

UNIVERSITE DU DROIT ET DE LA SANTE – LILLE 2
FACULTE DE MEDECINE HENRI WAREMBOURG

Année 2013

THESE POUR LE DIPLOME D'ETAT

DE DOCTEUR EN MEDECINE

**ULTRA-HAUTE RESOLUTION TEMPORELLE ET ARTEFACTS
CARDIOGENIQUES EN TDM THORACIQUE DE L'ADULTE**

Présentée et soutenue publiquement le 19 juin 2013

Par **Christine DARCHIS**

JURY

Président : Madame le Professeur Martine REMY-JARDIN
Assesseurs : Monsieur le Professeur Jacques REMY
Monsieur le Professeur Jean-Pierre PRUVO
Monsieur le Professeur Arnaud SCHERPEREEL
Directeur de Thèse : Madame le Docteur Nunzia TACELLI

Table des matières

<u>A-RATIONNEL DE L'ETUDE</u>	12
I-INTRODUCTION	12
1.Rappels sur les mouvements cardiaques et vasculaires	13
a) Types de mouvements	13
b) Propagation dans l'environnement anatomique	14
c) Amplitude des déplacements systolo-diastoliques des structures cardio-vasculaires	15
2.Effets délétères des artéfacts cardiogéniques en TDM thoracique	17
a) Artéfacts présents sur les structures vasculaires :	18
b) Artéfacts sur le parenchyme pulmonaire juxta-cardiaque :	24
c) Impact sur les mesures et les quantifications en TDM thoracique	25
3.Quelles sont les conditions techniques disponibles pour supprimer les artéfacts cardiogéniques ?	28
a) Acquérir les examens avec une synchronisation électro cardiographique.....	28
i. Principe des acquisitions prospectives et rétrospectives	28
ii. Effets attendus de la synchronisation ECG sur les structures anatomiques habituellement artéfactées par l'activité cardiaque.....	31
iii. Inconvénients des acquisitions avec synchronisation ECG.....	32
b) Examens sans synchronisation électrocardiographique	36
4.Evolution de la fréquence des artéfacts cardiogéniques avec l'amélioration de la technologie	40
II-OBJECTIF DU TRAVAIL DE THESE	47
<u>B-ARTICLE</u>	48
INTRODUCTION.....	54
MATERIALS AND METHODS.....	55
RESULTS	60
DISCUSSION.....	62
REFERENCES	66
<u>C-CONCLUSION</u>	80
<u>D-BIBLIOGRAPHIE</u>	82
Annexe 1.....	90
Annexe 2.....	92

Liste des abréviations :

FC : fréquence cardiaque

mGy : milligray

mSv : millisievert

s : seconde

ms : milliseconde

mm : millimètre

TDM : tomodensitométrie

DLP : Dose Length Product ou produit dose longueur, s'exprime en milliGray.cm

bpm : battements par minute

ECG : électrocardiogramme

MinIP : minimum intensity projection

A-RATIONNEL DE L'ETUDE

I-INTRODUCTION

L'angioscanographie thoracique permet une analyse de l'ensemble des vaisseaux thoraciques et constitue l'un des examens les plus utilisés en routine clinique devant un syndrome thoracique (douleur thoracique aiguë, dyspnée ...). Néanmoins, les artéfacts générés par les battements cardiaques peuvent rendre l'interprétation difficile et entraîner des erreurs diagnostiques.

La résolution temporelle correspond à la durée d'acquisition des projections nécessaires à la reconstruction d'une coupe scanographique. Elle est conditionnée par le temps de rotation du statif et est donc limitée par des contraintes mécaniques. Sur un scanner simple source, la résolution temporelle équivaut à la moitié de la durée d'une rotation du statif, tandis que sur un scanner double source, elle équivaut au quart de la durée d'une rotation.

Le développement de scanners avec une résolution temporelle de plus en plus haute permet la réalisation d'images moins dégradées par les artéfacts cardiogéniques.

En 1998, avec l'introduction du scanner multi-barrette, la résolution temporelle était de 250 ms. Depuis 2006, elle est désormais réduite à 75 ms grâce à la technologie double source. Ainsi en 1998, pour un déplacement transversal de 20 mm d'une structure cardiaque (par exemple l'artère coronaire droite), lors d'une systole de 280 ms à 75 bpm, l'acquisition durait les $250 / 280$ ème de la systole. L'amplitude de déplacement de l'artère coronaire droite lors de l'acquisition était donc d'environ 20 mm. Avec la technique double source et donc une résolution temporelle de 75 ms, l'acquisition dure désormais les $75 / 280$ ème de la systole.

L'amplitude de déplacement de l'artère coronaire droite est ainsi réduite à 5 mm. Une excellente résolution temporelle doit donc permettre de réduire les artéfacts cardiogéniques.

Ce travail a pour but d'établir la fréquence des artéfacts liés aux battements cardiaques lors d'acquisitions thoraciques en ultra-haute résolution temporelle réalisées sans synchronisation cardiaque et sans prise de bétabloquants dans une pratique clinique quotidienne.

1. Rappels sur les mouvements cardiaques et vasculaires

a) Types de mouvements

Lors de l'acquisition scanographique, trois types de mouvements sont susceptibles d'induire des artéfacts: les mouvements respiratoires, les mouvements cardiaques et les mouvements vasculaires. Hormis en pédiatrie où l'apnée inspiratoire est difficile à obtenir, les mouvements respiratoires sont aisément contrôlés. Il reste donc deux mouvements à analyser: les mouvements cardiaques et les mouvements vasculaires, c'est-à-dire la pulsativité de l'aorte et des artères pulmonaires et leurs déplacements dûs à la transmission du flux systolique.

Si on décompose ces mouvements de façon élémentaire, on observe que le mouvement cardiaque s'effectue dans les trois dimensions auquel se rajoute la dimension temporelle.

Lors de la phase d'éjection, la pression intra ventriculaire doit dépasser celle de la pression aortique afin que la valve aortique s'ouvre. Le ventricule gauche se contracte ce qui se traduit par un raccourcissement circonférentiel et un épaississement radiaire des fibres

myocardiques. La vitesse de la paroi cardiaque peut atteindre des valeurs de l'ordre de 15 cm/s. Ces mouvements sont transmis aux structures para-cardiaques au cours du cycle cardiaque, notamment au parenchyme pulmonaire et aux vaisseaux pulmonaires. Leur amplitude de déplacement se réduit du cœur vers la périphérie du thorax. Comme les artères et les bronches sont incluses dans une gaine commune péribronchoartérielle, les mouvements cardio-vasculaires sont transmis à la trachée et aux bronches proximales, et à partir d'elles, aux artères homonymes. Ces déplacements systolo-diastoliques de l'arbre trachéo-bronchique étaient surtout évidents au temps des scanners à résolution temporelle sous-optimale avec des temps de rotation supérieurs à 0,5 s.

Avec les technologies actuelles, ces déplacements peuvent encore être observés mais avec des amplitudes de moins en moins importantes au fur et à mesure que la résolution temporelle s'améliore.

b) Propagation dans l'environnement anatomique

La propagation des artéfacts au sein des structures broncho-vasculaires et parenchymateuses dépend des propriétés physiques de ces structures.

L'examen tomodensitométrique des poumons permet une estimation des deux types de mouvements cardiaques et vasculaires ci-dessus décrits : (a) les reconstructions transversales peuvent visualiser les mouvements dans le plan transversal, (b) les reconstructions frontales explorent les déplacements dans le plan externe-interne et (c) les reconstructions sagittales dans le plan antéropostérieur. Les artéfacts de mouvements ne sont habituellement analysés que dans le plan transversal. Ils sont plus marqués à proximité des structures mobiles et

l'amplitude des mouvements s'atténue vers la périphérie. L'analyse de cette amplitude a été entreprise expérimentalement chez le chien dont la fréquence cardiaque est supérieure à celle de l'homme. Elle montrait que les artéfacts cardiogéniques du parenchyme pulmonaire étaient plus importants au niveau du lobe moyen où les mouvements cardiaques sont plus importants qu'au niveau du lobe supérieur (1).

A notre connaissance, la propagation des mouvements selon les caractéristiques du milieu dans lequel ils se propagent n'a pas encore été étudiée. Les mouvements apparaissent plus amples dans l'air et les liquides et réduits dans les condensations et les blocs tumoraux.

c) Amplitude des déplacements systolo-diastoliques des structures cardio-vasculaires

L'amplitude du déplacement des structures cardiovasculaires au cours du cycle cardiaque a été étudiée en IRM. Par exemple, le volume du ventricule droit varie d'environ 70mL entre la systole et la diastole (2), l'artère coronaire droite se déplace de 25 +/- 5 mm et l'artère coronaire gauche d'environ 9 mm (3).

Les amplitudes de déplacement des structures cardiovasculaires médiastinales lors d'un cycle cardiaque sont reportées dans le tableau 1.

Structure cardio-vasculaire	Amplitude maximale de déplacement
Artère coronaire droite	25 mm
Artère coronaire gauche	9 mm
Artère interventriculaire antérieure	12 mm
Aorte ascendante	4 mm
Tronc pulmonaire	4 mm

Tableau 1. *Amplitude des déplacements cardiogéniques médiastinaux en mm (3, 4).*

Revel et coll. (5) ont étudié en tomodensitométrie avec synchronisation cardiaque la distensibilité des artères pulmonaires droite et gauche et sa diminution dans les hypertensions artérielles pulmonaires. La distensibilité de l'artère pulmonaire droite était de 11.5% chez les patients présentant une hypertension pulmonaire et de 21.7% chez les sujets sains. Bigot et coll. (6) ont complété cette étude sur des artères pulmonaires de plus petit diamètre (jusqu'à 2.27 cm² de surface pour l'artère lobaire inférieure gauche) et montraient que la distensibilité des ces artères variait entre 4.30 et 6.50%. La distensibilité des branches étudiées n'interférait pas dans l'évaluation du score obstructif des embolies pulmonaires.

Chez les sujets sains, le bord du tronc pulmonaire peut se déplacer jusqu'à 4 mm et le diamètre transversal peut varier de 8 mm lors des mouvements systolo-diastoliques. Ceci reflète le risque d'erreur d'extrapolation de ce diamètre vers le diagnostic d'hypertension artérielle pulmonaire.

A la lumière de ces résultats, on peut extrapoler que les mouvements des artères pulmonaires segmentaires et sous segmentaires se transmettent aux bronches homonymes et que la mesure de la paroi des bronches sur des coupes perpendiculaires à leur grand axe intègre ces

déplacements. Ainsi, lors de l'acquisition, ces structures anatomiques en déplacement peuvent être sous échantillonnées et la conséquence de leur mouvement est un artéfact de densité que l'on peut observer sur le bord d'un vaisseau ou la paroi d'une bronche.

L'amplitude de ces déplacements est liée à la fréquence cardiaque. Plusieurs études effectuées lors d'acquisitions avec synchronisation cardiaque montrent en effet que plus la fréquence cardiaque est élevée, plus les artéfacts sont nombreux (7, 8, 9).

Il n'y a pas à notre connaissance de consensus sur les modifications de la fréquence cardiaque éventuellement induites par l'apnée inspiratoire. L'apnée représente une forme de brève asphyxie. Lors d'une acquisition scanographique, une inspiration profonde est souvent réalisée avant une apnée ; celle-ci provoque une pression intra-thoracique positive ce qui peut entraîner une bradycardie transitoire. Raper et coll. (10) ont étudié les effets de l'apnée sur la fréquence cardiaque et ont montré qu'il n'existait pas de variation significative de la fréquence cardiaque, notamment de bradycardie après une apnée réalisée sans hyperventilation préalable.

2. Effets délétères des artéfacts cardiogéniques en TDM thoracique

Malgré l'amélioration croissante des techniques d'angioscanographie thoracique, les déplacements cardiaques et vasculaires entraînent différents types d'artéfacts. Ces derniers intéressent les structures vasculaires (aorte thoracique, artères pulmonaires, artères

coronaires) et le parenchyme pulmonaire juxta-cardiaque. Ils peuvent également avoir un impact sur les mesures et les quantifications possibles en angioscanographie thoracique.

a) Artéfacts présents sur les structures vasculaires :

- Aorte et tronc pulmonaire:

L'image en double contour peut apparaître au niveau de l'aorte et mimer une image de dissection de type A avec la visualisation d'une bande hypodense de flap endovasculaire. La plupart des artéfacts cardiogéniques de l'aorte ascendante se situent au niveau de sa partie antérieure gauche et postérieure droite. Les artéfacts sont générés par les mouvements pendulaires du cœur et circulaires de l'aorte lors de la systole et de la diastole (4).

En 2010, Hamilton et coll. (11) ont rapporté un cas de pseudo-dissection aortique étendue avec une acquisition scanographique à haute résolution temporelle (temps de rotation égal à 0,5 s et pitch à 2,7) illustrant ainsi, qu'avec des acquisitions rapides réalisées pendant un seul battement cardiaque, les artéfacts sont reproduits sur une grande longueur d'acquisition en z par rotation.

Avec un temps de rotation de 0,5 s et donc une résolution temporelle de 250 ms, sans synchronisation cardiaque, 91.9 % d'artéfacts de pseudo flap intimal ont été retrouvés (4).

La qualité d'étude de l'aorte thoracique ascendante sur les scanners sans synchronisation cardiaque tend à s'améliorer grâce à l'augmentation de la résolution temporelle, comme le montre l'étude de Beeres et coll. (12). Ces derniers montraient que sur des populations de 40

patients, les artéfacts cardiogéniques de l'aorte étaient présents chez 33/ 40 patients avec un scanner 16 barrettes simple source, 30/40 patients avec un scanner 128 barrettes simple source (temps de rotation égal à 0.5 s) et 0/40 patients avec un scanner double source sans synchronisation cardiaque (temps de rotation égal à 0.28 s).

Au niveau du tronc pulmonaire, un artéfact de double contour peut être retrouvé (*Figure 1 et 2*).



Figure 1. Angioscanner 16 barrettes et temps de rotation = 0.5 s. Déplacement de la paroi vasculaire et image de double contour du tronc pulmonaire (flèches)

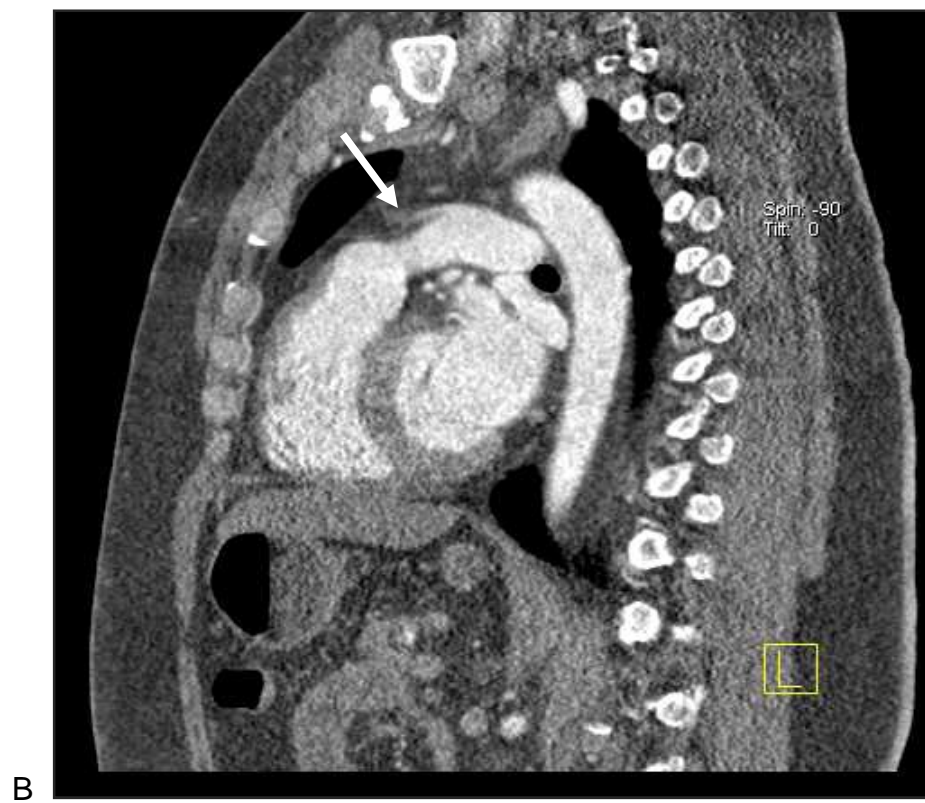
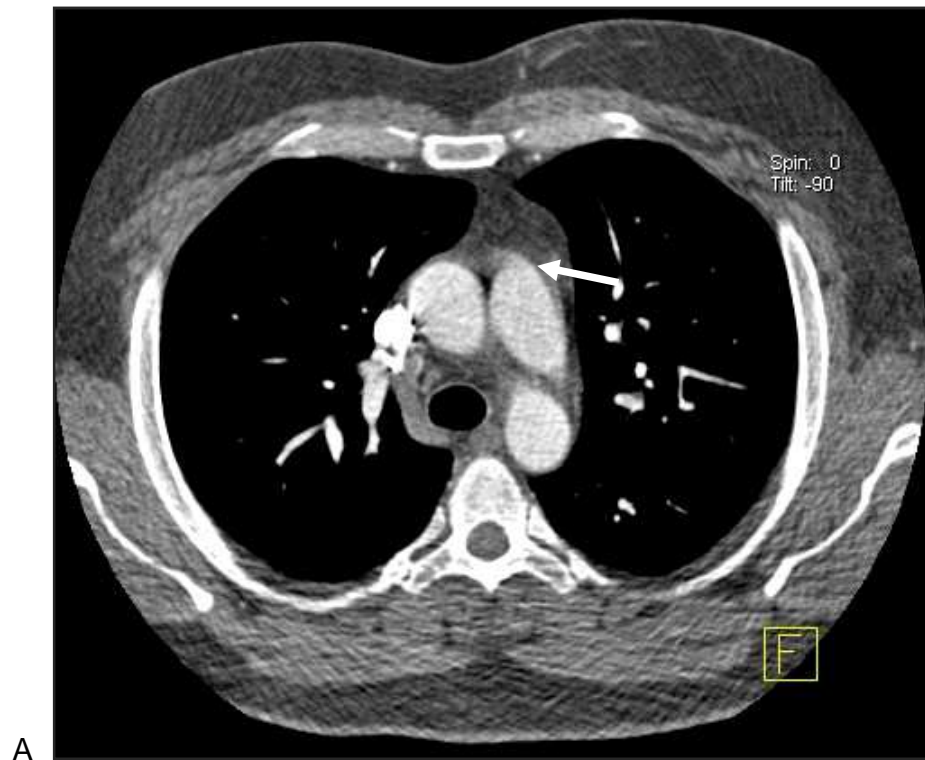


