



UNIVERSITE LILLE 2 DROIT ET SANTE
FACULTE DE MEDECINE HENRI WAREMBOURG

Année : 2015

THESE POUR LE DIPLOME D'ETAT
DE DOCTEUR EN MEDECINE

**Impact de la résolution temporelle sur l'analyse
scanographique des parois bronchiques**

Présentée et soutenue publiquement le 19 Juin 2015 à 18 heures
Au Pôle Recherche
Par Antoine HUTT

JURY

Président :

Madame le Professeur Martine REMY-JARDIN

Assesseurs :

Monsieur le Professeur Jacques REMY

Monsieur le Professeur Arnaud SCHERPEREEL

Monsieur le Professeur Alain DUHAMEL

Directeur de Thèse :

Madame le Docteur Nunzia TACELLI

Avertissement

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

Liste des abréviations

BPCO	Broncho-pneumopathie chronique obstructive
DS	Déviation standard
DSCT	« Dual Source CT » : scanner double source
ECG	Electrocardiogramme
EFR	Explorations fonctionnelles respiratoires
ID	Isovolumétrie diastolique
LA	« Lumen area » : Surface luminale bronchique
RC	Résolution en contraste
RD	Résolution en densité
ROI	Région d'intérêt
RS	Résolution spatiale
RS'	Résolution spectrale
RSB	Rapport signal sur bruit
RT	Résolution temporelle
TDM	Tomodensitométrie
TR	Temps de rotation
UH	Unité Hounsfield
WA	« Wall area » : Surface pariétale bronchique
WT	« Wall thickness » : Epaisseur pariétale bronchique

Table des matières

Résumé	1
Première partie : Contexte scientifique	2
Introduction	3
I. Rappels anatomiques et physiologiques	4
A. Arbre trachéo-bronchique et nomenclature de Boyden	4
B. Bronches para-cardiaques	7
C. Structure d'une bronche	7
1. Paroi bronchique	7
2. Lumière bronchique	7
D. Origine et physiologie des mouvements thoraciques	8
1. Origine des mouvements thoraciques	8
2. Physiologie cardio-vasculaire	9
3. Physiologie des mouvements non cardio-vasculo-géniques	11
a) <i>Respiration</i>	11
b) <i>Autres</i>	11
II. Critères de qualité d'une image TDM	12
A. Résolution spatiale	12
B. Résolution en contraste (RC) ou en densité (RD)	13
C. Résolution temporelle (RT)	13
D. Résolution spectrale (RS')	15
E. Bruit de l'image	15
F. Notion d'artéfact	16
1. Artéfacts de mouvement	17
2. Artéfacts liés au mode spiralé ou hélicoïdal	20
3. Artéfacts liés aux appareils multi-coupes	20
III. Stratégies d'optimisation de la résolution temporelle	22
A. Acquisition spiralée	22
B. Vitesse de rotation du tube à rayons X	23
C. Augmentation de la distance couverte par rotation	24
1. Nombre et épaisseur de coupe par rotation	24
a) <i>Collimation</i>	24
b) <i>Nombre et largeur des barrettes</i>	25
2. Pitch ou pas de l'hélice	26
D. Reconstruction à partir de rotations partielles	27
E. Nombre de tubes par rotation : systèmes simple et double source	31
F. Emploi de techniques de synchronisation cardiaque et/ou respiratoire	34
G. Cas particulier de l'EBCT	34
IV. La mesure des parois bronchiques : un nouvel outil radiologique et clinique	35
A. Introduction	35
B. Principes des mesures de parois	36
1. Paramètres quantitatifs bronchiques mesurables	36
2. Mesures manuelles	38
3. Mesures automatisées et semi-automatisées	38
4. Critères de qualité et sites de mesure des parois bronchiques	42

C. Applications cliniques et bénéfices attendus	43
1. BPCO	43
2. Asthme	45
3. Mucoviscidose	47
V. Discussion : validité des mesures bronchiques scanographiques dans les études actuelles	47
Références bibliographiques	50
Deuxième partie : Etude clinique	55
Abstract.....	57
Introduction	58
Materials and methods	59
I. Population	59
II. CT protocol.....	59
A. Acquisition parameters.....	59
B. Images reconstruction	60
C. Parameters analysed	60
1. Study group characteristics.....	60
2. Scanning conditions and image quality.....	60
3. Evaluation of cardiogenic artifacts	60
4. Conditions of image analysis	61
D. Statistical analysis	62
Results	63
Discussion	72
Appendix.....	75
Appendix 1 : Group 1 and Group 2 images reconstruction technique	75
References	76
Conclusion.....	80
Annexes	81
Annexe 1: Exploitation scientifique du travail	81
Annexe 2: Author's personal copy excerpt.....	82
Annexe 3: Journées Françaises de Radiologie (JFR), Octobre 2013	84
Annexe 4: Radiological Society of North America (RSNA), Décembre 2013	86
Annexe 5: European Congress of Radiology (ECR), Mars 2014	88
Annexe 6: European Society of Thoracic Imaging (ESTI), Juin 2014.....	90

RESUME

Contexte: De nombreux travaux montrent l'intérêt de l'analyse scanographique des parois bronchiques. En raison de la pulsativité du cœur, les bronches sont en mouvement permanent. Ces mouvements sont responsables d'artéfacts pouvant gêner une étude pariétale bronchique fine. La résolution temporelle (RT), qui correspond à la capacité du scanner à figer le mouvement est donc un paramètre capital à prendre en compte. En l'absence d'attention spécifique portée à ce paramètre dans la littérature actuelle, l'objectif de ce travail est d'évaluer l'impact de la RT sur la fréquence et la sévérité des artéfacts cardiogéniques sur les parois bronchiques.

Méthode: 90 patients ont bénéficié d'un examen TDM double source, simple énergie, sans « gating » cardiaque (pitch: 2), avec reconstruction de 2 séries d'images: RT optimisée de 75 ms (Groupe 1) ; RT standard de 140 ms (Groupe 2). Les artéfacts cardiogéniques étaient étudiés sur 8 bronches cibles : B1, B5, B7 et B10 droites et gauches soit un total de 720 bronches analysées.

Résultats: Les artéfacts étaient significativement moins nombreux et moins sévères dans le groupe 1 que dans le groupe 2 ($p < 0.0001$) avec une différence plus marquée pour les bronches para-cardiaques (B5D, B5G, B7G). Dans le groupe 1, 78% (560/720) des bronches étaient dépourvues d'artéfacts cardiogéniques alors que 22% des bronches (160/720) présentaient des artéfacts, cotés comme minimes (152/160; 95%), modérés (7/160; 4%) et sévères (1/160; 1%) ; dans le groupe 2, 30% des bronches (217/720) étaient sans artéfact tandis que 70% (503/720) présentaient des artéfacts minimes (410/503; 82%), modérés (82/503; 16%) et sévères (11/503; 2%).

Conclusion: Une RT optimale réduit significativement les artéfacts cardiogéniques. Ce paramètre devrait systématiquement être pris en compte lors de l'analyse scanographique des parois bronchiques.

PREMIERE PARTIE :

CONTEXTE SCIENTIFIQUE

INTRODUCTION

Au cours des 30 dernières années, le scanner s'est imposé comme la modalité radiologique de choix pour l'étude du thorax en raison de sa simplicité d'utilisation, de son accessibilité et de sa capacité à exploiter l'excellent contraste spontané air/tissus du poumon.

De nos jours, de nombreux auteurs s'intéressent à l'analyse scanographique fine des parois bronchiques comme marqueur de la sévérité des maladies broncho-pulmonaires et comme outil de monitoring non invasif de ces pathologies [1-3].

Les images tomodensitométriques actuelles permettent une évaluation qualitative fiable des structures thoraciques. Cependant, il persiste des incertitudes quant à la validité des mesures quantitatives fines réalisées sur les structures bronchiques. En effet, les structures anatomiques thoraciques cardio-vasculaires et par conséquent les bronches adjacentes sont en mouvement permanent [4], source d'artéfacts risquant de largement compromettre la pertinence d'une approche chiffrée. Afin de réaliser une analyse quantitative bronchique fiable il est donc indispensable de s'affranchir autant que faire se peut de ces artéfacts de mouvement. La résolution temporelle d'un scanner, qui peut-être définie de façon simple par sa capacité à figer le mouvement, représente ainsi un paramètre capital dans cette démarche d'amélioration de la fiabilité et de la reproductibilité des mesures puisqu'une excellente résolution temporelle permet de s'affranchir au maximum du mouvement et ainsi des artéfacts en résultant.

En l'absence d'attention spécifique portée à ce paramètre dans les études actuellement publiées, l'objectif de ce travail est de démontrer l'impact de la résolution temporelle sur l'analyse scanographique des parois bronchiques et de souligner ainsi son rôle déterminant avant toute analyse fine qualitative mais aussi et surtout quantitative des bronches.

I. Rappels anatomiques et physiologiques

A. Arbre trachéo-bronchique et nomenclature de Boyden

Trachée et bronches sont les conduits aérifères permettant les échanges gazeux entre les poumons et l'air environnant. La trachée fait suite au larynx. Elle commence dans le cou et se termine dans le thorax en donnant deux branches de bifurcation, les bronches souches ou bronches principales droite et gauche. Les deux bronches souches divergent l'une de l'autre et se dirigent vers le hile du poumon correspondant. Chacune d'elle pénètre dans le poumon par le hile et le traverse jusqu'à sa base en donnant de nombreuses ramifications. Une bronche souche et ses ramifications constituent un arbre bronchique. Des deux bronches souches droite et gauche naissent les bronches : lobaires, pour les 3 lobes (supérieurs, moyen et inférieur) à droite et les 2 lobes (supérieur et inférieur) à gauche ; segmentaires (pour les 10 segments pulmonaires à droite comme à gauche) et sous-segmentaires. Les bronches sous-segmentaires donnent à leur tour naissance à des bronches plus petites qui se divisent elles aussi et ainsi de suite. Les bronches se divisent de manière dichotomique, à l'exception des bronches proximales. Après une vingtaine de divisions successives, les bronchioles terminales donnent naissance aux bronchioles respiratoires. Ces dernières s'ouvrent dans les conduits et les sacs alvéolaires tapissés par les alvéoles pulmonaires. Une des nomenclatures fréquemment utilisée en radiologie thoracique et employée dans ce travail pour décrire les divisions bronchiques est la nomenclature de Boyden [5, 6] (Tableau 1 et Figure 1). Bien que cette nomenclature ne soit pas utilisée par l'ensemble de la communauté radiologique, elle est couramment employée par les équipes de chirurgie thoracique et de pneumologie, en particulier par les endoscopistes. Ainsi, puisque cette nomenclature permet un langage commun entre les différentes spécialités, il était logique de l'employer pour la réalisation de ce travail.

Tableau 1 : Dispositions bronchiques segmentaires et sous-segmentaires prédominantes des poumons droits et gauches d'après Boyden [6].

Arbre bronchique droit	Arbre bronchique gauche
Lobe supérieur droit	Lobe supérieur gauche
<p>B1 : Bronche segmentaire apicale B1a : rameau sous-segmentaire postérieur B1b : rameau sous-segmentaire antérieur</p> <p>B2 : Bronche segmentaire antérieure B2a : rameau sous-segmentaire externe B2b : rameau sous-segmentaire antérieur</p> <p>B3 : Bronche segmentaire postérieure B3a : rameau sous-segmentaire postérieur B3b : rameau sous-segmentaire externe</p>	<p><i>Culmen</i></p> <p>B1+ 3 : Bronche segmentaire apico-dorsale B1+ 3a : rameau sous-segmentaire antérieur B1+ 3b : rameau sous-segmentaire postérieur</p> <p>B2 : Bronche segmentaire antérieure B2a : rameau sous-segmentaire externe B2b : rameau sous-segmentaire antérieur</p> <p><i>Lingula</i></p> <p>B4 : Bronche sous-segmentaire supérieure de la lingula B4a : rameau externe B4b : rameau interne</p> <p>B5 : Bronche sous-segmentaire inférieure de la lingula B5a : rameau supérieur B5b : rameau inférieur</p>
Lobe moyen	
<p>B4 : Bronche segmentaire externe B4a : rameau sous-segmentaire externe B4b : rameau sous-segmentaire interne</p> <p>B5 : Bronche segmentaire interne B5a : rameau sous-segmentaire supérieur B5b : rameau sous-segmentaire inférieur</p>	
Lobe inférieur droit	Lobe inférieur gauche
<p>B6 : Bronche segmentaire supérieure B6a : rameau sous-segmentaire interne B6b : rameau sous-segmentaire supérieur B6c : rameau sous-segmentaire externe</p> <p>B* : Bronche segmentaire sous-apicale</p> <p>B7 : Bronche segmentaire médio-basale B7a : rameau sous-segmentaire externe B7b : rameau sous-segmentaire interne</p> <p>B8 : Bronche segmentaire antéro-basale B8a : rameau sous-segmentaire externe B8b : rameau sous-segmentaire basal</p> <p>B9 : Bronche segmentaire latéro-basale B9a : rameau sous-segmentaire externe B9b : rameau sous-segmentaire basal</p> <p>B10 : Bronche segmentaire postéro-basale B10a : rameau sous-segmentaire externe B10b : rameau sous-segmentaire interne</p>	<p>B6 : Bronche segmentaire supérieure B6a : rameau sous-segmentaire interne B6b : rameau sous-segmentaire supérieur B6c : rameau sous-segmentaire externe</p> <p>B* : Bronche segmentaire sous-apicale</p> <p>B7 : Bronche segmentaire médio-basale B7a : rameau sous-segmentaire externe B7b : rameau sous-segmentaire interne</p> <p>B8 : Bronche segmentaire antéro-basale B8a : rameau sous-segmentaire externe B8b : rameau sous-segmentaire basal</p> <p>B9 : Bronche segmentaire latéro-basale B9a : rameau sous-segmentaire externe B9b : rameau sous-segmentaire basal</p> <p>B10 : Bronche segmentaire postéro-basale B10a : rameau sous-segmentaire externe B10b : rameau sous-segmentaire interne</p>

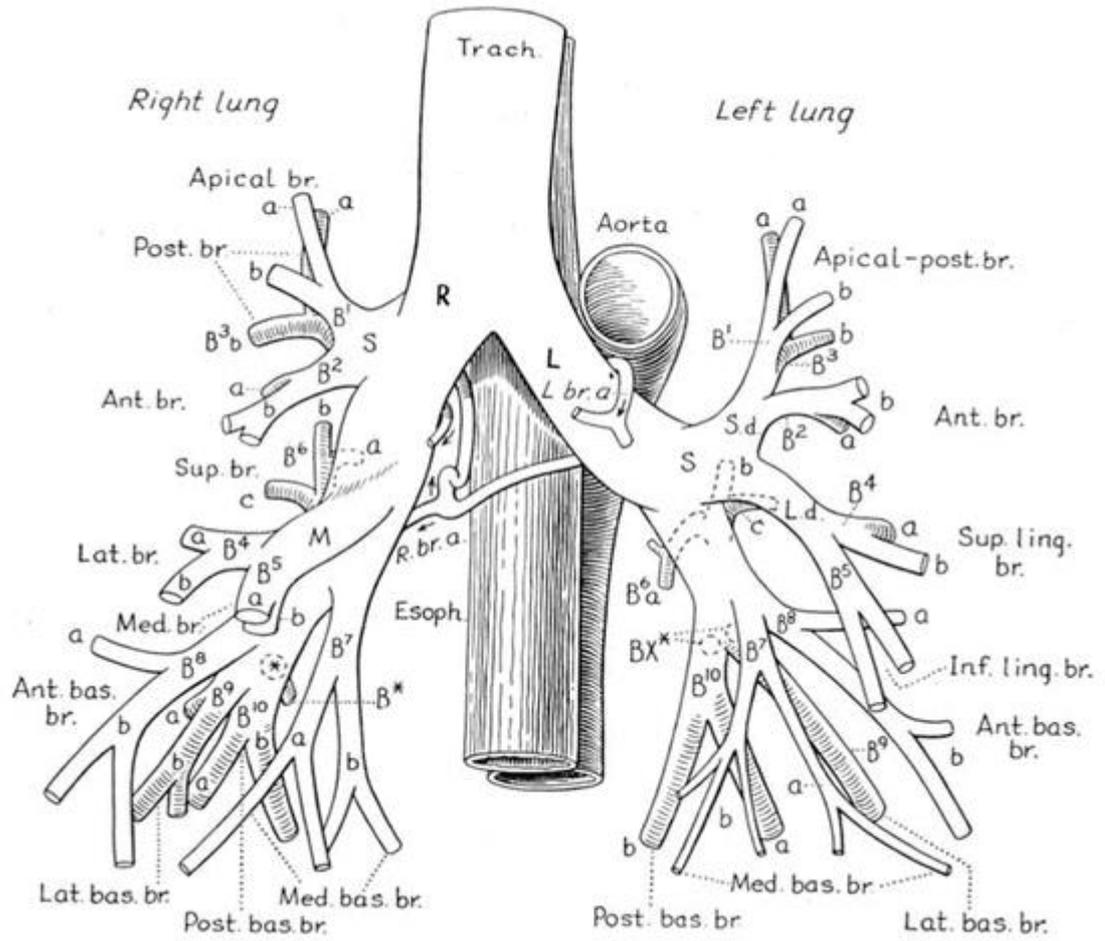


Figure 1 : Vue antérieure de l'arbre trachéo-bronchique d'après Boyden [5].

B. Bronches para-cardiaques

Les bronches dites para-cardiaques sont en contact étroit avec les cavités cardiaques. Ce sont donc ces bronches qui sont le plus affectées par les mouvements systolo-diastoliques du cœur et des gros vaisseaux. Il s'agit de B5 et B7 droites et gauches.

C. Structure d'une bronche

Les bronches sont constituées d'une paroi délimitant la lumière bronchique (Figure 2). Ces deux entités (lumière et paroi) font l'objet des mesures sur les examens TDM.

1. Paroi bronchique

La paroi bronchique est constituée d'une tunique externe fibro-chondro-musculaire et d'une tunique interne muqueuse [7].

La tunique externe, fibro-chondro-musculaire, se compose d'une lame superficielle fibro-cartilagineuse ou simplement fibreuse suivant le calibre de la bronche et d'une couche profonde musculaire. La couche musculaire est formée de faisceaux transversaux placés à l'intérieur de la lame fibro-cartilagineuse ou fibreuse.

La tunique interne, muqueuse, s'amincit en même temps que diminue le diamètre des bronches.

2. Lumière bronchique

Elle renferme :

- l'air véhiculé de l'extérieur jusqu'aux alvéoles pulmonaires et inversement
- des sécrétions en abondance variable.

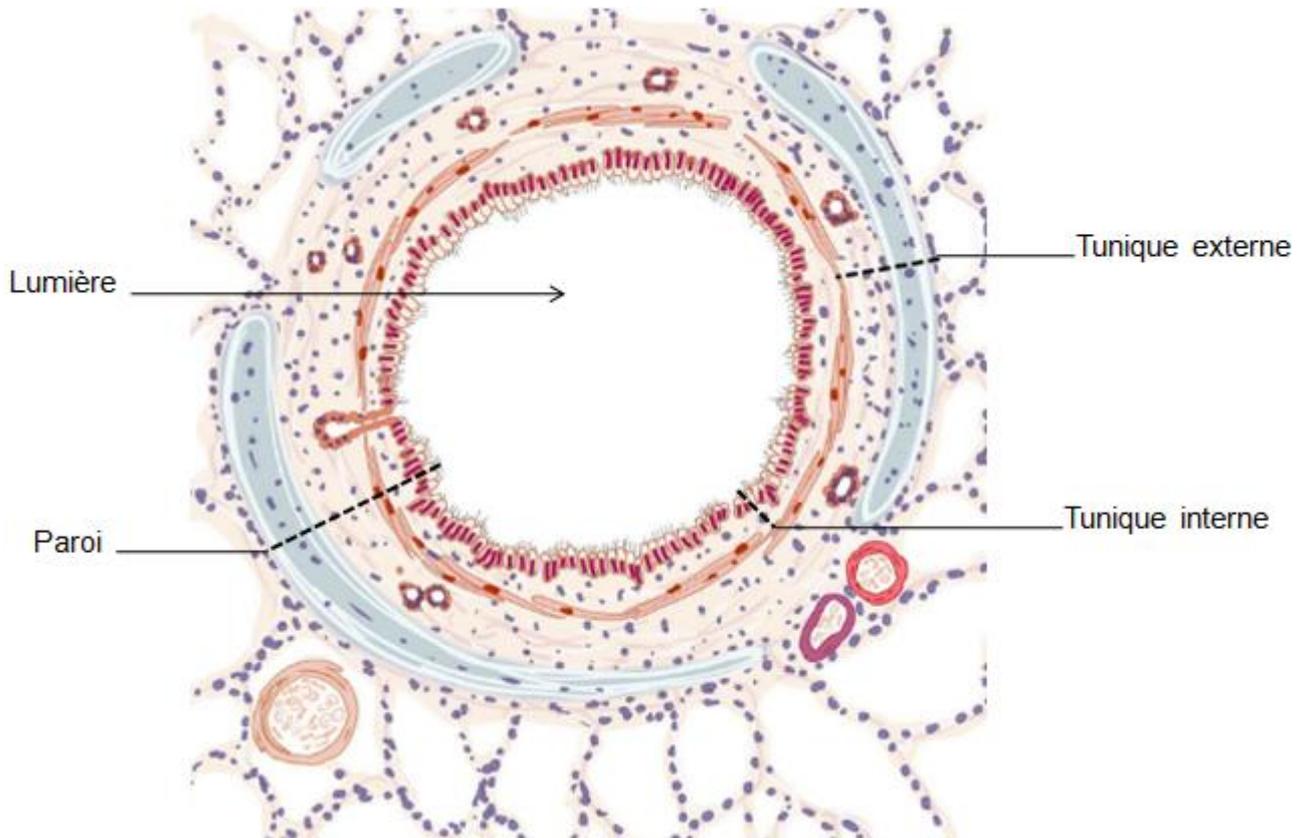


Figure 2: Bronche en coupe. D'après "e-Anatomy, Micheau A, Hoa D, www.imaios.com".

D. Origine et physiologie des mouvements thoraciques

1. Origine des mouvements thoraciques

Le thorax est une région anatomique en mouvement permanent. Les mouvements thoraciques ont des origines variées et sont responsables d'artéfacts pouvant altérer la qualité image et gêner l'interprétation radiologique. Parmi les multiples causes de mouvements thoraciques, la plus pourvoyeuse d'artéfacts TDM est cardio-vasculo-génique. En effet, selon la région thoracique considérée, l'amplitude du déplacement des structures cardio-vasculaires est comprise entre 2,5 et 25 mm [4]. Cependant, il ne faut pas limiter les mouvements thoraciques à ceux du cœur et des vaisseaux. La respiration, le péristaltisme œsophagien, les efforts de toux, l'agitation des patients dans diverses situations cliniques (traumatisé, réanimation, neuropsychiatrie, pédiatrie...) sont également pourvoyeurs de mouvements et donc d'artéfacts. Ainsi pour obtenir des images médicales thoraciques de bonne qualité il faudra tenir compte de l'ensemble de ces sources de mouvements. Une bonne connaissance de la physiologie des différents organes

thoraciques permettra au radiologue d'optimiser la technique pour s'affranchir au maximum de ces artéfacts de mouvement.

2. Physiologie cardio-vasculaire

La pulsatilité du cœur et des vaisseaux est la principale source de mouvements et donc d'artéfacts en TDM thoracique. Le but de ce paragraphe est d'expliquer en quoi une bonne connaissance de la physiologie cardiaque permet de s'affranchir au maximum des artéfacts de mouvement. Les notions plus techniques telles que la résolution temporelle, les artéfacts, le pitch... seront développées dans les paragraphes suivants.

Le cycle cardiaque se compose de 4 phases: phase I : remplissage, phase II : contraction isovolumique, phase III : éjection, phase IV : relaxation isovolumique. Les phases I et IV correspondent à la diastole et les phases II et III à la systole (Figure 3).

