Br J Radiol*. nov 1997;70(839):1109-11.
55. Jones SE, Wittram C. The indeterminate CT pulmonary angiogram: imaging characteristics and patient clinical outcome. *Radiology*. oct 2005;237(1):329-37.
56. Yeo JH, Zhou L, Lim R. Indeterminate CT pulmonary angiogram: Why and does it matter? *J Med Imaging Radiat Oncol*. 1 févr 2017;61(1):18-23.
57. Hayes SA, Soff GA, Zabor EC, Moskowitz CS, Liu CC, Ginsberg MS. Clinical consequences of an indeterminate CT pulmonary angiogram in cancer patients. *Clin Imaging*. 1 sept 2014;38(5):637-40.
58. Bates DDB, Tkacz JN, LeBedis CA, Holalkere N. Suboptimal CT pulmonary angiography in the emergency department: a retrospective analysis of outcomes in a large academic medical center. *Emerg Radiol*. déc 2016;23(6):603-7.
59. Doolittle DA, Froemming AT, Cox CW. High-pitch versus standard mode CT pulmonary angiography: a comparison of indeterminate studies. *Emerg Radiol*. 13 nov 2018;
60. Bernabé-García JM, García-Espasa C, Arenas-Jiménez J, Sánchez-Payá J, de la Hoz-Rosa J, Carreres-Polo JO. Has "respiratory coaching" before deep inspiration an impact on the incidence of transient contrast interruption during pulmonary CT angiography? *Insights Imaging*. oct 2012;3(5):505-11.
61. Albrecht MH, Bickford MW, Nance JW, Zhang L, De Cecco CN, Wichmann JL, et al. State-of-the-Art Pulmonary CT Angiography for Acute Pulmonary Embolism. *Am J Roentgenol*. mars 2017;208(3):495-504.
62. Ha HI, Goo HW, Seo JB, Song J-W, Lee JS. Effects of High-Resolution CT of the Lung Using Partial Versus Full Reconstruction on Motion Artifacts and Image Noise. *Am J Roentgenol*. sept 2006;187(3):618-22.
63. Bruzzi JF, Rémy-Jardin M, Kirsch J, Hennion D, Deken-Delanoy V, Duhamel A, et al. Sixteen-slice multidetector computed tomography pulmonary angiography: evaluation of cardiogenic motion artifacts and influence of rotation time on image quality. *J Comput Assist Tomogr*. déc 2005;29(6):805-14.
64. Bunch PM, Fulwadhva UP, Wortman JR, Primak AN, Madan R, Steigner ML, et al. Motion Artifact Reduction From High-Pitch Dual-Source Computed Tomography Pulmonary Angiography. *J Comput Assist Tomogr*. août 2018;42(4):623-9.
65. Tacelli N, Darchis C, Pontana F, Faivre J-B, Deken V, Duhamel A, et al. High-pitch, dual-source chest computed tomography angiography without electrocardiographic synchronization: evaluation of cardiac motion artifacts on pulmonary circulation. *J Thorac Imaging*. nov 2013;28(6):376-82.
66. Hutchinson BD, Navin P, Marom EM, Truong MT, Bruzzi JF. Overdiagnosis of Pulmonary Embolism by Pulmonary CT Angiography. *AJR Am J Roentgenol*. août 2015;205(2):271-7.
67. Schoellnast H, Deutschmann HA, Fritz GA, Stessel U, Schaffler GJ, Tillich M. MDCT Angiography of the Pulmonary Arteries: Influence of Iodine Flow Concentration on Vessel Attenuation and Visualization. *Am J Roentgenol*. juin 2005;184(6):1935-9.

68. Bogot NR, Fingerle A, Shaham D, Nissenbaum I, Sosna J. Image quality of low-energy pulmonary CT angiography: comparison with standard CT. *AJR Am J Roentgenol.* août 2011;197(2):W273-278.
69. Tacelli N, Remy-Jardin M, Flohr T, Faivre J-B, Delannoy V, Duhamel A, et al. Dual-source chest CT angiography with high temporal resolution and high pitch modes: evaluation of image quality in 140 patients. *Eur Radiol.* mai 2010;20(5):1188-96.
70. Bauer RW, Frellesen C, Renker M, Schell B, Lehnert T, Ackermann H, et al. Dual energy CT pulmonary blood volume assessment in acute pulmonary embolism - correlation with D-dimer level, right heart strain and clinical outcome. *Eur Radiol.* sept 2011;21(9):1914-21.

ARTICLE SCIENTIFIQUE

**INDETERMINATE CHEST CT ANGIOGRAMS WITH 3rd-GENERATION
DUAL-SOURCE CT: FREQUENCY AND SOLUTIONS TO RESTORE A
DIAGNOSTIC IMAGE QUALITY**

ABSTRACT

Purpose: To evaluate (a) the rate of indeterminate CTA with a 3rd-generation dual-source CT (DSCT) system; and (b) the impact of correcting factors applied during the CT session.

Material and methods: 449 patients underwent a DSCT angiogram with single- (SE) (n=276; 61.5%) or dual-energy (DE) CT (n=173; 38.5%). An indeterminate study was defined by (a) a totally nondiagnostic examination; or (b) an examination with only central pulmonary arteries analyzable.

Results: Twelve CTPAs (12/449; 2.7%) were indeterminate with no significant difference between SE (9/276; 3.3%) and DE (3/173; 1.7%) examinations (p=0.38). The contributing factors comprised (a) motion artifacts due to the lack of patient cooperation (1/12); (b) a poor level of enhancement alone (6/12) or in association with patient-related limitations (5/12). In case of indeterminate SE examination (n=9), the acquisition was repeated after modification of the presumed contributing factor, leading to diagnostic CTA in all but one patient. In case of DE indeterminate acquisitions (n=3), low-kVp images restored a diagnostic image quality. The final rate of indeterminate CTA was 0.2% (1/449).

Conclusion: The rate of indeterminate CTA decreased from 2.7% to 0.2% after a second SE acquisition or the reading of low-kVp images of DE examinations.

Key words: CT angiography; dual-source CT; dual-energy CT; pulmonary embolism

Key points:

- Poor vascular enhancement is the main cause of indeterminate dual-source CT angiograms.
- A solution can be found to overcome this limitation during the CT session.
- Immediate rescanning with a lower kVp and/or higher iodine concentration can restore the diagnostic value of single-energy CT angiograms.
- On dual-energy CT studies, the adequate level of opacification can be found on low-energy images, thus avoiding repeat scanning.
- With these practical recommendations, the percentage of indeterminate studies decreased from 2.7% to 0.2% of dual-source CT examinations.