Figure 2. Angioscanner double source avec une résolution temporelle de 75 ms. A. Coupe axiale ; B. Coupe sagittale. Artéfacts de double contour du tronc pulmonaire (Flèches).

- Cavités cardiaques :

On peut observer une image en « double contour » en regard du ventricule gauche qui se transmet au parenchyme adjacent sur plusieurs millimètres (*Figure 3 et 4*). Cet artéfact peut également s'observer en regard des cavités cardiaques droites et de l'oreillette gauche. Cependant il apparaît moins marqué et avec une épaisseur moindre. Bruzzi et coll. (13) ont montré que 97 % des patients présentaient un artéfact de double contour en regard du ventricule gauche lors d'une acquisition avec un pitch égal à 1.5. Cet artéfact diminuait avec l'amélioration de la résolution temporelle puisqu'il était mesuré à 5 mm et 4 mm pour des temps de rotation respectivement à 0.5 s et 0.375 s (*Figure 4*).



Figure 3. Angioscanner 16 barrettes avec un temps de rotation égal à 0.5 s. Fenêtre parenchymateuse. Artéfact à type de dédoublement de la paroi du ventricule gauche (flèche courbe) et dédoublement des structures péribronchovasculaires (flèche) à proximité rendant difficile l'interprétation du parenchyme pulmonaire sous-jacent.



Figure 4. Angioscanner double source (temps de rotation égal à 0.28 s). Fenêtre parenchymateuse. Présence d'un artéfact à type de double contour du ventricule gauche (flèche).

- Artères coronaires :

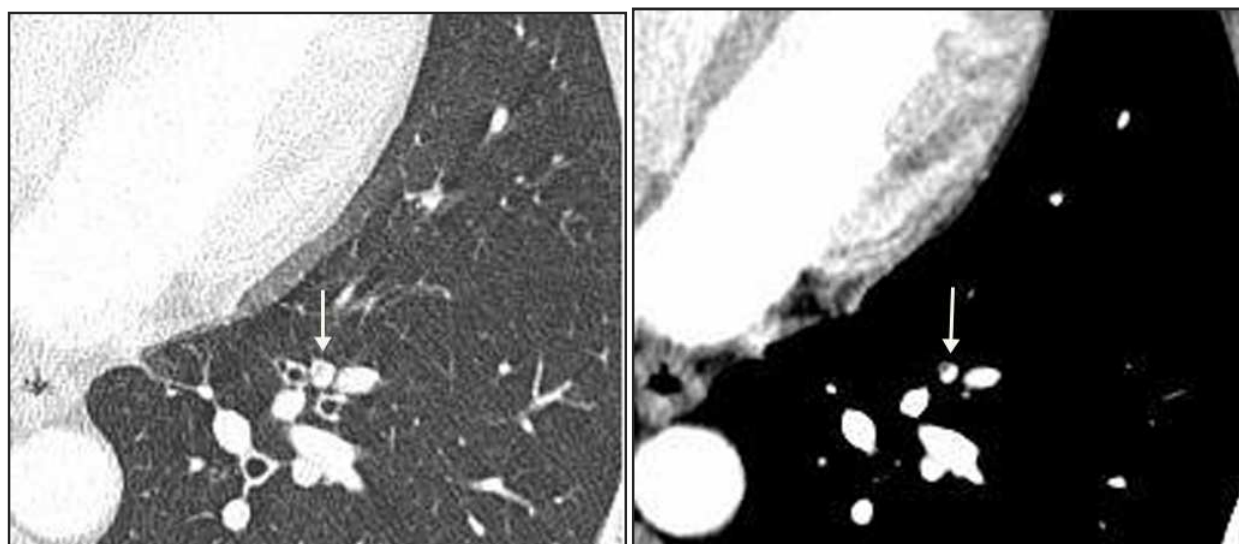
La qualité de l'image peut être diminuée par un aspect flou des contours du vaisseau dû au durcissement du faisceau ou à une augmentation du bruit (14). L'artéfact de durcissement du faisceau apparaît lorsque les rayons X rencontrent des transitions abruptes d'épaisseur et de densité et se manifeste par une plage hypodense.

Le déplacement des artères coronaires lors du cycle cardiaque peut entraîner des erreurs d'interprétation notamment lors du calcul du score calcique utilisé dans l'évaluation du risque coronarien.

- Artères pulmonaires :

Les artères pulmonaires peuvent présenter une image en «double lumière» plus ou moins complète, dont le pourcentage varie de 50% à 100%, et des défauts d'opacification intraluminaux mimant une embolie pulmonaire (pseudo-embolies) (*Figure 5*).

Ces artéfacts diminuent également avec l'amélioration de la résolution temporelle : pour un pitch à 1,5, 54% des artéfacts sur les artères pulmonaires étaient présents avec un temps de rotation à 0,5 s contre 25% avec un temps de rotation à 0.375 s (13).



A

B

Figure 5. Angioscanner 16 barrettes à temps de rotation égal à 0,5 s. Artéfact de pseudo embolie au sein d'une artère pulmonaire segmentaire.

A. Fenêtre parenchymateuse. Dédoublage des structures vasculaires (flèche).

B. Fenêtre médiastinale. Présence d'un pseudo-embolie (flèche).

b) Artéfacts sur le parenchyme pulmonaire juxta-cardiaque :

L'image de dédoublement vasculaire ou cardiaque masque le parenchyme juxta-vasculaire et entraîne une difficulté d'interprétation en diminuant le seuil de détection des micronodules et en modifiant la volumétrie des nodules (15).

Les images d'artéfacts en étoile ou « twinkling star » autour des vaisseaux (*Figure 6*) peuvent également gêner l'interprétation du parenchyme pulmonaire adjacent. Ils se caractérisent par une distorsion du vaisseau en forme d'étoile avec des atténuations focales périphériques (16). Ces artéfacts se situent autour des petits vaisseaux au delà des artères sous segmentaires et prédominent à la partie médiale du lobe moyen, à la partie inférieure de la lingula et au sein des segments para cardiaques des lobes inférieurs. Ils peuvent mimer un infiltrat pulmonaire ou des broncheectasies (17).

L'une des caractéristiques de la numérisation d'un signal est l'échantillonnage. Il consiste à diviser le signal en plusieurs fragments. Lorsque les temps de mesures sont trop espacés, le signal numérisé ne possédera pas suffisamment d'échantillons, on parle de sous-échantillonnage. Le dédoublement des structures normales et pathologiques du parenchyme entraîne parfois un sous-échantillonnage lors des reconstructions en MinIP simulant alors une hypoperfusion ou un trappage.

Reinhard et coll. (18) ont montré que les artéfacts en étoiles sont liés à un sous-échantillonnage des voxels mobiles et au durcissement du faisceau.



Figure 6. Angioscanner double source. Temps de rotation égal à 0.28 s. Fenêtre parenchymateuse. Artéfacts en étoile « twinkling star » à proximité du ventricule gauche (cercle).

c) Impact sur les mesures et les quantifications en TDM thoracique

Les déplacements cardiogéniques entraînent des erreurs de mesure et altèrent la précision des classifications.

- Identification et volumétrie des nodules et des ganglions

La mesure des ganglions est un élément clé dans le diagnostic mais également le traitement des pathologies carcinologiques du poumon et de l'œsophage.

Les ganglions médiastinaux sont le plus souvent considérés comme bénins lorsqu'ils sont infracentimétriques. Le déplacement des ganglions médiastinaux au niveau des aires aortico-

pulmonaire et para-aortique est lié aux mouvements respiratoires et cardiaques. Il a été estimé à environ 8.5 mm avec une technologie de 16 barrettes dans l'étude de Piet et coll. (19), ce qui entraîne un risque d'erreur de mesure.

L'évolution de la taille des nodules parenchymateux permet de différencier les nodules bénins des nodules malins d'où l'intérêt de déterminer une mesure exacte et reproductible en scanner. Boll et coll. (17) ont montré qu'il existait une variation dans la mesure des nodules para-cardiaques selon leur topographie et le moment du cycle cardiaque pendant lequel l'acquisition est effectuée. Les variations de volume nodulaire concernaient principalement les micronodules et se situaient surtout en regard des structures cardio-vasculaires suivantes: l'aorte ascendante, la veine cave supérieure, l'artère pulmonaire pour le lobe supérieur et l'aorte thoracique pour le lobe inférieur.

- Logiciel de détection automatique (« Computer-aided diagnosis » ou CAD)

Les CAD ont fait preuve de leur précision in vitro (20). La volumétrie des nodules a été étudiée par Nietert et coll. (21) avec des collimations différentes et montrait que pour des nodules de moins de 10mm, il était indispensable d'utiliser une collimation fine de moins de 1.25 mm pour réaliser des mesures précises.

Les mouvements cardiogéniques entraînent également des variations de mesure qui intéressent également les logiciels de détection automatique puisqu'il existe une variation du volume du nodule para-cardiaque d'environ 34 % lors du cycle cardiaque (17).

- Score calcique

Depuis plusieurs années, on utilise le score calcique pour évaluer le risque coronarien. Les mouvements cardio-vasculaires créent des effets de volume partiel qui atténuent les densités au niveau des calcifications. Le score calcique est sous estimé en cas de fréquence cardiaque élevé ou de déplacement important de l'artère coronaire. L'étude de Tigges et coll. (15) montre que le déplacement d'un vaisseau de 2.5 cm entraîne une diminution du score calcique de 16%. Stolzmann et coll. (16) ont montré que les deux paramètres permettant de prédire la présence d'artéfacts coronariens étaient la fréquence cardiaque et la présence d'artéfacts sur l'acquisition réalisée pour le calcul du score calcique. Lorsque la fréquence cardiaque était inférieure à 63 bpm, l'analyse coronarienne était satisfaisante dans 91% des cas. Si l'acquisition réalisée pour le score calcique ne montrait pas d'artéfact, l'analyse était alors possible dans 96% des cas, indépendamment de la fréquence cardiaque.

- Perfusion pulmonaire

Les artéfacts cardiogéniques entraînent également des difficultés dans l'analyse de l'imagerie de perfusion pulmonaire chez les patients présentant une embolie pulmonaire. Pontana et coll. (22) ont montré sur une population de 14 patients que les artéfacts empêchaient la reconnaissance des anomalies de perfusion chez 3 d'entre eux au niveau du segment paracardiaque droit.

3. Quelles sont les conditions techniques disponibles pour supprimer les artéfacts cardiogéniques ?

a) Acquérir les examens avec une synchronisation électro-cardiographique

i. Principe des acquisitions prospectives et rétrospectives

La synchronisation à l'électrocardiogramme (ECG) ou gating cardiaque consiste à effectuer une acquisition avec un enregistrement simultané du signal ECG. Son utilisation a pour objectif la suppression des artéfacts liés aux battements cardiaques sur les artères pulmonaires et sur le parenchyme pulmonaire (23). L'un des premiers intérêts de cette méthode était de diagnostiquer des maladies cardiaques congénitales sur des angioscanographies thoraciques. Le gating cardiaque est utilisé pour le diagnostic de sténose coronarienne et peut ainsi permettre aux populations à faible risque ou à risque coronarien modéré d'éviter le recours à la coronarographie.

La synchronisation électrocardiographique existe sous deux modalités : le gating prospectif et le gating rétrospectif (Figure 7).

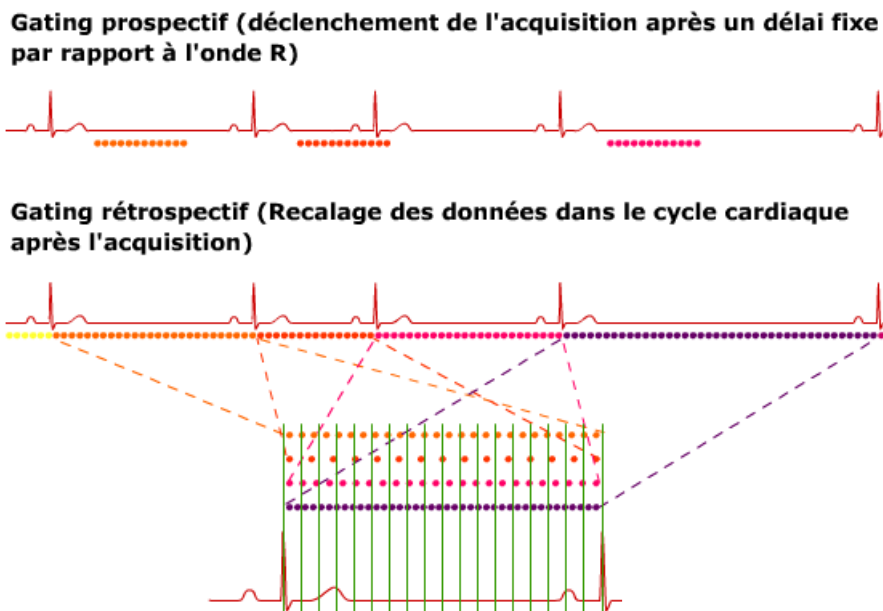


Figure 7. Schéma explicatif des différents types de gating cardiaque (Imaios).

- Le gating prospectif :

La méthode d'angioscanographie utilisant la synchronisation prospective, appelée également mode « step and shoot », est caractérisée par une acquisition réalisée à un moment précis du cycle cardiaque après la détection du pic R. Celle-ci est classiquement réalisée en milieu de diastole en raison du faible mouvement cardiaque à ce moment.

L'acquisition est ensuite répétée jusqu'à obtenir l'ensemble du volume cardiaque.

Le gating prospectif est utilisé depuis l'arrivée des collimations de plus de 40 mm et des temps de rotation de 0.4 s ou moins. L'acquisition permet alors de couvrir le cœur dans sa totalité.

Cette procédure permet de réduire la dose d'irradiation et d'utiliser des doses identiques à un scanner thoracique sans gating.

Comme les acquisitions sont réalisées à un seul moment du cycle cardiaque, il n'est pas possible d'obtenir des informations sur la fonction cardiaque sauf en cas d'acquisitions répétées à différents moments du cycle cardiaque afin de réaliser une étude dynamique (24).