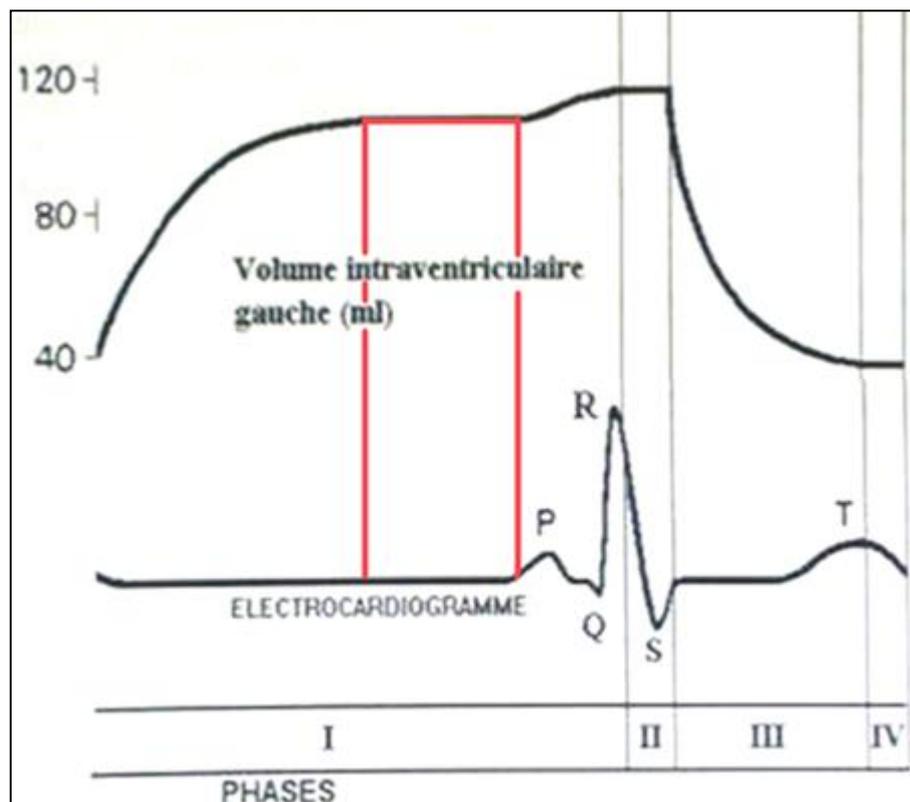


Figure 3 : Electrocardiogramme avec les 4 phases du cycle cardiaque et la correspondance temporelle avec les variations du volume intraventriculaire gauche. En rouge est matérialisée la zone d'isovolumétrie diastolique. D'après D'Alché [8].

A 75 bpm, la durée moyenne d'un cycle cardiaque est de 800 ms. La diastole dure 530 ms et la systole dure 270 ms. Plus la fréquence cardiaque augmente et plus la durée du cycle cardiaque diminue. Par exemple, à 200 bpm, la durée d'un cycle est de 300 ms (diastole : 140 ms ; systole : 160 ms).

Pendant la diastole, le cœur n'est pas immobile mais se dilate activement. Il en résulte que le volume ventriculaire gauche n'est stable que pendant environ un quart de la diastole soit une durée égale à 130 ms à 75 bpm. Cette phase d'isovolumétrie diastolique (ID) est le moment idéal pour acquérir la hauteur cardiaque puisqu'elle correspond à une période de relative immobilité. Il serait donc intéressant en pratique de pouvoir synchroniser l'acquisition thoracique à l'ECG pour faire coïncider le moment de l'acquisition de la hauteur cardiaque avec la période d'ID. Bien que possible en théorie, ceci n'est pas encore appliqué en routine clinique.

La durée d'ID étant connue il faudra non seulement acquérir la hauteur cardiaque à ce moment précis mais aussi s'assurer que la durée d'acquisition de cette hauteur est inférieure à la durée de l'ID si l'on veut être certain de s'affranchir de la totalité des artéfacts de mouvement. Pour cela, il est nécessaire de tenir compte du rapport entre la hauteur cardiaque et la hauteur thoracique. En effet, chez un patient adulte, la hauteur cardiaque correspond au tiers de la hauteur thoracique. La hauteur thoracique moyenne étant de 32 cm, la hauteur cardiaque moyenne est donc de 11 cm. Par ailleurs, le temps d'acquisition d'une hauteur thoracique de 32 cm varie selon le pitch. A titre d'exemple, il est de 920 ms pour un pitch égal à 2, de 750 ms pour un pitch égal à 2,5 et de 630 ms pour un pitch égal à 3. Le temps d'acquisition de la hauteur cardiaque étant égal au 1/3 de celui de la hauteur thoracique, celui-ci est de $630/3 = 210$ ms pour un pitch égal à 3. Cette durée d'acquisition de la hauteur cardiaque de 210 ms est donc inférieure à la durée diastolique (530 ms) mais supérieure au temps d'ID du VG (130 ms). Ainsi, pour s'affranchir complètement des mouvements cardiaques, il est nécessaire en pratique de disposer d'une résolution temporelle suffisante permettant une durée d'acquisition de la hauteur cardiaque inférieure à la durée d'ID.

En résumé, la connaissance de la physiologie cardiaque révèle trois points d'intérêt permettant de limiter les artéfacts: tout d'abord, lors d'un scanner thoracique, l'acquisition de la hauteur cardiaque doit avoir lieu pendant une durée précise (isovolumétrie diastolique) où il existe une immobilité cardiaque relative ; ensuite, il est nécessaire de disposer d'une excellente résolution temporelle,

inférieure à cette durée ; enfin, plus la fréquence cardiaque augmente, plus les durées systolo-diastoliques diminuent et donc plus la résolution temporelle doit être bonne. Actuellement la résolution temporelle des scanners les plus performants permet une durée d'acquisition de la hauteur cardiaque de 150 ms notamment grâce à l'emploi de pitches élevés égaux à 3,4 soit une durée d'acquisition très proche de l'isovolumétrie diastolique à 75 bpm (130 ms).

3. Physiologie des mouvements non cardio-vasculo-géniques

a) Respiration

Chaque cycle respiratoire se compose d'une phase d'inspiration et d'une phase d'expiration. Pendant l'inspiration, le volume thoracique augmente dans toutes les directions de l'espace grâce à la contraction des muscles inspiratoires (diaphragme, muscles intercostaux...) permettant l'entrée de l'air. A l'inverse, pendant l'expiration, la relaxation des muscles inspiratoires et le retour élastique du tissu pulmonaire permettent une diminution du volume de la cage thoracique et une expulsion de l'air. Entre inspiration et expiration forcées, la position du diaphragme peut varier d'une amplitude comprise entre 6 et 10 cm. Ces importantes variations de volume thoracique expliquent que la respiration soit également une grande pourvoyeuse d'artéfacts de mouvement. En revanche, contrairement aux artéfacts d'origine cardio-vasculo-génique, les artéfacts d'origine respiratoire pourront facilement être neutralisés par l'apnée. Si toutefois celle-ci est impossible à obtenir ou à tenir, tout comme pour les artéfacts d'origine cardio-vasculo-génique, une excellente résolution temporelle permettra de s'en affranchir.

b) Autres

Le péristaltisme œsophagien pourra également être neutralisé par la rapidité de l'acquisition.

Les efforts de toux et l'agitation seront neutralisés par la coopération du patient, celle-ci étant en grande partie liée à la bonne explication du déroulement de l'examen. Dans les situations où la coopération est difficile voire impossible (traumatisé, réanimation, neuropsychiatrie, pédiatrie...) la rapidité de l'acquisition sera alors capitale.

Ainsi, une bonne connaissance de l'anatomie et de la physiologie thoracique couplée à une résolution temporelle élevée permettra de s'affranchir au maximum des mouvements thoraciques.

II. Critères de qualité d'une image TDM

Les deux critères de qualité principaux d'une image TDM sont sa netteté (visualisation de détails et absence de flous) et son contraste [9].

Ces deux critères découlent immédiatement des 4 points suivants :

- La résolution spatiale (RS)
- La résolution en contraste (RC) ou en densité (RD)
- La résolution temporelle (RT)
- La résolution spectrale (RS')

En outre, la qualité globale de l'image dépendra également du niveau de bruit directement lié à la dose utilisée et de la présence ou de l'absence d'artéfacts d'origines diverses.

A. Résolution spatiale

Elle correspond au détail de l'image. La RS détermine ainsi la plus petite distance permettant la séparation visuelle de deux objets. D'une façon encore plus simple elle peut être définie comme la dimension du plus petit objet visible sur l'image. Elle s'exprime en paires de lignes/cm. Il faut distinguer : la RS intracoupe (RS x,y) et la RS sur l'axe z (RS z). Les principaux paramètres déterminant la résolution spatiale sont : la taille du foyer et des détecteurs, la taille du pixel c'est-à-dire le rapport champ de vue / matrice, les épaisseurs de coupe (collimation et reconstruction), le nombre de projections composant la coupe, le filtre de convolution, le pitch, et la position de l'objet. Pour optimiser la RS il faudra ainsi utiliser un foyer et des détecteurs de petite taille, placer l'objet au centre du champ de vue, obtenir des pixels de petite taille (petit champ de vue/grande matrice), utiliser un filtre « dur », des coupes fines, un nombre élevé de projections par coupe et un pitch faible.

B. Résolution en contraste (RC) ou en densité (RD)

Elle correspond au contraste de l'image. La RD détermine ainsi la capacité à distinguer deux objets d'intensité proche. Elle est principalement affectée par le bruit de l'image. Elle augmente avec le rapport signal sur bruit (RSB) qui s'améliore avec l'accroissement du volume du voxel (volume élémentaire constituant l'image) et l'augmentation de la dose délivrée par voxel donc l'exposition aux rayons X. Les principaux paramètres déterminant la résolution en densité sont ainsi : la dose, l'épaisseur de coupe, le filtre de convolution, et le fenêtrage. Pour obtenir une bonne RD il faudra donc utiliser une dose plus élevée, des coupes épaisses, un filtre «mou», et un fenêtrage spécifique.

Résolution en densité et résolution spatiale agissent de manière antagoniste et il est ainsi difficile de satisfaire les deux en même temps. Il faudra donc à partir des données brutes d'une même acquisition reconstruire des images dédiées pour chaque type de tissu avec des filtres, des épaisseurs de coupe et un fenêtrage propre permettant de privilégier l'une ou l'autre de ces résolutions.

C. Résolution temporelle (RT)

Elle correspond à la capacité du scanner à figer le mouvement.

La TDM étant une technique volumique (x,y,z) et temporelle (t), il faut alors distinguer 3 sous-types de RT :

- *résolution temporelle intracoupe* (également appelée RT x,y) correspondant à la durée d'acquisition des projections nécessaires à la reconstruction d'une coupe. Une projection se définissant comme la lecture d'une barrette de détecteurs à une position angulaire donnée, l'information ainsi obtenue s'appelant le profil d'atténuation (Figure 4).
- *résolution temporelle sur l'axe z* (également appelée RT z) correspondant au temps nécessaire à l'exploration de tout un volume.
- *résolution temporelle inter-coupe ou inter-volume* (également appelée RT t) correspondant au délai inter-coupe lors d'une exploration multiphasique, perfusionnelle...

NB : la RT intracoupe n'est pas strictement identique selon que l'objet étudié se situe au centre du plan de coupe (isocentre) ou en périphérie de celui-ci. Par souci de simplification et de clarté, l'ensemble des valeurs de RT (x,y) données dans ce travail sont les valeurs de RT à l'isocentre.

Résolution spatiale et résolution temporelle agissent également de manière antagoniste puisque l'acquisition des détails de l'image nécessite d'autant plus de temps qu'il y a de détails dans l'image finale. A noter que grâce à l'excellent contraste naturel (air/bronches-vaisseaux) du poumon, il est possible d'augmenter significativement la résolution temporelle tout en conservant des résolutions spatiales et en densité satisfaisantes.

Enfin, RS et RT peuvent aussi agir de façon synergique puisque la RT conditionne dans certains cas la RS, notamment lors de l'acquisition de structures mobiles. En effet, il est illusoire de reconstruire des voxels isotropiques de petite taille (par exemple de 0,4 mm) si ces derniers se déplacent de 1 mm ou plus au cours de l'acquisition. Comme le thorax est une région particulièrement soumise aux mouvements et aux artéfacts en résultant, la résolution temporelle sera donc un critère de qualité primordial et l'un des enjeux majeur en scanographie thoracique. Les différents moyens technologiques susceptibles de l'améliorer feront l'objet d'un paragraphe spécifique.

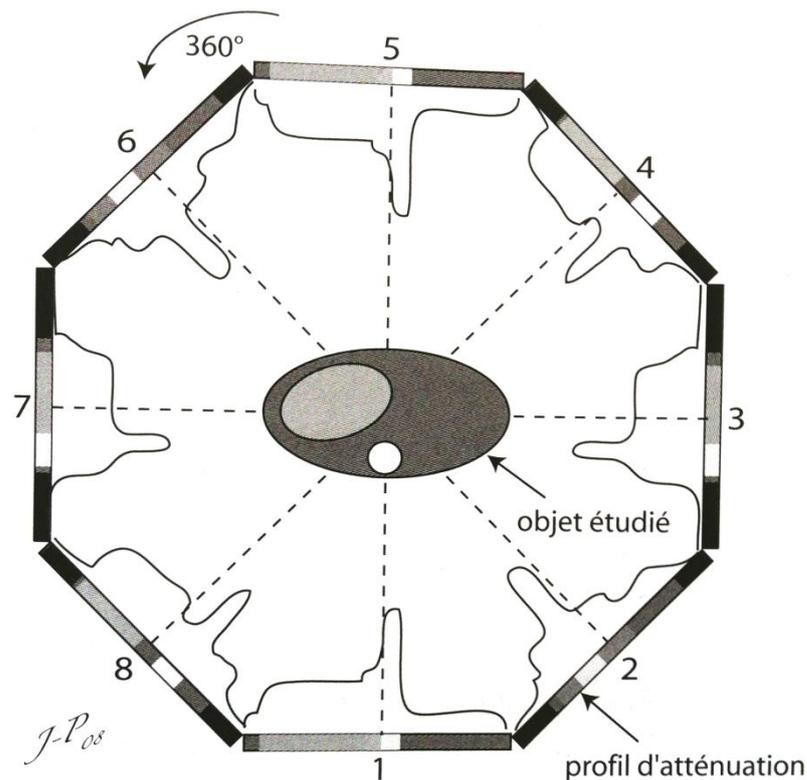


Figure 4 : Représentation schématique des différentes projections et profils d'atténuation nécessaires à la reconstruction d'une coupe TDM. D'après Dillenseger [9].

D. Résolution spectrale (RS')

Elle correspond au pouvoir de séparation du spectre de rayons X. Plus la résolution spectrale est grande, plus le spectre obtenu sera détaillé. Cette propriété sera fondamentale en imagerie spectrale rendue possible par l'utilisation de la double énergie et permettant de nombreuses applications en scanographie telles que la séparation des éléments (iode, calcium, eau...), l'étude de la perfusion pulmonaire...

E. Bruit de l'image

Le bruit représente la dispersion aléatoire des valeurs de densité de l'image autour d'une valeur moyenne pour un matériau uniforme. Il est responsable de l'aspect granité de l'image. Un bruit élevé sera responsable d'une chute du rapport signal sur bruit (RSB) et donc d'une dégradation de la résolution en densité. Le bruit a différentes origines : bruit quantique, bruit électronique, bruit des détecteurs... et varie principalement selon la racine carrée de la dose, l'épaisseur de coupe,

l'algorithme et le filtre de reconstruction utilisés. Il peut s'évaluer soit de manière subjective en jugeant l'aspect granité de l'image, soit de manière objective en effectuant une mesure à l'aide d'une région d'intérêt ou ROI (region of interest). Deux valeurs sont alors obtenues : la valeur moyenne en unités Hounsfield (UH) des pixels contenus dans la ROI et la déviation standard (DS) qui correspond au niveau de bruit de l'image.

Il existe de nombreux moyens de réduire le bruit dans une image : augmentation de la dose, de l'épaisseur de coupe, emploi d'un filtre « mou », choix de l'algorithme de reconstruction ...

Un des moyens récemment introduit par les constructeurs pour réduire le bruit est l'emploi d'algorithmes de reconstruction des images de type itératifs en remplacement des algorithmes classiques de rétroprojection filtrée utilisés depuis les débuts du scanner. Les algorithmes de reconstructions itératives sont basés sur la comparaison des données obtenues avec un modèle de bruit et sur la correction de ces données de façon répétée permettant ainsi une réduction du niveau de bruit de l'image. Il est alors possible soit d'améliorer la qualité image en réduisant le bruit à dose constante, soit de maintenir la qualité image en compensant l'augmentation du bruit engendré par une réduction de la dose.

F. Notion d'artéfact

Du latin *ars*, *artis* (artificiel) et *factum* (effet), un artéfact (ou artefact) peut-être défini comme un « effet artificiel » ou un signal artificiel dont l'apparition, liée à la méthode utilisée lors d'une expérience, provoque une erreur d'analyse.

En tomodensitométrie, les artéfacts résultent d'une discordance entre les valeurs d'atténuation de l'image reconstruite et la valeur réelle de ces coefficients d'atténuation. Ils sont nombreux, d'origines variées et nuisent à la qualité et à la fidélité des images. Ils peuvent gêner l'interprétation radiologique soit en masquant des pathologies soit, au contraire, en créant de fausses images. De manière simple, ils peuvent être dus soit aux principes physiques et à la technologie du scanner (artéfacts de durcissement, effet de volume partiel, artéfacts liés au mode spiralé, artéfacts en moulin à vent, artéfacts liés à la conicité du faisceau X...), soit au patient (artéfacts de mouvement, artéfacts métalliques...) [10].

En pratique, il est nécessaire de reconnaître ces artéfacts et de connaître les moyens permettant de prévenir et de diminuer leur apparition.

En raison de la multiplicité des artéfacts rencontrés en TDM seront uniquement développés ci-dessous les artéfacts de mouvement ainsi que les artéfacts liés aux moyens technologiques d'optimisation de la résolution temporelle.

1. Artéfacts de mouvement

Ces artéfacts sont dus aux mouvements du patient (agitation, tremblements, polytraumatisés, enfant...) ou d'un organe (pulsatilité cardio-vasculaire, respiration, péristaltisme...) pendant l'acquisition. Comme expliqué précédemment, une excellente connaissance de l'anatomie et de la physiologie thoracique permettra d'optimiser les examens afin de réduire au maximum les mouvements. Par ailleurs, la principale source d'artéfacts en TDM thoracique étant cardio-vasculo-génique, il apparaît particulièrement intéressant de bien connaître l'origine, la propagation, l'amplitude et les conséquences de ces artéfacts sur les structures anatomiques bronchiques et non bronchiques afin de pouvoir les réduire au maximum.

Les artéfacts de mouvement cardio-vasculo-induits résultent de la cinétique myocardique et de la pulsatilité des gros vaisseaux (aorte et artères pulmonaires) [11]. Ils seront donc amplifiés lors de shunts gauche-droit et diminués dans les situations d'hypertension pulmonaire et de durcissement des vaisseaux. Ils se transmettent à toutes les structures intra et extra-péricardiques: veine cave supérieure, trachée et bronches, parenchyme pulmonaire, ganglions lymphatiques... Leur propagation s'effectue dans le plan transversal (x,y) et en longitudinal selon l'axe z, de façon proportionnelle au pitch. L'amplitude des mouvements transmis se réduit du cœur vers la périphérie du thorax, le péricarde ayant un effet amortisseur. La propagation des mouvements dépend également des propriétés physiques des tissus traversés. A titre d'exemple, une infiltration carcinomateuse sera moins mobile que de l'emphysème. Les conséquences des mouvements cardio-vasculaires sur les structures et les lésions thoraciques seront variées et fonction de leur amplitude. Elles seront ainsi plus importantes dans les régions para-cardiaques (S5D, S7D, S5G, S7G).

D'une manière générale, les artéfacts de mouvement et particulièrement les artéfacts cardio-vasculo-géniques se traduisent sur l'image par un dédoublement des contours des différentes structures ou flou cinétique (Figure 5). Ils vont ainsi altérer la qualité image et gêner l'interprétation radiologique. En pratique, ils seront à l'origine d'erreurs de volumes, d'épaisseur pariétale, de rapports et de positionnement des

structures ou des lésions en mouvement. Il pourra s'agir par exemple d'images de pseudo-embolies pulmonaires (Figure 6a), de pseudo-dissection, de l'omission d'un nodule pulmonaire para-cardiaque (Figure 6b et c) etc. En ce qui concerne les bronches, il pourra s'agir d'images de dédoublement, de pseudo-épaississement, d'hyperdensité des parois bronchiques potentiellement à l'origine d'erreurs de mesures particulièrement gênantes lors d'une étude fine des bronches. Les techniques récentes de navigation endo-bronchique pilotées par bronchoscopie virtuelle pourraient également être prises en défaut puisque les images de l'arbre trachéo-bronchique permettant le guidage sont obtenues par TDM [12].

Plusieurs stratégies permettent de réduire les artéfacts de mouvement en fonction de leur étiologie :

- Concernant les mouvements du patient, il sera nécessaire d'obtenir une bonne coopération (explication préalable de l'examen par l'opérateur), d'assurer le confort (moyens de contention : polytraumatisés, enfants...), de réaliser une sédation si nécessaire (pédiatrie).

- Concernant les mouvements des organes thoraciques (cardio-vasculaire, respiratoire, péristaltisme œsophagien) il faudra optimiser la résolution temporelle dans le plan (x ; y) et selon l'axe z par les moyens suivants : acquisition spiralée, augmentation de la vitesse de rotation du tube radiogène, large système de détection et pitch élevé, algorithmes de reconstruction performants, technologie double source, synchronisation cardiaque et/ou respiratoire... Enfin, la respiration pourra être neutralisée par l'apnée en gardant à l'esprit que l'apnée en elle-même a des répercussions sur la fréquence cardiaque et donc sur les artéfacts cardio-vasculo-géniques...



Figure 5 : Artéfact de mouvement cardiogénique se traduisant par un dédoublement du bord gauche du cœur (flèches noires) et un flou cinétique des structures anatomiques para-cardiaques en particulier de B7+8G (ovale en pointillé blanc). Temps de rotation = 0,4 s. RT = 200 ms.

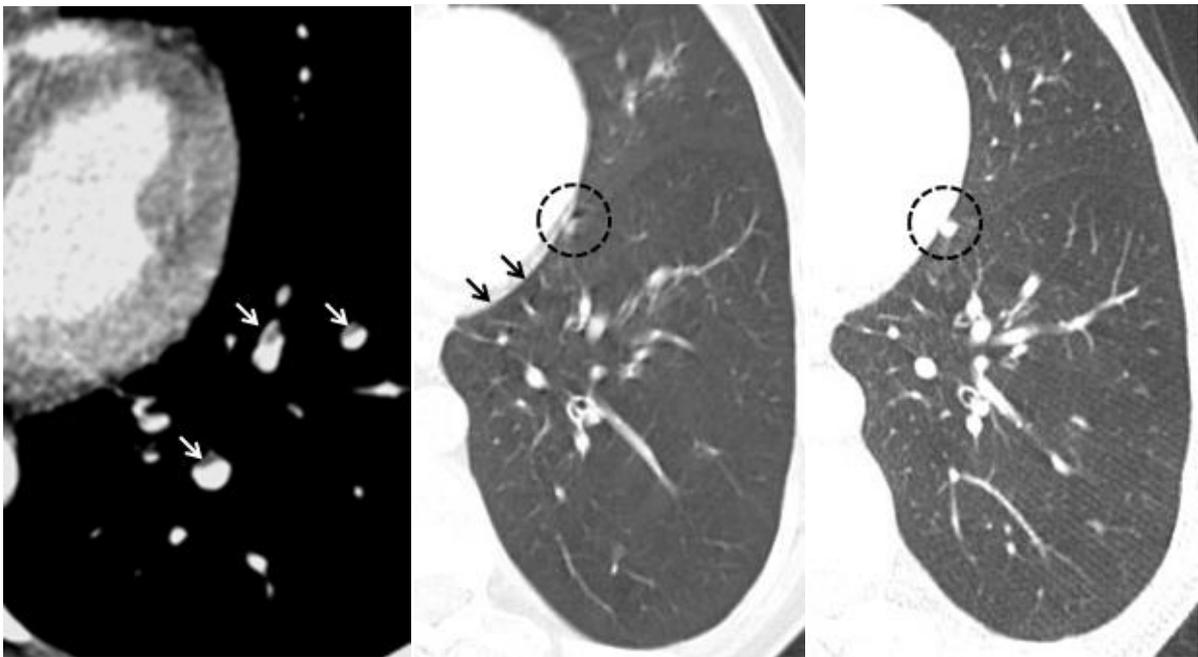


Figure 6 a, b et c :

- a. Aspect de pseudo-embolie lié à une résolution temporelle insuffisante (flèches blanches).
- b. et c. Artéfact de mouvement cardiogénique entraînant un dédoublement du bord ventriculaire gauche (flèches noires) et la non visibilité d'un nodule pulmonaire para-cardiaque gauche (cercle en pointillé noir). Résolution temporelle = 250 ms (b). Même patient. Acquisition avec une résolution temporelle de 165 ms. Excellente visibilité du nodule pulmonaire para-cardiaque (cercle en pointillé noir) (c).