INTRODUCTION

Since the introduction of multidetector CT, chest CT angiography (CTA) has become the method of choice for imaging the pulmonary vasculature in a clinical context of acute pulmonary embolism (PE), replacing pulmonary angiography as the reference standard for depiction of endovascular clots (1). This pivotal role was the direct consequence of improved spatial and temporal resolution that ensured a diagnostic image quality not only in outpatients but also in dyspneic populations (e.g., patients in the intensive care unit and those with underlying respiratory disease) (2). Since that time, the diagnostic value of chest CTA has been divided into three categories. A fully diagnostic examination fulfills two criteria, namely a high level of opacification and a sharp delineation of pulmonary arteries down to the subsegmental level ensuring confident depiction or exclusion of endoluminal clots (3-5). Less informative but still regarded as diagnostic are chest CT angiograms interpretable down to the segmental level while some examinations can only exclude PE within central pulmonary arteries, often interpreted as inconclusive. The last category is that of totally nondiagnostic examinations in which the overall image quality is so degraded that no conclusion can be drawn at the level of the pulmonary arterial bed.

Nondiagnostic and inconclusive examinations, also described as indeterminate studies, are sources of practical difficulties in clinical practice. On the radiologists' side, description of study limitations is affected by their own bias and degree of comfort in analyzing suboptimal images. As a consequence, there is a great variability in mentioning the presence of study limitations in reports (6), a situation further complicated by the lack of standards for reporting the observed limitations.

This may then result in ambiguous statements with the risk for the referring physician of misinterpreting them as negative or positive results and potentially resulting in compromised patient outcomes (6-10). These situations are not exceptional as indeterminate CTA has been reported over the last decade to vary between 4.2 % and 34% of multidetector-row CT examinations (6,7,9,11-14), mainly being related to excessive motion and poor bolus enhancement (7).

Because dual-source CT technology offers the possibility of eliminating patient-related artifacts with high-pitch and high-temporal resolution scanning modes available with single-energy CT (15,16) but also of using the wide range of energy levels in dual-energy acquisitions (17), it appeared clinically-relevant to evaluate the impact of these two scanning modes on the diagnostic value of chest CTA. The main purpose of the present study was to evaluate the frequency of indeterminate dual-source CTA in routine clinical practice. The secondary objective was to investigate the impact of correcting factors applied during the examination session.

MATERIALS & METHODS

1 - Population

This retrospective study was approved by the Institutional Ethics Committee with waiver of patient informed consent according to national regulations. Chest CT angiographic studies of 449 consecutive respiratory patients who had been referred for clinical suspicion of acute PE over a two-year period (June 2014 – November 2016) were reviewed to investigate the frequency of indeterminate examinations.

All CTA studies had been performed on a 3rd-generation dual-source CT scanner (Force, Siemens Forchheim, Germany) with a single- (SE) or dual-energy (DE) scanning protocol, depending on the patient's breath-hold capabilities. When a 4-6

second apnea was possible, the DE mode was favored as it allowed combination of standard morphologic imaging and lung perfusion imaging; when the patient was short of breath, a high-pitch, high-temporal resolution SE mode was chosen owing to the possibility of scanning the entire thorax in less than 1 second. The scanning parameters included: (a) for SE scans, an individual kVp selection with adapted mAs ranging from 70kVp to 120 kVp, a pitch value between 2 and 3.2, a cranio-caudal acquisition, the injection of 60-80 mL of a 30% to 35% iodinated contrast agent at a rate of 3-4 mL/s; (b) for DE scans: selection of 80 kV – 207 mAs (tube A) and Sn 150 kV – 115 mAs (tube B), a pitch value of 0.55, a caudo-cranial acquisition and injection of 60-80 mL of a 40% iodinated contrast agent at a rate of 4mL/s. In both groups, (a) the acquisitions were obtained at deep inspiration, with a collimation of 64 x 0.6 mm on both detectors, and a rotation time of 0,25s; (b) the injection of contrast used an automatic bolus triggering system (Care Bolus) with a region-of-interest positioned within the ascending aorta and a threshold trigger of 100 HU; (c) standard morphologic images consisted of 1-mm thick lung and mediastinal images, reconstructed with sharp and soft kernels (lung images: BI 57/ mediastinal images: Br36) and using an iterative algorithm (ADMIRE; strength: 3). As per daily routine recommendations, any indeterminate chest CTA could be repeated. This decision was at the discretion of the senior radiologist in charge of the CT session who could repeat the examination with the same protocol or after modifying the parameter deemed to be the most likely cause of the indeterminate result.

2 - Parameters analyzed

2-1: CTA overall image quality

On mediastinal images, the level of attenuation was measured within 3 central (i.e., the pulmonary trunk, right and left main pulmonary arteries) pulmonary arteries. The

objective image noise was obtained by measuring the standard deviation of pixel values in a homogeneous region located in the tracheal lumen above the aortic arch. The signal-to-noise (SNR) and contrast-to-noise (CNR) ratios were calculated according to the following equations:

$SNR = SI_{MPV} / BN$; $CNR = (SI_{MPV} - \text{muscle SI}) / BN$ where SI_{MPV} is the mean signal intensity (SI) within pulmonary arteries and BN is the background noise. SI_{MPV} was calculated as the average of the vascular enhancement measurements obtained at the 3 central pulmonary arteries. The measurement of background noise was based on the assessment of the standard deviation (in HU) within surrounding air at 3 ROIs in front of the patient; average values were used for the final calculation of background noise. Muscle signal intensity (muscle SI) was calculated as the average of the attenuation of the central parts of the pectoral muscles and the deep paraspinal muscles, on both sides. On lung images, we recorded the presence of respiratory and cardiogenic motion artifacts.

2-2: CTA diagnostic quality

Each examination was scored as (a) positive or negative for acute PE (with two levels of negative results, namely down to the segmental or subsegmental PAs), or (b) indeterminate for acute PE (comprising two categories, namely nondiagnostic examinations when the overall image quality was too degraded to allow detection of endoluminal clots, and inconclusive examinations with a level of analyzability of PAs limited to central vessels).