- Le gating rétrospectif :

Le gating rétrospectif est une acquisition réalisée durant toute la durée du cycle cardiaque avec un enregistrement simultané de l'ECG. De même qu'avec la technique de synchronisation prospective, l'onde R définit le point de départ utilisé pour la reconstruction de l'image aux différentes phases du cycle cardiaque. Cette technique a été introduite en 1990 et est devenue possible grâce au scanner 4 barrettes. Le pitch doit être adapté à la fréquence cardiaque pour que chaque position z du cœur soit captée par une coupe tout au long des cycles cardiaques. La dose d'irradiation est donc relativement importante puisque le pitch nécessaire est peu élevé. L'adaptation de ce dernier en fonction de la fréquence cardiaque permet de réduire la dose. La modulation du courant lors des phases de reconstruction permet également de diminuer la dose.

Afin d'obtenir la meilleure qualité image, le milieu de la diastole est choisi pour les reconstructions lorsque les fréquences cardiaques sont basses alors que la fin de la systole est choisie pour les fréquences cardiaques plus élevées (supérieure à 75-80 bpm) (25).

Lorsque la fréquence cardiaque est irrégulière, les artéfacts sont plus importants mais apparaissent moins prononcés à la fin de la systole car cette phase est relativement constante. L'acquisition rétrospective est moins sensible à l'arythmie. La plupart des logiciels du scanner permettent la suppression des extrasystoles. Cette méthode est donc préférable pour les fréquences élevées et irrégulières (26).

ii. *Effets attendus de la synchronisation ECG sur les structures anatomiques habituellement artéfactées par l'activité cardiaque*

L'angioscanographie thoracique de routine grâce au gating cardiaque permet d'analyser les artères coronaires de manière non invasive même si la coronarographie reste l'examen de référence pour le diagnostic des sténoses et des occlusions coronariennes.

La synchronisation cardiaque montre une amélioration de la qualité de l'image au niveau des artères coronaires et les autres structures thoraciques. La fréquence et la sévérité des artéfacts cardiogéniques au niveau des artères coronaires proximales, de l'aorte et des valves aortiques apparaissent significativement moindre avec l'utilisation d'un gating cardiaque prospectif (27) ou rétrospectif (28) que sans synchronisation cardiaque avec un temps de rotation égal à 0.75 s. En comparaison avec la coronarographie, la sensibilité et la spécificité du scanner pour l'étude des artères coronaires est respectivement de 93-99 % et 95-97 % (29) dans le cadre d'examens réalisés dans le cadre d'une douleur thoracique avec un scanner 64 barrettes et un résolution temporelle de 165 ms.

En 2009, Lell et coll. (30) ont montré qu'avec une synchronisation prospective et un pitch élevé égal à 3,2, les vaisseaux pulmonaires et l'aorte étaient analysables chez 100 % des patients et que l'ensemble des segments des artères coronaires était analysable chez 96 % des patients présentant une fréquence cardiaque de moins de 70 bpm.

Scharf et coll. (31) ont retrouvé des résultats similaires puisque l'ensemble du réseau coronarien était étudié lors d'acquisitions avec gating cardiaque sans bêtabloquant, à pitch élevé (égal à 3.2) et avec une fréquence de moins de 64 bpm.

Une nouvelle technologie de reconstruction grâce à un algorithme de correction des mouvements apparaît en 2012. Chez des patients sans prémédication présentant un rétrécissement aortique sévère, l'utilisation de cet algorithme améliore significativement la qualité de l'image en comparaison avec les reconstructions standards pour une technologie avec un temps de rotation de 0.35 s en synchronisation cardiaque rétrospective (32).

iii. Inconvénients des acquisitions avec synchronisation ECG

- Artéfacts et fréquence cardiaque élevée des patients avec une pathologie respiratoire

La plupart des patients présentant une pathologie respiratoire ont une fréquence cardiaque élevée, c'est-à-dire supérieure à 65 bpm. Hors, au delà de 71 bpm, les segments distaux des artères coronaires sont moins bien analysés même avec une synchronisation cardiaque et un pitch élevé (32, 33).

La fréquence cardiaque est en effet un facteur limitant retrouvé dans plusieurs études.

Pour une analyse optimale des artères coronaires, une fréquence cardiaque de moins de 60 bpm ou 80 bpm est nécessaire avec un scanner 64 barrettes et de moins de 70 ou 90 bpm avec un scanner double source selon les auteurs (32, 34).

Quant à la problématique d'un rythme cardiaque irrégulier, Wang et coll. (35) ont montré qu'avec l'amélioration de la résolution temporelle et un rythme cardiaque irrégulier de moins de 65 bpm, la qualité image n'était pas dégradée lors d'une synchronisation cardiaque prospective.

- Doses d'irradiation

La dose de référence Européenne pour les scanners thoraciques est de 500 mGy.cm, ce qui correspond à une dose efficace de 9 mSv.

Les principes de radioprotection doivent être appliqués selon la démarche ALARA « As Low As Reasonably Achievable » pour tout angioscanner thoracique.

Dans une étude d'Agostino et coll., la dose moyenne pour les examens avec gating cardiaque était de 260.58 mGy.cm (36).

Avant l'introduction de la technologie double source permettant une augmentation du pitch, la synchronisation cardiaque entraînait une élévation de la dose d'irradiation, notamment en synchronisation rétrospective. En utilisant un scanner 64 barrettes et un temps de rotation de 0.33 seconde, l'équipe de Shuman et coll. ont montré que l'angioscanner des artères

coronaires avec une méthode prospective obtenait une qualité de l'image similaire à une méthode de synchronisation cardiaque rétrospective en permettant de diminuer la dose d'irradiation de 77 % (4.2 mSv contre 18.1 mSv) (37).

Depuis l'arrivée des scanners double source, l'acquisition thoracique réalisée avec gating cardiaque n'induit pas de manière significative un surcroît d'irradiation. Il faut pour cela adopter un protocole faible dose, c'est-à-dire n'excédant pas 5 mSv en moyenne, pour un balayage de l'ensemble du thorax. Fink et coll. ont montré que pour une acquisition prospective avec un scanner double source (128 barrettes), la dose était de 3.8mSv (38).

Une étude montre que la dose d'irradiation est significativement plus basse lors des acquisitions à pitch élevé (dose moyenne de 92 mGy.cm) par rapport à une acquisition à un pitch égal à 1 (dose moyenne de 341 mGy.cm) (38).

En pédiatrie, un pitch élevé permet de réduire la dose sans altération de la qualité image et sans utiliser un mode séquentiel (39). Dans l'étude de Tacelli et coll. avec un pitch égal à 2 et une résolution temporelle de 83 ms , la dose d'irradiation est en moyenne de 215, 41 mGy.cm (40).

Le tableau 2 compare la dose moyenne d'irradiation selon les différentes résolutions temporelles.

	Pitch 1.2 RT = 250 ms Temps Rotation=0.5s Simple source	Pitch 2 RT= 83 ms Temps Rotation=0.33s Double source	Pitch 3.2 RT= 75 ms Temps Rotation=0.28s Double source
Dose moyenne PDL en mGy.cm	786.5	215.41	124.4

Tableau 2. Comparaison des doses moyennes d'irradiation avec différentes techniques d'angioscanographie thoracique (13, 40) RT = résolution temporelle.

Tous ces résultats restent en dessous du seuil de référence.

- Durée d'acquisition élevée des acquisitions avec synchronisation rétrospective

La durée d'acquisition d'un scanner thoracique avec synchronisation cardiaque est plus importante que pour des examens réalisés sans gating cardiaque. Elle est d'environ de 24 s, 21 s et 10 s pour des scanners respectivement de 16, 64 et 128 barrettes (33, 41, 42).

b) Examens sans synchronisation électrocardiographique

L'acquisition hélicoïdale apparaît en 1990 et les scanners multi-coupes en 1998. Par rapport au scanner hélicoïdal mono barrette, il existe une augmentation du volume couvert par unité de temps (*Figure 8*) et une amélioration des résolutions temporelle et spatiale. Enfin, l'épaisseur de coupe peut être déterminée rétrospectivement (43).

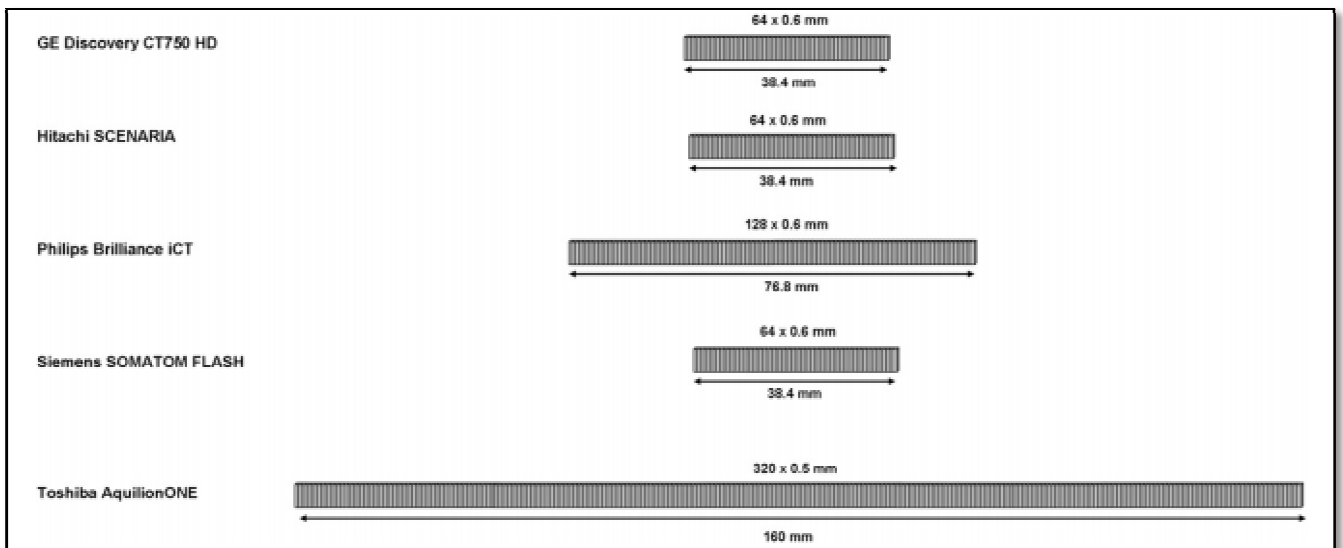


Figure 8. *Scanners multi-coupes des principaux constructeurs (26).*

- Scanner simple source

- Scanner simple source 4 barrettes

En 1998, les premiers scanners multi-détecteurs à 4 barrettes permettent d'obtenir un temps de rotation de 0.5 s et une résolution temporelle de 250 ms. La résolution spatiale

pour la technologie 4 barrettes est limitée par la durée relativement longue de l'acquisition (50s) excédant largement la capacité à tenir une apnée chez la plupart des patients.

- Scanner simple source 16 barrettes

Introduit en 2001, l'angioscanographie est améliorée par l'apparition du scanner 16 barrettes permettant d'obtenir un temps de rotation inférieur à 0.375 s, l'ensemble du thorax est alors couvert en moins de 30 s.

- Scanner simple source 64 barrettes et plus

L'apparition en 2004 du scanner 64 barrettes permet d'améliorer encore la résolution temporelle (165 ms) et de bénéficier d'un temps de rotation égal à 0.33 s. L'acquisition sur le thorax est réalisée cette fois-ci en moins de 5 s. Les scanners simple source les plus rapides aujourd'hui bénéficient d'un temps de rotation de 270 ms soit une résolution temporelle d'environ 135 ms (26) .

- **Scanner double source**

En 2004, le scanner double source réalise une acquisition de 64 coupes en une seule rotation avec un temps de rotation de 0,33 s et une résolution temporelle de 83 ms peut être utilisé en routine clinique (40) (*Figure 9*).

Depuis 2006, la résolution temporelle la plus haute est de 75 ms grâce au scanner double source (26, 44). Avec l'introduction de la seconde génération de scanners comportant deux tubes, l'augmentation du pitch est considérable ce qui permet encore d'augmenter la couverture et donc de diminuer le temps d'acquisition. La couverture du volume à l'aide d'un pitch égal à 3.2 permet d'obtenir un temps de rotation de 0.28 s. Le déplacement de la table est alors de 43 cm/s. Dans l'étude ci-après présentée (page 49), l'acquisition de la hauteur thoracique sans synchronisation cardiaque, à haute résolution temporelle, était inférieure à 0.9 s.

Le pitch correspond à la distance parcourue par la table en une rotation divisée par la collimation. Si la table avance rapidement (pitch supérieur ou égal à 1), les profils de coupes ne se chevauchent pas et la dose absorbée diminue. Les projections manquantes sont recueillies par le deuxième tube en scanner double source de sorte qu'il est possible d'utiliser des valeurs de pitch beaucoup plus élevées.

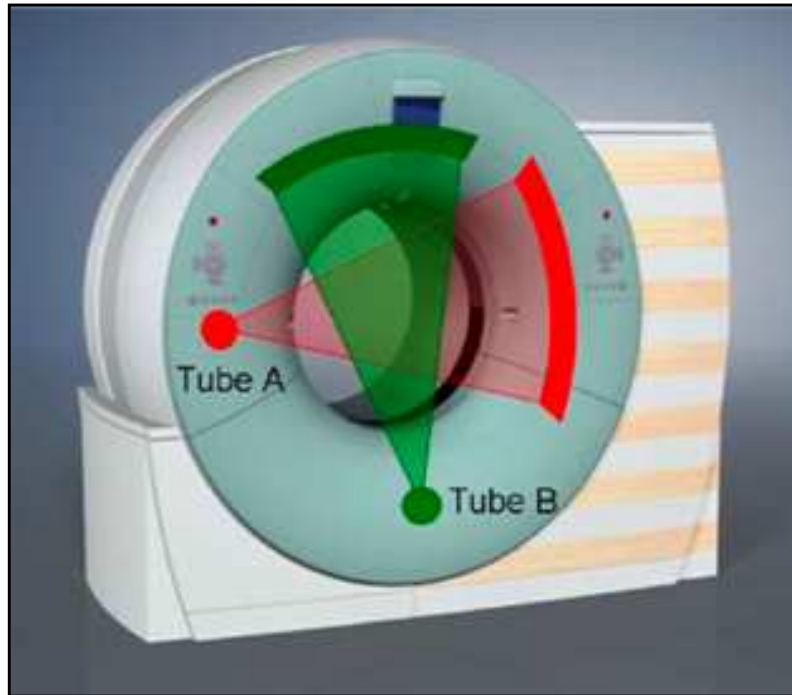


Figure 9. Schéma d'un scanner double source. Les tubes A et B et leurs détecteurs sont montés à 90°.

Depuis l'arrivée des technologies à ultra-haute résolution temporelle, le concept d'imagerie cardiopulmonaire intégrée a été étudié dans de nombreux articles afin de montrer que, lors d'un scanner thoracique réalisé dans la pratique courante, la résolution spatio-temporelle permet désormais d'analyser les structures cardiaques et de dépister des pathologies cardiovasculaires et coronariennes lors de la même acquisition (45)(Figure 10).