2. Artéfacts liés au mode spiralé ou hélicoïdal

Ils se traduisent par des variations d'intensité et des distorsions dans l'image lorsqu'il existe un changement brutal de densité des structures anatomiques selon l'axe z. Ils seront plus sévères lorsque le pitch est élevé et/ou que l'interpolation (post-traitement informatique permettant d'obtenir des coupes axiales strictes à partir d'une acquisition spiralée) utilisée n'est pas optimale. Ces artéfacts, qui s'observaient essentiellement sur les premières générations de scanners spiralés, ont aujourd'hui quasiment disparu grâce à l'utilisation d'interpolations complexes et adaptées au pitch. Ils peuvent être réduits grâce à l'emploi de pitch faibles, d'interpolations performantes et de coupes fines.

3. Artéfacts liés aux appareils multi-coupes

Les appareils multi-coupes sont à l'origine de deux types d'artéfacts : les artéfacts en moulin à vent et les artéfacts liés à la conicité du faisceau X.

- Artéfacts en moulin à vent ou « windmill artifacts » (Figure 7) : lors d'une acquisition multi-coupes, plusieurs rangées de détecteurs croisent le plan de reconstruction de l'image à chaque rotation. L'ordinateur peut alors rencontrer des difficultés à interpoler des coupes axiales strictes à partir de l'acquisition spiralée multi-coupes, ceci étant à l'origine d'artéfacts en moulin à vent. Ces artéfacts se présentent sous forme de « pales » qui, lorsque l'on fait défiler les coupes, donnent l'impression de tourner autour d'un axe matérialisé par une structure de densité élevée. Tout comme les artéfacts liés au mode spiralé, les artéfacts en moulin à vent s'aggravent lorsque le pitch s'élève puisque dans ce cas le nombre de rangées de détecteurs croisant le plan de reconstruction à chaque rotation augmente. Ceci a pour conséquence d'augmenter le nombre de « pales » de cet artéfact. Il est possible de réduire cet artéfact en diminuant le pitch. Les constructeurs développent de leur côté des algorithmes complexes capables de les corriger.

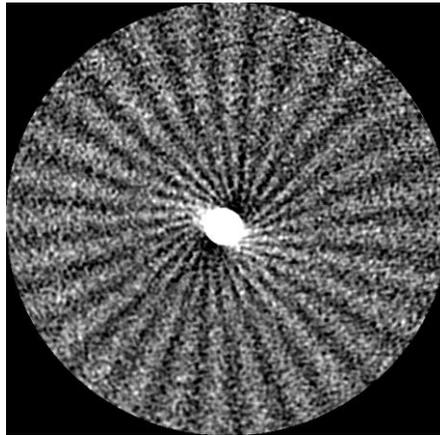


Figure 7 : Artéfact en moulin à vent. Image TDM d'une sphère en acrylique de 12 mm de diamètre entourée d'air. Epaisseur de coupe : 0,6 mm ; pitch : 1,75. D'après Barrett [10].

- Artéfacts liés à la conicité du faisceau X : pour augmenter le nombre de coupes acquises par rotation, il est nécessaire d'élargir la collimation du faisceau X ceci ayant pour conséquence d'augmenter sa conicité. Ainsi seuls les rayons centraux arrivent perpendiculairement aux détecteurs. Les rayons latéraux du faisceau X arrivent quant à eux de façon oblique sur les détecteurs et ce d'autant plus qu'ils sont situés en bordure du faisceau X. Les artéfacts en résultant se traduisent par des déformations et des inhomogénéités sur l'image. Ils sont plus marqués pour les détecteurs périphériques que pour les détecteurs centraux et leur sévérité augmente avec le nombre de rangées de détecteurs utilisées simultanément. Actuellement les constructeurs proposent des algorithmes de reconstruction permettant de les corriger.

III. Stratégies d'optimisation de la résolution temporelle

Il est fondamental en imagerie thoracique et en particulier avant toute étude bronchique fine d'optimiser au préalable la RT autant que faire se peut.

En effet, l'amélioration de la RT (x,y) permet de s'affranchir des artéfacts de mouvement dans le plan de coupe. L'amélioration de la RT selon z quant à elle permet de s'affranchir de l'inhomogénéité de la distribution des artéfacts de mouvement le long de la hauteur thoracique (B1, B5, B10) observée avec les scanners ayant une faible RT selon z.

Pour ce faire, il existe de nombreux moyens technologiques.

A. Acquisition spiralée

En TDM, il existe schématiquement deux modes d'acquisition :

- L'acquisition incrémentale ou séquentielle correspondant à l'acquisition des coupes sans déplacement de la table
- L'acquisition spiralée ou hélicoïdale au cours de laquelle la table se déplace pendant la rotation du couple tube-détecteur (Figure 8).

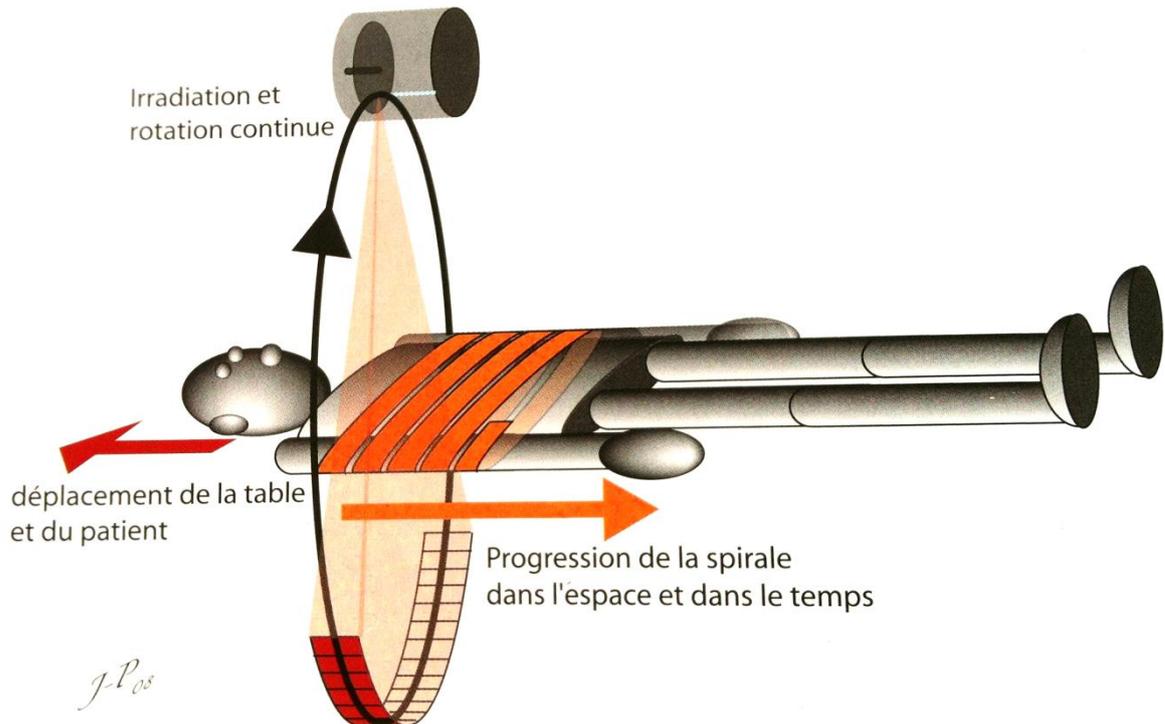


Figure 8 : Représentation schématique d'une acquisition spiralee. Ce mode permet une acquisition continue pendant que la table et le patient se déplacent. D'après Dillenseger [9].

L'acquisition spiralee permet non seulement de couvrir une large zone d'étude en une seule apnée (amélioration de la RT z) mais aussi d'obtenir des études à des phases vasculaires différentes (amélioration de la RT t).

L'inconvénient (minime au vu des gains notamment en termes de RT) du mode spiralee en comparaison au mode séquentiel est l'apparition d'artéfacts d'hélice qui pourront cependant être réduits voire supprimés grâce à différents moyens (pitch faible, interpolations performantes, coupes fines).

B. Vitesse de rotation du tube à rayons X

Elle conditionne le temps de rotation minimal nécessaire à l'obtention d'une coupe. Ainsi lorsque la vitesse de rotation du tube augmente, la durée séparant la première et la dernière projection acquise pour reconstruire l'image diminue. Il en résulte une amélioration de la résolution temporelle dans le plan (x ; y). La RT (x,y) s'améliore ainsi de façon directement proportionnelle au temps de rotation du tube

(TR) et s'exprime en fonction de l'algorithme d'interpolation utilisé selon la formule simplifiée $RT(x,y) = \text{temps de rotation du tube (TR)}$ pour un algorithme d'interpolation de 360° et $RT(x,y) = TR/2$ pour un algorithme d'interpolation de 180° . Actuellement les temps de rotation des tubes à rayons X sont de l'ordre de 0,275 à 0,4s pour les scanners monotube. Il en résulte des temps de rotation nécessaires à l'obtention d'une coupe compris entre 200 et 138 ms (interpolation de 180°). Les TR sont encore plus courts pour les scanners bitubes. A titre d'exemple les scanners bitubes de 3e génération ont un TR de 0,25 s (240 t/min) permettant d'atteindre une RT intracoupe de 66 ms (interpolation de 90° : $RT(x,y) = TR/4$).

Les inconvénients liés à une vitesse de rotation du tube élevée sont des contraintes mécaniques accrues avec augmentation du nombre de G ($G = 9,81 \text{ m/s}$) ainsi que l'augmentation du bruit quantique. A titre d'exemple, la force centrifuge pour un tube à 65 cm du centre de rotation est de 3G pour un temps de rotation de 1 s et de 30G pour un temps de rotation de 0,33 s [13]. Pour pallier ces contraintes physiques, les constructeurs développent des stratégies de limitation des contraintes mécaniques comme par exemple des statifs sur coussin d'air.

C. Augmentation de la distance couverte par rotation

L'augmentation de la distance couverte par rotation permet d'améliorer la résolution temporelle selon l'axe z. Pour ce faire, l'utilisateur peut jouer sur différents paramètres : nombre et épaisseur de coupe par rotation (collimation, nombre et largeur des barrettes) et pitch.

1. Nombre et épaisseur de coupe par rotation

Le nombre et l'épaisseur des coupes acquises par rotation dépendent de la largeur de la collimation et du nombre et de l'épaisseur unitaire des barrettes utilisées.

a) Collimation

La collimation correspond à l'étape de filtration des rayons X permettant leur homogénéisation. Elle se décompose en collimation primaire et collimation secondaire.

La collimation primaire correspond à la filtration des rayons X à la sortie du tube scanographique. Elle détermine l'ouverture du champ (x,y) et l'épaisseur de coupe (z).

La collimation secondaire correspond à la filtration des rayons X située juste avant les détecteurs. Elle permet d'affiner le profil de coupe et de réduire le flou géométrique.

Plus la collimation augmente et plus l'épaisseur ou le nombre de coupes acquises par rotation augmente. Ainsi, à temps de rotation égal, l'augmentation de la collimation augmente la distance couverte par rotation ce qui améliore la RT z.

b) Nombre et largeur des barrettes

Les scanners actuels sont pour la plupart constitués de barrettes de 0,5 mm de large permettant d'obtenir des coupes très fines qui pourront ensuite être reconstruites dans des épaisseurs et des plans de l'espace variés. En pratique, l'utilisateur sera donc plutôt amené à jouer sur le nombre de barrettes activées plutôt que sur l'épaisseur de ces dernières puisque celle-ci tend de plus en plus à être uniforme. Plus le nombre de barrettes utilisées au cours d'une même rotation augmente et plus le système de détection s'élargit. Il en résulte un nombre plus élevé de coupes simultanément acquises par rotation. Ceci augmente donc la couverture par rotation selon l'axe z.

Ainsi les scanners à large système de détection couplés à une collimation adaptée permettent d'améliorer la RT z.

A titre d'exemple, la plupart des scanners actuels permettent d'acquérir 64 coupes simultanées de 0,5 mm d'épaisseur. Le nombre de coupes acquises simultanément étant toujours fonction du nombre de barrettes disponibles et activées. Le scanner ayant le système de détection le plus large à ce jour comprend 320 barrettes d'une largeur de 0,5 mm chacune permettant ainsi l'acquisition simultanée de 160 coupes de 1 mm ou de 320 coupes de 0,5 mm soit une couverture de 16 cm selon z par rotation. Il est ainsi possible de couvrir la hauteur cardiaque (11 cm) en une rotation et la hauteur thoracique (32 cm) en deux rotations, l'acquisition s'effectuant par ailleurs dans ce cas en mode incrémental (absence d'artéfacts liés au mode hélicoïdal et d'artéfacts en moulin à vent mais possibles

artéfacts liés à la conicité du faisceau X qui seront corrigés par des algorithmes complexes).

Les inconvénients présentés par les systèmes de détection larges sont une augmentation du flou géométrique (lié à la conicité du faisceau X) et l'apparition d'artéfacts en moulin à vent lors des acquisitions hélicoïdales. Ceux-ci seront corrigés grâce à des algorithmes complexes.

2. Pitch ou pas de l'hélice

Le pitch ou pas de l'hélice est une valeur numérique qui exprime l'étirement de l'hélice (Figure 9). Il correspond au rapport entre la distance parcourue par la table en une rotation et la couverture en z des détecteurs. La distance parcourue par le patient en une rotation se calcule en multipliant la vitesse d'avancée de la table par la durée d'une rotation.

Des pitch supérieurs à 1 sont dits élevés et correspondent à des spirales étirées. Ils permettent de réaliser des acquisitions rapides améliorant donc la RT en particulier selon l'axe z et diminuant ainsi les artéfacts de mouvement. Ils permettent également une réduction de la dose. En revanche, la diminution du temps d'acquisition d'une même région entraîne une diminution du nombre de mesures par région et donc une moins bonne qualité d'image (baisse du RSB).

Des pitch inférieurs à 1 sont dits faibles et correspondent à des spirales chevauchées. Ils prolongent le temps d'acquisition ce qui dégrade la RT et augmente le nombre d'artéfacts de mouvement ainsi que la dose délivrée. En revanche, l'augmentation du temps d'acquisition d'une même région permet de réaliser un plus grand nombre de mesures et d'obtenir ainsi une meilleure qualité d'image (augmentation du RSB).

Actuellement les pitches les plus élevés sont obtenus grâce à la technologie double source et peuvent atteindre jusqu'à 3,4.

L'inconvénient lors de l'emploi de pitches élevés est l'apparition d'artéfacts liés au mode spiralé et d'artéfacts en moulin à vent. Ceux-ci seront réduits grâce à l'emploi d'interpolations complexes adaptées au pitch.

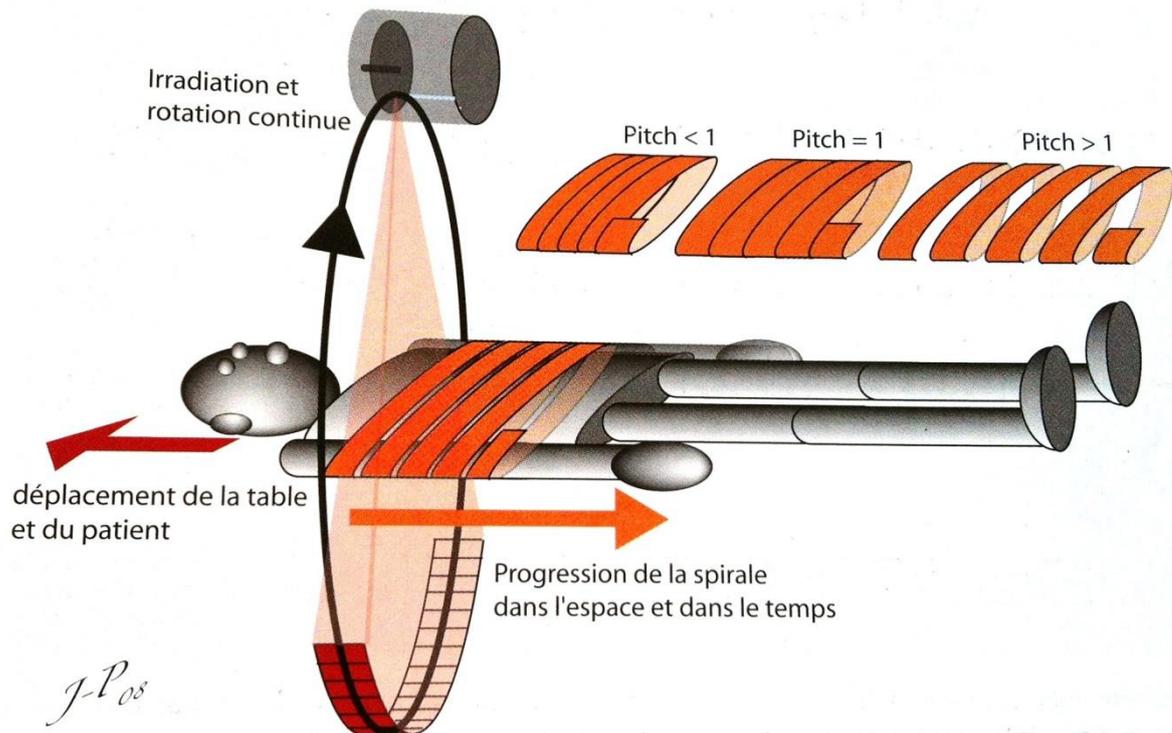


Figure 9 : Visualisation de l'étirement de la spirale en fonction du pitch. D'après Dillenseger [9].

D. Reconstruction à partir de rotations partielles

En TDM, la reconstruction d'une coupe (x,y) fait appel à des algorithmes complexes n'exigeant pas nécessairement l'acquisition de données sur un tour complet (360°). De façon simplifiée, ceci peut s'expliquer ainsi :

Lors d'une acquisition séquentielle ou incrémentale, les coupes obtenues sont des coupes axiales strictes ayant un profil de coupe fin et pourront être reconstruites en utilisant soit la totalité des projections disponibles (algorithme de 360°) soit en ignorant une partie des projections (algorithme de 180°) en partant du principe que les profils d'atténuation opposés sont « quasi » identiques. Dans ce cas, quelque soit le type d'algorithme employé (180° ou 360°) le profil de coupe est strictement axial et fin. En revanche, le nombre de degrés de projection utilisés influence la résolution temporelle dans le plan de coupe puisque de façon analogue à l'augmentation de la vitesse de rotation du tube, lorsque le nombre de degrés de projection utilisés diminue, le temps séparant la première et la dernière projection acquise pour

reconstruire la coupe se réduit et il en résulte ainsi une amélioration de la résolution temporelle intracoupe (x,y).

Lors d'une acquisition spiralée, les coupes acquises ne sont pas situées dans un plan axial strict. Il sera ainsi nécessaire d'appliquer un post-traitement informatique complexe appelé interpolation linéaire, permettant la reconstruction de coupes axiales strictes ayant un profil bien défini et le plus fin possible, à partir de l'acquisition spiralée en utilisant des projections situées sur les tours qui précèdent et qui suivent le plan de coupe à reconstruire (Figure 10). Par ailleurs, plus la spirale est étirée et plus l'ordinateur devra chercher des données éloignées sur les tours précédents et suivants pour reconstruire la coupe.

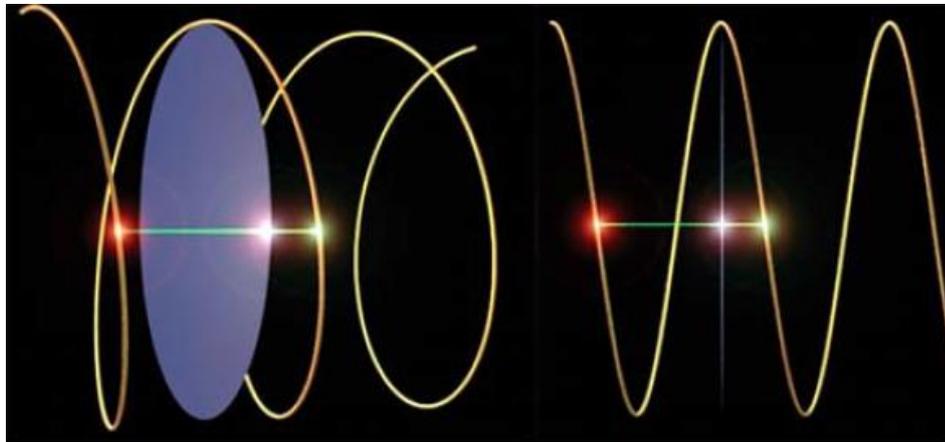


Figure 10 : Schéma explicatif d'une interpolation linéaire de 360°. D'après **Masson** [14]. L'interpolation permet la reconstruction de coupes axiales strictes et fines à partir d'une acquisition spiralée.

Tout comme pour le mode incrémental, lors d'une acquisition spiralée, l'algorithme pourra utiliser un plus ou moins grand nombre de degrés de projection pour interpoler les coupes (360°,180°,90°). Le nombre de degrés utilisés pour réaliser l'interpolation dépendra notamment des valeurs du pitch et de la collimation avec la nécessité d'employer des interpolations utilisant peu de degrés de projection pour les valeurs de pitch les plus élevées. En effet, l'étirement de la spirale étant à l'origine d'un élargissement du profil de coupe (nécessité pour l'ordinateur de chercher des données éloignées), il est alors nécessaire de compenser cet étirement en diminuant le nombre de degrés de projection utilisés afin de ré-affiner le profil de coupe (Figure 11). Ainsi, l'algorithme de 360° sera utilisé pour les pitches inférieurs à 1,5 et tiendra compte de l'ensemble des mesures acquises sur une rotation de 360°.

Pour les pitches supérieurs à 1,5 un algorithme de 180° sera utilisé, basé sur le principe de la redondance des informations après 180° de rotation. Les images seront alors reconstruites à partir de données acquises sur 180° et de données interpolées. Lors de l'emploi de pitches très élevés (technique double source) un algorithme utilisant les projections acquises sur 90° pour chaque couple tube-détecteur sera utilisé. Ainsi, tout comme pour le mode incrémental, plus le nombre de degrés de projection utilisés diminue, et plus le temps séparant la première et la dernière projection acquise pour reconstruire la coupe se réduit. Il en résulte alors une amélioration de la résolution temporelle intracoupe (x,y). Les deux autres avantages majeurs liés à l'acquisition hélicoïdale avec emploi de pitches élevés sont l'amélioration concomitante de la RT selon z et la réduction de la dose. En effet, l'emploi de pitches élevés permet d'accélérer l'acquisition des données selon z grâce à l'étirement de l'hélice, cet étirement résultant également en une dose déposée par coupe plus faible. Néanmoins, cette diminution de la dose se fait au prix d'une augmentation du bruit de l'image.