In case of indeterminate examination, the most likely explanation was recorded on the basis of previously published criteria (7): (a) patient motion during scanning; (b) poor level of pulmonary artery enhancement, due to flow-related artifact (patent foramen ovale; transient interruption of contrast), insufficient amount of contrast

administered or improper scan timing; and/or (c) patient-related limitations such as enlarged body habitus causing sufficient beam-hardening to produce overwhelming image noise; parenchymal changes, such as consolidations, masses, or pleural effusions; streak artifacts from sources such as wires, pacemakers, or spinal hardwares.

When CTA was repeated during the same session after a first indeterminate examination, we recorded the modified scanning parameters and rated the diagnostic image quality of the second acquisition. In case of indeterminate repeat CTA, retrospective review of medical records searched for any diagnosis of acute PE in the following 3 months.

3 - Conditions of image interpretation

Chest CTA studies were reviewed by two radiologists, a junior and a senior chest radiologist with 4 and 6 years of experience in CT, respectively. They rated the diagnostic quality of each examination by consensus. In case of disagreement, a third radiologist with 30 years of experience in chest CT read discordant cases and a final decision was reached for the final rating of discordant cases. When all CTAs had been classified as diagnostic or indeterminate, the 3 readers reanalyzed by consensus all indeterminate CTAs in order to list the explanation(s) for each indeterminate result and rate the diagnostic quality of the repeat scan, if performed.

4 - Statistical analysis

Categorical variables are expressed as number and percentages. Continuous variables are reported as means \pm standard deviation (SD), medians and range. Normality of continuous variables was checked graphically and by means of the Shapiro-Wilk's test. Comparison of patients' characteristics according to the scanning

conditions (i.e., single-energy vs dual-energy) as well as comparisons of characteristics of diagnostic and indeterminate CT angiograms were obtained using the Chi-square test (or Fisher's exact test when the expected cell frequency was less than 5) for categorical variables and the Student's t-test or Mann-Whitney U test for Gaussian and non-Gaussian continuous variables, respectively.

Statistical testing was conducted at the two-tailed α -level of 0.05. Data were analyzed using the SAS software version 9.4 (SAS Institute Inc, Cary, NC 25513).

RESULTS

1 - Characteristics of the study population

Our population comprised 449 patients (228 males; 221 females), with a mean age of 58.8 ± 16.6 years (median: 61; range: 16 - 93) and a mean BMI of 26.4 ± 6.9 kg/m² (median: 25.2; range: 11.8 - 54.7). In the overall study group: (a) a total of 437 (97.3%) examinations were diagnostic, including 61 (13.6%) positive examinations, 369 (82.2%) examinations negative down to the subsegmental level and 7 (1.6%) examinations negative down to the segmental level; (b) 12 (2.7%) examinations were indeterminate for PE, including 10 inconclusive and 2 nondiagnostic examinations. The study population included a single pregnant patient who had a diagnostic chest CTA. As shown in **Table 1**, there were no significant differences in terms of sex ratio, age and BMI between patients scanned with SE (n=276; 61.5%) or DE (n=173; 38.5%). The duration of data acquisition ($p < 0.0001$) and DLP ($p < 0.0001$) were higher in the subgroup of patients scanned with DECT. The diagnostic value of CTAs did not significantly differ between the two groups.

2 - Comparison of diagnostic & indeterminate examinations (Table 2)

Compared to patients with diagnostic CTAs, patients with indeterminate CTA studies were younger ($p=0.021$) with a trend towards a higher BMI ($p=0.059$). The proportion of patients scanned with single and dual energy did not differ between diagnostic and indeterminate CTAs ($p=0.33$).

Objective assessment of image quality showed (a) no significant difference in objective image noise ($p=0.37$) but a significantly lower level of attenuation within pulmonary arteries ($p<0.0001$) on indeterminate CTAs; (b) a significantly lower CNR and SNR for indeterminate examinations ($p<0.0001$). The frequency of cardiogenic artifacts did not differ between the two groups ($p=0.55$). There was a higher proportion of breathing artifacts in indeterminate CTAs ($p=0.017$).

3 - Causes of indeterminate CTAs (n=12)

The contributing factor was a poor level of enhancement within pulmonary arteries ($n=11$) or the presence of marked motion artifacts due to the lack of patient cooperation during data acquisition ($n=1$). Poor level of enhancement was observed as (a) an isolated finding in 6 patients, related to decreased flow rate due to a peripheral venous access ($n=2$), right-to-left shunt through a patent foramen ovale ($n=2$), contrast timing ($n=1$), or unexplained ($n=1$); (b) in association with patient-related limitations in 5 patients, including various associations of morbid obesity, lung consolidation, uni- or bilateral pleural effusion, postoperative pneumothorax and/or beam-hardening artifacts. TIC was not found to be responsible for indeterminate results; detailed evaluation of TIC in this population is reported in a separate study (18).

4 - Management of indeterminate CTAs during the CT session

(Table 3)

4-1: In case of major motion artifacts (n=1): we repeated the instructions to obtain the patient's compliance and performed the second examination with the same scanning protocol. The second acquisition was of diagnostic image quality.

4-2: In case of poor level of enhancement (n=11)

In 8 patients scanned with single-energy CT, a second single-energy acquisition was obtained after modification of the scanning protocol (7/8) or without any change (1/8). The modified parameters included (a) a lower kVp (*80 and 90 kVp instead of 100 kVp; 100 kVp instead of 120 kVp*) and/or higher iodine concentration (*35% instead of 30% iodinated contrast agent, same category of contrast media*) (6/7) (**Figure 1**); (b) a lower level of inspiration was additionally obtained in case of patent foramen ovale (2/7) (**Figure 2**). On the second acquisition, the mean level of attenuation within central pulmonary arteries increased from 166.6 ± 23.2 HU (range: 137-174) to 288.3 ± 27.5 HU (range: 186-355) with pulmonary arteries interpretable down to the subsegmental and/or segmental level. Endovascular clots were depicted in 1 patient (**Figure 3**). In one patient with numerous confounding factors, the repeat examination with an unchanged scanning protocol remained indeterminate.

In 3 patients scanned with dual-energy CT, the level of attenuation within PAs ranged between 137HU and 168 HU on averaged images. On low-kVp images (i.e., tube A images), the level of attenuation ranged between 190 HU and 220 HU which restored a diagnostic image quality in all examinations. CTAs were interpreted as negative down to the segmental (n=2) or subsegmental (n=1) level (**Figure 4**).

4-3: After corrective measures, the rate of indeterminate CTAs was 0.2% (1/449).