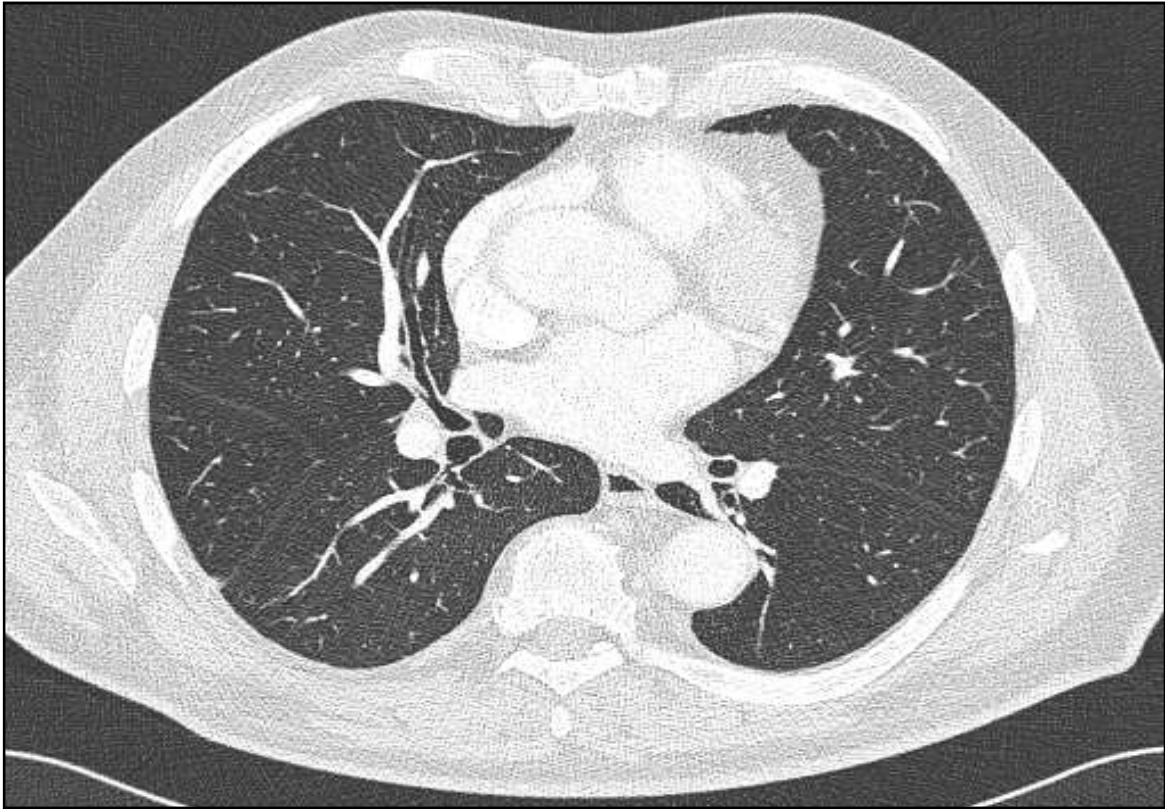


Figure 10. *Scanner thoracique double source 64 barrettes. Résolution temporelle = 75 ms. Absence d'artéfacts cardiogéniques.*

4. Evolution de la fréquence des artéfacts cardiogéniques avec l'amélioration de la technologie

L'évolution récente des technologies depuis les années 90 est marquée par l'augmentation du nombre de détecteurs permettant ainsi l'augmentation de la couverture d'acquisition à chaque rotation.

Ces nouvelles techniques permettent une analyse non invasive des structures cardiaques, des vaisseaux et même des artères coronaires, ce qui représente un challenge pour le radiologue en raison de leur calibre et de leur mouvement important.

- **Scanner 4 barrettes**

L'introduction des scanners multi-coupes permet l'amélioration des résolutions temporelles et spatiales (46). Plusieurs études (47, 48) montrent que les artéfacts en escalier sur les coupes coronales sont moins fréquents avec cette technique en comparaison avec le scanner mono coupe.

- **Scanner 16 barrettes**

En 2005, l'étude de Bruzzi (13) décrivait les artéfacts cardiogéniques sur les structures cardiaques et le parenchyme pulmonaire avec une technologie d'angioscanographie à 16 barrettes avec un temps de rotation de 0.375s. Les artéfacts cardiogéniques étaient présents au sein des artères pulmonaires centrales chez 16 % des patients et 25 % présentaient un artefact de type pseudo-embole.

Cette génération de scanners permet de mieux étudier les artères coronaires. Avec un temps de rotation de 0.37 s, 69 % des segments coronariens sont étudiables et 63% des patients présentent 10 sur 15 segments coronariens analysables (41).

Cependant, Schulz et coll. (49) ont comparé sur plusieurs techniques la fréquence des artéfacts cardiogéniques et ont montré qu'avec un scanner 16 barrettes et un temps de

rotation de 0.5 s, les artéfacts de double contour sur l'aorte et sur le tronc pulmonaire étaient respectivement de 92 % et 65 % des cas.

- **Scanner 64 barrettes**

Une étude montre que les reconstructions coronales avec un scanner de 64 barrettes sont de meilleure qualité que les scanners 16, 8 puis 4 barrettes, et montre ainsi l'amélioration de la résolution spatiale avec les reconstructions dans les 3 plans de l'espace. Ceci permet d'affiner le diagnostic notamment dans l'embolie, les pathologies parenchymateuses comme le dépistage de micronodules, les bronchectasies et les pathologies pulmonaires chroniques (50).

Schernthaner et coll. (28) ont montré la présence d'artéfacts au niveau des valves aortiques, de l'origine des artères coronaires et un dédoublement de la paroi de l'aorte ascendante respectivement dans 48%, 58 % et 71 % des cas.

- **Scanner double source**

L'utilisation d'un scanner double source paraît « geler » le mouvement cardiaque afin de s'affranchir des artéfacts. L'étude récente de Schultz (49) montrait qu'il n'existait aucun artéfact cardiogénique lors d'une utilisation à pitch élevé à 3 et 128 barrettes. Baumüller et coll. (51) ont montré également qu'il était possible d'obtenir une imagerie sans aucun artéfact cardiogénique en utilisant un pitch élevé une résolution temporelle de 75ms et ce même sans apnée ou synchronisation cardiaque. Une autre étude portée sur une large population

corrobore ces résultats (40). L'aorte est également étudiée de manière optimale en ultra-haute résolution temporelle (52).

Schulz et coll. ont montré qu'il n'existait pas d'artéfacts en regard du diaphragme sur les structures adjacentes avec une haute résolution temporelle (pitch 3) en comparaison avec une technique simple source (pitch 1,2) ce qui représentait un intérêt pour les patients ayant des difficultés à tenir l'apnée (49).

Sans synchronisation cardiaque, l'étude de De Malherbe et coll. (45) ont montré que pour une fréquence moyenne de 82 bpm, c'est-à-dire une fréquence cardiaque proche de celle retrouvée en pratique clinique, l'analyse des artères coronaires proximales était possible dans 88 % des cas et des segments proximaux et moyens dans 75 % des cas avec une technologie double source (pitch 3.2) sans prémédication. Goetti et coll. (25) en 2010 ont démontré que le réseau coronarien était étudiable pour une fréquence cardiaque de moins de 63 bpm sans gating cardiaque, avec un pitch égal à 3.2 et un temps de rotation de 0.28 s.

Le tableau 3 compare la fréquence des artéfacts selon les différents temps de rotation et montre qu'il existe peu d'artéfacts grâce à l'ultra-haute résolution temporelle et que plus le temps de rotation est élevé, moins on retrouve d'artéfacts.

Les figures 11 et 12 illustrent les artéfacts de faible amplitude visualisés avec une technique à ultra haute résolution temporelle.

ARTEFACTS VASCULAIRES	CARDIO-	Temps de rotation = 0.28 sec Pitch 3.2	Temps de rotation = 0.375 sec Pitch1.5	Temps de rotation = 0.5 sec Pitch1.5
en % de la population				
Artéfacts cardiogéniques		23	69	92
Pseudoembols		3	25	54
Tronc pulmonaire		2	9	68
Artère pulmonaire centrale		0	16	81
Artère lobaire droite		0	16	49
Artère segmentaire		1	19	62
Artère sous segmentaire lobe moyen		0	0	16
Artère sous segmentaire lobe inf gauche		2	25	73
Twinkling star		21	59	86
Dédoublement de ventricule gauche		46	97	97
Moyenne, en mm				
Amplitude dédoublement VG		2.7	4.2	5,3

Tableau 3. *Tableau comparant la fréquence et l'amplitude des artéfacts cardiogéniques en fonction du temps de rotation (13).*

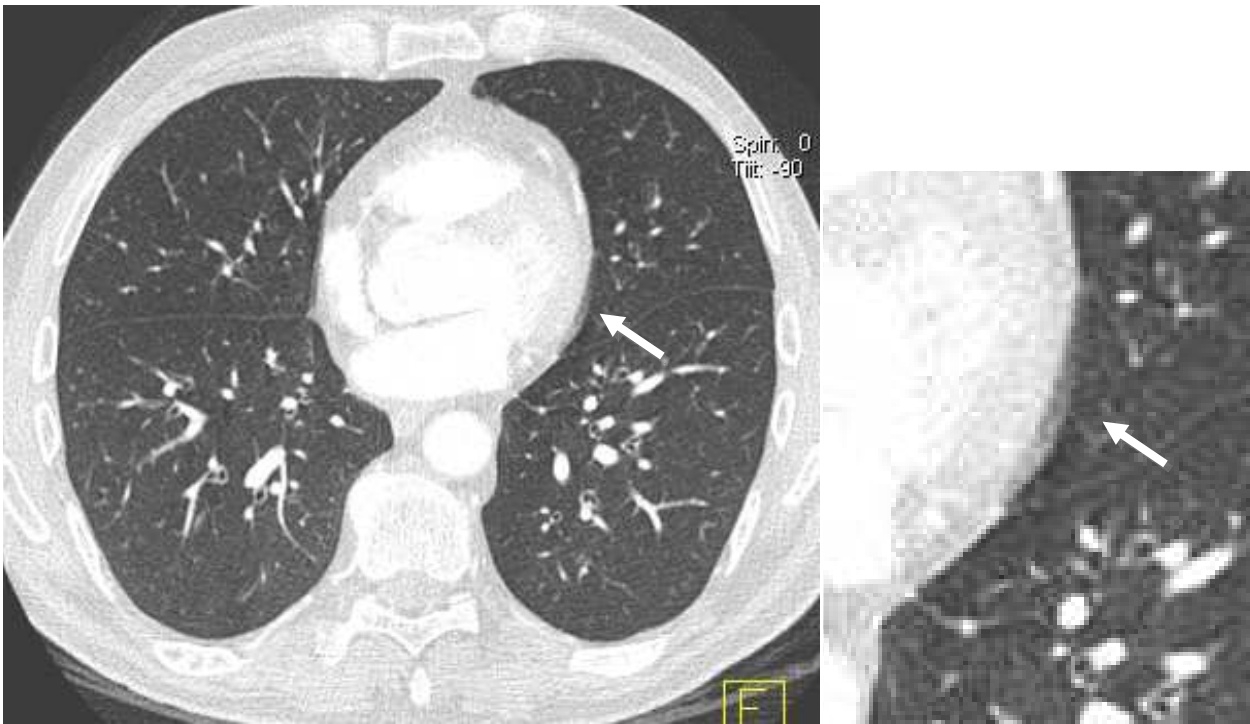


Figure 11. Angioscanner à ultra-haute résolution temporelle. 64 barrettes et résolution temporelle de 75 ms. Artéfact de dédoublement de l'oreillette droite et du ventricule gauche.



Figure 12. Angioscanner à ultra-haute résolution temporelle. 64 barrettes et résolution temporelle de 75 ms. Artéfact à type de « pseudo-flap intimal » ou pseudo dissection du tronc pulmonaire (flèche).

II-OBJECTIF DU TRAVAIL DE THESE

Sur une machine disposant d'une technologie TDM double source de seconde génération, il est actuellement possible d'obtenir une imagerie sans artéfacts de plusieurs structures vasculaires sans synchronisation cardiaque.

En effet, Beeres et coll. ont montré une diminution des artéfacts de pulsativité aortique avec un scanner double source à pitch 3, en comparaison à une technologie simple source, et ce avec une dose d'irradiation moins élevée, soit une réduction de plus de 59 % par rapport au scanner simple source (12). De plus, comme le démontre l'étude de De Malherbe (45), l'exploration des artères coronaires dans leur portion proximale et moyenne est désormais possible sans gating cardiaque ni administration de bétabloquants.

L'apport de la technologie double source sur la qualité d'exploration de la vascularisation artérielle pulmonaire n'a pas encore été étudiée. L'objectif de ce travail est d'évaluer la fréquence et la sévérité des artéfacts d'origine cardiogénique sur l'ensemble de la circulation pulmonaire en technologie double source.

B-ARTICLE

Travail accepté pour publication (Article original) dans la revue Journal of Thoracic Imaging
(2013 ; sous presse)

Travail présenté en communication scientifique dans 2 congrès avec acte :

- **(1) Angioscanographie thoracique en ultra haute résolution temporelle (UHRT) sans gating cardiaque : évaluation des artéfacts cardiogéniques**

C.Darchis, N.Tacelli, M.Rémy-Jardin, AL.Hachulla, JB Faivre, J.Remy.

Journées Françaises de Radiologie 2009 – Paris

Annexe 1

- **(2) Dual-source nongated CT angiography of the chest: impact of high temporal resolution and high pitch mode on cardiogenic motion artefacts**

C.Darchis, N. Tacelli, J.-B. Faivre, T. Santangelo, M. Remy-Jardin, J. Remy.

European Congress of Radiology 2011 – Vienne – Autriche

Annexe 2

Journal of Thoracic Imaging

High-pitch, dual-source chest CT angiography without ECG synchronization: Evaluation of cardiac motion artifacts on the pulmonary circulation

--Manuscript Draft--

Manuscript Number:	JTI-12-155R1
Full Title:	High-pitch, dual-source chest CT angiography without ECG synchronization: Evaluation of cardiac motion artifacts on the pulmonary circulation
Article Type:	Original Study
Section/Category:	Pulmonary/thoracic
Keywords:	thorax, computed tomography angiography, dual-source, pulmonary circulation.
Corresponding Author:	Martine REMY-JARDIN, MD, PhD University Center of Lille, Hospital Calmette LILLE, North FRANCE
Corresponding Author's Institution:	University Center of Lille, Hospital Calmette
Order of Authors:	Nunzia Tacelli, MD Christine DARCHIS, MD François Pontana, MD Jean-Baptiste Faivre, MD Valérie DEKEN, Statistician Alain Duhamel, PhD Colm Murphy, MD Jacques Remy, MD Martine REMY-JARDIN, MD, PhD
Manuscript Region of Origin:	FRANCE
Abstract:	<p>PURPOSE: To evaluate the frequency and severity of cardiac motion artifacts on high-pitch, dual-source computed tomography (CT) angiograms of the chest.</p> <p>MATERIALS AND METHODS: 100 consecutive patients underwent a non-ECG-gated, dual-source chest CT examination with high pitch and high temporal resolution.</p> <p>RESULTS: The mean (\pmSD) duration of data acquisition was 0.9 (\pm 0.07) s and the mean (\pmSD) heart rate was 78.9 (\pm15.2) bpm.</p> <p>Cardiac motion artifacts were depicted at the level of the pulmonary trunk in 2 patients (2%). Among the 7000 pulmonary arteries analyzed (5 central, 5 lobar, 20 segmental, 40 subsegmental arteries/patient), pseudofilling defects were depicted at the level of 3 arteries (0.042%), always seen with the concurrent presence of a "double contour" appearance of the vessel walls. Twinkling star artifacts beyond the subsegmental level were seen within 76 segments (76/2000; 3.8% of the examined segments), most commonly seen in the lingula and left lower lobe. A total of 23 patients (23%) showed at least one category of motion artifacts whereas 77 patients (77%) had motion-free imaging of the pulmonary arteries.</p> <p>CONCLUSIONS: Routine scanning of patients with high pitch and high temporal resolution provides examinations devoid of detrimental cardiac motion artifacts.</p>

High-pitch, dual-source chest CT angiography without ECG synchronization:

Evaluation of cardiac motion artifacts on the pulmonary circulation

Nunzia TACELLI, MD¹

Christine DARCHIS, MD¹

François PONTANA, MD¹

Jean-Baptiste FAIVRE, MD¹

Valérie DEKEN, Statistician

Alain DUHAMEL, PhD²

Colm MURPHY, MD¹

Jacques REMY, MD¹

Martine REMY-JARDIN, MD, PhD¹

Authors' address:

¹Department of Thoracic Imaging, Hospital Calmette (EA 2694); Univ Lille Nord de France, F-59000 Lille, France

²Department of Medical Statistics, Univ Lille Nord de France, F-59000 Lille, France

Corresponding author:

Martine REMY-JARDIN, MD, PhD

Department of Thoracic Imaging, Hospital Calmette,

Boulevard Jules Leclercq - 59037- LILLE cedex - FRANCE

Phone: (33) 3- 20-44-43-11

Fax: (33) 3- 20-44-47-20

E mail : martine.remy@chru-lille.fr

Short title: Cardiac motion artifacts on pulmonary arteries

Conflicts of interest: none

High-pitch, dual-source chest CT angiography without ECG synchronization: Evaluation of cardiac motion artifacts on the pulmonary circulation

ABSTRACT

PURPOSE: To evaluate the frequency and severity of cardiac motion artifacts on high-pitch, dual-source computed tomography (CT) angiograms of the chest.

MATERIALS AND METHODS: 100 consecutive patients underwent a non-ECG-gated, dual-source chest CT examination with high pitch and high temporal resolution.