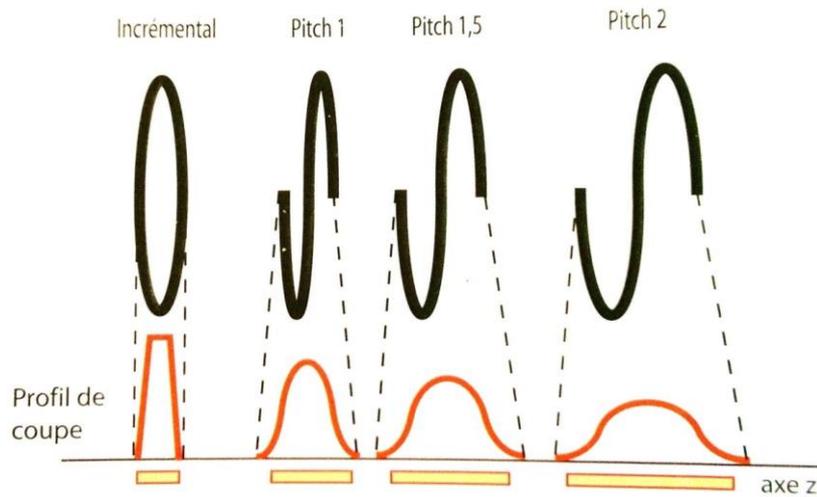


Figure 11 a :

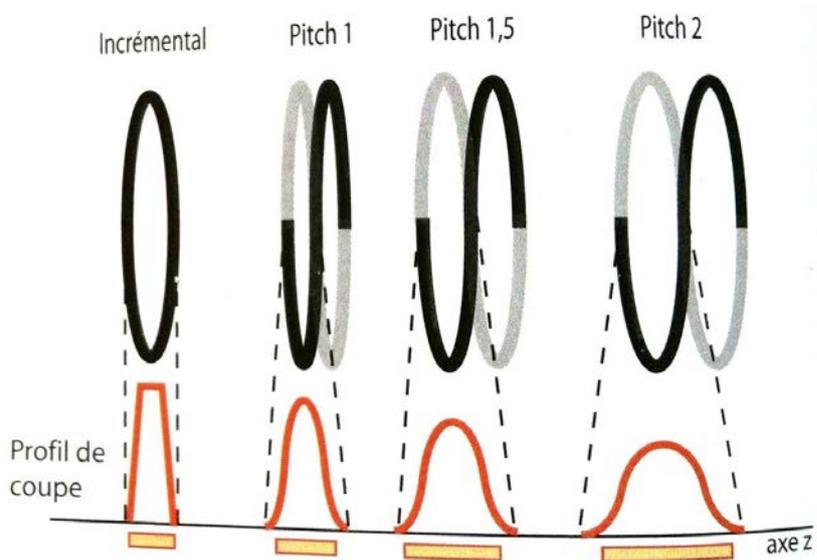


Figure 11 b :

Figure 11a et b: Schéma explicatif d'une interpolation de 360° (a) et d'une interpolation de 180° (b) et influence de la valeur du pitch sur le profil (trait orange foncé) et sur l'épaisseur de coupe (rectangle orange clair). Le trait noir correspond aux projections acquises. Le trait gris correspond aux projections interpolées. D'après Dillenseger [9]. En mode hélicoïdal ou spiralé, plus le pitch augmente et plus le profil de coupe s'épaissit (nécessité pour l'ordinateur de chercher des données d'autant plus « loin » sur les tours précédents et suivants pour reconstruire une coupe axiale stricte que le pitch est élevé). La non utilisation des données redondantes sur 360° (interpolation de 180°) permet non seulement d'affiner le profil de coupe quelque soit la valeur du pitch mais aussi d'améliorer la RT puisque le nombre de degrés de projection utilisés est plus faible. En mode incrémental ou séquentiel, il n'est pas nécessaire d'interpoler puisque le profil de coupe obtenu est fin. En revanche, la non utilisation des données redondantes sur 360° (algorithme de 180°) permet d'améliorer la RT d'un facteur 2.

Il est ainsi possible en TDM de reconstruire une coupe à partir de rotations partielles et de nombreuses variantes en termes de degrés de projection utilisés existent selon les algorithmes allant de 180° minimum en technique simple source à 90° minimum en technique double source. Dans tous les cas, il en résulte une amélioration de la RT intracoupe (mode incrémental) et des RT intracoupe et selon l'axe z (mode hélicoïdal avec emploi de pitchs élevés).

Ce principe de reconstruction à partir des rotations partielles constitue un élément fondamental de notre étude. En effet, deux séries d'images ont été reconstruites à partir de la même acquisition mais avec deux résolutions temporelles différentes (140 et 75 ms) grâce à des algorithmes de reconstruction utilisant un plus ou moins grand nombre de degrés de projection (180° ou 90°) permettant ainsi selon le cas d'améliorer la RT d'un facteur 2. La reconstruction de ces deux séries d'images avec des RT différentes permet de démontrer l'influence de la résolution temporelle sur l'étude TDM des parois bronchiques.

E. Nombre de tubes par rotation : systèmes simple et double source

La majorité des scanners actuellement en fonctionnement sont des systèmes simple source c'est-à-dire composés d'un seul couple tube radiogène-détecteurs. Au cours des dernières années, un nouveau type de technologie scanographique appelé technologie double source s'est développé. Les scanners double source (Dual Source CT ou DSCT) sont constitués d'un système comprenant deux couples tube radiogène-détecteurs placés à environ 90° degrés l'un de l'autre (Figure 12).

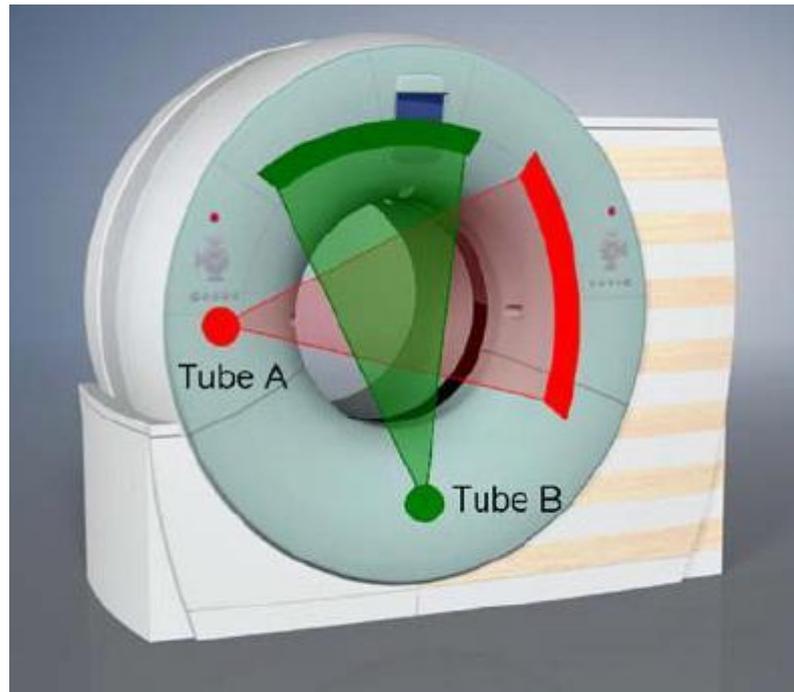


Figure 12 : Représentation schématique d'un scanner double source montrant les deux couples tube-détecteurs et leur disposition à environ 90° l'un de l'autre.

Cette technologie rend ainsi possible l'utilisation de pitches élevés (jusqu'à 3,4) ce qui permet une amélioration de la RT dans le plan de coupe et selon l'axe z. En effet, dans le cas d'un scanner simple source, pour acquérir toutes les projections nécessaires à la reconstruction d'une coupe, le pitch doit nécessairement être inférieur à 2. Si le pitch augmente, des lacunes d'échantillonnage apparaissent, ce qui compromet la reconstruction d'images avec des profils d'atténuation bien définis, en coupes fines, et sans trop d'artéfacts. Avec la technologie DSCT, en revanche, ces lacunes peuvent être comblées par les données acquises grâce au deuxième système de mesure, un quart de rotation plus tard (Figure 13). De cette manière, le pitch peut atteindre 3,4 dans un champ de vue couvert par les deux détecteurs. Le pitch étant suffisamment élevé pour qu'il n'y ait pas d'acquisition de données redondantes, les images sont reconstruites à partir des données acquises sur la base d'un quart de rotation par mesure, et chaque image a donc une résolution temporelle qui équivaut à un quart du temps de rotation [15]. La RT (x,y) est donc améliorée d'un facteur 2 en comparaison à un scanner classique mono-source. En effet, comme mentionné précédemment, en technologie simple source, la RT (x,y) peut s'estimer de manière simple en divisant le temps de rotation du tube par 2

(algorithme de 180°). Ce chiffre sera divisé d'un facteur 2 supplémentaire pour un système double-source soit un temps de rotation du tube divisé d'un facteur 4 environ (algorithme de 90°). Par exemple pour un scanner double source avec un temps de rotation de 0,28 s, la RT (x,y) est de 75 ms. La meilleure RT intracoupe actuellement obtenue par ces machines est de 66 ms (3e génération de DSCT). Elle est rendue possible grâce à un temps de rotation du tube de 0,25 s (soit 4 t/s ou 240 t/min) couplé à un pitch élevé de 3,4 permettant une vitesse d'acquisition selon z d'environ 40 cm/s (excellente RT selon z).

En rappelant que chez un patient adulte, les hauteurs moyennes thoracique et cardiaque sont de 32 et 11 cm respectivement, cela signifie que la hauteur cardiaque peut être acquise en environ 150 ms soit une durée largement inférieure à celle d'un battement cardiaque (800 ms à 75 bpm) et très proche de la durée d'isovolumétrie diastolique (130 ms).

En outre cette technologie permet une réduction importante des doses délivrées.

Un point de la technologie double source mérite une attention particulière. En effet, les deux couples tube-détecteurs n'ont pas la même largeur de champ de vue, l'un étant légèrement plus petit que l'autre. Il faudra donc s'assurer avant d'utiliser le mode double source que la région d'intérêt est bien couverte par les champs de vue des deux systèmes de mesure.

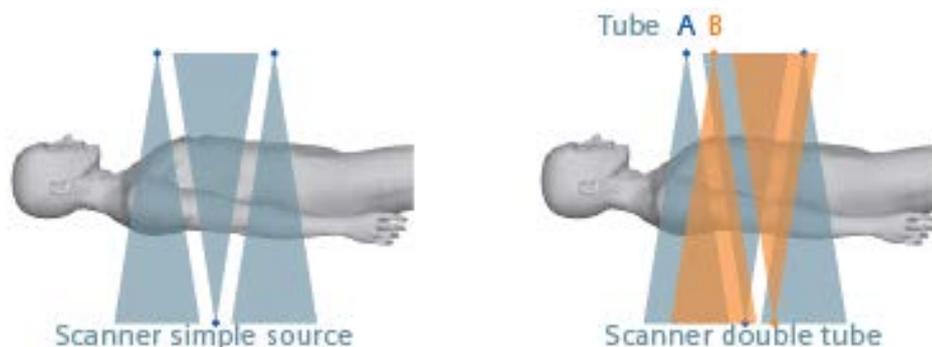


Figure 13 : Schéma représentant une acquisition, le long de l'axe z, effectuée par un scanner simple source fonctionnant avec un pitch supérieur à 2 (à gauche), et par un scanner double tube (à droite). Dans le second cas, les projections manquantes sont recueillies par le système de deuxième mesure, de sorte qu'il est possible d'utiliser des valeurs de pitch beaucoup plus élevées. D'après [15].

F. Emploi de techniques de synchronisation cardiaque et/ou respiratoire

La synchronisation également appelée « gating » permet l'analyse sélective des données acquises pendant une période précise d'un cycle cardiaque ou respiratoire. Il devient ainsi possible de figer les mouvements cardio-respiratoires. La synchronisation cardiaque est réalisée grâce à l'enregistrement ECG des battements du cœur au cours de l'acquisition. La synchronisation respiratoire est réalisée à l'aide d'un capteur de mouvement placé sur le patient durant l'acquisition. Il existe deux types de synchronisation: prospective et rétrospective. Lors d'un « gating » prospectif, les données sont prélevées pendant une période d'un cycle partiellement acquis. Lors d'un « gating » rétrospectif, les données sont prélevées pendant une période d'un cycle entièrement acquis. L'avantage du « gating » rétrospectif est qu'il sera possible de reconstruire n'importe quelle période ou bien la totalité du cycle alors que lors d'un « gating » prospectif, seule une période donnée du cycle pourra être reconstruite. En revanche la dose délivrée en technique rétrospective est supérieure à celle délivrée en technique prospective.

G. Cas particulier de l'EBCT

Inventé dans les années 1980, l'EBCT (*Electron Beam Computerized Tomography*) était un scanner sans mouvement mécanique. Cette technologie était basée sur l'emploi d'un puissant canon à électrons projetant un faisceau d'électrons en direction d'une ou plusieurs anodes semi-circulaires de 180° en face desquelles des demi-couronnes de détecteurs étaient disposées. L'ensemble canon et anodes était enfermé dans un tube à vide. L'absence de mouvement mécanique c.à.d. de rotation du tube permettait ainsi d'obtenir des résolutions temporelles très élevées de l'ordre de 25 ms [14]. Cependant, l'évolution des performances globales des scanners « classiques » a compromis le développement de cette technologie et l'unique EBCT installé en France a été démonté en 2000.

Ainsi, nombreux sont les moyens technologiques permettant d'améliorer la résolution temporelle, élément fondamental en imagerie cardio-thoracique. Ces moyens présentent inéluctablement des inconvénients, le plus souvent minimes au vu des bénéfices qu'ils apportent. De plus, les constructeurs développent toute une série de solutions permettant de compenser certains des inconvénients précédemment cités. Il faudra néanmoins garder à l'esprit que l'image TDM est toujours un compromis entre RS, RD, RT, bruit, dose, et quantité d'artéfacts et que l'utilisateur devra en fonction de la région anatomique explorée, de l'âge du patient, de la question posée...adapter son protocole en privilégiant l'un ou l'autre de ces facteurs fondamentaux déterminant la qualité image.

IV. La mesure des parois bronchiques : un nouvel outil radiologique et clinique

A. Introduction

Les maladies broncho-pulmonaires telles que la BPCO, l'asthme et la mucoviscidose représentent un problème majeur de santé publique. Il est nécessaire en pratique clinique de disposer de moyens fiables pour leur diagnostic, la quantification de leur sévérité et le monitoring de l'efficacité des thérapeutiques mises en œuvre. Ceci est d'autant plus important à l'ère de la médecine personnalisée où la détermination du phénotype précis des maladies et les thérapeutiques spécifiques qui en découlent prennent une importance capitale. D'une manière générale, les pathologies broncho-pulmonaires sont à l'origine d'une altération de la paroi bronchique (épaississement, destruction) ayant des répercussions sur la lumière bronchique (sténose, dilatation). Si la TDM haute résolution permet une appréciation visuelle des altérations bronchiques, cette approche reste néanmoins uniquement qualitative donc sujette aux variabilités intra et inter-observateurs. Au cours des dernières années, les constructeurs ont donc développé toute une série de logiciels et de post-traitements informatiques capables de réaliser une approche quantitative des dommages subis par les bronches permettant ainsi une meilleure reproductibilité et un meilleur suivi des altérations bronchiques [1-3].

Il devient ainsi possible lors d'un examen scanographique de disposer de mesures fiables et reproductibles des différents paramètres bronchiques marqueurs de l'importance de la pathologie et de son évolution sous traitement [16].

B. Principes des mesures de parois

Afin de mesurer les différents paramètres marqueurs de l'atteinte bronchique deux possibilités s'offrent à l'utilisateur : les mesures manuelles ou les mesures automatisées. Un certain nombre de critères de qualité est également requis afin de garantir la fiabilité des mesures.

1. Paramètres quantitatifs bronchiques mesurables

Les principaux paramètres quantitatifs bronchiques mesurables par les logiciels sont les suivants (Figure 14) : surface de la lumière bronchique (LA) (Lumen Area) exprimée en mm^2 , surface de la paroi bronchique (WA) (Wall Area) exprimée en mm^2 , épaisseur pariétale bronchique (WT) (Wall Thickness) exprimée en mm, longueur bronchique exprimée en mm, densité de la paroi bronchique exprimée en unités Hounsfield (UH). En pratique, selon la pathologie étudiée et l'objectif clinique de la mesure, l'utilisateur pourra choisir de mesurer un ou plusieurs de ces paramètres.

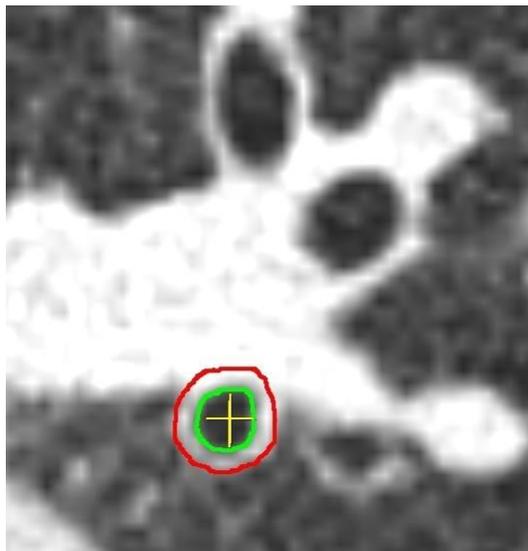


Figure 14 : Bronche en coupe avec contourage de la lumière et de la paroi permettant de réaliser les mesures de LA, WA et WT.

Il faut également préciser que l'entité « paroi bronchique » mesurée en TDM diffère un peu de l'entité « paroi bronchique » décrite sur la Figure 2. En effet, la mesure TDM de la paroi bronchique comprend la paroi anatomique en elle-même (tunique interne, tunique externe), mais aussi la gaine péribronchique (contenant des éléments vasculo-nerveux) et les sécrétions bronchiques intra-luminales (Figure 15). Ceci est lié au fait que la gaine péribronchique et les sécrétions n'étant pas de densité aérienne, elles seront assimilées à la paroi bronchique lors des mesures TDM. En pratique, les trois mécanismes (cause luminale, pariétale ou péribronchique) à l'origine d'un épaissement « pariétal » bronchique étant souvent associés dans des proportions variables, cette distinction ne changera pas fondamentalement les résultats des analyses et ce d'autant plus qu'il s'agit bien dans les trois cas de phénomènes pathologiques à quantifier et à monitorer.

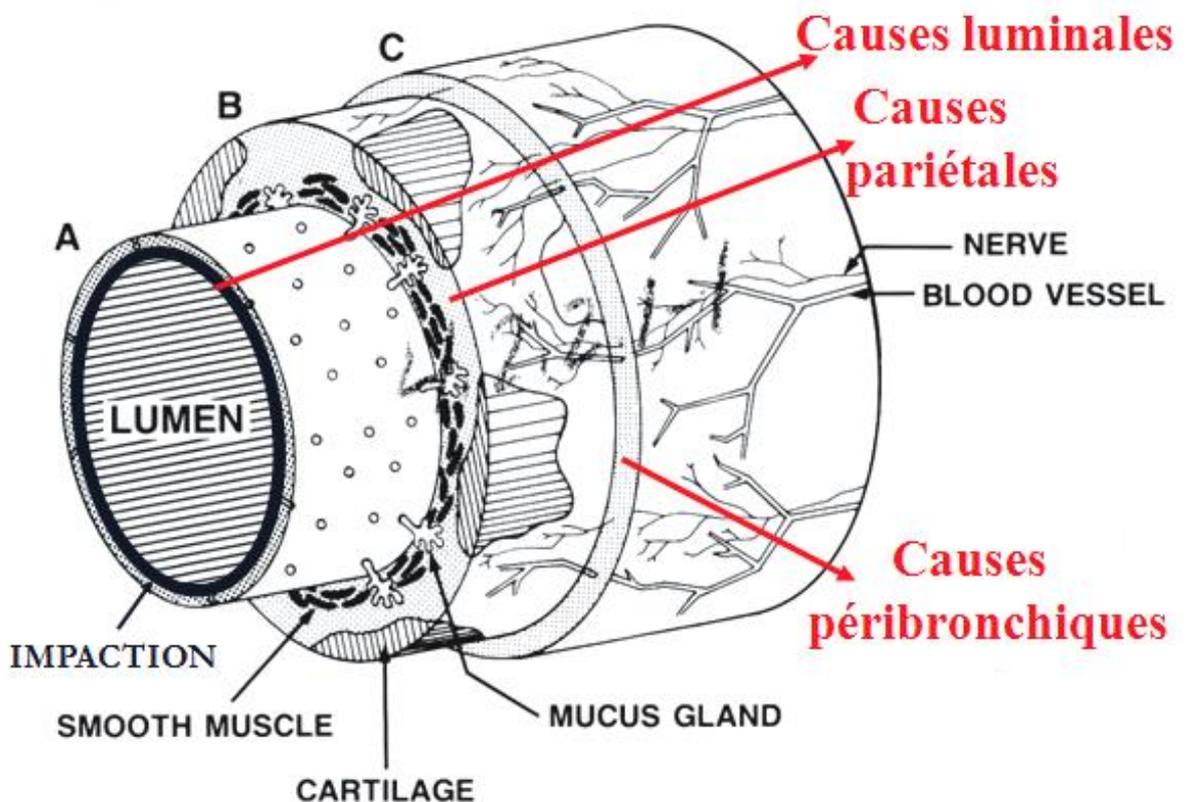


Figure 15 : Schéma représentatif des différents constituants de la « paroi » bronchique telle qu'elle est mesurée en TDM et des trois mécanismes pouvant causer un épaissement pariétal. D'après Crystal [17].

2. Mesures manuelles

Les études initiales portant sur les mesures bronchiques faisaient appel au tracé manuel des parois bronchiques sur les films imprimés. Cette technique était non seulement très consommatrice de temps et laborieuse mais également sujette à une forte variabilité intra et inter-observateur et dépendante des paramètres d'affichage des images [18-20]. Pour cette raison, les constructeurs se sont attachés à développer des logiciels permettant des mesures semi-automatisées [21] puis entièrement automatisées [22].

3. Mesures automatisées et semi-automatisées

Les progrès informatiques avec le développement d'algorithmes d'analyse des images TDM et des valeurs d'atténuation des rayons X ont permis de s'orienter vers des méthodes plus automatisées pour la mesure des paramètres bronchiques. L'objectif principal de ces logiciels spécialisés dans l'analyse d'images bronchiques est de fournir un outil fiable et reproductible pour mesurer et traiter les données relatives aux voies respiratoires permettant ainsi aux radiologues d'éviter une analyse fastidieuse des données et d'obtenir des marqueurs quantitatifs objectifs. Dans l'une des premières études faisant appel à cette technique McNitt-Gray et al. trouvaient que la surface de la lumière bronchique pouvait être mesurée de manière fiable avec un seuil de -500 UH [23]. Parmi les différents paramètres analysés la surface de la lumière bronchique était le plus simple à obtenir. Les autres paramètres étant plus complexes à mesurer, de nombreux algorithmes ont dès lors été développés ces dernières années afin de les calculer.

Parallèlement au développement de ces logiciels, les progrès technologiques des scanners multi-barrettes et de l'acquisition hélicoïdale ont permis d'obtenir des coupes jointives millimétriques ou infra-millimétriques rendant ainsi possible une segmentation tridimensionnelle de l'arbre trachéo-bronchique de la trachée jusqu'aux divisions bronchiques de 6e ordre [21] (Figure 16). De plus, s'agissant d'acquisitions volumiques, l'arbre trachéo-bronchique peut non seulement être extrait mais aussi déroulé permettant ainsi de réaliser des mesures perpendiculaires à l'axe central, beaucoup plus fiables et précises [24] (Figure 17). En effet, les mesures non strictement perpendiculaires à l'axe de la bronche entraînent des erreurs significatives en surestimant LA et WA [25]. Cette étape d'extraction de l'arbre trachéo-bronchique qui permet la reconstruction de coupes virtuelles

perpendiculaires à l'axe bronchique central est appelée squelettisation. Une fois l'arbre trachéo-bronchique extrait, la comparaison des données obtenues à celles d'atlas de référence permet de nommer automatiquement les bronches (position, génération) et de localiser des endroits précis dans l'arbre bronchique rendant ainsi possible des comparaisons intra et inter patients d'une ou de plusieurs bronches données [21, 26]. Lors de l'utilisation de logiciels dits semi-automatisés, une intervention de l'utilisateur dans le guidage de la segmentation de l'arbre trachéo-bronchique est nécessaire [21]. Les dernières avancées technologiques ont permis la mise au point de logiciels entièrement automatisés ne nécessitant aucune intervention manuelle [2, 22, 27].



Figure 16a :

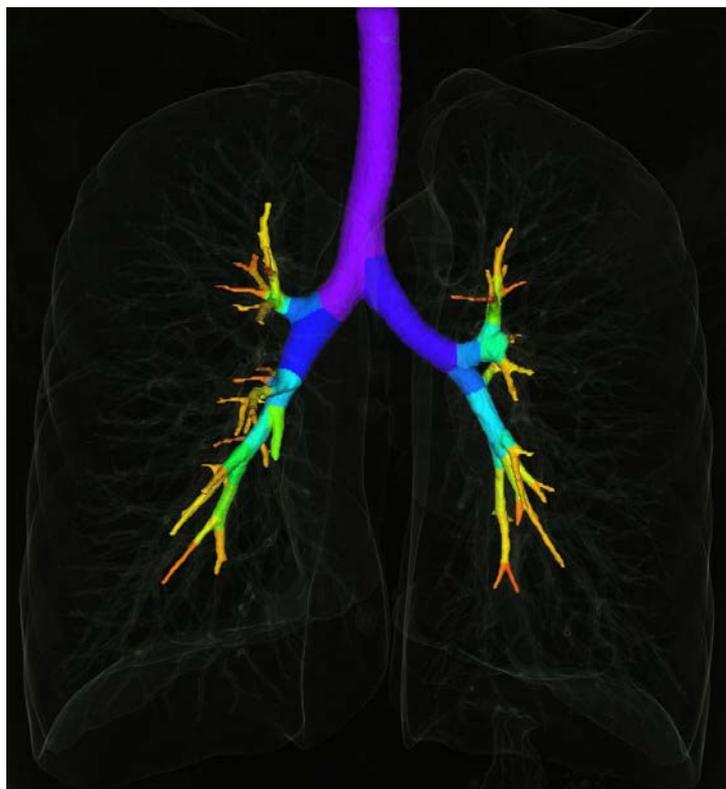


Figure 16b :

Figure 16 a et b : A partir de l'acquisition volumique (a) extraction entièrement automatisée de l'arbre trachéo-bronchique et représentation tridimensionnelle (b).