This patient was followed up over 3 months with no subsequent diagnosis of acute pulmonary embolism.

DISCUSSION

To our knowledge, this is the first study investigating the rate of indeterminate CTAs before and after corrective measures applied during the same CT session. Scanning patients with single- or dual-energy CT on a 3rd-generation dual-source CT system, the percentage of indeterminate studies was 2.7% after the initial acquisition and decreased to 0.2% when optimizing the scanning mode and/or image reading protocol. With high-pitch, single-energy CT, the rate of indeterminate examinations was 3.3% which is in the range of the 4.5% recently reported by Doolittle et al with 2nd- and 3rd- generation dual-source CT systems (19). Regarding dual-energy CTA, we found that 1.7% of examinations were rated as indeterminate which compares favorably with the results reported by Bae et al (20). Routinely investigating patients with dual-layer detector CT, these authors reported 5% (79/1552) of indeterminate studies.

If we exclude the examination with marked motion artifacts due to patient agitation, the only cause of indeterminate studies on both single- and dual-energy CT acquisitions was poor vascular enhancement. It was the only limitation in 6 patients with attenuation values below the threshold of 180 HU usually proposed as the lowest limit for distinguishing endo- and perivascular abnormalities (17, 21-23). Whereas endovascular clots can be detected at these levels of attenuation, it is worth emphasizing the detrimental effect of additional co-factors, known to increase the x-ray absorption and thus contribute to indeterminate studies (10, 11). Among them,

one should mention the presence of pleural effusion and/or lung consolidation, beam-hardening artifacts observed when the patient has to be scanned with the arm alongside the body or secondary to the presence of indwelling lines and tubes. Whereas the patient habitus can also be responsible for an increase in image noise (10), we did not find statistically significant difference in the patients' BMI nor image noise between diagnostic and indeterminate CT studies.

It is interesting to note that breathing and/or cardiogenic artifacts were not found to be responsible for indeterminate CT studies. Whereas the scanning time of dual-energy CTA is longer than that of single-energy CTA, it remains possible to avoid major breathing artifacts with a mean scanning time of 0.6 s and 3.7 s, respectively. Our findings are in keeping with those reported by Bauer et al who underlined the possibility of producing images free of respiratory-motion artifacts when scanning freely breathing patients with a high-pitch mode (15). The high temporal resolution of dual-source CT acquisitions is also favorable to reduce the impact of cardiac motion around cardiac cavities but also at the level of pulmonary arteries. In non-ECG-gated acquisitions, Tacelli et al examined a total of 7000 pulmonary arteries and observed motion artifacts at the level of 5 pulmonary arteries, corresponding to 0.071% of the examined vessels (16).

Conversely to previous reports mentioning referral of patients for follow-up imaging in 21% to 33% of cases (7,9,10,14), our recommendation in daily routine is to solve the difficulty during the scanning session. When the indeterminate study was acquired with single-energy CT, we repeated the acquisition after correcting the most likely cause of poor image quality. In one patient, we repeated the instructions to obtain patient compliance and acquired the second acquisition while the patient was in steady state and freely breathing. This second attempt was successful with a

negative CT scan down to the segmental level. When the main limitation was poor vascular enhancement, we were able to restore a diagnostic quality by selecting a shorter scan delay when the initial acquisition was deemed to have been triggered too late. When the overall degree of vascular enhancement was found insufficient for a variety of reasons, the best choice was to repeat the acquisition after lowering the kilovoltage and/or increasing the iodine concentration. These options ensured a diagnostic image quality in all cases.

When poor vascular enhancement was the limiting factor on dual-energy CT studies, the difficulty could be solved without repeating the examination. The reading of low-kVp polychromatic images of dual-source acquisitions (or low-energy monochromatic images of single-source, dual-energy CT acquisitions) has already been emphasized as allowing retrospective salvage of suboptimally timed or delivered contrast (**24, 25**). In the present investigation where the mean energy of the x-ray quanta of the polychromatic 80 kVp spectrum is 54 keV (**17**), the attenuation of iodine on low-kVp images restored the diagnostic value of all examinations. Using dual-layer detector spectral CT, Bae et al have recently shown the CNR and SNR of virtual monochromatic images at 40-65 keV were significantly higher compared to conventional 120-kVp images (**20**). This approach was found to improve opacification of suboptimally enhanced pulmonary arteries on dual-energy CT examinations, thus increasing the diagnostic performance for detecting PE. Whereas image noise of low-kVp polychromatic images was not found to alter the diagnostic value of images in our study, it should be underlined that high-quality of vascular enhancement with low-noise component can be reached on virtual monoenergetic images. Combining the high contrast image component from the 40 keV image with the low noise image component from the 70 keV image, Meier et al showed that the resultant “mono-plus”

images at 40 keV were the best compromise for evaluation of pulmonary artery circulation (26).

Some limitations of the present study need to be considered. First, the total number of CTAs retrospectively reviewed was quite limited. It represented a non-selected population of respiratory patients, referred during a two-year period after installation of the last generation of dual-source CT technology. The studied population was representative of patients in various respiratory conditions, mostly dyspneic and thus prone to evaluate the impact of scanning with the most recent technological developments. Second, our study population included a single pregnant patient which represents a frequent category of patients with suboptimal opacification of the pulmonary arterial system. This category of patients is usually referred to the department of imaging of the mother & children hospital of our university hospital center. Third, the reading of CTAs was obtained by consensus which did not allow us to calculate the interobserver agreement on the rating of image quality. However, this consensus reading was concordant with the management of inconclusive CT scans during daily routine. CT sessions are systematically supervised by a senior chest radiologist who can make the appropriate decision while the patient is on the CT table.

In conclusion, this study reports indeterminate CTAs in 2.7% of examinations obtained with a 3rd generation dual-source CT system. The rate decreases to 0.2% after a second acquisition with single energy or with the reading of low-kVp images of the initial dual-energy acquisition.