RESULTS: The mean (\pm SD) duration of data acquisition was 0.9 (\pm 0.07) s and the mean (\pm SD) heart rate was 78.9 (\pm 15.2) bpm.

Cardiac motion artifacts were depicted at the level of the pulmonary trunk in 2 patients (2%). Among the 7000 pulmonary arteries analyzed (5 central, 5 lobar, 20 segmental, 40 subsegmental arteries/patient), pseudofilling defects were depicted at the level of 3 arteries (0.042%), always seen with the concurrent presence of a "double contour" appearance of the vessel walls. Twinkling star artifacts beyond the subsegmental level were seen within 76 segments (76/2000; 3.8% of the examined segments), most commonly seen in the lingula and left lower lobe. A total of 23 patients (23%) showed at least one category of motion artifacts whereas 77 patients (77%) had motion-free imaging of the pulmonary arteries.

CONCLUSIONS: Routine scanning of patients with high pitch and high temporal resolution provides examinations devoid of detrimental cardiac motion artifacts.

Keywords: thorax, computed tomography angiography, dual-source, pulmonary circulation.

INTRODUCTION

Computed tomography of the pulmonary circulation is the first-line imaging modality in the clinical context of pulmonary vascular diseases, exemplified by its widely accepted role of gold standard in the diagnosis of acute pulmonary embolism (**1-5**). Since the introduction of multidetector-row CT, it has become possible to scan pulmonary vessels with submillimetric collimation with the objective of analyzing central but also peripheral pulmonary arteries with a high level of confidence. However, the high spatial resolution of volumetric examinations is optimally exploited when short overall examination times are coupled with high temporal resolution, the latter parameter referring to short examination times of individual axial image planes.

This combination was introduced with the second-generation of dual-source CT (DSCT) systems, combining high-pitch scanning (i.e, pitch of 3.2) and a temporal resolution of 75 ms (**6**). Sometimes referred to as ultrafast CT imaging, this scanning mode was reported to provide high-quality chest CT angiographic examinations not only in adult but also in pediatric populations, even without suspended respiration (**7-11**). Whereas it has been found that respiratory motion artifacts can be suppressed by the rapid coverage of the chest, the impact of this technique on cardiac motion artifacts at the level of the pulmonary vessels, sometimes mimicking endovascular abnormalities (**12,13**), has not been investigated so far. The purpose of this study was to evaluate the frequency and

severity of cardiac motion artifacts on routine ultrafast chest CT pulmonary angiographic (CTPA) examinations acquired in a population of adult respiratory patients.

MATERIALS AND METHODS

- **Study population**

We reviewed our CT database for patients who underwent a high-pitch, high-temporal resolution CT protocol (i.e., the routine scanning mode in our department for patients covered by the 33 cm scan-FOV of the dual-source CT). Patients were eligible for the present study if : (1) central and peripheral pulmonary arteries could be individually analyzed down to the fourth subsegmental level in the absence of extensive lung infiltration, destruction or atelectasis as well as lung resection; (2) there was no clinical context of pulmonary vascular disease; (3) there was an excellent degree of opacification from top to bottom of the volume scanned (i.e., attenuation values measured at the level of the pulmonary trunk equal to or greater than 250 HU); and (4) there was no respiratory motion artifacts. Within a 7-month period (August 2009-February 2010), 100 consecutive patients fulfilled the inclusion criteria. The indications for chest CTPA included pretherapeutic evaluation of peripheral lung carcinoma (n=59), unexplained worsening of dyspnea in patients with chronic obstructive pulmonary disease (n=18), mild to moderate hemoptysis (n=10), focal lung opacities (n=9) and radiographic suspicion of hilar abnormality (n=4). During

the inclusion period, 15 patients could not be included in the present study because of the following reasons: impossibility to analyze individual pulmonary arterial branches in presence of invasive hilar tumours (n=6), previous history of lung resection (n=5) and extensive infectious lung infiltrations (n=4). No β -blockers were given to any patient for heart rate control before CT. Retrospective analysis of CTPA images was possible with a waiver of patients' informed consent in agreement with national regulations.

- **CT protocol**

All studies was carried out on a second-generation 128-slice DSCT system (Somatom Definition Flash, Siemens Healthcare, Forchheim, Germany). The examinations were performed with dual-source, single-energy using the following parameters: collimation: 64×0.6 mm with a z-flying focal spot for the simultaneous acquisition of 128 overlapping 0.6-mm slices; weight-adapted selection of the kilovoltage (i.e., 100 kVp -120 kVp); reference tube current-time product: ref 90 mAs; 4D dose modulation (Care Dose 4D; Siemens Healthcare) and a pitch of 3.0. The rotation time was 0.28 seconds; and the temporal resolution was 75 ms. The acquisitions were obtained in the craniocaudal direction, with the patients scanned in the supine position after deep inspiration.

A standard injection protocol was used with administration of an iodinated contrast agent (iodine concentration ranging from 240 to 350 mg/mL) at a rate of 4 mL/s without saline flush using a dual-headed pump injector (Stellant Medrad France S. a.r.l., Rungis, France). Depending on the clinical indication for CTA, the volume administered varied between 70 and 90 mL for nononcologic indications and

reached up to 120 mL for oncologic indications; in the latter group, the injection protocol was tailored to combine chest and abdominal CT examinations aimed at detecting liver metastases. The injection was monitored by means of bolus tracking (Care Bolus, Siemens Healthcare) (threshold: 150 HU; region of interest positioned within the ascending aorta). The reconstructed images consisted of 1-mm thick lung and mediastinal images, reconstructed with standard reconstruction kernels [mediastinal images: soft reconstruction kernel (B20f); lung images: high-spatial-resolution algorithm (B50f)]. All images were viewed in both mediastinal (window width, 350 HU; window centre, 50 HU) and lung parenchymal (window width, 1600 HU; window centre, -600 HU) window settings.

- **CT parameters evaluated**

- Study population and scanning conditions

The readers systematically recorded the following: (a) sex, age, body-mass index (BMI: weight [kg] divided by the square of the height [m²]) and heart rate at the time of initiation of the examination; (b) z-axis coverage, duration of data acquisition and dose-length product (DLP) registered from the patient protocol; and (c) attenuation value within the pulmonary artery trunk, measured using a circular.

- Cardiac motion artifacts from the pulmonary trunk to subsegmental arteries

A total of 70 central, lobar, segmental and subsegmental pulmonary arteries were analyzed per patient, including: (1) 5 central pulmonary arteries (i.e., pulmonary

trunk, right and left main pulmonary arteries, right and left interlobar pulmonary arteries; (2) 5 lobar pulmonary arteries (i.e., right upper, middle and lower lobe pulmonary arteries; left upper and lower lobe pulmonary arteries); (3) 20 segmental pulmonary arteries [i.e., right upper (n=3), middle (n=2) and lower (n=5) lobe segmental arteries; segmental arteries of the upper (n=3) and lower (n=2) divisions of the left the left upper lobe; left lower lobe (n=5) segmental arteries]; (4) 40 subsegmental arteries, including the subsegmental arteries of the right (n=6) and left (n=6) upper lobes, right middle lobe (n=4) and lower division of the left upper lobe (lingula) (n=4), right (n=10) and left (n=10) lower lobes.

Two categories of artifacts were searched for at the level of the above-mentioned arteries: (1) a 'double image' appearance of the vessel wall, analyzed on mediastinal images for central pulmonary arteries and on lung images for lobar, segmental and subsegmental arteries (Figs 1A-C) and (2) a pseudo-filling defect, analyzed on mediastinal images of lobar to subsegmental arteries.

The "double image" appearance of the vessel wall was analyzed quantitatively at the level of central arteries (i.e., measured using a distance measurement tool) and graded using a 4-point scale from lobar to subsegmental arteries. The score rated the degree of displacement of the vessel wall according to the diameter of the corresponding artery: score 0=absence of any motion artifact; score 1 = displacement of a vessel by < 50% of its diameter; score 2=displacement of a vessel by 50-100% of its diameter; score 3=displacement of a vessel by equal to or greater than 100% of its diameter such that a clear 'double lumen' was observed.

- Cardiac motion artifacts beyond the subsegmental level

The presence of cardiac motion artifacts around the arterial lumen of peripheral arteries (i.e., beyond the subsegmental level), described as “twinkling star” (**14**) or “seagull sign” (**15**) was evaluated on lung images within each of the 20 lung segments of each patient. Within each segment, the severity of artifacts was rated using a 3-point scale (1 = mild motion artifact; 2= moderate motion artifact; 3= severe motion artifact) (**16**). A single severity score was attributed to each patient, based on the most severe segmental score observed on a given CT examination.

- **Conditions of image analysis**

After a training session based on CT examinations not included in the present study, 2 readers independently analyzed the CT examinations of the study population. One reader was a third-year radiology resident (C.D.); the second reader was a staff radiologist (N.T.) with 7 years of experience in chest CT. Each reader analyzed simultaneously lung and mediastinal images of each CT examination on a dedicated workstation (Multi-Modality Workplace, Siemens Healthcare); pulmonary arteries were screened in cine-mode to ensure clear distinction between arterial and venous sections. In case of discordant ratings, the final decision between the 2 readers was arrived at by consensus.

- **Statistical analysis**

The statistical analyses were performed using the SAS software (SAS Institute Inc

Cary, NC) Results were expressed as means and SD for continuous variables; frequencies and percentages for categorical variables. For continuous variables, comparisons between the techniques were performed using an unpaired Wilcoxon test. Statistical significance was defined as $P < 0.05$. Interobserver reliability was assessed using the k coefficient; a value > 0.8 was considered very good.

RESULTS

- **Patients' characteristics and scanning conditions**

Our population included 57 male and 43 female patients with a mean [\pm SD] age of 53.6 (\pm 18.2) years (range: 15 to 95 y), a mean BMI (\pm SD) of 24.03 (\pm 5.14) kg/m² (range 13.27-41.62 kg/m²), and a mean heart rate of 78.9 (\pm 15.2) bpm (range: 52 to 144 bpm). The z-axis coverage was 32.2 (\pm 3.2) cm (range 24.0 to 38.5 cm); and the duration of data acquisition was 0.9 (\pm 0.08) seconds (range 0.8-1.2). The mean DLP was 124.4 (\pm 43.8) mGy cm (range 48.0 to 232.0 mGy cm) and the mean (\pm SD) attenuation value within the pulmonary trunk was 352.3 (\pm 109.1) HU (range: 200.7 to 729.6 HU).

- **Frequency of cardiac motion artifacts in the studied population**

- ✓ Vessel-by-vessel analysis

A total of 7000 central to subsegmental pulmonary arteries were individually analyzed in our study group. Initially discrepant readings were found at the level of 9 arteries (9/7000) whereas similar readings were found at the level of 6991

arteries. On the basis of the consensus reading, a total of 5 arteries (0.071%) were found to have cardiac motion artifacts (interobserver agreement: 0.80 [95% confidence interval: 0.68-0.91]). A “double contour” appearance of the vessel wall was depicted at the level of the pulmonary trunk in 2 patients, with a transverse displacement of 4mm and 4.5 mm respectively (**Table 1**). As shown in **Table 2**, a “double contour” appearance of the vessel wall on lung images was depicted at the level of 3 arteries (3/7000; 0.042%), including 1 segmental artery (1/2000; 0.05%) and, 2 subsegmental arteries (2/4000; 0.05%), all rated with a score 1 severity.

When a “double contour” appearance of the vessel wall was seen on lung images, it was always seen with the concurrent presence of a pseudofilling defect on the corresponding artery on the corresponding mediastinal images. The arteries showing these cardiac motion artifacts were located in the right middle lobe (n=1), lingula (n=1) and left lower (n=1) lobe. Regarding “twinkling star” artifacts, a total of 76 segments showed these CT features, representing 3.8% (76/2000) of the examined segments. As shown in **Table 3**, they were more frequent in the left lung (67/76; 88%) than in the right lung (9/76; 12%); on the left side, the most frequent distribution was found in the lingula (5/76; 20%) and left lower lobe (48/76; 63%) whereas the most frequent distribution in the right lung was the medial segment of the right middle lobe (4/76; 5%).

✓ Patient-by-patient analysis

Cardiac motion artifacts at the level of pulmonary arteries were depicted in a total of 23 patients (23%): (a) 18 patients (18%) only had “twinkling star” artifacts

(18%); (b) 2 patients (2%) only showed a "double contour" appearance of the vessel wall; (c) 3 patients had both "twinkling star" artifacts and a double contour appearance of vessel walls. Considering the 21 patients (21%) with "twinkling star" artifacts: (a) the mean (\pm SD) number of segments with artifacts per patient was 3.62 (\pm 1.32) (range 1 to 7) (median : 2) ; (b) the severity of artifacts was rated as minimal in 13 patients (62%) and moderate in 8 patients (38%); and (c) the median heart rate was significantly higher in patients with a moderate severity score compared with patients with a mild severity score (88 vs 76 bpm; $p=0.04$). A total of 79 patients (79%) showed no "twinkling star" artifacts.

DISCUSSION

To our knowledge, this is the first study describing the frequency and severity of cardiac motion artifacts at the level of the entire pulmonary arterial tree on examinations acquired with a high-pitch and high-temporal resolution scanning mode. On examining a total of 7000 arteries, we observed artifacts only at the level of 5 pulmonary arteries, corresponding to 0.071 % of the examined vessels. Artifacts were seen as a "double contour" appearance of the vessel wall, identified at the level of the pulmonary artery trunk in 2 patients and, more distally, at the level of 1 segmental and 2 subsegmental arteries, always rated with a minimal severity score.

From these findings, one can deduce an almost negligible consequence of cardiac motion artifacts on pulmonary arteries requiring meticulous analysis when acute and/or chronic pulmonary embolism is clinically suspected. Focusing on the

pulsatile motion of the main pulmonary artery on 5-mm thick sections, Schulz et al (**10**) reported similar results, as these authors did not find any displacement of the vessel wall. At the level of the most distal portion of the pulmonary arterial tree, cardiac motion artifacts were depicted on the basis of the presence of “twinkling star” artifacts, seen in 3.8% (76/2000) of the examined segments, mainly rated as mild. Despite major differences in the study design, our results can be compared with 2 recent studies in which motion artifacts were analyzed on high-pitch chest DSCT angiograms obtained in freely breathing patients (**9, 11**). On 5-mm thick sections, Bauer et al (**11**) failed to demonstrate the presence of heart motion artifacts, searched for as a “seagull” appearance of the pulmonary vessels. An indirect clue to the quality of peripheral pulmonary artery imaging can also be deduced from the excellent quality scores in the individual lung regions examined by Baumüller et al (**9**). Altogether, these results suggest that imaging of the pulmonary artery draws benefits from high-pitch DSCT technology that are similar to those recently reported for imaging of the aorta (**17-19**) and proximal coronary arteries (**20**).

At a patient level, cardiac motion artifacts were seen in 23% of our study group and were always rated as mild. These results are superior not only to those previously reported with single-source CT scanners (**12,21**) but also to those reported with DSCT using a standard pitch mode. In a recent study, Baumüller et al (**9**) evaluated different acquisition modes with DSCT, reporting cardiac pulsation artifacts in 64% (7/11) of patients scanned with a pitch of 1, whereas none were seen on examinations acquired with a pitch of 3.2. The apparent discrepancy between the reported rates of artifacts in these studies is likely to be explained by

difference in methodology, Baumüller and colleagues rated the overall image quality, whereas our study was based on a detailed analysis of artifacts at the level of the pulmonary arterial tree. With a mean number of 3.62 segments affected by mild cardiogenic motion artifacts in the subgroup of 21 patients with “twinkling star” artifacts and a complete absence of “twinkling star” artifacts in 79% of the studied population, our results are in line of the overall excellent image quality of chest CTAs previously reported with high-pitch DSCT **(7,22)**. Keeping in mind the relatively high heart rate of our study group (i.e., 78.9 bpm), it is noteworthy that our results compare well with those reported with high-pitch electrocardiogram-triggered CT in the context of acute chest pain. Investigating 24 patients receiving β -blockers when their heart rate was > 65 bpm, Lell et al **(23)** reported motion artifact-free visualization of all pulmonary vessels in all patients. Under similar conditions, Bamberg et al reported achieving pulmonary artery images that were overall of very high quality in 51 patients with undifferentiated acute chest pain **(24)**. Besides image quality, it is important to underline the low radiation dose of CT pulmonary angiography obtained with the high pitch dual source CT protocol. In our population with a mean BMI of 24.4 kg/m^2 , the mean DLP was 124.4 mGy.cm . On the basis of the newest conversion factor for the chest determined by Schenzle et al (0.018 mSv/mGcm) **(25)**, this protocol was associated with an estimated mean radiation dose of 2.24 mSv , confirming previous reports in populations with a mean BMI below 30 **(7,9,17,20,22)**.