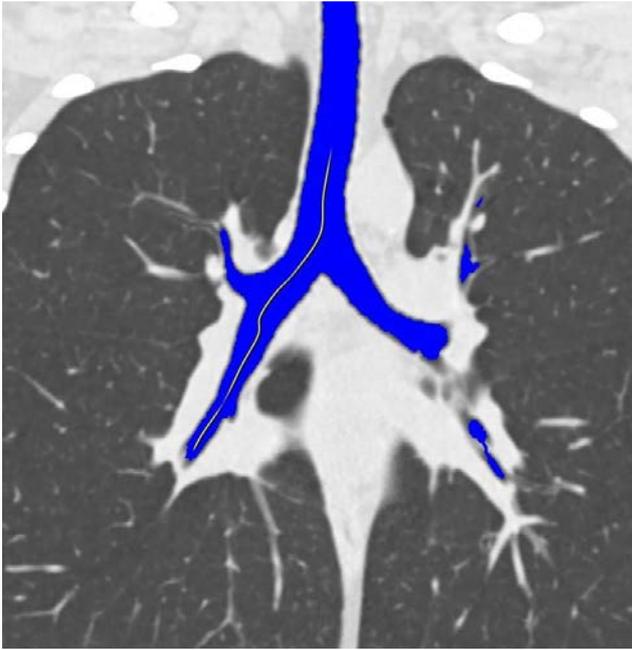


Figure 17a :

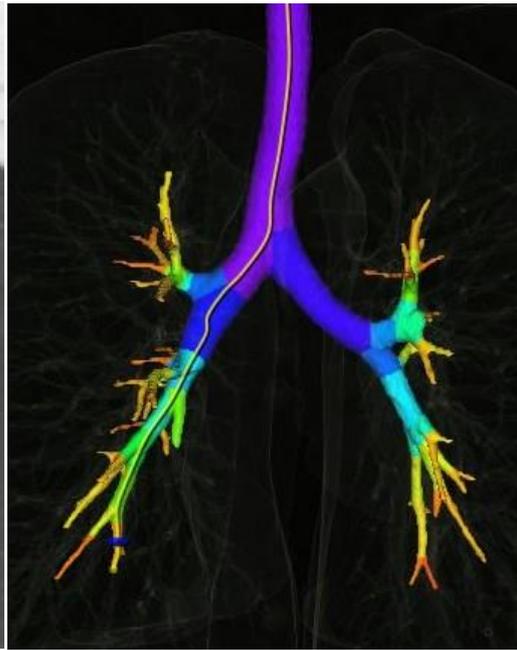


Figure 17b :

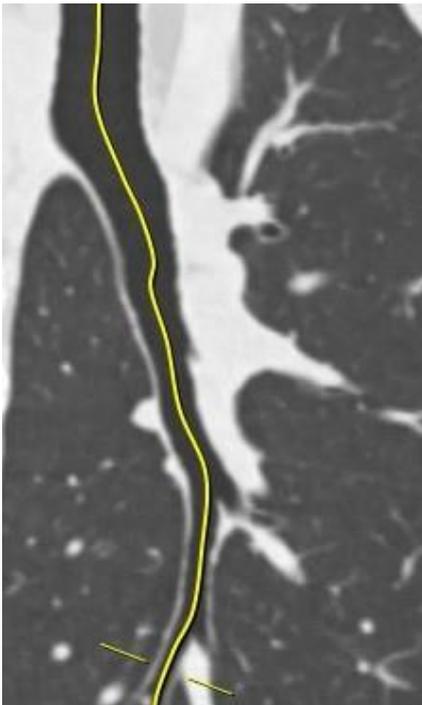


Figure 17c :

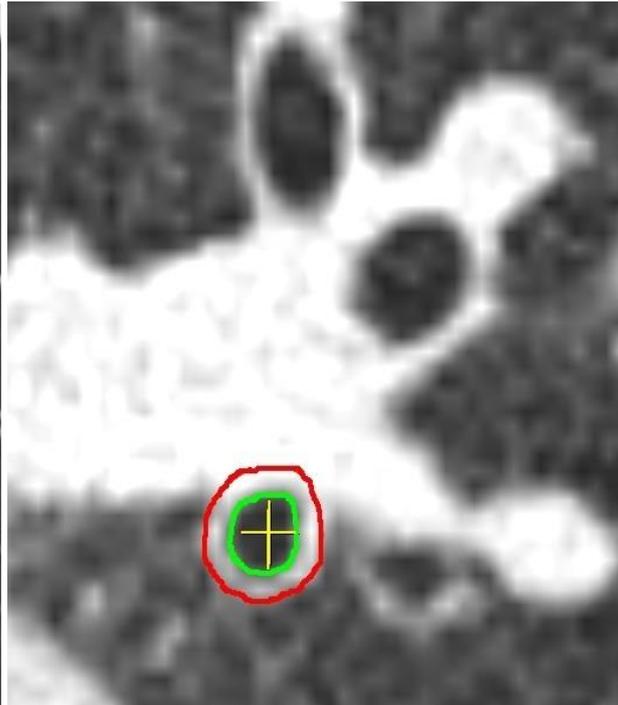


Figure 17d :

Figure 17 a, b, c et d: A partir de l'acquisition volumique (a), reconstruction tridimensionnelle (b) et reconstruction curviligne (c) de l'arbre trachéo-bronchique permettant son « déroulement » et la réalisation de mesures (d) strictement perpendiculaires à l'axe central (matérialisé en jaune sur les 3 images). Même patient que sur les Figures 14 et 16.

4. Critères de qualité et sites de mesure des parois bronchiques

Qu'il s'agisse de mesures manuelles ou de mesures automatisées, de nombreux critères de qualité sont requis afin de garantir la fiabilité des mesures réalisées [22]. Avant tout processus d'analyse, un pré-requis indispensable réside dans l'acquisition d'images TDM de qualité optimale permettant de bien discriminer parois et lumières bronchiques des vaisseaux et des structures environnantes. En effet, les logiciels automatisés et en particulier l'étape de squelettisation de l'arbre trachéo-bronchique sont particulièrement sensibles à la qualité image (niveau de bruit, filtre de reconstruction, artéfacts de mouvement...) avec un nombre de bronches détectées d'autant plus grand que la qualité image est bonne. La résolution temporelle et la dose utilisée auront ainsi une importance capitale à cette étape du processus. Par ailleurs, la quantité de bronches extraites dépendra également de la performance des post-traitements informatiques utilisés [28]. Un autre élément capital à prendre en compte au moment de l'acquisition est le degré d'inspiration puisque la taille des bronches varie avec le volume pulmonaire [29]. Ce paramètre aura donc un impact à la fois sur le nombre de bronches détectées mais aussi sur les valeurs des paramètres effectivement mesurés sur les bronches extraites [30]. Ensuite, lors de la réalisation des mesures il faudra s'assurer que le niveau où la bronche est mesurée ne présente pas un contact trop important avec les vaisseaux adjacents, ceci pouvant induire des erreurs de mesure [31]. Dans tous les cas les mesures devront être perpendiculaires à l'axe bronchique central [32]. D'autres paramètres comme le nombre de bronches et le nombre de générations étudiées seront également primordiaux afin d'obtenir les mesures les plus fiables et les plus représentatives possibles. En effet, l'atteinte de l'arbre trachéo-bronchique n'est pas uniforme et prédomine ou peut prédominer sur les petites voies aériennes dans le cas de l'asthme ou de la BPCO respectivement. L'exhaustivité et le degré de distalité des bronches étudiées seront ainsi capitaux. La longueur des segments bronchiques analysés sera également à prendre en compte car elle permettra de s'affranchir de la variabilité inter-coupe rapportée par Matsuoka et al. [33].

Une fois ces critères de qualité respectés, l'utilisateur pourra réaliser soit une mesure unique soit au mieux des mesures multiples à l'aide des logiciels automatisés. Il existe ensuite différentes méthodes d'exploitation des mesures obtenues : analyse intra-bronche [34] (analyse d'une même bronche parmi un ensemble de patients), analyse intra-génération [35] (analyse d'un ensemble de

bronches appartenant à la même génération), analyse inter-génération [36] (analyse de différentes générations d'une même bronche). L'analyse inter-génération est utile lors de changements morphologiques des bronches, afin de comparer le comportement structurel d'une génération à l'autre particulièrement utile dans l'asthme où l'atteinte des petites voies aériennes prédomine et dans la BPCO où l'atteinte des petites voies aériennes peut prédominer.

Il existe ainsi de très nombreux paramètres et critères de qualité à prendre en compte lors de la réalisation d'études quantitatives des parois bronchiques. D'une manière générale l'automatisation des méthodes de mesure couplée à une excellente qualité image initiale permettra de réaliser les mesures les plus fiables et reproductibles possibles.

C. Applications cliniques et bénéfices attendus

Les applications et bénéfices cliniques apportés par les mesures quantitatives des parois bronchiques sont nombreux en particulier dans le champ des maladies obstructives bronchiques [2, 3, 16, 21, 27, 32].

1. BPCO

La broncho-pneumopathie chronique obstructive (BPCO) est une maladie respiratoire chronique caractérisée par un trouble ventilatoire obstructif, peu ou pas réversible. L'inflammation, qui constitue un élément central dans la physiopathologie de cette affection, est responsable à la fois d'un remodelage de la paroi des bronches proximales (Figure 18), d'une destruction du parenchyme pulmonaire (emphysème) ainsi que d'une réduction du calibre et du nombre des petites voies aériennes (<2mm de diamètre) [37], ces trois facteurs aboutissant à l'obstruction bronchique. Le scanner représente une technique non invasive permettant de quantifier de façon visuelle ou de façon automatisée l'emphysème et l'atteinte pariétale bronchique.

Au cours des dernières années, l'approche TDM quantitative de la BPCO a permis non seulement d'améliorer la compréhension de sa physiopathologie [38] mais aussi d'aider à distinguer les différents phénotypes de patients bronchopathes ou emphysémateux prédominant [34]. Cette distinction phénotypique est primordiale car elle ouvre la voie aux traitements personnalisés adaptés au phénotype de

chaque patient. Ceci permet non seulement de choisir la thérapeutique efficace mais aussi d'éviter de mettre en route des traitements inefficaces voire contre-indiqués selon les phénotypes [39]. Différents logiciels permettent de réaliser une quantification automatique de l'emphysème, basée sur des seuils de valeurs d'atténuation dans le poumon ainsi que des mesures automatisées de l'épaisseur pariétale et de la lumière bronchique. En outre il a été démontré que l'épaississement des parois bronchiques mesuré par les deux paramètres surface luminale bronchique (LA) et surface pariétale bronchique (WA) était corrélé aux résultats des EFR [34] et qu'il existait une corrélation entre l'atteinte des voies aériennes proximales et l'atteinte des petites voies aériennes [40]. La TDM pourrait ainsi se révéler utile en complément des EFR dans le monitoring des thérapeutiques introduites [41]. Plus récemment encore, Dournes et al. ont montré que l'épaisseur pariétale bronchique (WT) était corrélée à la pression artérielle pulmonaire moyenne et proposent d'utiliser ce paramètre comme un moyen non invasif d'estimer la pression artérielle pulmonaire [27]. Enfin et bien qu'il existe une atteinte diffuse de l'arbre trachéo-bronchique dans la BPCO, comme celle-ci peut prédominer au niveau des petites voies aériennes [42], il sera important de réaliser non seulement une étude bronchique la plus distale possible (bonne résolution temporelle, logiciel performant) mais aussi des coupes en expiration afin de quantifier le trappage, reflet de l'atteinte des petites voies aériennes.

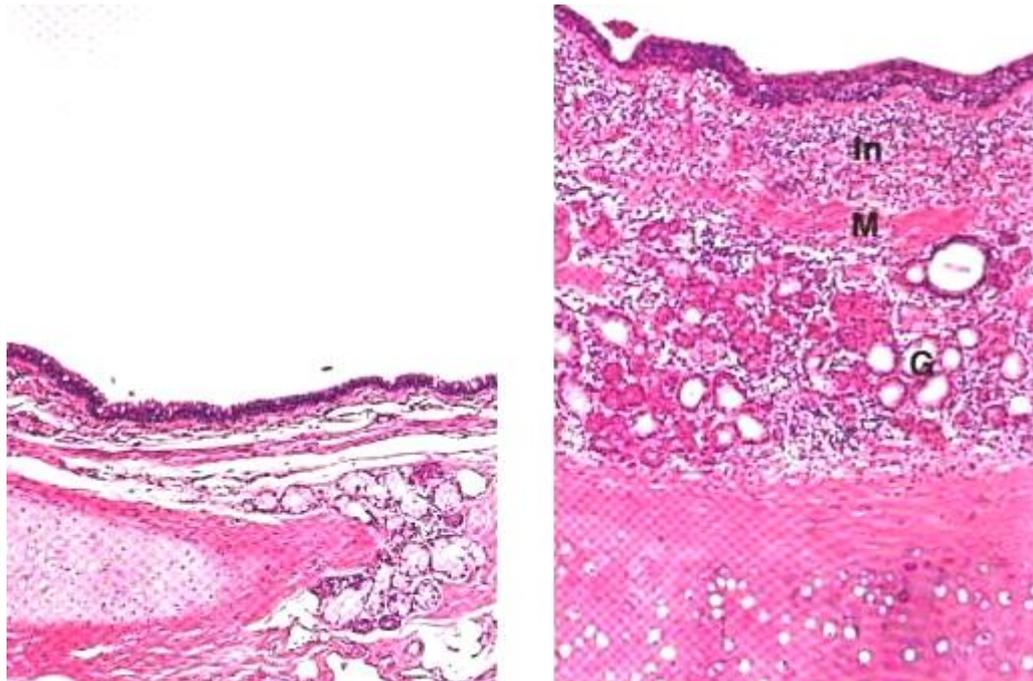


Figure 18a :

Figure 18b :

Figure 18 a et b: Coupes histologiques d'une paroi bronchique saine (a) et d'une paroi bronchique d'un patient BPCO (b) montrant un important épaissement pariétal chez le patient BPCO. D'après Stevens [43].

2. Asthme

L'asthme est une maladie chronique inflammatoire des voies aériennes associée à une hyperréactivité bronchique se traduisant par des symptômes respiratoires et/ou un trouble ventilatoire obstructif réversible. L'inflammation des voies aériennes est responsable de l'obstruction bronchique par le biais de quatre facteurs plus ou moins associés : bronchoconstriction, œdème muqueux bronchique, production anormale de mucus et remodelage des voies aériennes (Figure 19). Là aussi, la TDM représente un outil non invasif intéressant dans la quantification du remodelage bronchique par la mesure de la surface pariétale bronchique (WA), augmentée chez les patients asthmatiques sévères en comparaison aux sujets avec asthme modéré [44] et par la mesure de la lumière bronchique (LA) rétrécie chez les patients asthmatiques en comparaison aux sujets sains [45]. En outre il a été démontré que la surface de la paroi bronchique (WA) était corrélée à la sévérité des symptômes et au degré de contrôle de la maladie [46]. La TDM permet ainsi un monitoring non invasif [47] de l'asthme en complément des tests cliniques et des EFR. Enfin, la TDM pourrait également s'avérer utile dans le monitoring de

l'efficacité des techniques récentes de traitement de l'asthme réfractaire par thermoplastie [48]. En effet, cette thérapeutique endoscopique vise à réduire grâce aux ondes radiofréquences la masse musculaire lisse bronchique ce qui modifie le degré de bronchoconstriction [49]. Ainsi, les répercussions de cette technique sur la lumière et la paroi bronchique pourraient être scanographiquement monitorées par les paramètres WA et LA.

Tout comme pour la BPCO, l'étude la plus distale possible des générations bronchiques est capitale et nécessite là aussi une bonne qualité d'image intrinsèque (RSB, RS, RT...), l'emploi de logiciels performants ainsi que des coupes en expiration (évaluation et quantification du trappage replet de l'atteinte des petites voies aériennes).

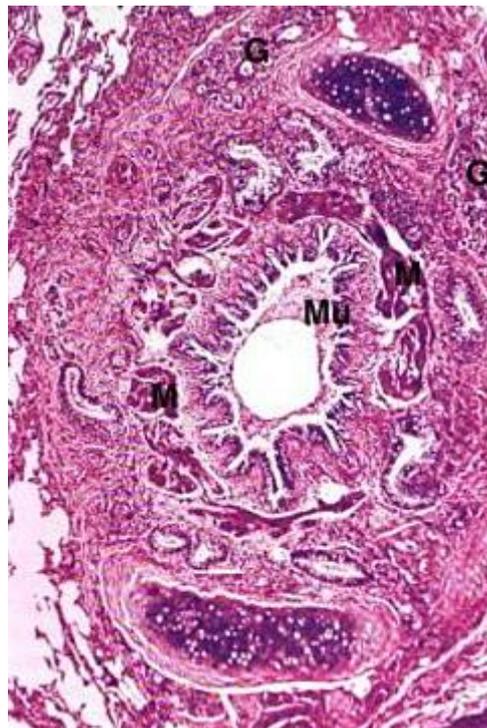


Figure 19: Coupe histologique d'une paroi bronchique d'un patient asthmatique. Epaissement pariétal considérable à l'origine d'une réduction du calibre de la lumière bronchique. D'après Stevens [43].

3. Mucoviscidose

La mucoviscidose est une maladie génétique autosomique récessive due à une anomalie de la protéine CFTR responsable d'une altération des sécrétions de toutes les glandes muqueuses de l'organisme et en particulier des glandes de l'appareil respiratoire. Le mucus sécrété est ainsi déshydraté et visqueux entraînant surinfections et suppurations bronchiques chroniques sources de bronchectasies. Par ailleurs, l'inflammation chronique qui en résulte [50] est à l'origine d'un remodelage bronchique. Là aussi, la TDM représente un moyen non invasif d'évaluer les dommages bronchiques, d'apporter des éléments pronostiques et concourt à l'évaluation de la nécessité de mise en route d'un traitement [51] ainsi qu'à la mesure de son efficacité. Il a en effet été démontré que la surface (WA) et l'épaisseur pariétale (WT) bronchiques étaient des paramètres représentatifs de la sévérité de l'atteinte des voies aériennes chez les patients atteints de mucoviscidose (évaluation de l'épaississement pariétal bronchique) [32] et que ces paramètres étaient corrélés aux EFR [2]. Par ailleurs, les logiciels automatisés actuels permettent de mesurer de façon fiable les dilatations bronchiques (évaluation des bronchectasies) [2].

V. Discussion : validité des mesures bronchiques scanographiques dans les études actuelles

Depuis les premières études s'intéressant aux mesures quantitatives des parois bronchiques [34, 52] jusqu'à la plupart des études actuelles [53, 54], la résolution temporelle ne semble pas être considérée comme un critère d'importance de la validité et de la fiabilité des résultats. Cependant, pour des raisons anatomiques, physiologiques, technologiques et informatiques celle-ci est un pré-requis indispensable à l'analyse fine des parois bronchiques. En effet, l'ordre de grandeur des mesures pariétales bronchiques est le millimètre. Or il a été démontré que les structures cardio-vasculaires et par conséquent les bronches étaient en mouvement permanent, source d'artéfacts, d'amplitude parfois largement supérieure au millimètre [4] et dont l'importance varie selon les régions du thorax, prédominant en région para-cardiaque. Il apparaît donc primordial avant d'utiliser des post-traitements sophistiqués et afin d'obtenir des mesures fiables et reproductibles de s'assurer au préalable de l'absence de mouvement des structures étudiées et donc de prendre en compte la résolution temporelle de l'acquisition. Or aucune des études

portant sur les mesures quantitatives bronchiques ne mentionne explicitement ce paramètre et seule une étude sur deux l'évoque de façon indirecte en mentionnant simplement le temps de rotation du tube à rayons X [1, 22, 55, 56]. Certaines études quant à elles ne mentionnent ni la résolution temporelle ni le temps de rotation du tube. De plus, lorsqu'il est précisé, le temps de rotation du tube des scanners utilisés dans les études actuelles, reflet indirect de la résolution temporelle, varie le plus souvent entre 0,5 [56] et 0,75 s [57]. Dans notre étude, le temps de rotation du tube est de 0,28 s soit une résolution temporelle bien supérieure à celle retrouvée dans la littérature. Or, malgré cela nous nous attendons à mettre en évidence, grâce à l'emploi d'algorithmes de reconstruction particuliers, un impact majeur de la résolution temporelle sur l'étude des parois bronchiques. Ceci souligne d'autant plus l'importance capitale de ce paramètre puisqu'à priori même les scanners les plus performants ne peuvent à l'heure actuelle s'affranchir totalement des artéfacts de mouvement et soulève ainsi des interrogations quant à la validité des résultats de l'ensemble de ces études.

Un autre problème posé par les études actuelles est que, les altérations de l'arbre trachéo-bronchique n'étant pas uniformes, les mesures réalisées sur des bronches isolées ne sont pas forcément représentatives de la pathologie étudiée [21]. Ceci est particulièrement vrai dans l'asthme et la BPCO où l'atteinte prédomine ou peut prédominer sur les petites voies aériennes respectivement. L'exhaustivité, incluant notamment les bronches para-cardiaques particulièrement soumises aux artéfacts de mouvement et le degré de distalité des bronches étudiées sont donc capitaux. Or l'un des moyens pour obtenir une extraction optimale et exhaustive de l'arbre trachéo-bronchique est de disposer d'une excellente qualité d'image initiale avec notamment l'absence d'artéfacts de mouvement, ce qui nécessite une résolution temporelle à l'acquisition la meilleure possible.

Outre la bien meilleure représentativité de la pathologie et la fiabilité accrue des résultats, l'autre avantage présenté par l'exhaustivité des mesures sur l'ensemble de l'arbre trachéo-bronchique est de s'affranchir de la variabilité inter-étude dans le choix du ou des sites de mesures. En effet, au cours des premières études, les auteurs excluaient systématiquement les bronches para-cardiaques ou du lobe inférieur gauche en raison des artéfacts cardiogéniques [58]. D'autres auteurs quant à eux n'étudiaient que B1D [59]. Plus récemment, certains auteurs étudiaient 3 bronches à droite et 3 bronches à gauche (B1, B4, B10) en excluant les bronches

para-cardiaques [1, 60]. Ainsi chaque auteur réalise des mesures à des sites différents. Bien qu'il n'existe toujours pas de consensus dans le choix ou le niveau de division bronchique à étudier [39], il est vraisemblable que l'avènement des logiciels automatisés permettant une extraction exhaustive et distale de l'arbre trachéo-bronchique à partir d'images de qualité optimale (RT, RS, RC, RSB...) contribuera à harmoniser les pratiques.

Ainsi pour de nombreuses raisons (diminution des artéfacts de mouvement, extraction optimale de l'arbre trachéo-bronchique et ses conséquences en termes d'approche quantitative...), la question de la résolution temporelle nous paraît être un pré-requis indispensable avant toute analyse sophistiquée des parois bronchiques. L'absence d'attention spécifique portée à ce paramètre dans les nombreuses études quantitatives portant sur les parois bronchiques suscite des interrogations quant à la validité de leurs résultats et de leurs conclusions. Face à ces incertitudes, le but de la présente étude est d'attirer l'attention sur ce point capital et d'apporter des éléments de réponse objectifs grâce à une méthodologie originale.

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

Les références ci-dessous sont présentées selon le style Vancouver en accord avec les recommandations pour la rédaction des thèses de la Faculté de Médecine de Lille.