REFERENCES

- 1-Torbicki A, Perrier A, Konstandinides S et al (2008) Guidelines on the diagnosis and management of acute pulmonary embolism: the Task Force for the diagnosis and management of acute pulmonary embolism of the European Society of Cardiology (ESC). *Eur Heart J* ; 29: 2276-2315
- 2-Remy-Jardin M, Tillie-Leblond I, Szapiro D et al (2002). CT angiography of pulmonary embolism in patients with underlying respiratory disease: impact of multislice CT on image quality and negative predictive value. *Eur Radiol*; 12: 1971-1978.
- 3-Ghaye B, Szapiro D, Mastora I, et al (2001). Peripheral pulmonary arteries: how far does multidetector-row spiral CT allow analysis? *Radiology*; 219:629-636.
- 4-Patel S, Kazerooni EA, Cascade PN (2003). Pulmonary embolism: optimization of small pulmonary artery visualization at multidetector-row CT. *Radiology*; 227: 455-460.
- 5-Schoellnast H, Deutschmann HA, Fritz GA et al (2005). MDCT angiography of the pulmonary arteries: influence of iodine flow concentration on vessel attenuation and visualization. *AJR*; 184: 1935-1939.
- 6-Abujudeh HH, Kaewlai R, Farsad K et al (2009). Computer tomography pulmonary angiography: an assessment of the radiology report. *Acad Radiol*; 16:1309-1315.
- 7-Jones SE, Wittram C (2005). The indeterminate CT pulmonary angiogram: imaging characteristics and patient clinical outcome. *Radiology*; 237: 329-337
- 8-Murchison JT, Gavan DR, Reid JH (1997). Clinical utilization of the non-diagnostic lung scintigram. *Clin Radiol*; 52: 295-8.
- 9-Hayes SA, Soff GA, Zabor EC et al (2014). Clinical consequences of an indeterminate CT pulmonary angiograms in cancer patients. *Clin Imaging*; 38: 637-40.
- 10-Yeo JH, Zhou L, Lim R (2017). Indeterminate CT pulmonary angiogram: why and does it matter? *J Med Imaging Radiat Oncol*; 61: 18-23
- 11-Kelly AM, Patel S, Carlos RC et al (2006). Multidetector row CT pulmonary angiography and indirect venography for the diagnosis of venous thromboembolic disease in intensive care unit patients. *Acad Radiol*; 13: 486-495.
- 12-Stein PD, Fowler SE, Goodman LR et al (2006). Multidetector computed tomography for acute pulmonary embolism. *N Engl J Med*; 354: 2317-2327
- 13-Nazaroglu H, Ozmen CA, Akay HO et al (2009). A 64-MDCT pulmonary angiography and CT venography in the diagnosis of thromboembolic disease. *AJR*; 192: 654-661.

- 14-Bates DDB, Tkacz JN, LeBedis CA, Hodalkere N (2016). Suboptimal CT pulmonary angiography in the emergency department: a retrospective analysis of outcomes in a large academic medical center. *Emerg Radiol*; 23: 603-607.
- 15-Bauer RW, Schell B, Beeres M et al (2012). High-pitch dual-source computed tomography angiography in freely breathing patients. *J Thorac Imaging*; 27: 376-381
- 16-Tacelli N, Darchis C, Pontana F et al (2013). High-pitch, dual-source computed tomography angiography without electrocardiographic synchronization: evaluation of cardiac motion artifacts on pulmonary circulation. *J Thorac Imaging*; 28: 376-382
- 17-Delesalle MA, Pontana F, Duhamel A et al (2013). Spectral optimization of chest CT angiography with reduced iodine load: experience in 80 patients evaluated with dual-source, dual-energy CT. *Radiology*; 267: 256-266.
- 18-Hennicaux J, Kyheng M, Duhamel A et al. (2019) Transient interruption of contrast (TIC) on dual-source CT angiographic studies: frequency and impact on the diagnostic value of examinations in 449 patients. *Eur J Radiol (submitted in March 2019, Eur J Radiol)*
- 19-Doolittle DA, Froemming AT, Cox CW (2019). High-pitch versus standard mode CT pulmonary angiography: a comparison of indeterminate studies. *Emerg Radiol*; 26: 155-159
- 20-Bae K, Jeon KN, Cho SB et al (2018). Improved opacification of a suboptimally enhanced pulmonary artery in chest CT: Experience using a dual-layer detector spectral CT. *AJR*; 210: 734-741
- 21-Ozawa Y, Hara M, Shibamoto Y (2011). The frequency of insufficient contrast enhancement of the pulmonary artery in routine contrast-enhanced chest CT and its improvement with an increased injection rate: a prospective study. *J Thorac Imaging*; 26: 42-47
- 22-Mitsumori LM, Wang E, May JM et al (2010). Triphasic contrast bolus for whole-chest ECG-gated 64-MDCT of patients with nonspecific chest pain: evaluation of arterial enhancement and streak artifact. *AJR*; 193: W263-W271
- 23-Heyer CM, Mohr PS, Lemburg SP, Peters SA, Nicolas V (2007). Image quality and radiation exposure at pulmonary CT angiography with 100- or 120-kVp protocol: prospective randomized study. *Radiology*; 245: 577-583
- 24-Lu GM, Zhao YE, Zhang LJ, Schoepf UJ (2012). Dual-energy CT of the lung. *AJR*; 199: S40-S53
- 26-Meier A, Wurnig M, Desbiolles L et al (2015). Advanced virtual monoenergetic images: improving the contrast of dual-energy CT pulmonary angiography. *Clin Radiol*; 70: 1244-1251

HENNICAUX Justin

25-Albretch MH, Bickford MW, Nance JW et al (2017). State-of-the-art pulmonary CT angiography for acute pulmonary embolism. *AJR*; 208: 1-10

FIGURES AND TABLES

Table 1
Characteristics of the studied population according to the scanning conditions

	Single-energy, high-pitch CTA n=276	Dual-energy CTA n=173	p value
Population			
-sex ratio (M/F), <i>n</i>	142/134	86/87	0.72 ^a
-age (<i>yr</i>) mean ±SD median (range)	57.0 ± 17.3 63.0 (16.0 - 93.0)	57.0 ±17.3 60.0 (19.0 - 91.0)	0.066 ^c
-BMI (<i>kg/m²</i>) mean ±SD median (range)	26.5 ±7.4 24.7 (11.8 - 54.1)	26.2 ±6.1 25.4 (13.7 - 54.7)	0.65 ^c
Duration of data acquisition, <i>s</i> mean ±SD median (range)	0.6 ±0.3 0.5 (0.2 - 3.5)	3.7 ±0.6 3.7 (0.4 - 8.8)	<0.0001 ^d
DLP, <i>mGy.cm</i> mean ±SD median (range)	146.8 ±102.9 113.4 (27.8 - 647.3)	265.3 ±23.7 264.5 (186.2 - 345.4)	<0.0001 ^d
Diagnostic CTAs, <i>n (%)</i> -CTA positive, <i>n (%)</i> -CTA negative down to the subsegm level, <i>n (%)</i> -CTA negative down to the segm level, <i>n (%)</i>	267 (96.7%) 41 (14.9%) 220 (79.7%) 6 (2.2%)	170 (98.3%) 20 (11.6%) 148 (85.6%) 1 (0.6%)	0.38 ^b
Indeterminate CTAs, <i>n (%)</i> -inconclusive examinations (i.e., only central PAs interpretable), <i>n (%)</i> -nondiagnostic examinations (i.e., poor overall image quality), <i>n (%)</i>	9 (3.3%) 7 (2.5%) 2 (0.7%)	3 (1.7%) 3 (1.7%) 0 (0%)	0.38 ^b