This study has several limitations. First, we did not compare high-pitch and standard-pitch DSCT protocols. This would have required a major modification to

the conditions of routine chest CT examinations in our institution because of the use of the high-pitch mode since its introduction as a commercial product. Second, our population excluded very large patients. Because the smaller detector of the dual-source system covers a field of view of only 33 cm, the most peripheral parts of the thorax might have been cropped, and this would have required repeat single source scanning. It should be underlined that the need to repeat the acquisition is quite theoretical as the adequation between the patient's chest diameter and the smaller field of view of the system is always verified on the posteroanterior and lateral topograms systematically obtained before scanning. Moreover, large patients are not frequently seen in our clinical practice, and the conditions under which this investigation was conducted are similar to those of our routine clinical practice. Finally, we did not study the clinical effectiveness of the technique. Although there is an obvious link between image quality and diagnostic performance, our data do not allow us to demonstrate the impact of this scanning mode on the evaluation of pulmonary vascular diseases.

In conclusion, high-pitch and high-temporal resolution scanning modes provides images of the pulmonary circulation almost completely free of cardiac motion artifacts. On the basis of such levels of image quality, one can expect improved morphological evaluation of pulmonary vascular disorders and new options for computer-aided diagnostic tools.

REFERENCES

- 1-Perrier A, Nendaz MR, Sarasin FP et al. Cost-effectiveness analysis of diagnostic strategies for suspected pulmonary embolism including helical computed tomography. *Am J Respir Crit Care Med* 2003; 167: 39-44
- 2-British Thoracic Society Standards of Care Committee Pulmonary Embolism Guideline Development Group. British Thoracic Society guidelines for the management of suspected pulmonary embolism. *Thorax* 2003; 58: 470-483
- 3-Stein PD, Fowler SE, Goodman LR et al. Multidetector computed tomography for acute pulmonary embolism. *N Engl J Med* 2006; 354:2317–2327
- 4-Remy-Jardin M, Pistolesi M, Goodman LR et al. Management of suspected acute pulmonary embolism in the era of CT angiography: a statement from the Fleischner Society. *Radiology* 2007; 245:315–329
- 5-Hunsaker AR, Lu MT, Goldhaber SZ, Rybicki FJ. Imaging in acute pulmonary embolism with special clinical scenarios. *Circ Cardiovasc Imaging* 2010; 3: 491-500
- 6-Flohr TG, Leng S, Yu L et al. Dual-source spiral CT with pitch up to 3.2 and 75 ms temporal resolution: image reconstruction and assessment of image quality. *Med Phys.* 2009; 36: 5641-53
- 7-Tacelli N, Remy-Jardin M, Flohr T et al. Dual-source chest CT angiography with high temporal resolution and high pitch modes: evaluation of image quality in 140 patients. *Eur Radiol.* 2010; 20: 1188-1196

- 8-Lell M, May M, Deak P et al. High-pitch Spiral Computed Tomography: Effect on Image Quality and Radiation Dose in Pediatric Chest Computed Tomography. *Invest Radiol* 2011; 46: 116–123
- 9-Baum Mueller S, Alkadhi A, Stolzmann P et al. Computed Tomography of the Lung in the High-pitch Mode: Is Breath Holding Still Required? *Invest Radiol* 2011; 46: 240–245
- 10-Schulz B, Jacobi V, Beeres M et al. Quantitative Analysis of Motion Artifacts in High-pitch Dual-source Computed Tomography of the Thorax. *J Thorac Imaging* 2012 May 22. [Epub ahead of print]
- 11- Bauer RW, Schell B, Beeres M et al. High-pitch Dual-source Computed Tomography Pulmonary Angiography in Freely Breathing Patients. *J Thorac Imaging* 2012; Apr 5. [Epub ahead of print]
- 12-Bruzzi JF, Remy-Jardin M, Kirsch J 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* 2005; 29: 805-814
- 13-Remy-Jardin M, Faivre JB, Santangelo T et al. Imaging the heart-lung relationships during a chest computed tomography examination: is electrocardiographic gating the only option? *J Thorac Imaging* 2010; 25:239-246
- 14-Kuhns LR, Borlaza G. The "twinkling star" sign: an aid in differentiating pulmonary vessels from pulmonary nodules on computed tomograms. *Radiology* 1980; 135:763-4

- 15-Wittram C, Maher MM, Yoo AJ, Kalra MK, Shepard JAO, Mc Loud T. CT angiography of pulmonary embolism: diagnostic criteria and causes of misdiagnosis. *Radiographics* 2004; 24: 1219-1238
- 16-Kelly DM, Hasegawa I, Borders R et al. High-Resolution CT using MDCT: comparison of degree of motion artifact between volumetric and axial methods. *AJR* 2004; 182: 757-759
- 17-Beeres M, Schell B, Mastragelopoulos A et al. High-pitch Dual-source CT angiography of the whole aorta Without ECG Synchronisation: Initial Experience. *Eur Radiol* 2012; 22: 129–137.
- 18-Bolen MA, Popovic ZB, Tandon N et al. Image Quality, Contrast Enhancement, and Radiation Dose of ECG-triggered High-pitch CT Versus non-ECG-triggered Standard-pitch CT of the Thoracoabdominal Aorta. *AJR* 2012; 198: 931–938.
- 19- Karlo C, Leschka S, Goetti RP et al. High-pitch dual-source CT angiography of the aortic valve-aortic root complex without ECG-synchronization. *Eur Radiol* 2011; 21:205-12.
- 20-de Malherbe M, Duhamel A, Tacelli N et al. Ultrafast imaging of the entire chest without ECG synchronization or beta-blockade: to what extent can we analyze the coronary arteries? *Insights Imaging* 2012; 3: 73-79
- 21-Ha H, Goo HW, Seo JB et al. Effects of high-resolution CT of the lung using partial versus full reconstruction on motion artifacts and image noise. *AJR* 2006; 187: 618-622
- 22- De Zordo T, von Lutterotti K, Dejaco C et al. Comparison of image quality and radiation dose of different pulmonary CTA protocols on a 128-slice CT: high-pitch

dual source CT, dual energy CT and conventional spiral CT. *Eur Radiol* 2012; 22:279–286

23- Lell M, Hinkmann F, Anders K et al. High-pitch electrocardiogram-triggered computed tomography of the chest: initial results. *Invest Radiol* 2009; 44: 728-33

25-Bamberg F, Marcus R, Sommer W et al. Diagnostic Image Quality of a Comprehensive High-pitch Dual-spiral Cardiothoracic CT Protocol in Patients with Undifferentiated Acute Chest Pain. *Eur J Radiol* 2012. Epub ahead of print [Dec 31, 2010]

25-Schenzle JC, Sommer WH, Neumaier K et al. Dual-energy CT of the chest: how about the dose ? *Invest Radiol* 2010; 45: 347-353

Table 1

Cardiac motion artifacts at the level of central pulmonary arteries

Central pulmonary arteries	Presence of 'double contour' <i>n</i> (%)
-pulmonary trunk	2 (2/100; 2%)
-main right pulmonary artery	0
- main left pulmonary artery	0
-right interlobar artery	0
- left interlobar artery	0

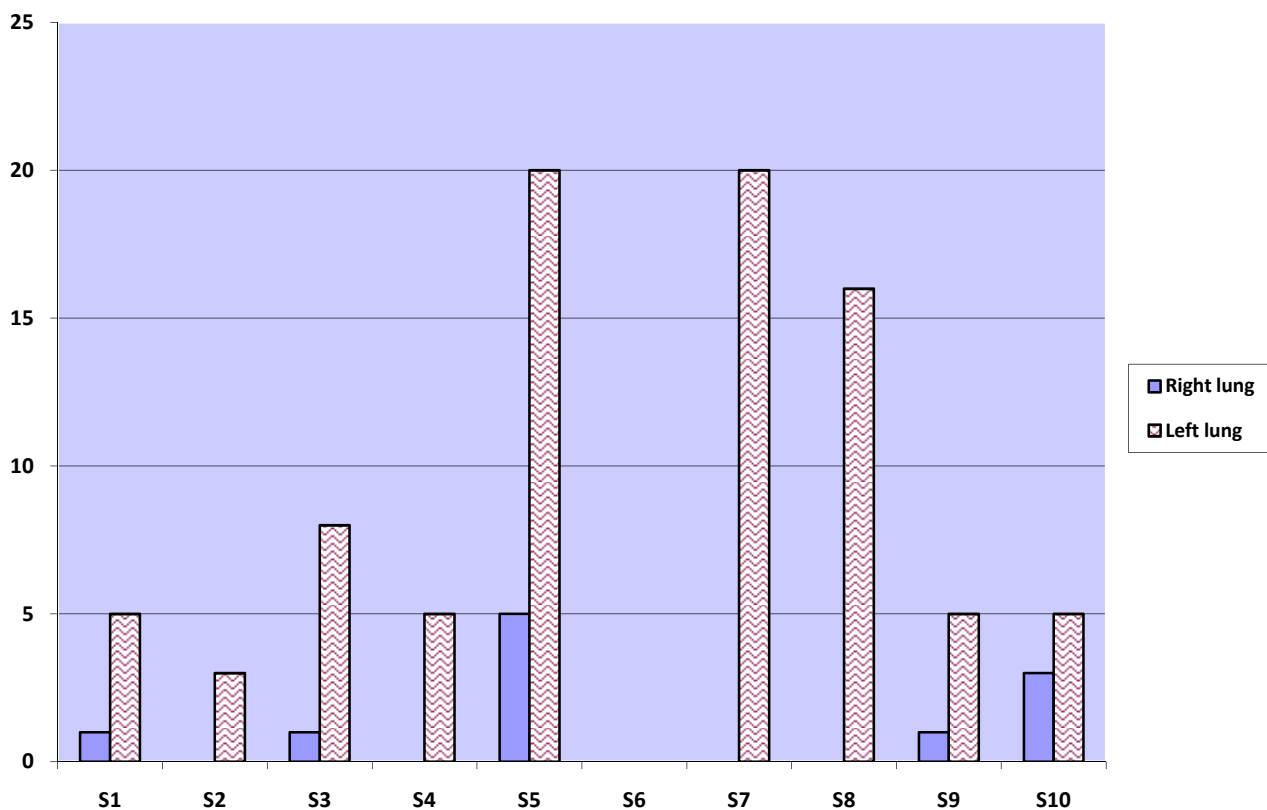
Table 2

Cardiac motion artifacts at the level of lobar, segmental and subsegmental pulmonary arteries

	Lobar arteries n=500	Segmental arteries n=2000	Subsegmental arteries n=4000
Double contour	0	1/2000 0.05 %	2/4000 0.05 %
Pseudo-filling defects	0	1/2000 0.05 %	2/4000 0.05 %

Table 3

Anatomical distribution of the 76 lung segments with “Twinkling Star” artifacts.



The results are expressed as percentages.

Abbreviations:

-upper lobes: S1: apical segment; S2: anterior segment; S3: posterior segment;

-right middle lobe & lingula: S4: lateral segment (right middle lobe)-superior segment (lingula); S5: medial segment (right middle lobe); inferior segment (lingula);

-lower lobes: S6: apical segment ; S7: paracardiac segment; S8: anterobasal segment; S9: laterobasal segment; S10: posterobasal segment.

FIGURES

Figure 1: Transverse CT images acquired in the lung bases of three patients illustrating typical examples of the “double image” appearance of the vessel wall according to their severity (1-mm thick lung images; window center of -600 HU, window width of 1600 HU).



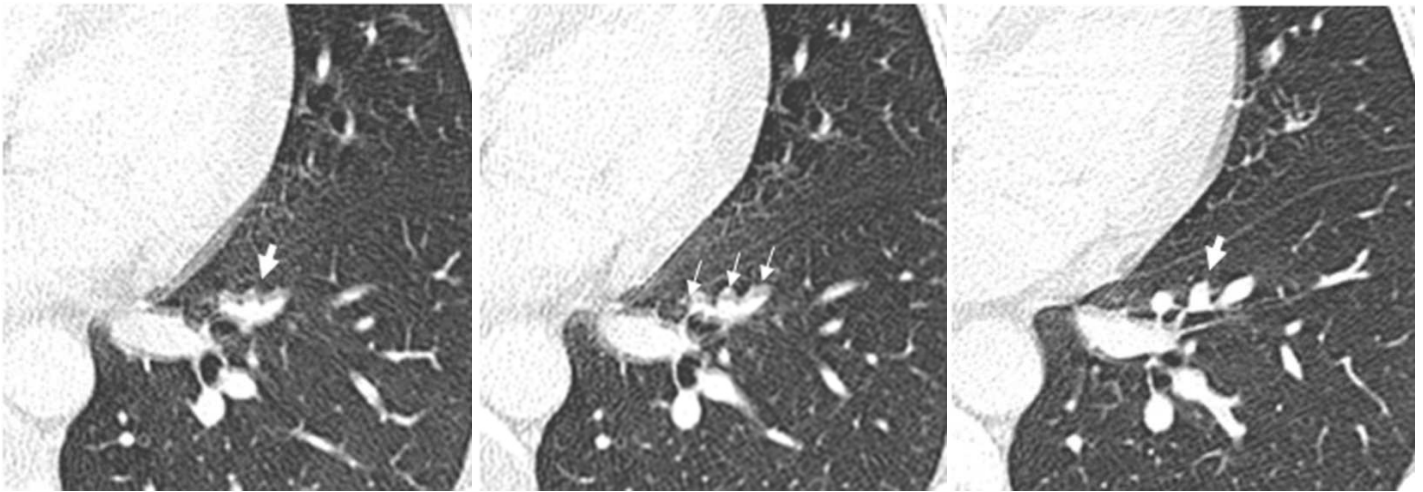
Figure 1a illustrates a score 1 severity (displacement of the vessel wall by less than 50% of its diameter) at the level of the common trunk for the paracardiac and anterobasal segmental arteries of the left lower lobe (arrow).



Figure 1b illustrates a score 2 severity (displacement of the vessel wall by more than 50% of its diameter) at the level of the paracardiac segmental artery of the left lower lobe (arrow).