1. Diaz AA, Han MK, Come CE, San José Estépar R, Ross JC, Kim V, et al. Effect of emphysema on CT scan measures of airway dimensions in smokers. *Chest*. 2013 Mar;143(3):687-93.
2. Wielpütz MO, Eichinger M, Weinheimer O, Ley S, Mall MA, Wiebel M, et al. Automatic airway analysis on multidetector computed tomography in cystic fibrosis: correlation with pulmonary function testing. *J Thorac Imaging*. 2013 Mar;28(2):104-13.
3. Lederlin M, Laurent F, Portron Y, Ozier A, Cochet H, Berger P, et al. CT attenuation of the bronchial wall in patients with asthma: comparison with geometric parameters and correlation with function and histologic characteristics. *AJR Am J Roentgenol*. 2012 Dec;199(6):1226-33.
4. Ko SF, Hsieh MJ, Chen MC, Ng SH, Fang FM, Huang CC, et al. Effects of heart rate on motion artifacts of the aorta on non-ECG-assisted 0.5-sec thoracic MDCT. *AJR Am J Roentgenol*. 2005 Apr;184(4):1225-30.
5. Boyden EA. A synthesis of the prevailing patterns of the bronchopulmonary segments in the light of their variations. *Dis Chest*. 1949 Jun;15(6):657-68.
6. Boyden EA. *Segmental Anatomy of the Lungs: A Study of the Patterns of the Segmental Bronchi and Related Pulmonary Vessels*. New York: McGraw-Hill, 1955.
7. Rouvière H, Delmas A. *Anatomie humaine descriptive, topographique et fonctionnelle*. Paris: Masson, 1973.
8. D'Alché EP. *Comprendre la physiologie cardiovasculaire*. Paris: Médecine Sciences Flammarion, 2008.
9. Dillenseger JP, Moerschel E. *Guide des technologies de l'imagerie médicale et de la radiothérapie*. Paris: Masson, 2009.
10. Barrett JF, Keat N. Artifacts in CT: recognition and avoidance. *Radiographics*. 2004 Nov-Dec;24(6):1679-91.

11. Scott AD, Keegan J, Firmin DN. Motion in cardiovascular MR imaging. *Radiology*. 2009 Feb;250(2):331-51.
12. Asano F, Shinagawa N, Ishida T, Shindoh J, Anzai M, Tsuzuku A, et al. Virtual bronchoscopic navigation combined with ultrathin bronchoscopy. A randomized clinical trial. *Am J Respir Crit Care Med*. 2013 Aug 1;188(3):327-33.
13. Schardt P, Deuringer J, Freudenberger J, Hell E, Knüpfer W, Mattern D et al. New x-ray tube performance in computed tomography by introducing the rotating envelope tube technology. *Med Phys*. 2004 Sep;31(9):2699-706.
14. Masson F, Dangin X, Baudin P. Tomodensitométrie: principes, formation de l'image. *Encycl Méd Chir (Elsevier Masson SAS, Paris), Radiologie et imagerie médicale - principes et technique - radioprotection, 35-070-A-10, 2011, 20p.*
15. Siemens Healthcare, Guide pratique pour la réduction de dose. Saint Denis: CG Com, 2010.
16. Kosciuch J, Krenke R, Gorska K, Zukowska M, Maskey-Warzechowska M, Chazan R. Relationship between airway wall thickness assessed by high-resolution computed tomography and lung function in patients with asthma and chronic obstructive pulmonary disease. *J Physiol Pharmacol*. 2009 Nov;60 Suppl 5:71-6.
17. Crystal RG, West JB, eds. *The Lung: Scientific Foundations*. New York: Raven Press, 1991.
18. Webb WR, Gamsu G, Wall SD, Cann CE, Proctor E. CT of a bronchial phantom. Factors affecting appearance and size measurements. *Invest Radiol*. 1984 Sep-Oct;19(5):394-8.
19. McNamara AE, Müller NL, Okazawa M, Arntorp J, Wiggs BR, Paré PD. Airway narrowing in excised canine lungs measured by high-resolution computed tomography. *J Appl Physiol* (1985). 1992 Jul;73(1):307-16.
20. Okazawa M, Müller N, McNamara AE, Child S, Verburgt L, Paré PD. Human airway narrowing measured using high resolution computed tomography. *Am J Respir Crit Care Med*. 1996 Nov;154(5):1557-62.
21. Hasegawa M, Nasuhara Y, Onodera Y, Makita H, Nagai K, Fuke S, et al. Airflow limitation and airway dimensions in chronic obstructive pulmonary disease. *Am J Respir Crit Care Med*. 2006 Jun 15;173(12):1309-15.
22. Brillet PY, Fetita CI, Beigelman-Aubry C, Saragaglia A, Perchet D, Preteux F, et al. Quantification of bronchial dimensions at MDCT using dedicated software. *Eur Radiol*. 2007 Jun;17(6):1483-9.
23. McNitt-Gray MF, Goldin JG, Johnson TD, Tashkin DP, Aberle DR. Development and testing of image-processing methods for the quantitative assessment of airway hyperresponsiveness from high-resolution CT images. *J Comput Assist Tomogr*. 1997 Nov-Dec;21(6):939-47.

24. Montaudon M, Berger P, de Dietrich G, Braquelaire A, Marthan R, Tunon-de-Lara JM, et al. Assessment of airways with three-dimensional quantitative thin-section CT: in vitro and in vivo validation. *Radiology*. 2007 Feb;242(2):563-72.
25. King GG, Müller NL, Paré PD. Evaluation of airways in obstructive pulmonary disease using high-resolution computed tomography. *Am J Respir Crit Care Med*. 1999 Mar;159(3):992-1004.
26. Tschirren J, Hoffman EA, McLennan G, Sonka M. Intrathoracic airway trees: segmentation and airway morphology analysis from low-dose CT scans. *IEEE Trans Med Imaging*. 2005 Dec;24(12):1529-39.
27. Dournes G, Laurent F, Coste F, Dromer C, Blanchard E, Picard F, et al. Computed tomographic measurement of airway remodeling and emphysema in advanced chronic obstructive pulmonary disease. Correlation with pulmonary hypertension. *Am J Respir Crit Care Med*. 2015 Jan 1;191(1):63-70.
28. Balacey H. Mise en place d'une chaîne complète d'analyse de l'arbre trachéo-bronchique à partir d'examen(s) issus d'un scanner-CT : de la 3D vers la 4D [Thèse de Doctorat d'Université, Sciences et Technologies, Mathématiques et Informatique]. Bordeaux: Université Bordeaux I Ecole Doctorale de Mathématiques et d'Informatique; 2013.
29. Brown RH, Mitzner W. Understanding airway pathophysiology with computed tomography. *J Appl Physiol* (1985). 2003 Aug;95(2):854-62.
30. Petersen J, Wille MM, Rakêt LL, Feragen A, Pedersen JH, Nielsen M, et al. Effect of inspiration on airway dimensions measured in maximal inspiration CT images of subjects without airflow limitation. *Eur Radiol*. 2014 Sep;24(9):2319-25.
31. Reinhardt JM, D'Souza ND, Hoffman EA. Accurate measurement of intrathoracic airways. *IEEE Trans Med Imaging*. 1997 Dec;16(6):820-7.
32. Montaudon M, Berger P, Cangini-Sacher A, de Dietrich G, Tunon-de-Lara JM, Marthan R, et al. Bronchial measurement with three-dimensional quantitative thin-section CT in patients with cystic fibrosis. *Radiology*. 2007 Feb;242(2):573-81.
33. Matsuoka S, Kurihara Y, Nakajima Y, Niimi H, Ashida H, Kaneoya K. Serial change in airway lumen and wall thickness at thin-section CT in asymptomatic subjects. *Radiology*. 2005 Feb;234(2):595-603.
34. Nakano Y, Muro S, Sakai H, Hirai T, Chin K, Tsukino M, et al. Computed tomographic measurements of airway dimensions and emphysema in smokers. Correlation with lung function. *Am J Respir Crit Care Med*. 2000 Sep;162(3 Pt 1):1102-8.
35. Chae EJ, Kim TB, Cho YS, Park CS, Seo JB, Kim N, et al. Airway Measurement for Airway Remodeling Defined by Post-Bronchodilator FEV1/FVC in Asthma: Investigation Using Inspiration-Expiration Computed Tomography Allergy Asthma Immunol Res. 2011 Apr;3(2):111-7.

36. Matsuoka S, Kurihara Y, Yagihashi K, Hoshino M, Nakajima Y. Airway dimensions at inspiratory and expiratory multisection CT in chronic obstructive pulmonary disease: correlation with airflow limitation. *Radiology*. 2008 Sep;248(3):1042-9.
37. McDonough JE, Yuan R, Suzuki M, Seyednejad N, Elliott WM, Sanchez PG, et al. Small-airway obstruction and emphysema in chronic obstructive pulmonary disease. *N Engl J Med*. 2011 Oct 27;365(17):1567-75.
38. de Jong PA, Müller NL, Paré PD, Coxson HO. Computed tomographic imaging of the airways: relationship to structure and function. *Eur Respir J*. 2005 Jul;26(1):140-52.
39. Coxson HO. Quantitative computed tomography assessment of airway wall dimensions: current status and potential applications for phenotyping chronic obstructive pulmonary disease. *Proc Am Thorac Soc*. 2008 Dec 15;5(9):940-5.
40. Nakano Y, Wong JC, de Jong PA, Buzatu L, Nagao T, Coxson HO, et al. The prediction of small airway dimensions using computed tomography. *Am J Respir Crit Care Med*. 2005 Jan 15;171(2):142-6.
41. Coxson HO, Leipsic J, Parraga G, Sin DD. Using pulmonary imaging to move chronic obstructive pulmonary disease beyond FEV1. *Am J Respir Crit Care Med*. 2014 Jul 15;190(2):135-44.
42. Hogg JC, Macklem PT, Thurlbeck WM. Site and nature of airway obstruction in chronic obstructive lung disease. *N Engl J Med*. 1968 Jun 20;278(25):1355-60.
43. Stevens A, Lowe JS, Young B. Anatomie pathologique. Atlas de Wheater. Bruxelles: De Boeck & Larcier s.a., 2004.
44. Niimi A, Matsumoto H, Amitani R, Nakano Y, Mishima M, et al. Airway wall thickness in asthma assessed by computed tomography. Relation to clinical indices. *Am J Respir Crit Care Med*. 2000 Oct;162(4 Pt 1):1518-23.
45. Donohue KM, Hoffman EA, Baumhauer H, Guo J, Ahmed FS, Lovasi GS, et al. Asthma and lung structure on computed tomography: the Multi-Ethnic Study of Atherosclerosis Lung Study. *J Allergy Clin Immunol*. 2013 Feb;131(2):361-8.e1-11.
46. Brillet PY, Grenier PA, Fetita CI, Beigelman-Aubry C, Ould-Hmeidi Y, Ortner M, et al. Relationship between the airway wall area and asthma control score in moderate persistent asthma. *Eur Radiol*. 2013 Jun;23(6):1594-602.
47. Niimi A, Matsumoto H, Amitani R, Nakano Y, Sakai H, Takemura M, et al. Effect of short-term treatment with inhaled corticosteroid on airway wall thickening in asthma. *Am J Med*. 2004 Jun 1;116(11):725-31.
48. Castro M, Musani AI, Mayse ML, Shargill NS. Bronchial thermoplasty: a novel technique in the treatment of severe asthma. *Ther Adv Respir Dis*. 2010 Apr;4(2):101-16.
49. Singh SK, Tiwari KK. Bronchial thermoplasty: a non-pharmacological approach. *Clin Respir J*. 2015 Apr 27.

50. Tiddens HA, Koopman LP, Lambert RK, Elliott WM, Hop WC, van der Mark TW, et al. Cartilaginous airway wall dimensions and airway resistance in cystic fibrosis lungs. *Eur Respir J*. 2000 Apr;15(4):735-42.
51. Brody AS, Molina PL, Klein JS, Rothman BS, Ramagopal M, Swartz DR. High-resolution computed tomography of the chest in children with cystic fibrosis: support for use as an outcome surrogate. *Pediatr Radiol*. 1999 Oct;29(10):731-5.
52. Awadh N, Müller NL, Park CS, Abboud RT, FitzGerald JM. Airway wall thickness in patients with near fatal asthma and control groups: assessment with high resolution computed tomographic scanning. *Thorax*. 1998 Apr;53(4):248-53.
53. Ohno Y, Nishio M, Koyama H, Seki S, Yoshikawa T, Matsumoto S, et al. Asthma: comparison of dynamic oxygen-enhanced MR imaging and quantitative thin-section CT for evaluation of clinical treatment. *Radiology*. 2014 Dec;273(3):907-16.
54. Thomson NC, Chaudhuri R, Spears M, Messow CM, MacNee W, et al. Poor symptom control is associated with reduced CT scan segmental airway lumen area in smokers with asthma. *Chest*. 2015 Mar;147(3):735-44.
55. Koyama H, Ohno Y, Nishio M, Matsumoto S, Sugihara N, Yoshikawa T, et al. Iterative reconstruction technique vs filter back projection: utility for quantitative bronchial assessment on low-dose thin-section MDCT in patients with/without chronic obstructive pulmonary disease. *Eur Radiol*. 2014 Aug;24(8):1860-7.
56. Sasaki T, Takahashi K, Takada N, Ohsaki Y. Ratios of peripheral-to-central airway lumen area and percentage wall area as predictors of severity of chronic obstructive pulmonary disease. *AJR Am J Roentgenol*. 2014 Jul;203(1):78-84.
57. Berger P, Perot V, Desbarats P, Tunon-de-Lara JM, Marthan R, Laurent F. Airway wall thickness in cigarette smokers: quantitative thin-section CT assessment. *Radiology*. 2005 Jun;235(3):1055-64.
58. Brillet PY, Fetita CI, Capderou A, Mitrea M, Dreuil S, Simon JM, et al. Variability of bronchial measurements obtained by sequential CT using two computer-based methods. *Eur Radiol*. 2009 May;19(5):1139-47.
59. Matsumoto H, Niimi A, Tabuena RP, Takemura M, Ueda T, Yamaguchi M, et al. Airway wall thickening in patients with cough variant asthma and nonasthmatic chronic cough. *Chest*. 2007 Apr;131(4):1042-9.
60. Kim SS, Seo JB, Lee HY, Nevrekar DV, Forssen AV, Crapo JD, et al. Chronic obstructive pulmonary disease: lobe-based visual assessment of volumetric CT by Using standard images--comparison with quantitative CT and pulmonary function test in the COPDGene study. *Radiology*. 2013 Feb;266(2):626-35.

DEUXIEME PARTIE :

ETUDE CLINIQUE

Is bronchial wall imaging affected by temporal resolution? Comparative evaluation at 140 and 75 ms in 90 patients

Authors:

Antoine Hutt, MD¹

Nunzia Tacelli, MD¹

Jean-Baptiste Faivre, MD¹

Thomas Flohr, PhD²

Alain Duhamel, PhD³

Jacques Rémy, MD¹

Martine Rémy-Jardin, MD, PhD¹

Authors' address:

¹Department of Thoracic Imaging, Hospital Calmette (EA 2694); CHRU et Université de Lille, France

²Computed Tomography; Siemens Healthcare, Forchheim, Germany

³Department of Biostatistics (EA 2694) ; CHRU et Université de Lille, France

Corresponding author:

Martine REMY-JARDIN, MD, PhD

Department of Thoracic Imaging, Hospital Calmette (EA 2694); CHRU et Université de Lille, France

Phone: 33 3- 20-44-43-11 Fax: 33 3- 20-44-47-20

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

ABSTRACT

Purpose: To evaluate the influence of temporal resolution (TR) on cardiogenic artifacts at the level of bronchial walls.

Material and Methods: 90 patients underwent a dual-source, single-energy chest CT examination enabling reconstruction of images with a TR of 75 ms (i.e., optimized TR) (Group 1) and 140 ms (i.e., standard TR) (Group 2). Cardiogenic artifacts were analyzed at the level of 8 target bronchi, i.e., right (R) and left (L) B1, B5, B7 and B10 (total number of bronchi examined: n=720).

Results: Cardiogenic artifacts were significantly less frequent and less severe in Group 1 than in Group 2 ($p < 0.0001$) with the highest scores of discordant ratings for bronchi in close contact with cardiac cavities: RB5 (61/90; 68%); LB5 (66/90; 73%); LB7 (63/90; 70%). In Group 1, 78% (560/720) of bronchi showed no cardiac motion artifacts whereas 22% of bronchi (160/720) showed artifacts, rated as mild (152/160; 95%), moderate (7/160; 4%) and severe (1/160; 1%); whereas in Group 2, 30% (217/720) of bronchi showed no cardiac motion artifacts and 70% of bronchi (503/720) showed artifacts, rated as mild (410/503; 82%), moderate (82/503; 16%) and severe (11/503; 2%).

Conclusion: At 75 ms, most bronchi can be depicted without cardiogenic artifacts.

Keywords: Bronchi; Quantitative CT; Temporal resolution; Dual-source CT; Artifacts

Keypoints:

- Quantitative CT helps analyze morphologic changes in COPD patients.
- Cardiogenic artifacts may hamper precise analysis of bronchial dimensions.
- Temporal resolution of CT acquisitions is an important parameter for bronchial imaging.

INTRODUCTION

Over the last decade, computed tomography-based measurements of airway dimensions have represented an area of intense research in order to provide quantitative information in chronic inflammatory disorders such as COPD, asthma and cystic fibrosis [1-3]. The clinical needs for such quantitative approaches are twofold. Firstly, they represent a unique means for disease phenotyping, widely acknowledged in COPD where the relative contributions of emphysema and airway remodelling vary greatly among patients. Secondly, they also provide objective clues for airway changes under treatment, thus helping the monitoring of disease [4]. Airway measurements have greatly benefited from volumetric acquisitions and improvement in spatial resolution offered by multidetector-row CT (MDCT) together with the development of a multitude of software packages for quantitative analysis. The most accurate methods to measure cross-sectional wall and lumen areas of airways are based on thin-section CT images automatically reconstructed perpendicular to the main bronchial wall axis [5]. The most common parameters to assess airway dimensions and investigate airway remodelling on CT images include airway lumen diameter, airway wall thickness, airway wall area and percentage of wall area.

However, there is a long list of technical factors known to influence quantitative estimates. As recently pointed out by Brillet et al. [6], bronchial wall measurements are linked to image complexity (i.e., signal-to-noise ratio, radiation dose, window settings, image-reconstruction kernel and/or point-spread function which can differ from one instrument to another and for the same CT system over time) as well as to a variety of anatomical situations (i.e., surrounding tissue, bronchial mucus, bronchial wall calcifications which can be observed in the elderly, lung volume). Owing to the impact of cardiac motion on numerous anatomical structures in the chest, it is likely that the speed of data acquisition in the plane of the CT section, defining temporal resolution (TR), plays an important role on the accuracy of airway measurements. In the absence of specific attention to this technical factor in the prolific literature on CT-derived quantitative information on airways, we applied an original approach based on the dual-source CT (DSCT) technology to investigate the impact of TR on bronchial wall imaging.

MATERIALS AND METHODS

I. Population

During a 2-month period (February 2013-March 2013), 95 consecutive patients were prospectively included in the present study when fulfilling the following inclusion criteria: (1) patient's age >18 years; (2) referred for a noncontrast chest CT examination obtained on a dual-source CT scanner with a high pitch mode (i.e., pitch of 2.0); (3) absence of extensive lung infiltration or destruction, atelectasis and lung resection; (4) absence of respiratory motion artifacts. During the inclusion period, 5 patients were excluded because of segmental atelectasis (n=2) or extensive lung infiltration (n=3), leading to a study population of 90 patients. Chest CT examinations had been indicated for the diagnosis or follow-up of lung micronodules, nodules or masses (n=29); mild forms of infiltrative lung disease (n=22) or pulmonary infection (n=21); suspicion of radiographic abnormality (n=10); and miscellaneous clinical indications (n=8). Retrospective analysis of CT images was possible with a waiver of patient's informed consent in agreement with national regulations.

II. CT protocol

A. Acquisition parameters

All studies were performed on a second-generation 128-slice DSCT system (Somatom Definition Flash, Siemens Healthcare, Forchheim, Germany). The examinations were obtained with dual-source, single-energy in a non ECG-gated mode using the following parameters: collimation:64×0.6 mm with z-flying focal spot for the simultaneous acquisition of 128 overlapping 0.6-mm slices; weight-adapted selection of the kilovoltage with adaption of the reference tube current-time product (80 kVp and 100 kVp with 85 ref mAs; 120 kVp with 65 ref mAs); 4D anatomical dose modulation (Care Dose 4D, Siemens Healthcare, Germany) and a pitch of 2.0. The rotation time was 0.28 s. The acquisitions were obtained in the cranio-caudal direction, patients scanned in supine position after deep inspiration.

B. Images reconstruction

Image data sets were sent to a prototype workstation running a noncommercial software (ReconCT version 8.5, Siemens Healthcare, Forchheim, Germany). From each acquisition, two series of images were systematically generated: images with a TR of 75 ms (i.e., optimized TR) (Group 1) and 140 ms (i.e., standard TR) (Group 2). Group 1 images were reconstructed with an algorithm using only the minimum number of projections necessary for CT image reconstruction and ignoring redundant projections acquired at pitch 2.0 whereas Group 2 images were reconstructed with an algorithm using all projections (cf. Appendix). The reconstructed images consisted of contiguous 1-mm thick axial transverse images with a field-of-view of 320 mm, using a standard reconstruction kernel (B50f, high-spatial-resolution algorithm).

C. Parameters analysed

1. Study group characteristics

The readers systematically recorded the patient's gender, age and heart rate at the time of initiation of scanning. The patient's morphotype was analyzed by recording his (her) height and weight, which allowed calculation of the body-mass index (BMI: weight in kilograms divided by the square of the height [m]).

2. Scanning conditions and image quality

The length of the cranio-caudal acquisition, the duration of data acquisition and the dose-length product (DLP) were registered from the patient protocol. The objective assessment of noise in Group 1 and Group 2 images was obtained by measuring the standard deviation of pixel values in the tracheal lumen, as previously described by Tacelli et al. [7].

3. Evaluation of cardiogenic artifacts

Cardiogenic artifacts at the level of bronchial walls were visually assessed on lung images (window width, 1600 HU; window centre, - 600 HU) in Group 1 and Group 2. For each patient, 8 target bronchi were systematically analyzed: right (R) and left (L) B1, B5, B7 and B10, named according to the Boyden's classification [8]. For each bronchus, care was taken to select the transverse CT section with a clear

visibility of bronchial walls, avoiding the anatomical levels where the target bronchus was surrounded by numerous vascular sections. A total of 720 bronchi were analyzed in the study population. For each bronchus, the presence and severity of motion artifacts on Group 1 and Group 2 images were graded on a 4-point scale as previously reported by Kelly et al. [9] : score 0=absence of motion artifact; score 1=mild motion artifacts (i.e., mild blurring of bronchial edges); score 2=moderate motion artifacts (i.e., bronchial displacement by 50-100% of its diameter); score 3=severe motion artifacts (i.e., bronchial displacement equal to or greater than 100% of its diameter, leading to a 'double lumen' appearance). In order to evaluate the influence of TR on the presence and severity of cardiogenic artifacts according to the patient's heart rate, a patient-by-patient analysis was undertaken as follows: (a) for each patient, the artifact severity scores of each target bronchus were compared on Group 1 and Group 2 images; (b) when at least 4 out of the 8 target bronchi were found with a lower artifact severity score on one series of images, the latter series was considered to be superior to the other one.

4. Conditions of image analysis

Two readers independently analyzed the CT examinations of the study population. Prior to the reading of Group 1 and Group 2 images, they underwent a training session on 10 CT examinations, not included in the present study, to grade motion artifacts. One reader was a third-year radiology resident (AH); the second reader was a staff radiologist (NT) with 9 years of experience in chest CT. Group 1 and Group 2 images were randomized according to a random table; as a consequence, the readers were blinded to the TR of examinations analyzed in cine-mode on a dedicated workstation (Multi-Modality Workplace, Siemens Healthcare, Forchheim, Germany). The examinations were read twice by each reader, the reading sessions obtained 2 weeks apart.

D. Statistical analysis

The statistical analyses were performed using the SAS software (SAS Institute Inc Cary, NC 25513). Results were expressed as means and standard deviations (SD) for continuous variables; frequencies and percentages for categorical variables. For continuous variables, comparisons between the techniques were performed using a paired Wilcoxon's test. For qualitative variables, the paired Wilcoxon's test was used. Comparison of the heart rate of patients with similar or different image quality on Group 1 and Group 2 images was tested using a Mann-Whitney's test. The statistical significance was defined as $p < 0.05$. Intra- and inter-observer agreement was assessed using the kappa coefficient. The strength of agreement was rated as follows: almost perfect (0.81-1.00), good (0.61-0.80), moderate (0.41-0.60), fair (0.21-0.40), slight (0.0-0.20) or poor (< 0.0) [10].