Abbreviations:

Subsegm=subsegmental; segm= segmental; DLP= dose-length-product; CTA= CT angiography; BMI: body mass index; SD: standard deviation

Statistical analysis: ^a chi-Square test; ^b Fisher test; ^c Student t test; ^d Mann-Whitney U test.

Table 2: Characteristics of diagnostic and indeterminate CTAs

	Diagnostic CTAs n=437	Indeterminate CTAs n=12	P value
Age, yr mean ±SD median (range)	59.1 ±16.6 62.0 16.0-93.0)	47.3 ±16.4 50.5 (24.0 - 69.0)	0.021 ^d
BMI, kg/m² mean ±SD median (range)	26.3 ±6.8 25.1 (11.8-54.7)	31.3 ±9.8 30.6 (19.8 - 54.1)	0.059 ^d
CTA acquisitions -single energy, n (%) -dual energy, n (%)	267 (61.1) 170 (38.9)	9 (75.0) 3 (25.0)	0.33 ^b
Objective noise, HU mean ±SD median (range)	9.1 ±2.5 9.3 (2.5-16.3)	9.8 ±2.5 9.3 (6.3 - 14.0)	0.37 ^c
Attenuation within central PAs, HU mean ±SD median (range)	390 ±139 375 (195-883)	206.5 ±83.2 180 (115 - 397)	<0.0001 ^d
CNR mean ±SD median (range)	43.0 ±26.9 36.0 (9.3-198.5)	18.3 ±13.0 15.2 (6.8 - 54.8)	<0.0001 ^d
SNR mean ±SD median (range)	49.2 ±28.5 41.8 (16.5-212.2)	24.2 ±13.6 21.4 (10.3 - 61.7)	<0.0001 ^d
Breathing artifacts, n (%)	37 (8.5%)	4 (33.3%)	0.017 ^b
Cardiogenic artifacts, n (%)	157 (35.9%)	3 (25.0%)	0.55 ^b

Abbreviations: CTA: CT angiography; CNR=contrast-to-noise ratio; SNR=signal-to-noise ratio; PA=pulmonary artery; SD: standard deviation
Statistical analysis: ^bFisher exact test ^cStudent t test, ^dMann-Whitney U test.

Figure 1: Single-energy chest CT angiographic examination obtained with a 35 yr-old female with a BMI of 25.2 kg/m² (161 cm; 60 kg) referred for suspicion of acute PE in the context of acute chest pain

Figure 1a: Mediastinal image obtained at the level of the right main pulmonary artery from the initial examination (100 kVp; injection of a 30% contrast agent). The overall image quality was rated as insufficient due to the concurrent presence of a moderate level of opacification (189 HU in the pulmonary trunk) and marked beam-hardening artifacts around the superior vena cava. Note the concurrent presence of mediastinal and left hilar adenopathy.

Figure 1b: Mediastinal image obtained at the same level as that of Figure 1a, from the repeat scan (80 kVp; similar injection protocol). Note the excellent level of opacification (338 HU in the pulmonary trunk) with no artifact around the superior vena cava. The repeat examination was negative down to the subsegmental level. The total DLP was 242 mGy.cm.

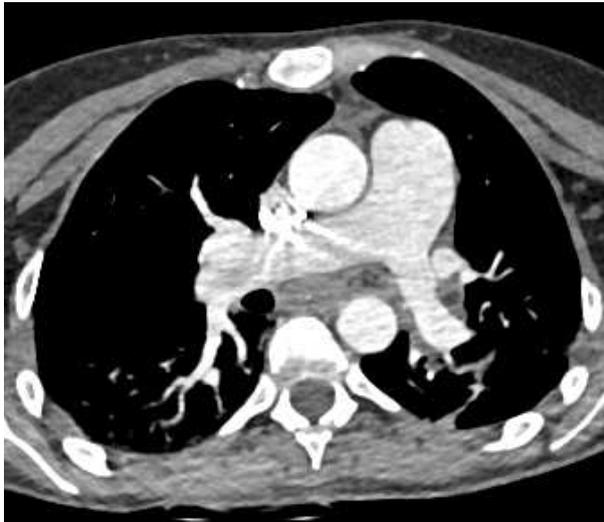


Figure 1a

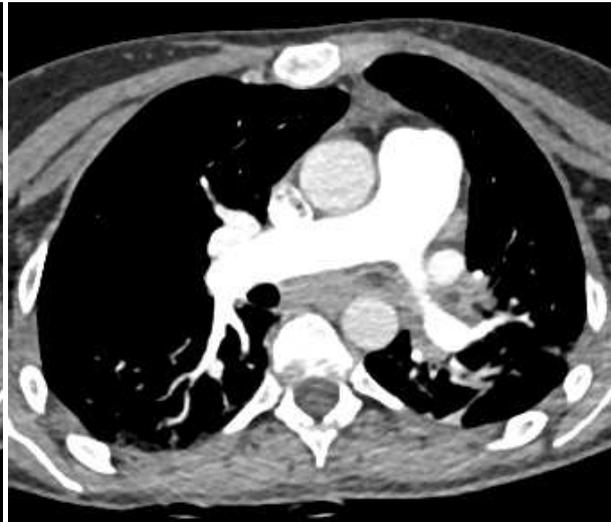


Figure 1b

Figure 2: Single-energy chest CT angiographic examination obtained with a 58 yr-old female with a BMI of 25 kg/m² (155 cm; 60 kg) referred for suspicion of acute PE after resection of liver metastasis

Figure 2a: Mediastinal image at the level of the pulmonary trunk from the initial examination (100 kVp; injection of a 35% contrast agent). Note the poor level of opacification within pulmonary arteries (pulmonary trunk: 177 HU) and the high level of opacification within the aorta (294 HU). Note the concurrent presence of right lung consolidation.