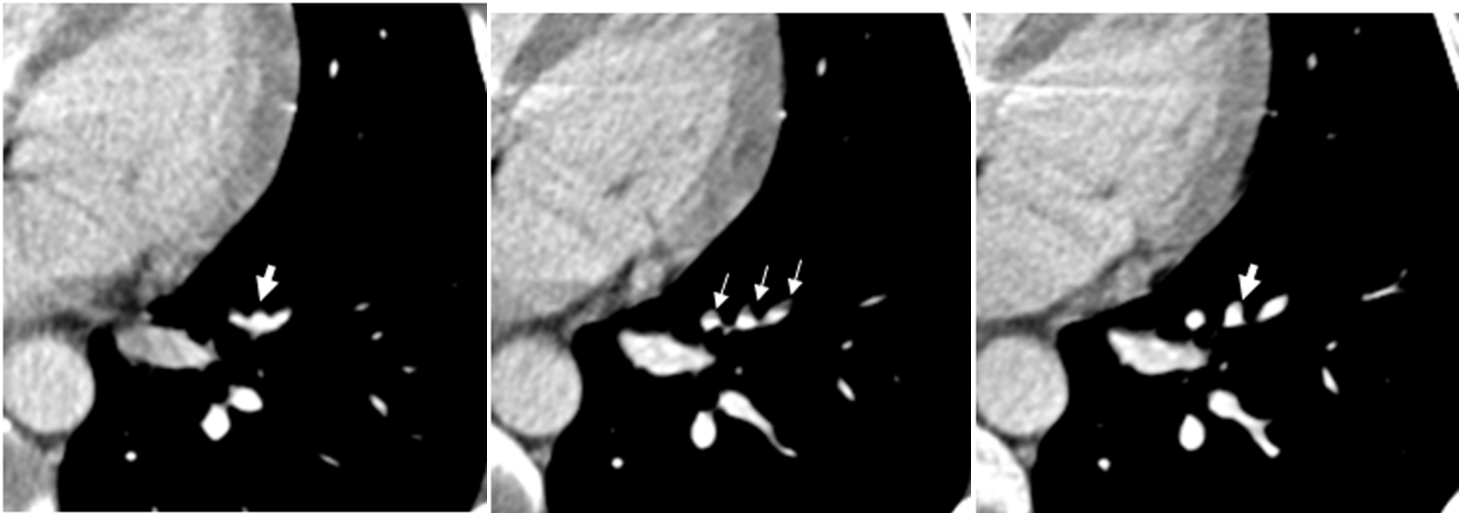
Figure 1c illustrates a score 3 severity (displacement of the artery by 100% of its diameter resulting in a double-lumen appearance) at the level of the inferior segmental artery of the lingual (arrows).



a

b

c



d

e

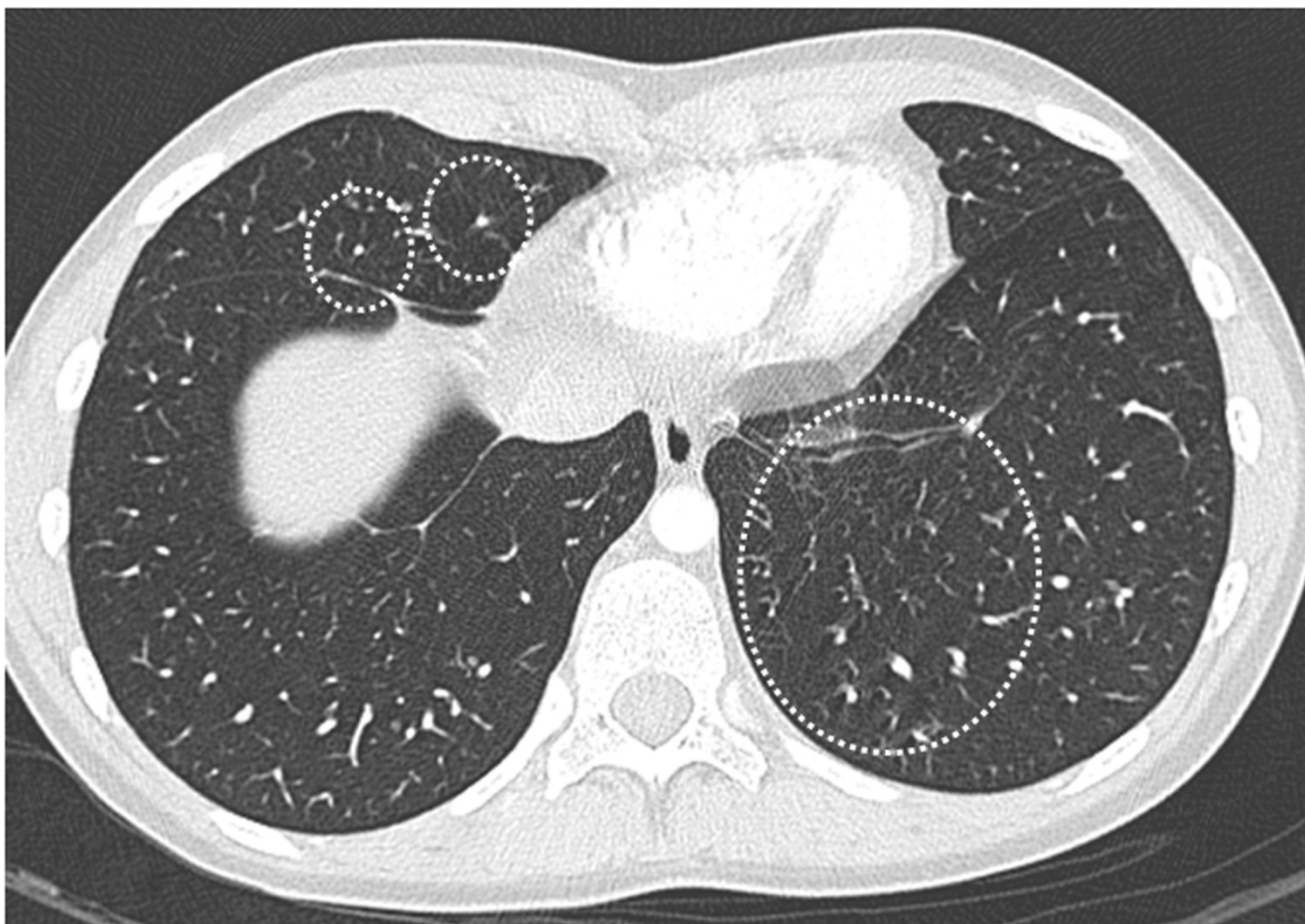
f

Figure 2: Contiguous 1-mm thick transverse CT sections at the level of the left lower lobe, viewed at lung (Figures 2a-2c; window center of -600 HU, window width of 1600HU) and mediastinal (Figures 2d-2f; window center of 50 HU, window width of 350 HU) window settings.

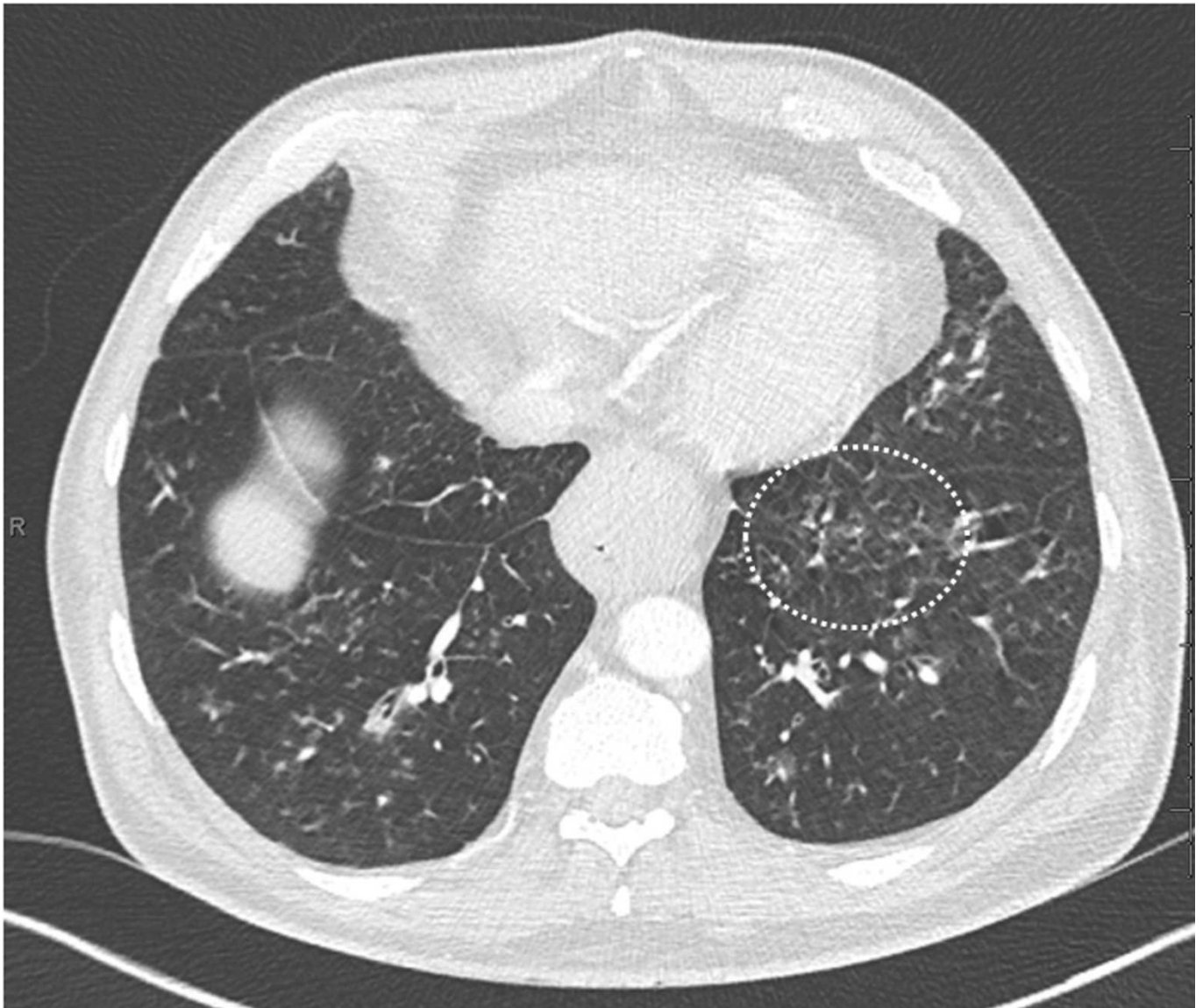
Note the presence of pseudo-filling defects at the level of the anterior walls of the arterial sections of the left lower lobe (small arrows, **Figure 2e**) whereas they appear as well-enhanced sections above (large arrow, **Figure 2d**) and below (large arrow, **Figure 2f**). The pseudo-filling defects are observed at the level of

arteries showing marked cardiac motion artifacts (small arrows, **Figure 2b**). Note mild blurring of the arterial wall (large arrow) on **Figure 2a** and sharp delineation of arterial sections (large arrow) on **Figure 2c**.

Figure 3: Transverse CT images acquired in the lung bases of two patients illustrating the appearance of “twinkling star” artifacts of varying severity at the level of small-sized pulmonary vessels (1-mm thick lung images; window center of -600 HU, window width of 1600 HU).



a
Presence of twinkling star artifacts caused by pulsation artifact within small peripheral vessels, categorized as mild (*score 1*) in the right middle lobe (dotted circles; **Figure 3a**)



b

Presence of twinkling star artifacts caused by pulsation artifact within small peripheral vessels, categorized as moderate (*score 2*) in the left lower lobe (dotted circle; **Figure 3a**), and severe (*score 3*) in the paracardiac segment of the left lower lobe (dotted circle; **Figure 3b**).

C-CONCLUSION

L'imagerie des organes mobiles comme le cœur, les vaisseaux et toutes les structures normales ou pathologiques qui les environnent, impose que les mouvements soient figés pour ne pas détériorer leur résolution spatiale. Il existe donc un lien intime entre résolutions spatiale et temporelle.

L'évolution des techniques d'acquisition est rapide et seulement quelques années se sont passées entre le moment où les constructeurs annonçaient ne pas pouvoir descendre en dessous de 0.5 seconde de temps de rotation, soit 250 ms de résolution temporelle, et nos jours où les artéfacts cardio-vasculo-géniques imposés aux branches artérielles pulmonaires ont presque disparu.

Mais il reste encore beaucoup de chemin à faire dans ce domaine pour maîtriser totalement les mouvements cardio-respiratoires en pédiatrie, neuropsychiatrie, traumatologie et réanimation. Autant dans ces spécialités extrêmes que dans celles des maladies respiratoires de l'adulte au quotidien, il ne faut plus dissocier, ni sur le plan morphologique ni sur le plan fonctionnel, le cœur, ses vaisseaux et les poumons.

La maîtrise des mouvements abordée dans ce travail pour les artères pulmonaires est l'un des paramètres de la «qualité-image» qui concerne l'embolie pulmonaire aiguë, la thromboembolie chronique, l'hypertension pulmonaire, ou encore l'angio-architecture des malformations artério-veineuses pulmonaires. Mais elle concerne également les bronches parce que les artéfacts induits par leur déplacement devraient être pris en compte dans la

quantification de leur lumière et de leur paroi. Il est de même surprenant de remarquer que la volumétrie d'un nodule pulmonaire para-cardiaque sera d'autant plus fautive qu'il est plus mobile et que ce risque d'erreur est très peu pris en compte dans les stratégies de dépistage du carcinome broncho-pulmonaire.

La technologie scanographique moderne permet depuis peu, qu'en une seule acquisition, la résolution temporelle d'un scanner mono-source et celle d'un scanner double-source puissent être comparées, tous les paramètres étant par ailleurs identiques : même patient, même volume pulmonaire, même lésion, mêmes paramètres d'acquisition, même moment de la fréquence cardiaque, même concentration iodée...

Comme une machine capable de maîtriser les mouvements physiologiques est capable de les étudier, il devient évident que l'amélioration de la résolution temporelle va étendre le domaine de l'imagerie fonctionnelle. Et comme le scanner devient progressivement un outil pas beaucoup plus irradiant qu'une radiographie thoracique, il est logique de penser que sa révolution technologique permanente et ses applications médicales ne sont pas prêtes de s'arrêter.

D-BIBLIOGRAPHIE

1. Wei JH, Hoffman EA, Ritman EL, Wood EH. Cardiogenic motion of right lung parenchyma in anesthetized intact dogs. *J Appl Physiol* 1985; 58: 384–91.
2. Marcus JT, Vonk Noordegraaf A, De Vries PM, Van Rossum AC, Roseboom B, Heethaar RM, et al. MRI evaluation of right ventricular pressure overload in chronic obstructive pulmonary disease. *J Magn Reson Imaging* 1998; 8: 999–1005.
3. Hofman MB, Wickline SA, Lorenz CH. Quantification of in-plane motion of the coronary arteries during the cardiac cycle: implications for acquisition window duration for MR flow quantification. *J Magn Reson Imaging* 1998; 8: 568–76.
4. Ko S-F, Hsieh M-J, Chen M-C, Ng S-H, Fang F-M, Huang C-C, et al. Effects of heart rate on motion artifacts of the aorta on non-ECG-assisted 0.5-sec thoracic MDCT. *AJR* 2005; 184: 1225–30.
5. Revel M-P, Faivre J-B, Remy-Jardin M, Delannoy-Deken V, Duhamel A, Remy J. Pulmonary Hypertension: ECG-gated 64-Section CT Angiographic Evaluation of New Functional Parameters as Diagnostic Criteria¹. *Radiology* 2009; 250: 558–66.
6. Bigot J, Rémy-Jardin M, Duhamel A, Gorgos A-B, Faivre J-B, Rémy J. Nonmassive acute pulmonary embolism: evaluation of the impact of pulmonary arterial wall distensibility on the assessment of the CT obstruction score. *J Thorac Imaging* 2010; 25: 48–56.
7. Flohr T, Prokop M, Becker C, Schoepf UJ, Kopp AF, White RD, et al. A retrospectively ECG-gated multislice spiral CT scan and reconstruction technique with suppression of heart pulsation artifacts for cardio-thoracic imaging with extended volume coverage. *Eur Radiol* 2002; 12: 1497–503.

8. Hong C, Becker CR, Huber A, Schoepf UJ, Ohnesorge B, Knez A, et al. ECG-gated reconstructed multi-detector row CT coronary angiography: effect of varying trigger delay on image quality. *Radiology*. 2001 Sep;220:712–7.
9. Greuter MJW, Dorgelo J, Tukker WGJ, Oudkerk M. Study on motion artifacts in coronary arteries with an anthropomorphic moving heart phantom on an ECG-gated multidetector computed tomography unit. *Eur Radiol* 2005; 15: 995–1007.
10. Raper AJ, Richardson DW, Kontos HA, Patterson JL Jr. Circulatory responses to breath holding in man. *J Appl Physiol* 1967; 22: 201–6.
11. Hamilton MCK, Nightingale AK, Masey S, Stuart AG, Angelini G, Hopkins R, et al. A case report of a normal aorta misdiagnosed as type A dissection by modern multidetector computed tomography. *Eur Radiol* 2010; 20: 1856–8.
12. Beeres M, Schell B, Mastragelopoulos A, Herrmann E, Kerl JM, Gruber-Rouh T, et al. High-pitch dual-source CT angiography of the whole aorta without ECG synchronisation: initial experience. *Eur Radiol* 2012; 22: 129–37.
13. Bruzzi JF, Rémy-Jardin M, Kirsch J, Hennion D, Deken-Delanoy V, Duhamel A, et al. Sixteen-Slice Multidetector Computed Tomography Pulmonary Angiography. *J Comput Assist Tomogr* 2005; 29: 805–14.
14. Goetti R, Leschka S, Baumüller S, Plass A, Wieser M, Desbiolles L, et al. Low dose high-pitch spiral acquisition 128-slice dual-source computed tomography for the evaluation of coronary artery bypass graft patency. *Invest Radiol* 2010; 45: 324–30.