RESULTS

I. Characteristics of the study population

Our population included 30 males and 60 females with a mean (\pm standard deviation [SD]) age of 50.2 (\pm 15.7) years (range: 18-87), a mean BMI (\pm SD) of 23.44 (\pm 4.14) kg/m² (range: 14.81-36.36). The mean (\pm SD) heart rate was 81.24 (\pm 14.7) bpm (range: 48–120). The population comprised 3 patients with a heart rate <60 bpm (3/90; 3%), 45 patients with a heart rate between 60 and 80 bpm (45/90; 50%) and 42 patients with a heart rate >80 bpm (42/90; 47%).

II. Scanning conditions and image quality of Group 1 and Group 2 images

The mean (\pm SD) z-axis coverage was 33.5 cm (\pm 3.1) (range: 24.7-40.0); the mean (\pm SD) duration of data acquisition was 1.51 s (\pm 0.13) (range: 1.11-1.80). The mean (\pm SD) DLP was 47.7 mGy.cm (\pm 15.7) (range 19.0-124.0). The mean (\pm SD) surface of the circular ROIs was 1.64 cm² (\pm 0.53) (range: 0.74-3.70). Objective noise was found to be statistically higher in Group 1 compared with Group 2 (Group 1: 70.28 (\pm 11.74) HU (range: 51.70-106.2); Group 2: 59.11 (\pm 8.75) HU (range: 42.7-83.0) (p <0.0001). The mean difference in objective noise between the two groups was 11.17 (\pm 4.72) HU.

III. Evaluation of cardiogenic artifacts in Group 1 and Group 2

Intra-observer agreement was excellent (reader 1: kappa=0.85 [95%CI: 0.73-0.96]; reader 2: kappa=0.88 [95%CI: 0.76-0.99]). Inter-observer agreement was good (kappa=0.61 [95%CI: 0.43-0.80]). The senior reader's ratings were used to compare Group 1 and Group 2 results.

As shown in Table 1, there was a statistically significant difference in the distribution of scores between Group 1 and Group 2 (paired Wilcoxon's test; $p < 0.0001$). Cardiogenic artifacts were less frequent and less severe in Group 1 than in Group 2. In Group 1, 78% (560/720) of bronchi were depicted without artifacts; when artifacts were present, they were mainly rated as mild. In Group 2, 30% (217/720) of bronchi were seen without motion artifacts with higher scores of artifact severity compared to Group 1 (Figures 1, 2 and 3).

The scores of artifact severity for individual bronchi in Group 1 and Group 2 are given in Graph 1. Three bronchi, i.e., RB5, LB5 and LB7, were found with scores ranging between 1 and 2 in Group 1 and between 1 and 3 in Group 2. In Group 1, RB5 and LB7 were mainly rated with a score of 0 while LB5 was mainly rated with a score of 1. Regarding RB1, RB7, RB10, LB1 and LB10, we observed that: (a) in Group 1, these bronchi were mainly rated with a score of 0, their scores ranging between 0 and 1; (b) in Group 2, these bronchi were mainly rated with a score of 1, their scores ranging between 0 and 2. Table 2 gives the distribution of the rating of artifact severity in Group 1 and Group 2. There were similar ratings for 293 bronchi (293/720; 41%) and discordant ratings for 427 bronchi analyzed (427/720; 59%). Regarding discordant ratings, we always observed a downgrading of artifact severity on Group 1 images, by 1 score for 416 bronchi (416/427; 97%) and 2 scores for 11 bronchi (11/427; 3%). The most frequent sites of discordant ratings were RB5, LB5 and LB7.

Table 1: Severity of cardiogenic artifacts in Group 1 and Group 2 reconstructions

	Group 1 Bronchi analyzed on images reconstructed with a TR of 75 ms <i>(n=720)</i>	Group 2 Bronchi analyzed on images reconstructed with a TR of 140 ms <i>(n=720)</i>
Score 0 (no artifacts), <i>n (%)</i>	560 (78%)	217 (30%)
Score 1 (mild artifacts), <i>n (%)</i>	152 (21%)	410 (57%)
Score 2 (moderate artifacts), <i>n (%)</i>	7 (0.9%)	82 (11%)
Score 3 (severe artifacts), <i>n (%)</i>	1 (0.1%)	11 (2%)

NB: There was a statistically significant difference in the distribution of scores between the two groups ($p < 0.0001$) (paired Wilcoxon's test).

Figure 1: Transverse CT sections (lung images; magnified views) obtained at the level of the left lower lobe in a 38 yr-old female patient (heart rate: 78 bpm)

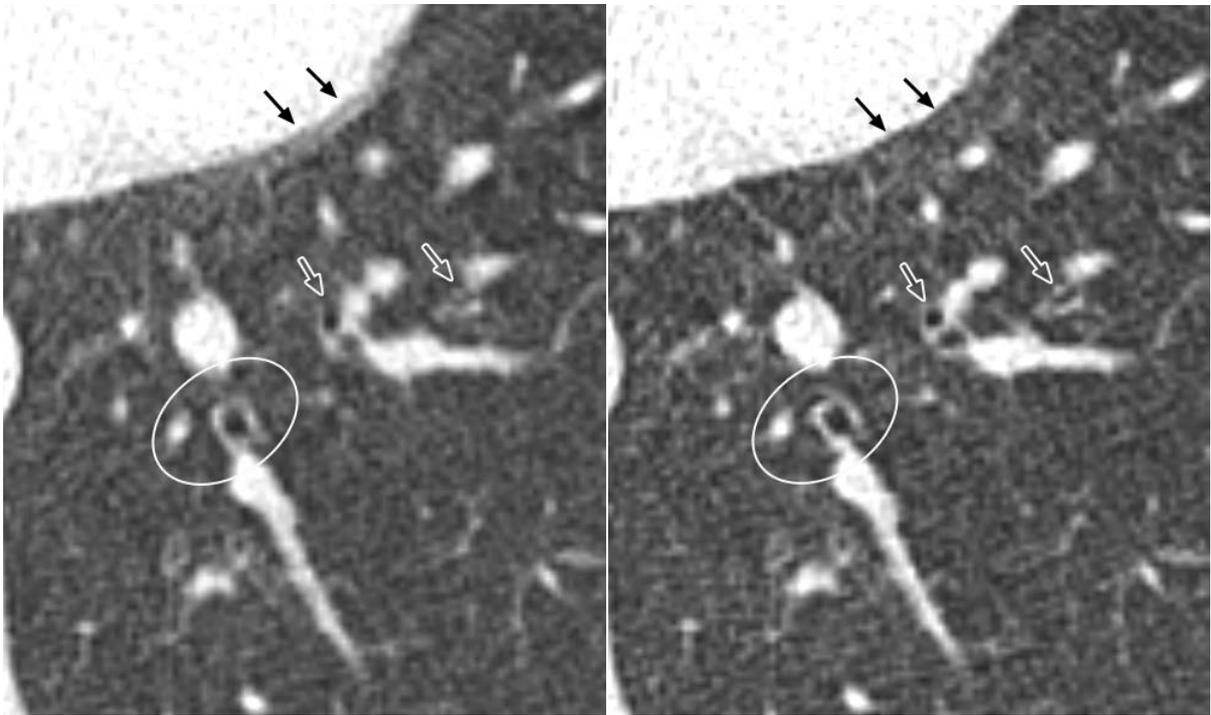


Figure 1a:

Figure 1b:

Figure 1a: Lung image obtained with a temporal resolution of 140 ms (Group 2). Moderate cardiogenic artifact at the level of LB10 (score=2). Note the double contour of the left ventricular wall (thin arrows) and the blurred appearance of the distal divisions of LB9 (thick arrows).

Figure 1b: Same anatomical level as that shown in Figure 1a, reconstructed with a temporal resolution of 75 ms (Group 1). Mild cardiogenic artifact at the level of LB10 (score=1). Note the sharp aspect of the left ventricular wall (thin arrows) and the clear visualization of LB9 distal divisions (thick arrows).

Figure 2: Transverse CT sections (lung images; magnified views) obtained at the level of the left lower lobe in a 43 yr-old female patient (heart rate: 85 bpm)

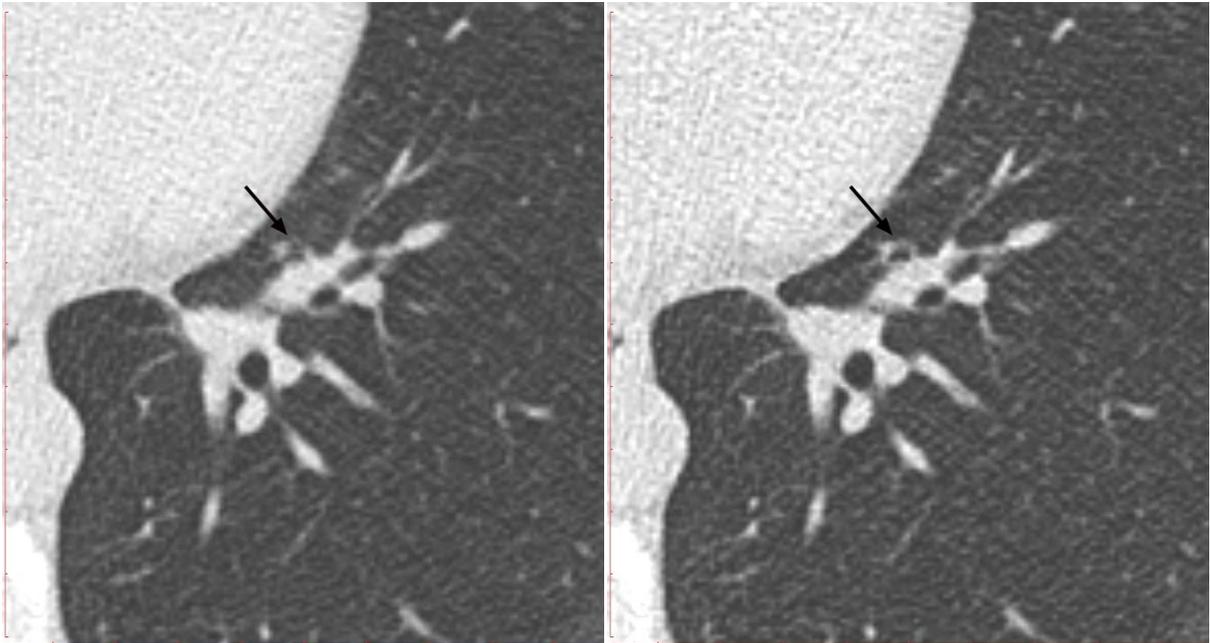


Figure 2a:

Figure 2b:

Figure 2a: Lung image obtained with a temporal resolution of 140 ms (Group 2). Severe cardiogenic artifact at the level of LB7 (score=3) (arrow).

Figure 2b: Same anatomical level as that shown in Figure 2a, reconstructed with a temporal resolution of 75 ms (Group 1). Mild cardiogenic artifact at the level of LB7 (score=1) (arrow).

Figure 3: Transverse CT sections (lung images; magnified views) obtained at the level of the right middle lobe in a 29 yr-old female patient (heart rate: 98 bpm)

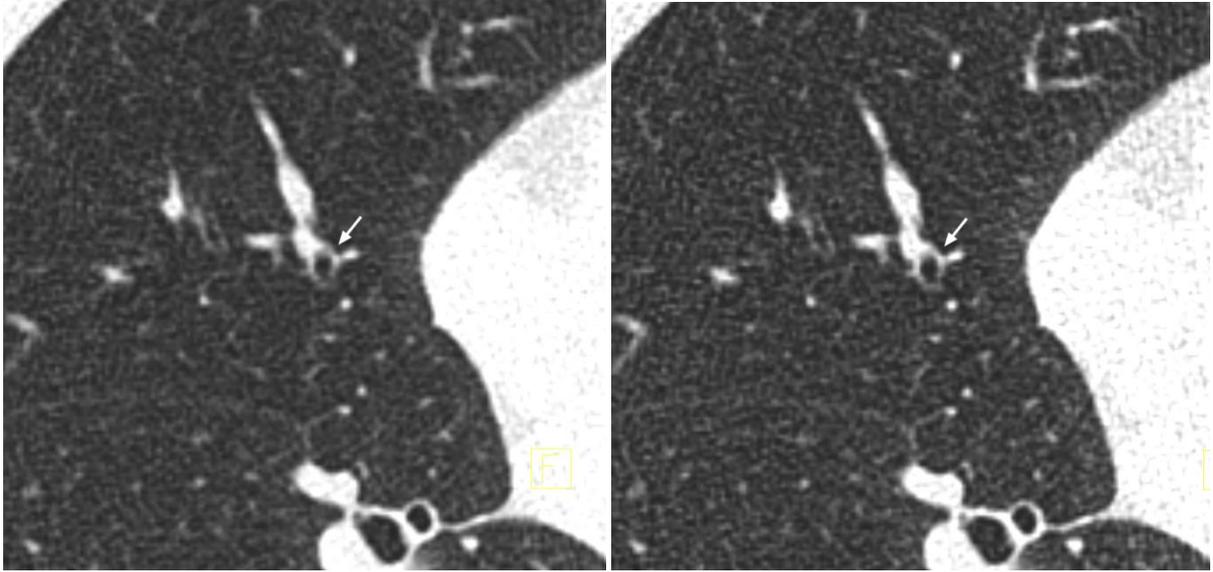


Figure 3a:

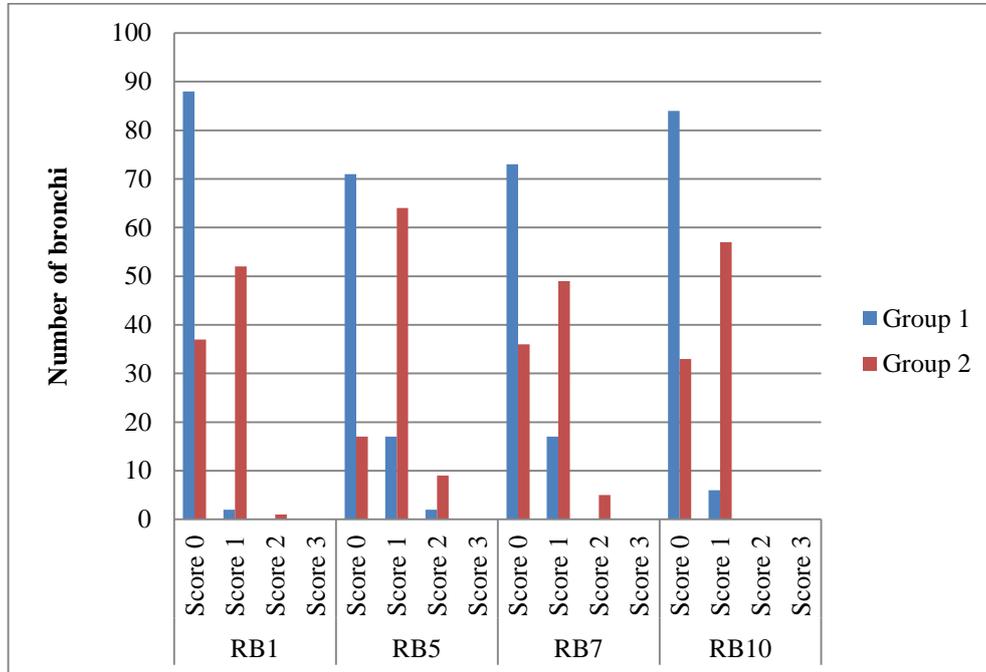
Figure 3b:

Figure 3a: Lung image obtained with a temporal resolution of 140 ms (Group 2). Mild blurring of RB5 (score=1) (arrow).

Figure 3b: Same anatomical level as that shown in Figure 3a, reconstructed with a temporal resolution of 75 ms (Group 1). Sharp aspect of RB5 (score=0) (arrow).

Graph 1: Artifact severity scores at the level of individual bronchi in Group 1 and Group 2

Graph 1a: Artifact severity scores at the level of right bronchi



Graph 1b: Artifact severity scores at the level of left bronchi

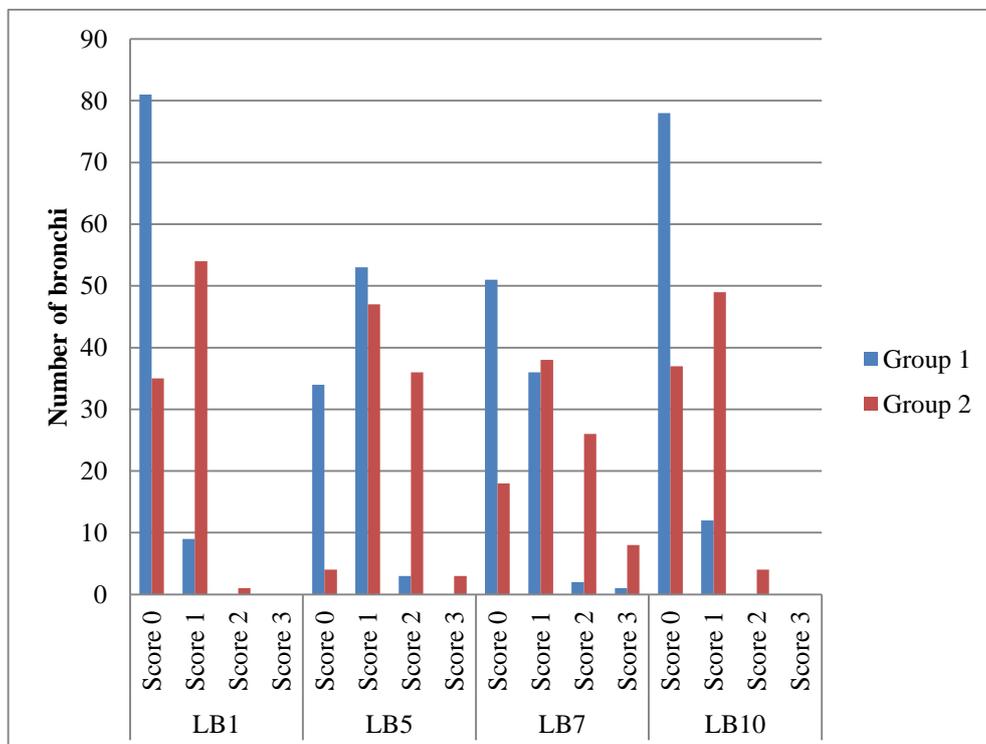


Table 2: Distribution of artifact severity on Group 1 and Group 2 images for individual bronchi

	All target bronchi (n=720)	RB1 (n=90)	LB1 (n=90)	RB5 (n=90)	LB5 (n=90)	RB7 (n=90)	LB7 (n=90)	RB10 (n=90)	LB10 (n=90)
Similar ratings of artifact severity on Group 1 & Group 2 images	293/720 (41%)	38 (42%)	43 (48%)	29 (32%)	24 (27%)	48 (53%)	27 (30%)	39 (43%)	45 (50%)
Lower scores of artifact severity on Group 1 images	427/720 (59%)	52 (58%)	47 (52%)	61 (68%)	66 (73%)	42 (47%)	63 (70%)	51 (57%)	45 (50%)
	Target bronchi with lower scores of artifact severity on Group 1 images (n=427)								
Downgrading by 1 score	416/427 (97%)	52 (58%)	47 (52%)	61 (68%)	63 (70%)	42 (47%)	55 (61%)	51 (57%)	45 (50%)
Downgrading by 2 scores	11/427 (3%)	0	0	0	3 (3%)	0	8 (9%)	0	0

IV. Influence of heart rate on the severity of motion artifacts

Group 1 and Group 2 images were found with a similar image quality in 23 patients (23/90; 25.6%). Group 1 images were found to be superior to Group 2 images in 67 patients (67/90; 74.4%). The 67 patients with a superior image quality on Group 1 images had a heart rate higher than that of the 23 patients with similar image quality on Group 1 and Group 2 images (mean and median heart rate: 83.94 and 84.50 bpm versus 73.41 and 70.50 bpm) (Mann-Whitney's test; $p=0.0015$).

DISCUSSION

To our knowledge, this is the first investigation documenting the impact of temporal resolution on the frequency and severity of cardiogenic artifacts on bronchial walls. Using a visual assessment method, we observed significant differences in the distribution of scores between the two series of images. At 75 ms and despite a mean heart rate of 81.24 bpm in our study group, 78% of bronchi were depicted without motion artifacts whereas it was observed in only 30% of bronchi at 140 ms. When present, the artifacts were found to be less severe at 75 ms. Paired comparison of target bronchi showed similar image quality at 140 and 75 ms TR in 41% of cases whereas 59% of bronchi were found sharper on images reconstructed with a TR of 75 ms. When analyzing our results at the level of individual bronchi, we observed sharper images at 75 ms for 3 target bronchi, i.e., RB5, LB5 and LB7 that are usually excluded from quantitative CT owing to their vicinity to cardiac cavities [11]. At 75 ms, RB5 and LB7 could be imaged without motion artifacts, a finding never reported on non ECG-synchronized CT acquisitions. For the remaining 5 target bronchi, i.e. RB1, RB7, RB10, LB1 and LB10, they were mainly imaged without motion artifacts at 75 ms whereas the scores of artifacts ranged from 0 to 2 at 140 ms. One might expect a greater severity of motion artifacts at the level of these bronchi frequently considered for quantitative CT studies in the literature [1, 12-17], an assumption based on the following technical reasons. First, the “standard” temporal resolution in Group 2, i.e., 140 ms, is better than that of the CT protocols used for quantitative CT, ranging between 375 ms [13] and 250 ms [1, 18-20]. Moreover, the mean duration of high-pitch data acquisition in our study was 1.51 s which compares favorably to the 30 and 45 s scanning times recently reported for quantitative analysis in severe asthma [21]. These unfavorable scanning conditions reported in the literature might account for the widely varying results of CT morphometry of airways [12, 20, 22, 23] but also the moderate or weak correlations between quantitative CT and pulmonary function tests [12,14,23,24]. Sharp images of bronchi could help improve such approaches and also benefit measurement of

airway wall attenuation, a new airway index for evaluating airway abnormalities in COPD [16] and predicting airflow limitation [3]. It should reinforce the usefulness of visual means of evaluating COPD patients that have recently been proposed by Kim and coworkers [25]. The impact of bronchial sharpness could also be considered at a larger scale when keeping in mind that motion artifacts, that can mimic thickened bronchial wall and the cystic appearance of bronchiectasis, constitute a potential pitfall in the diagnosis of interstitial and bronchial disease [26].

In a patient-by-patient analysis, we observed that the image quality of Group 1 images was superior to that of Group 2 images in 72% of patients (66/90). These results were found despite a higher mean heart rate in this subgroup of patients, suggesting a major impact of an optimized temporal resolution on motion artifact reduction. This point is particularly relevant when keeping in mind that the average heart rate of respiratory patients is about 80 bpm [7, 27]. It should be underlined that we did not specifically investigate the upper limit of heart rate above which the effect of an optimized temporal resolution would no longer improve airway imaging; consequently, there is no recommendation in terms of cut-off heart rate at which temporal resolution is appropriate. This analysis was made possible by the use of a prototype software that allowed reconstruction of two series of images from the same data set. The two series of images were thus strictly comparable in terms of anatomy and cardiac synchronization, thus avoiding the well-known limitations of comparative studies based on paired populations. In the latter conditions, there might be an imperfect matching between populations in terms of associated abnormalities, in particular in the lung parenchyma surrounding the examined bronchi [1]. Potential differences in lung volume of inflation between paired patients are also known to negatively influence airway lumen analysis [11, 28]. Comparing bronchial measurements between patients with asthma and control subjects, Montaudon et al. quoted an additional limitation, namely the patients' morphotype in paired populations which led them to normalize bronchial parameters by both body mass index and body surface area [29]. More recently, Brillet et al. have also underlined the areas of uncertainty regarding CT measurements of airways in asthma related to physiological changes with age and differences according to gender [17]. In order to maximize differences in temporal resolution between the two series, a pitch of 2 was chosen. This pitch value was considered the best compromise to allow both types of reconstructions with the greater difference between the series, thus enabling the

readers to accurately evaluate the impact of TR on image quality. Using a pitch of 3 would have led to a better intrinsic TR of initial acquisition but with a smaller difference between the two series in terms of TR.