Figure 2b: Mediastinal image obtained at the same level as that of Figure 2a, from the repeat scan (80 kVp; similar injection protocol). Note the excellent level of opacification within pulmonary arteries (pulmonary trunk: 352 HU). The repeat examination was negative down to the subsegmental level. The total DLP was 159 mGy.cm.



Figure 2a



Figure 2b

Figure 3: Single-energy chest CT angiographic examination obtained with a 27 yr-old female with a BMI of 54.2 kg/m² (173cm; 162 kg) referred for suspicion of acute PE in the context of bariatric surgery.

Figure 3a: Mediastinal image of the initial examination (120 kVp; injection of a 30% contrast agent), obtained at the level of the left main pulmonary artery, showing a poor level of opacification within pulmonary arteries (pulmonary trunk: 149 HU)

Figure 3b: Mediastinal image of the repeat scan (120 kVp; 35% contrast agent), at the same level as that of Figure 3a. The higher level of opacification (pulmonary trunk: 191 HU) allows depiction of endovascular clots (arrows). The total DLP was 654 mGy.cm.



Figure 3a



Figure3b

Figure 4: Dual-energy chest CT angiographic examination obtained with a 48 yr-old male with a BMI of 28.6 kg/m² (170 cm; 83 kg) referred for suspicion of acute PE in the context of right lower limb surgery

Figure 4 a: Mediastinal image at the level of the pulmonary trunk, reconstructed from both tubes (i.e., averaged image) (injection of a 40% contrast agent). Poor level of enhancement within pulmonary arteries (pulmonary trunk: 137 HU).

Figure 4 b: Corresponding low-kVp image (tube A; 80 kVp) showing higher attenuation of iodine within central and peripheral pulmonary arteries (pulmonary trunk: 181 HU). The examination was negative down to the subsegmental level (DLP: 252 mGy.cm)

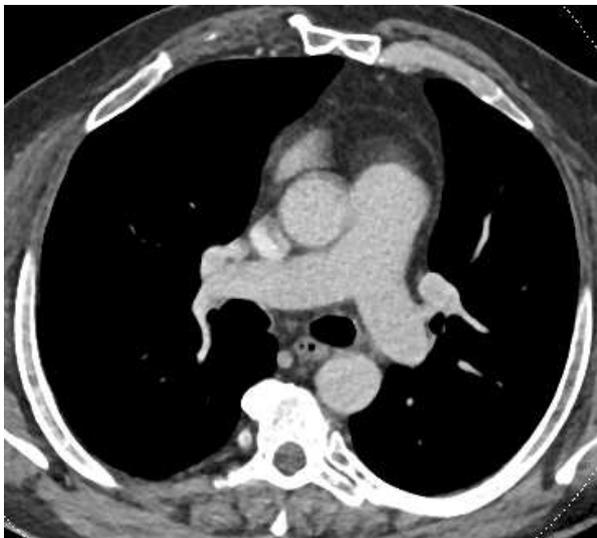


Figure 4a



Figure 4b

CONCLUSIONS PRATIQUES DU TRAVAIL

Ce travail confirme l'amélioration des performances diagnostiques apportées par la technologie TDM double source de 3^{ème} génération pour la recherche d'EPA. Les résultats de cette étude montrent également l'importance d'une connaissance précise de la technique angioscanographique afin de pouvoir, en cas d'examen initialement indéterminé, identifier rapidement le facteur causal présumé. Ceci permet de mettre en œuvre, au cours de la même session d'examen, les mesures correctives ou les analyses complémentaires les plus adaptées afin de réduire drastiquement le taux d'examen indéterminé.

Il est probable que les évolutions technologiques futures de ce type de scanner, associées à une évaluation clinique précise des patients, pourront permettre de résoudre le problème des angioscanners indéterminés en garantissant l'obtention systématique d'examens de qualité diagnostique.

EXPLOITATION SCIENTIFIQUE DU TRAVAIL

- Article soumis à European Radiology

European Radiology

INDETERMINATE CHEST CT ANGIOGRAMS WITH 3rd-GENERATION DUAL-SOURCE CT: FREQUENCY AND SOLUTIONS TO RESTORE A DIAGNOSTIC IMAGE QUALITY

--Manuscript Draft--

Manuscript Number:	
Full Title:	INDETERMINATE CHEST CT ANGIOGRAMS WITH 3rd-GENERATION DUAL-SOURCE CT: FREQUENCY AND SOLUTIONS TO RESTORE A DIAGNOSTIC IMAGE QUALITY
Article Type:	Original Article
Funding Information:	
Abstract:	<p>Purpose: To evaluate (a) the rate of indeterminate CTA with a 3rd-generation dual-source CT (DSCT) system; and (b) the impact of correcting factors applied during the CT session.</p> <p>Material and methods: 449 patients underwent a DSCT angiogram with single- (SE) (n=276; 61.5%) or dual-energy (DE) CT (n=173; 38.5%). An indeterminate study was defined by (a) a totally nondiagnostic examination; or (b) an examination with only central pulmonary arteries analyzable.</p> <p>Results: Twelve CTPAs (12/449; 2.7%) were indeterminate with no significant difference between SE (9/276; 3.3%) and DE (3/173; 1.7%) examinations (p=0.38). The contributing factors comprised (a) motion artifacts due to the lack of patient cooperation (1/12); (b) a poor level of enhancement alone (6/12) or in association with patient-related limitations (5/12). In case of indeterminate SE examination (n=9), the acquisition was repeated after modification of the presumed contributing factor, leading to diagnostic CTA in all but one patient. In case of DE indeterminate acquisitions (n=3), low-kVp images restored a diagnostic image quality. The final rate of indeterminate CTA was 0.2% (1/449).</p> <p>Conclusion: The rate of indeterminate CTA decreased from 2.7% to 0.2% after a second SE acquisition or the reading of low-kVp images of DE examinations.</p>
Corresponding Author:	Martine Remy-Jardin, MD, PhD University Center of Lille Lille, FRANCE
Corresponding Author Secondary Information:	
Corresponding Author's Institution:	University Center of Lille
Corresponding Author's Secondary Institution:	
First Author:	Justin Hennicaux, MD
First Author Secondary Information:	
Order of Authors:	Justin Hennicaux, MD Maeva Kyheng, Statistician/Engineer Antoine Hutt, MD Jean-Baptiste Faivre, MD Suonita Khung, MD Alain Duhamel, PhD Jacques Remy, MD Martine Remy-Jardin, MD, PhD
Order of Authors Secondary Information:	
Author Comments:	