15. Tigges S, Arepalli CD, Tridandapani S, Oshinski J, Kurz CR, Richer EJ, et al. A phantom study of the effect of heart rate, coronary artery displacement and vessel trajectory on coronary artery calcium score: Potential for risk misclassification. *J Cardiovasc Comput Tomogr* 2012; 6: 260–7.
16. Stolzmann P, Goetti RP, Maurovich-Horvat P, Hoffmann U, Flohr TG, Leschka S, et al. Predictors of image quality in high-pitch coronary CT angiography. *AJR* 2011;197:851-8.
17. Boll DT, Gilkeson RC, Fleiter TR, Blackham KA, Duerk JL, Lewin JS. Volumetric assessment of pulmonary nodules with ECG-gated MDCT. *AJR* 2004; 183: 1217–23.
18. Reinhardt JM, Hoffman EA. Quantitative pulmonary imaging: spatial and temporal considerations in high-resolution CT. *Acad Radiol* 1998; 5: 539–46.
19. Piet AHM, Lagerwaard FJ, Kunst PWA, Van Sörnsen de Koste JR, Slotman BJ, Senan S. Can mediastinal nodal mobility explain the low yield rates for transbronchial needle aspiration without real-time imaging? *Chest* 2007; 131: 1783–7.
20. Marten K, Funke M, Engelke C. Flat panel detector-based volumetric CT: prototype evaluation with volumetry of small artificial nodules in a pulmonary phantom. *J Thorac Imaging*. 2004 Jul;19(3):156–63.
21. Nietert PJ, Ravenel JG, Leue WM, Miller JV, Taylor KK, Garrett-Mayer ES, et al. Imprecision in automated volume measurements of pulmonary nodules and its effect on the level of uncertainty in volume doubling time estimation. *Chest* 2009;135:1580–7.
22. 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* 2008;15:1494–504.

23. Marten K, Funke M, Rummeny EJ, Engelke C. Electrocardiographic assistance in multidetector CT of thoracic disorders. *Clin Radiol*. 2005;60:8–21.
24. Kalender WA. Computed Tomography. 3rd ed. *Publicis*; 2011.
25. Goetti R, Feuchtner G, Stolzmann P, Desbiolles L, Fischer MA, Karlo C, et al. High-pitch dual-source CT coronary angiography: systolic data acquisition at high heart rates. *Eur Radiol*. 2010;20:2565–71.
26. Halliburton S, Arbab-Zadeh A, Dey D, Einstein AJ, Gentry R, George RT, et al. State-of-the-art in CT hardware and scan modes for cardiovascular CT. *J Cardiovasc Comput Tomogr*. 2012;6:154–63.
27. Schoepf UJ, Becker CR, Bruening RD, Helmberger T, Staebler A, Leimeister P, et al. Electrocardiographically Gated Thin-Section CT of the Lung¹. *Radiology*. 1999 Sep 1;212(3):649–54.
28. Schernthaner RE, Stadler A, Beitzke D, Homolka P, Weber M, Lammer J, et al. Dose modulated retrospective ECG-gated versus non-gated 64-row CT angiography of the aorta at the same radiation dose: comparison of motion artifacts, diagnostic confidence and signal-to-noise-ratios. *Eur J Radiol*. 2012;81:585–590.
29. Bamberg F, Marcus R, Sommer W, Schwarz F, Nikolaou K, Becker CR, et al. Diagnostic image quality of a comprehensive high-pitch dual-spiral cardiothoracic CT protocol in patients with undifferentiated acute chest pain. *Eur J Radiol*. 2012;81:3697–702.

30. Lell M, Hinkmann F, Anders K, Deak P, Kalender WA, Uder M, et al. High-pitch electrocardiogram-triggered computed tomography of the chest: initial results. *Invest Radiol.* 2009;44:728–33.
31. Scharf M, Bink R, May MS, Hentschke C, Achenbach S, Uder M, et al. High-pitch thoracic CT with simultaneous assessment of coronary arteries: effect of heart rate and heart rate variability on image quality and diagnostic accuracy. *Am J Cardiol* 2011;4:602–9.
32. Leipsic J, Labounty TM, Hague CJ, Mancini GBJ, O'Brien JM, Wood DA, et al. Effect of a novel vendor-specific motion-correction algorithm on image quality and diagnostic accuracy in persons undergoing coronary CT angiography without rate-control medications. *J Cardiovasc Comput Tomogr.* 2012;6:164–71.
33. Alkadhi H, Stolzmann P, Desbiolles L, Baumueller S, Goetti R, Plass A, et al. Low-dose, 128-slice, dual-source CT coronary angiography: accuracy and radiation dose of the high-pitch and the step-and-shoot mode. *Heart.* 2010;96:933–8.
34. Remy-Jardin M, Faivre J-B, Santangelo T, Tacelli N, Remy J. Imaging the Heart-lung Relationships During a Chest Computed Tomography Examination. *J Thorac Imaging* 2010; 25: 239–46.
35. Wang X, Fang J, Tong H, Zhao Q, Song Q, Luo P, et al. High-pitch dual-source CT coronary angiography: analysis of the impact on image quality of altered electrocardiography waves during data acquisition. *Int J Cardiovasc Imaging* 2012; 28 Suppl 1: 15-20.

36. D' Agostino AG, Remy-Jardin M, Khalil C, Delannoy-Deken V, Flohr T, Duhamel A, et al. Low-dose ECG-gated 64-slices helical CT angiography of the chest: evaluation of image quality in 105 patients. *Eur Radiol*. 2006;16:2137–46.
37. Shuman WP, Branch KR, May JM, Mitsumori LM, Lockhart DW, Dubinsky TJ, et al. Prospective versus retrospective ECG gating for 64-detector CT of the coronary arteries: comparison of image quality and patient radiation dose. *Radiology*. 2008;248:431–7.
38. Fink C, Krissak R, Henzler T, Lechel U, Brix G, Takx RAP, et al. Radiation dose at coronary CT angiography: second-generation dual-source CT versus single-source 64-MDCT and first-generation dual-source CT. *AJR* 2011;196:550–557.
39. Nie P, Wang X, Cheng Z, Ji X, Duan Y, Chen J. Accuracy, image quality and radiation dose comparison of high-pitch spiral and sequential acquisition on 128-slice dual-source CT angiography in children with congenital heart disease. *Eur Radiol* 2012; 22: 2057-66.
40. 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*. 2010;20:1188–96.
41. Zhang S-Z, Hu X-H, Zhang Q-W, Huang W-X. Evaluation of computed tomography coronary angiography in patients with a high heart rate using 16-slice spiral computed tomography with 0.37-s gantry rotation time. *Eur Radiol*. 2005 Jun;15:1105–9.
42. Johnson TRC, Nikolaou K, Wintersperger BJ, Knez A, Boekstegers P, Reiser MF, et al. ECG-gated 64-MDCT angiography in the differential diagnosis of acute chest pain. *AJR* 2007;188:76–82.

43. Blum. Scanners multicoupes : Principes et nouvelles applications scanographiques. *J Radiol* 2000;81:1597-1614.
44. Goo HW. State-of-the-art CT imaging techniques for congenital heart disease. *Korean J Radiol.* 2010;11:4–18.
45. De Malherbe M, Duhamel A, Tacelli N, Hachulla A-L, Pontana F, Faivre J-B, et al. Ultrafast imaging of the entire chest without ECG synchronisation or beta-blockade: to what extent can we analyse the coronary arteries? *Insights Imaging.* 2012 ;3:73–9.
46. Rydberg J, Buckwalter KA, Caldemeyer KS, Phillips MD, Conces DJ, Aisen AM, et al. Multisection CT: Scanning Techniques and Clinical Applications¹. *RadioGraphics.* 2000;20:1787–806.
47. Boiselle PM, Hasegawa I, Nishino M, Raptopoulos V, Hatabu H. Comparison of artifacts on coronal reformation and axial CT pulmonary angiography images using single-detector and 4- and 8-detector multidetector-row helical CT scanners. *Acad Radiol.* 2005;12:602-7.
48. Fleischmann D, Rubin GD, Paik DS, Yen SY, Hilfiker PR, Beaulieu CF, et al. Stair-Step Artifacts with Single versus Multiple Detector-Row Helical CT¹. *Radiology.* 2000;216:185–96.
49. Schulz B, Jacobi V, Beeres M, Bodelle B, Gruber T, Lee C, et al. Quantitative Analysis of Motion Artifacts in High-pitch Dual-source Computed Tomography of the Thorax. *J Thorac Imaging* 2012; 27: 382-6.
50. Nishino M, Kubo T, Kataoka ML, Raptopoulos V, Hatabu H. Coronal reformations of the chest on 64-row multi-detector row CT: evaluation of image quality in comparison with 16-, 8- and 4-row multi-detector row CT. *Eur J Radiol.* 2006;59:231–7.

51. Baumueller S, Alkadhi H, Stolzmann P, Frauenfelder T, Goetti R, Schertler T, et al. Computed tomography of the lung in the high-pitch mode: is breath holding still required? *Invest Radiol.* 2011 ;46:240–5.
52. Bolen MA, Popovic ZB, Tandon N, Flamm SD, Schoenhagen P, Halliburton SS. Image quality, contrast enhancement, and radiation dose of ECG-triggered high-pitch CT versus non-ECG-triggered standard-pitch CT of the thoracoabdominal aorta. *AJR Am J Roentgenol.* 2012 Apr;198(4):931–8.

Annexe 1

JFR'2010 - Palais des Congrès - Paris, porte Maillot

du 22 au 26 octobre 2010

A l'attention de Christine DARCHIS (martine.remy@chru-lille.fr)

Objet : [JFR'2010] Résultat de soumission - Résumé 012158 - Angioscanographie thoracique en ultra haute résolution temporelle (UHRT) sans gating cardiaque : évaluation des artefacts cardiogéniques

Madame, Monsieur, chère collègue, cher collègue,

Nous avons le plaisir de vous informer, au nom du Comité des Programmes des JFR'2010, que le résumé que vous avez soumis en Communication orale a été accepté :

Votre soumission : 012158 - Angioscanographie thoracique en ultra haute résolution temporelle (UHRT) sans gating cardiaque : évaluation des artefacts cardiogéniques

Auteurs : C DARCHIS, N TACELLI, M RÉMY-JARDIN, AL HACHULLA, JB FAIVRE, J RÉMY - LILLE - FRANCE

Spécialité : Thorax

Dans la séance D21 - Cancer et interventionnel pulmonaire : technologie TDM innovante, votre intervention est programmée le Dimanche 24 octobre à 16h30 dans la Salle 20, pour une durée d'intervention de 7 minutes, suivie de 3 minutes de discussion.

Seules les présentations électroniques au format Powerpoint sont acceptées.

Instructions Techniques / Informations Pratiques :

Cliquez sur le lien suivant pour consulter les recommandations : .

L'avant-programme ainsi que les bulletins d'inscription seront disponibles en ligne sur le site de la SFR dès la semaine prochaine,

et le programme dans le courant du mois de septembre.

Jean-François Méder

Responsable des JFR

Angioscanographie thoracique en ultra haute résolution temporelle (UHRT) sans gating cardiaque : évaluation des artefacts cardiogéniques Fermer X

C Darchis,zerN Tacelli,zerM Rémy-Jardin,zerA-L Hachulla,zerJ-B Faivre,zerJ Rémy - Lille

 is.darchis@aliceadsl.fr

Objectifs

Evaluer la fréquence et la sévérité des artefacts cardiogéniques en angioscanographie thoracique acquise en ultra-haute résolution temporelle (UHRT) sans gating cardiaque.

Matériels et méthodes

Cent patients consécutifs non bêta-bloqués ont bénéficié d'une angioscanographie thoracique en TDM double source - simple énergie, sans gating cardiaque (collimation : 64x0.6 mm, temps de rotation : 0,28 s ; pitch : 3) avec une résolution temporelle de 75 ms.

Résultats

Les valeurs moyennes de la fréquence cardiaque, durée des acquisitions et DLP étaient respectivement de 78.9 bpm, 0.9 sec et 124.3 mGy. cm. Au niveau de la circulation pulmonaire, seules 5 artères pulmonaires sur les 7100 artères examinées (71 artères par patient : 5 médiastinales, 6 lobaires, 20 segmentaires et 40 sous-segmentaires) présentent des artefacts cardiogéniques (0.07 %). Aucun dédoublement de structures (scissures, bronches, vaisseaux pulmonaires périphériques, bords du cœur et/ou diaphragme) n'est observé chez 64 % des patients ; lorsque présents (36 patients), ces artefacts sont de sévérité minime (29/36 ; 80.5 %), modérée (6/36 ; 16.7 %) ou marquée (1/36 ; 2.7 %), majoritairement paracardiaques.

Conclusion

L'UHRT fournit une imagerie thoracique très peu dégradée par les battements cardiaques.

Annexe 2



Abstract de la communication scientifique, ECR, mars 2011 :

B-757 Dual-source nongated CT angiography of the chest: impact of high temporal resolution and high pitch mode on cardiogenic motion artefact

C. Darchis, N. Tacelli, J.-B. Faivre, T. Santangelo, M. Remy-Jardin, J. Remy; *Lille/FR*

Purpose: To evaluate the frequency and severity of cardiogenic motion artefacts on dual-source computed tomography (CT) angiograms of the chest acquired with a high-pitch and high-temporal resolution scanning mode.

Methods and Materials: 100 consecutive patients underwent nongated chest CT angiography with dual-source, single-energy CT without administration of beta-blockers (temporal resolution: 75 msec). The presence, location and severity of cardiogenic motion artefacts were evaluated at the level of mediastinal vessels, central and peripheral pulmonary arteries, heart borders and lung parenchyma.

Results: The mean (\pm SD) duration of data acquisition and heart rate were 0.9 (\pm 0.07) s and 78.9 (\pm 15.2) bpm, respectively. Cardiogenic motion artefacts were depicted at the level of the ascending aorta in 4 patients (4%) and pulmonary trunk in 2 patients (2%). Among the 7000 pulmonary arteries analysed (5 central, 5 lobar, 20 segmental, 40 subsegmental arteries/patient), pseudofilling defects were depicted at the level of 3 segmental arteries (0.042%). A "double contour" of the left ventricle was noted in 52 patients (52%) and in 7 patients (7%) at the level of the right atrium, with a mean (\pm SD) transverse displacement of 1.35 (\pm 1.46) mm and 2.14 (\pm 0.21) mm of the cardiac margin, respectively. Cardiogenic motion artefacts within lung parenchyma were depicted in 36 patients (36%), rated as minimal (29/36; 80.5%), moderate (6/36; 16.7%) or severe (1/36; 2.7%), most commonly seen in the cortical zones of the lower lungs.

Conclusion: Routine scanning of patients with high temporal resolution and high pitch provides examinations devoid of detrimental cardiogenic motion artefacts.

Auteur : Darchis Christine

Date de soutenance : 19 Juin 2013

Titre de la Thèse : ULTRA HAUTE RESOLUTION TEMPORELLE ET ARTEFACTS CARDIOGENIQUES EN TDM THORACIQUE DE L'ADULTE.

Thèse, Médecine, Lille, 2013

Cadre de classement : DES de Radiodiagnostic et Imagerie médicale

Mots-clés : Thorax, tomodensitométrie, circulation pulmonaire, double source.

Résumé :

Objectifs : Evaluer la fréquence et la sévérité des artéfacts cardiogéniques en angioscanographie thoracique acquise en ultra-haute résolution temporelle

Matériels et méthodes : 100 patients consécutifs ont bénéficié d'une angioscanographie thoracique en TDM double source-simple énergie, avec un pitch élevé à 3 et une résolution temporelle de 75 ms.

Résultats : La durée moyenne des acquisitions était de 0.9 ± 0.07 s et la fréquence cardiaque moyenne était de 78.9 ± 15.2 bpm. Des artéfacts cardiogéniques au niveau du tronc pulmonaire étaient présents chez 2 patients (2%). Sur les 7000 artères pulmonaires analysées (5 centrales, 5 lobaires, 20 segmentaires et 40 sous-segmentaires par patient), 3 artères présentaient un pseudo-embolie (0.042%) associé à un artéfact de double contour de la paroi vasculaire. L'artéfact en étoile à l'étage sous-segmentaire était visible dans 76 segments (3.8% des segments analysés), le plus souvent au niveau de la lingula et du lobe inférieur gauche. 23 patients (23%) montraient au moins un type d'artéfact et 77% des patients ne présentaient aucun artéfact cardiogénique.

Conclusion : Le scanner double source, simple énergie avec un pitch élevé et une ultra-haute résolution temporelle permet une analyse de la circulation pulmonaire très peu dégradée par les artéfacts cardiogéniques.

Composition du Jury :

Président : Madame le Professeur Martine REMY-JARDIN

Assesseurs : Monsieur le Professeur Jacques REMY
Monsieur le Professeur Jean-Pierre PRUVO
Monsieur le Professeur Arnaud SHERPEREEL

Directeur de thèse : Madame le Docteur TACELLI