Powered by Editorial Manager® and ProduXion Manager® from Aries Systems Corporation

- **Communications scientifiques en congrès :**

Journées Françaises de Radiologie (JFR), Paris (France), Octobre 2017

Séance de communications orale en imagerie des urgences

European Congress of Radiology (ECR), Vienne (Autriche), Mars 2018

Scientific sessions – Pulmonary vessels



JOURNÉES FRANCOPHONES DE RADIOLOGIE
DIAGNOSTIQUE ET INTERVENTIONNELLE

13-16 PARIS
OCT. 2017



Congrès International d'Imagerie Médicale

14:50 Angioscanographies pulmonaires indéterminées : fréquence en TDM double source

J. Hennicaux (Lille), A. Hutt (Lille), J.B. Faivre (Lille), S. Khung (Lille), J. Rémy (Lille), M. Remy-Jardin (Lille)

Objectifs

Evaluer le taux d'exams indéterminés en TDM double source, simple (SE) et double (DE) énergie.

Matériel et méthode

449 patients suspects d'EP ont été explorés en SE (n=276 ; 1.5%) ou DE (n=173 ; 38.5%). Le caractère indéterminé était défini par le caractère totalement non diagnostique ou négatif avec une analysabilité des AP limitée aux AP centrales.

Résultats

Douze patients (12/449 ; 2.7%) ont une angioscanographie indéterminée, sans différence significative selon la technique d'acquisition (SE : 9/276 ; 3.2% ; DE : 3/173 ; 1.73% ; p=0.38). Le caractère sous-optimal était expliqué par (a) l'agitation du patient (1/12) ; (b) un niveau insuffisant d'atténuation, seul (6/12) ou associé à un facteur patient (obésité ; pathologie associée ; artefacts durcissement) (5/12). En SE, une 2ème acquisition après modification du kV et/ou concentration iodée va rendre l'examen diagnostique dans 8 cas sur 9. En DE, l'imagerie à bas kV permet de restaurer un niveau d'atténuation diagnostique dans tous les cas. Le taux final d'exams indéterminés est de 0.2% (1/449).

Conclusion

Le taux d'exams indéterminés passe de 2.7% à 0.2% après une deuxième acquisition en SE ou en utilisant l'imagerie à bas kV en DE, sans nécessité de réinjection.

FINAL PROGRAMME



ECR 2018
DIVERSE
& UNITED
February 28 - March 4 | Vienna

B-1555 14:40

Indeterminate CT pulmonary angiograms (CTPA) with dual-source CT (DSCT): prospective evaluation in 449 patients suspected of acute pulmonary embolism (PE)

J. Hennicaux, A. Hutt, J.-B. Faivre, S. Khung, J. Remy, M. Remy-Jardin;
Lille/FR

AUTEUR : HENNICAUX Justin

Date de Soutenance : Lundi 17 Juin 2019

Titre de la Thèse : Angioscanographies en TDM double source de 3^{ème} génération : Fréquence et impact des examens indéterminés lors d'une recherche d'embolie pulmonaire aiguë

Thèse - Médecine - Lille 2019

Cadre de classement : Radiodiagnostic et imagerie médicale

DES + spécialité : DES de radiodiagnostic et imagerie médicale

Mots-clés : angioscanner thoracique ; scanner double source ; scanner double énergie ; embolie pulmonaire

Contexte: Les angioscanners thoraciques indéterminés représentent un problème diagnostique fréquent en routine clinique avec l'utilisation de scanners multi-coupes. La technologie scanographique double source de 3^{ème} génération permet une amélioration significative de la résolution spatiale et temporelle, capable de réduire drastiquement le nombre d'examens indéterminés. Il n'existe pas à notre connaissance d'étude ayant évalué l'incidence de ces examens indéterminés à l'aide de cette dernière technologie de scanner. L'objectif principal de ce travail est d'évaluer l'incidence des angioscanographies thoraciques indéterminées pour recherche d'embolie pulmonaire aiguë à l'aide d'un scanner double source de 3^{ème} génération. L'objectif secondaire est d'évaluer l'impact des facteurs correctifs applicables lors de la même session d'examen en cas d'examen initialement indéterminé.

Méthode: 449 patients ont bénéficié d'un angioscanner thoracique en technique double source selon deux type de protocoles : un protocole simple énergie (SE) (n = 276; 61,5%) et double énergie (DE) (n = 173; 38,5%). Un examen indéterminé était défini par (a) un examen totalement non diagnostique; ou (b) un examen uniquement interprétable au niveau des artères pulmonaires centrales.

Résultats: Douze examens (12/449; 2,7%) étaient indéterminés sans différence significative entre les examens réalisés en SE (9/276; 3,3%) et en DE (3/173; 1,7%) (p = 0,38). Les facteurs mis en causes étaient: a) des artefacts de mouvement dus au manque de coopération des patients (1/12); (b) un faible niveau de rehaussement seul (6/12) ou en association avec des limitations liées au patient (5/12). En cas d'examen indéterminé en SE (n = 9), l'acquisition a été répétée après correction du facteur causal présumé, ce qui a conduit à un examen diagnostique chez tous les patients sauf un. En cas d'examen indéterminé en DE (n = 3), l'étude des reconstructions virtuelles à basses énergies a permis de restaurer une qualité image diagnostique pour l'ensemble de ces patients. Le taux final d'angioscanner indéterminé était de 0,2% (1/449).

Conclusion: Le taux d'angioscanner thoracique indéterminé a diminué de 2,7% à 0,2% après une seconde acquisition en SE ou l'étude des reconstructions virtuelles à basses énergies pour les examens en DE. En cas d'examen indéterminé en technique scanographique double source, il est recommandé de répéter l'acquisition en SE et d'étudier les reconstructions virtuelles à basse énergie en DE.

Composition du Jury :

Président : Madame le Professeur Martine REMY Jardin

Asseseurs :

Monsieur le Professeur Jacques REMY
Monsieur le Professeur Xavier DEMONDION
Monsieur le Professeur Alexis CORTOT
Monsieur le Docteur Antoine HUTT (Directeur de thèse)