Several limitations of this study have to be acknowledged. Firstly, there was an increased noise in images reconstructed at 75 ms which might have negatively interfered with the rating of image quality. This situation was explained by the conditions of image reconstruction, the reconstruction algorithm ignoring some projections to improve temporal resolution on examinations otherwise obtained at reduced-radiation dose. Image noise could have been minimized with the use of iterative reconstruction algorithms as recently reported for quantitative bronchial assessment [19]. However, they were not available for the prototype software. It should be underlined that optimizing the temporal resolution in clinical practice does not imply to increase the image noise. Consequently, there is no negative impact to-be-expected on the diagnostic value of lung images acquired with the shortest rotation time in the conditions of routine clinical practice. Secondly, bronchial analysis was only carried out with a visual assessment method and did not include quantitative analysis. The latter option was not considered as dedicated software tools for bronchial segmentation are known to be influenced by the signal-to-noise ratio [2, 5]. Because the level of noise was significantly higher at 75 ms, this difference between series could have further biased a quantitative approach. As the human eye is less sensitive to differences in noise level, we favored the visual analysis. In order to reduce variability inherent to this study design, two independent readers performed a double interpretation in a randomized and blinded manner, enabling us to demonstrate an almost perfect intra- and good inter-observer agreement. Lastly, we did not perform a power analysis to determine an appropriate sample size for visual assessment. Our study group was determined by the availability of the research reconstruction tool used for intra-individual comparisons.

In conclusion, the present investigation demonstrates that high temporal resolution reduces cardiac motion artifacts on bronchial walls. This acquisition parameter should be taken into consideration when evaluating bronchial walls on chest CT examinations.

APPENDIX

Appendix 1 : Group 1 and Group 2 images reconstruction technique

We reconstructed two different sets of CT images from the same CT raw data with an off-line reconstruction running on a separate PC (ReconCT version 8.5; Siemens Healthcare, Forchheim, Germany). The first reconstruction corresponded to the standard reconstruction implemented on the dual-source CT scanner; the second one provided optimized temporal resolution. For image reconstruction of the dual-source CT data acquired at pitch 2, an angular range of 180° of CT raw data per measurement system (in parallel geometry) is available for each image close to the isocenter of the CT scanner [30]. In the standard filtered back-projection reconstruction, all scan data available per image contribute to the final image, i.e. the full angular range of 180° . This type of image reconstruction which we used to generate the first set of CT images is beneficial for complete utilization of the applied radiation dose, but it is sub-optimal with regard to optimized temporal resolution. A scan data range of 180° corresponds to a temporal resolution of 140 ms at 0.28 s gantry rotation time. We obtained the second set of images with an alternative off-line reconstruction which uses only the minimum scan data range of 90° (in parallel geometry) per measurement system for each image. By doing so, only a sub-range of the available CT data contributes to each image. This approach is sub-optimal with regard to dose utilization, but it provides images with the best possible temporal resolution of 75 ms. It is fully equivalent to the image reconstruction that would have been used on the scanner if the scan data had been acquired at a higher pitch of 3.2. Reconstructing both image data sets allows for an assessment of the effect of improved temporal resolution on bronchial wall imaging. Please note that the temporal resolution may vary with increasing distance from the isocenter, but since we are looking at lung structures close to the heart, we think valid to only consider temporal resolution at isocenter.

REFERENCES

The references below are written according to European Radiology's recommendations.

1-Diaz AA, Han MK, Come CE, Estepar RSJ, Ross JC, Kim V, Dransfield MT, Curran-Everett D, Schroeder JD, Lynch DA, Tschirren J, Silverman EK, Washko GR (2013). Effect of emphysema on CT scan measures of airway dimensions in smokers. *Chest*; 143: 687-693

2-Wielpütz MO, Eichinger M, Weinheimer O, Ley S, Mall MA, Wiebel M, Bischoff A, Kauczor HU, HeuBel CP, Puderbach M (2013). Automatic airway analysis on multidetector computed tomography in cystic fibrosis. *J Thorac Imaging*; 28: 104-113

3-Lederlin M, Laurent F, Portron Y, Ozier A, Cochet H, Berger P, Montaudon M (2012). CT attenuation of the bronchial wall in patients with asthma: comparison with geometric parameters and correlation with function and histologic characteristics. *AJR*; 199: 1226-1233

4-Koschiuch J, Krenke R, Gorska K et al (2009). Relationships between airway wall thickness assessed by high-resolution computed tomography and lung function in patients with asthma and chronic obstructive pulmonary disease. *J Physiol Pharmacol*; 60: Suppl 5: 71-76

5-Montaudon M, Berger P, de Dietrich G, Braquelaire A, Marthan R, Tunon-de-Lara JM, Laurent F (2007). Assessment of airways with three-dimensional quantitative thin-section CT: in vitro and in vivo validation. *Radiology*; 242: 563-572

6-Brillet PY, Fetita CI, Capderou A, Mitrea M, Dreuil S, Simon JM, Prêteux F, Grenier PA (2009). Variability of bronchial measurements obtained by sequential CT using two computer-based methods. *Eur Radiol*; 19: 1139-1147

7-Tacelli N, Remy-Jardin M, Flohr T, Faivre JB, Delannoy V, Duhamel A, Remy J (2010). Dual-source chest CT angiography with high temporal resolution and high pitch modes: evaluation of image quality in 140 patients. *Eur Radiol*; 20: 1188-1196

8-Boyden EA (1955). Segmental anatomy of the lungs: a study of the patterns of the segmental bronchi and related pulmonary vessels. Mc Graw Hill; New York

- 9-Kelly DM, Hasegawa I, Borders R, Hatabu H, Boiselle PM (2004). High-resolution using MDCT: comparison of degree of motion artefact between volumetric and axial methods. *AJR*; 182: 757-759
- 10-Landis JR, Koch GG (1977). The measurement of interobserver agreement for categorical data. *Biometrics*; 33: 159-174
- 11-Montaudon M, Berger P, Cangini-Sacher A, de Dietrich G, Tunon-de-Lara JM, Marthan R, Laurent F (2007). Bronchial measurement with three-dimensional quantitative thin-section CT in patients with cystic fibrosis. *Radiology*; 242: 573-581
- 12-Nakano Y, Muller NL, King GG et al (2002). Quantitative assessment of airway remodelling using high-resolution CT. *Chest*; 122: 271S-275S
- 13-Berger P, Perot V, Desbarats P, Tunon-de-Lara JM, Marthan R, Laurent F (2005). Airway wall thickness in cigarette smokers: quantitative thin-section CT assessment. *Radiology*; 235: 1055-1064
- 14-Hasegawa M, Nasuhara Y, Onodera Y, Makita H, Nagai K, Fuke S, Ito Y, Betsuyaku T, Nishimura M (2006). Airflow limitation and airway dimensions in chronic obstructive pulmonary disease. *Am J Respir Crit Care Med*; 173: 1309-1315
- 15-Matsumoto H, Niimi A, Tabuena RP, Takemura M, Ueda T, Yamaguchi M, Matsuoka H, Jinnai M, Chin K, Mishima M (2007). Airway wall thickening in patients with cough variant asthma and nonasthmatic chronic cough. *Chest*; 131: 1042-1049
- 16-Yamashiro T, Matsuoka S, Estepar RSJ, Dransfield MT, Diaz A, Reilly JJ, Patz S, Murayama S, Silverman EK, Hatabu H, Washko GR (2010). Quantitative assessment of bronchial wall attenuation with thin-section CT: an indicator of airflow limitation in chronic obstructive pulmonary disease. *AJR*; 195: 363-369
- 17-Brillet PY, Grenier PA, Fetita CI, Beigelman-Aubry C, Ould-Hmeidi Y, Ortner M, Nachbaur G, Adamek L, Chanez P (2013). Relationship between the airway wall area and asthma control score in moderate persistent asthma. *Eur Radiol*; 23: 1594-1602
- 18-Brillet PY, Fetita CI, Beigelman-Aubry C, Saragaglia A, Perchet D, Preteux F, Grenier PA (2007). Quantification of bronchial dimensions at MDCT using dedicated software. *Eur Radiol*; 17: 1483-1489
- 19-Koyama H, Ohno Y, Nishio M et al (2014). Iterative reconstruction technique vs filtered back projection: utility for quantitative bronchial assessment on low-dose thin-section MDCT in patients with/without chronic obstructive pulmonary disease. *Eur Radiol*; 24: 1860-1867

- 20-Sasaki T, Takahashi K, Takada N, Ohsaki Y (2014). Ratios of peripheral-to-central airway lumen area and percentage wall area as predictors of severity of chronic obstructive pulmonary disease. *AJR*; 203: 78-84
- 21-Gupta S, Siddiqui S, Haldar P, Entwisle JJ, Mawby D, Wardlaw AJ, Bradding P, Pavord ID, Green RH, Brightling CE (2010). Quantitative analysis of high-resolution computed tomography scans in severe asthma subphenotypes. *Thorax*; 65: 775-781
- 22-Takahashi M, Okada H, Oguni N, Maeda K, Segawa K, Nitta N, Murata K (2011). How accurate is CT morphometry of airway? Phantom and clinical validation study. *Eur J Radiol*; 80: e524-e530
- 23-Xie XQ, de Jong PA, Oudkerk M, Wang Y, Ten Hacken NHT, Miao J, Zhang GX, de Bock GH, Vliegenthart R (2012). Morphological measurements in computed tomography correlate with airflow obstruction in chronic obstructive pulmonary disease: systematic review and meta-analysis. *Eur Radiol*; 22: 2085-2093
- 24-Deveci F, Murat A, Turgut T et al (2004). Airway wall thickness in patients with COPD and healthy non-smokers: assessment with high resolution computed tomographic scanning. *Respiration*; 71: 602-610
- 25-Kim SS, Seo JB, Lee HY, Nevrekar DV, Forssen AV, Crapo JD, Schroeder JD, Lynch DA (2013). Chronic obstructive pulmonary disease: lobe-based visual assessment of volumetric CT by using standard images – Comparison with quantitative CT and pulmonary function test in the COPDGene study. *Radiology*; 266: 626-635
- 26-Yanagawa M, Tomiyama N, Sumikawa H, Inoue A, Daimon T, Honda O, Mihara N, Johkoh T, Nakamura H (2009). Thin-section CT of lung ECG gating: 64-detector row CT can markedly reduce cardiac motion artefact which can simulate lung lesions. *Eur J Radiol*; 69: 102-107
- 27-Pansini V, Remy-Jardin M, Tacelli N, Faivre JB, Flohr T, Deken V, Duhamel A, Remy J (2008). Screening for coronary artery disease in respiratory patients : comparison of single- and dual-source CT in patients with a heart rate above 70 bpm. *Eur Radiol*; 16: 2108-2119
- 28-Petersen J, Wille MM, Rakêt LL et al (2014). Effect of inspiration on airway dimensions measured at maximal inspiration CT images of subjects without airflow limitation. *Eur Radiol*; 24: 2319-2325

29-Montaudon M, Lederlin M, Reich S, Begueret H, Tunon-de-Lara JM, Marthan R, Berger P, Laurent F (2009). Bronchial measurements in patients with asthma: comparison of quantitative thin-section CT findings with those in Healthy subjects and correlation with pathologic findings. *Radiology*; 253: 844-852

30-Flohr T, Leng S, Yu L, Aiemendinger T, Bruder H, Petersilka M, Eusemann CD, Stierstorfer K, Schmidt B, Mc Collough CH (2009). Dual-source spiral CT with pitch up to 3.2 and 75ms temporal resolution: Image reconstruction and assessment of image quality. *Med Phys*; 36: 5641-5653

CONCLUSION

Les progrès technologiques et informatiques des dernières années permettent désormais de réaliser l'analyse précise de nombreuses structures anatomiques en mouvement.

Néanmoins, cette étude démontre qu'avant toute analyse quantitative fine des parois bronchiques la résolution temporelle est un critère de qualité indispensable à prendre en compte puisque, même avec les machines actuelles les plus performantes, il existe toujours des artéfacts de mouvement.

Il est raisonnable de penser qu'avec les progrès technologiques attendus au cours des prochaines années, notamment en termes de résolution temporelle, les artéfacts de mouvement thoraciques seront quasi inexistantes permettant ainsi des analyses très robustes et exhaustives des parois bronchiques.

ANNEXES

Annexe 1: Exploitation scientifique du travail

- Article soumis le 19 Janvier 2015 à la revue European Radiology (IF = 4,338), accepté pour publication le 22 Avril 2015 et publié « online » le 3 Juin 2015 (DOI 10.1007/s00330-015-3819-8).

- Communications scientifiques en congrès :
 - Journées Françaises de Radiologie (JFR) Octobre 2013, Paris, France. Séance “Pneumopathies infiltrantes diffuses/densité pulmonaire en scanographie ” (séance V27).
 - Radiological Society of North America (RSNA) Décembre 2013, Chicago, USA. Scientific paper n° SST04-05, session “Chest (Airways, emphysema)”.
 - European Congress of Radiology (ECR) Mars 2014, Vienne, Autriche. Scientific paper n° B-0950, session “Lung structure and function”.
 - European Society of Thoracic Imaging (ESTI) Juin 2014, Amsterdam, Pays-Bas. Scientific paper #0255.

Annexe 3: Journées Françaises de Radiologie (JFR), Octobre 2013



Séance de communications orales en imagerie thoracique : pneumopathies infiltrantes diffuses/densité pulmonaire en scanographie

Séance scientifique

Salle 351

Vendredi 18 octobre : 16h00 - 17h30

Variabilité dans l'expression du trappage expiratoire: comparaison au test de rinçage à l'azote

Orateur(s) : **Bommart Sébastien (Montpellier - France)**, Marin Grégory (Montpellier - France), Bourdin Arnaud (Montpellier - France), Monnin Valérie (Montpellier - France), Zarqane Hamid (Montpellier - France), Kovacsik Hélène (Montpellier - France)

Objectifs :

Étudier la relation entre le trappage expiratoire et l'examen fonctionnel de référence pour l'exploration des voies aériennes distales: test de rinçage à l'azote (dN2).

Matériel et méthodes :

Résultats :

89 sujets ont eu un scanner inspiratoire et expiratoire avec « gating » ainsi qu'un test à l'azote. Il existait une variation significative des valeurs de trappage entre les 4 niveaux de coupe ($p=0,02$ pour E/I). La corrélation entre dN2 et trappage scanographique restait significative, quelque soit la méthode de quantification. E-I -850-1024 était le mieux corrélé à d2.

Conclusion :

Le scanner thoracique expiratoire est efficace pour le diagnostic de l'atteinte des voies aériennes distales et E-I -850-1024 était le mieux corrélé aux tests fonctionnels spécifiques.

Influence de la résolution temporelle sur l'étude TDM des parois bronchiques

Orateur(s) : **Hutt Antoine (Lille - France)**, Tacelli Nunzia (Lille - France), Santangelo Teresa (Lille - France), Murphy Colm (Lille - France), Remy-Jardin Martine (Lille - France), Remy Jacques (Lille - France)

Objectifs :

Évaluer fréquence et sévérité des artéfacts cardiogéniques sur les parois bronchiques en fonction de la résolution temporelle (RT).

Matériel et méthodes :

Résultats :

Les artéfacts étaient significativement moins nombreux et moins sévères à 75 ms qu'à 140 ms ($p<0,0001$) avec une différence plus marquée pour les bronches juxta-cardiaques (B5D, B5G, B7G) ($p<0,0001$). La présence et sévérité des artéfacts sur les 720 bronches étudiées était observée comme suit : (a) à 75 ms, 78% (560/720) des bronches ne présentaient aucun artéfact ; présents au niveau de 22% (160/720) des bronches, les artéfacts étaient minimes (152/160 ; 95%), modérés (7/160 ; 4%) et sévères (1/160 ; 1%) ; (b) à 140 ms, 30% des bronches (217/720) étaient sans artéfact et 70% (503/720) présentaient des artéfacts minimes (410/503 ; 82%), modérés (82/503 ; 16%) et sévères (11/503 ; 2%).

Conclusion :

A 75 ms, la majorité des bronches est analysable sans artéfact cardiogénique.

Impact des reconstructions itératives sur l'analyse du poumon sclérodermique.

Orateur(s) : **Billard Anne-Sophie (Lille - France)**, Pontana François (Lille - France), Yasunaga Kanna (Lille - France), Bendaoud Sofiane (Lille - France), Faivre Jean-Baptiste (Lille - France), Remy-Jardin Martine (Lille - France)

Objectifs :

Évaluer l'impact des reconstructions itératives sur l'analyse de la pneumopathie infiltrante de la sclérodermie lorsque la dose d'irradiation est réduite de 60%.

Matériel et méthodes :

Résultats :

Dans le Groupe 1, des lésions d'infiltration étaient visualisées chez 38 patients, à type de verre dépoli/réticulations (38/55 ; 69,1%), bronchectasies/bronchiolectasies (27/55 ; 49,1%), et rayon de miel (17/55 ; 30,91%). Ces lésions étaient toujours retrouvées dans le Groupe 2 ($p=1$) avec des scores de visualisation subjective (a) meilleurs pour le verre dépoli/réticulations ($p=0,0186$) et (b) identiques pour les bronchectasies/bronchiolectasies ($p=0,776$) et le rayon de miel ($p=1$); avec bonne concordance inter-observateur ($k>0,8$).

Conclusion :

SAFIRE permet un bilan pulmonaire à 60% de réduction de dose aussi performant qu'à pleine dose.

Annexe 4: Radiological Society of North America (RSNA), Décembre 2013



RSNA2013.RSNA.org



PROGRAM IN BRIEF

Complete RSNA 2013 Meeting Program available at RSNA2013.RSNA.org/search

Radiological Society of North America
99th Scientific Assembly and Annual Meeting
December 1-6 | McCormick Place | Chicago



American Association
of Physicists in Medicine

Friday Morning • S504AB

■ Cardiac (Anatomy and Function II)

CA CT



PRESIDING:

J. C. Carr, MD*, Chicago, IL
J. D. Collins, MD*, Chicago, IL

Computer Code: SST03 • AMA PRA Category 1 Credits™: 1.50 • ARRT Category A Credits: 1.50 • At the end of the session visit the Online Evaluation and Claim Center to claim your credit.

SST03-01 • 10:30 AM

Should All Patients Undergoing Pulmonary Vein Isolation Have a Transesophageal Echocardiogram to Rule out Thrombus in the Left Atrial Appendage?

S. Jha, MD, Philadelphia, PA • S. J. Farahani, MBBS (saurabh_jha@uphs.upenn.edu)

SST03-02 • 10:40 AM

The Myocardial Cut-off Sign: A Finding of Left Ventricular Pseudoaneurysm

C. E. Jakerst, MD, Saint Louis, MO • T. S. Henry, MD* • C. A. Raptis, MD • C. Jawidan-Nejad, MD • F. R. Gutierrez, MD • P. K. Woodard, MD* (ctmjakerst@gmail.com)

SST03-03 • 10:50 AM

Systematic Comparison of CT Scan and Retrograde Venography for Depicting the Cardiac Venous System Prior to Cardiac Resynchronisation Therapy

M. Therault, MD, Sherbrooke, QC • M. De La Paz Ricapio, MD • F. Paredes, MD • P. Diaz Martinez, MD • P. Farand • G. Gahide, MD, PhD (geraldgahide@hotmail.com)

SST03-04 • 11:00 AM

Comparison of Rapid Left Atrial Volume Determination: Gated Multidetector CT vs. Transthoracic Echo

D. A. Moses, MBBS, FRANZCR, Sydney, Australia • M. Truong, MBBS, FRANZCR • L. Thomas, MBBS, PhD • S. Eshoo, MBBS, PhD

SST03-05 • 11:10 AM

Presence of Myocardial Fibrosis in Right Ventricle Detected on ECG Gated 320 Slice CT Might Be a Predictor of a Short Term Poor Prognosis in Subjects with Pulmonary Hypertension

K. Ozawa, MD, Chiba, Japan • N. Funabashi, MD, PhD • A. Kataoka, MD • N. Yanagawa, MD • N. Tanabe • K. Tatsumi • et al (koyan13@yahoo.co.jp)

SST03-06 • 11:20 AM

Volumetric and Flow Measurements in Patients with Repaired Tetralogy of Fallot: Comparison of Transverse versus Short-axis Cine-MRI and Echocardiography

J. Schelhorn, MD, Essen, Germany • U. Neudorf • K. Nassanstein • T. W. Schlosser, MD

SST03-07 • 11:30 AM

Fusion of Body Surface Mapping and Imaging for the Assessment of Cardiac Arrhythmias

H. Cochet, MD, Pessac, France • F. Sacher • M. Hocini • B. Guesson • P. Jais • M. Montaudou, MD • et al

SST03-08 • 11:40 AM

Biventricular Myocardial Strain Analysis in Patients with Arrhythmogenic Right Ventricular Cardiomyopathy (ARVC) Using Cardiac Magnetic Resonance Feature Tracking

P. Heermann, Muenster, Germany • D. Hedderich • W. L. Heindel, MD • M. Fu MD • D. C. Mantz, MD • A. C. Bunck (philipp.heermann@ukmuenster.de)

SST03-09 • 11:50 AM

Morphological and Functional Evaluation of Right Ventricle on ECG-Gated 320 Slice CT Can Predict a Short Term Poor Prognosis in Subjects with Pulmonary Hypertension

K. Ozawa, MD, Chiba, Japan • N. Funabashi, MD, PhD • A. Kataoka, MD • N. Yanagawa, MD • N. Tanabe • K. Tatsumi • et al (koyan13@yahoo.co.jp)

Friday Morning • E451B

■ Chest (Airways, Emphysema)

CH CT



PRESIDING:

Y. Ohno, MD, PhD*, Kobe, Japan
K. R. Birchard, MD, Chapel Hill, NC

Computer Code: SST04 • AMA PRA Category 1 Credits™: 1.50 • ARRT Category A Credits: 1.50 • At the end of the session visit the Online Evaluation and Claim Center to claim your credit.

SST04-01 • 10:30 AM

Assessment of Pathologic Air Trapping Using Density Mappings of Inspiration and Expiration Datasets in Multidetector Row CT: Comparison to Threshold-based Methods in Expiration and the Expiratory to Insp Ratio of Mean Lung Density

O. Solyanik, MD, Hannover, Germany • S. Dettmer • T. Karrell • T. Alan • F. Wacker, MD* • H. Shin, MD (hoenah.shin@gmail.com)

SST04-02 • 10:40 AM

Dynamic Oxygen-enhanced MRI: Capability for Pulmonary Functional Assessment and Clinical Stage Classification in Asthmatics as Compared with Quantitative Thin-section CT

Y. Ohno, MD, PhD*, Kobe, Japan • S. Seki • M. Nishio, MD* • H. Kajiro, MD • M. Tsubakimoto, MD • T. Yoshikawa, MD* • et al (yasiroo@kobe-u.ac.jp)

SST04-03 • 10:50 AM

Relationship between Current Smoking, Visual CT Findings, and Emphysema Index in Cigarette Smokers

S. Joo, Cheonan, Republic of Korea • K. Yaginashi, MD • J. Zach • D. A. Gut MBBCh* (ssmmri@schmc.ac.kr)

SST04-04 • 11:00 AM

Relationships between QCT Airway Measures and Outcomes of Exacerbations

A. McKenzie, BS, Denver, CO • D. A. Lynch, MBBCh* • J. D. Newell, Jr, MD* • Stinson • J. D. Schroeder, MD* • D. C. Everett, PhD • et al (fmckenzie@colorado.edu)

SST04-05 • 11:10 AM

Is Bronchial Imaging Affected by Temporal Resolution? Comparative Evaluation at 140 and 75 ms in 90 Patients

N. Tacelli, MD, Lille, France • A. Hutt • T. Santangelo • C. F. Murphy, MD • Remy-Jardin, MD, PhD* • J. Remy, MD* (martine.remy@chu-lille.fr)

Annexe 5: European Congress of Radiology (ECR), Mars 2014



Scientific Sessions

- 14:36
B-0935 **Head CT: adaptive statistical iterative reconstruction protocol- the same image quality and lower radiation dose comparing to filtered back projection (FBP) protocol**
 M. [Guziński](#), <L. Waszczuk, A. Czarnecka, T. Kraśnicki, M. Sęsiadek; Wrocław/PL
- 14:45
B-0936 **A reduced contrast volume acquisition regimen based on cardiovascular dynamics reduces radiation dose during carotid MDCT angiography**
 C. [Saade](#), M. Hourani; Beirut/LB
- 14:54
B-0937 **Patient-specific contrast protocol based on cardiovascular dynamics reduces radiation dose during intra-cranial MDCT angiography**
 C. [Saade](#), M. Hourani; Beirut/LB
- 15:03
B-0938 **Both contrast medium dose and injection rate reduction in carotid-cerebral angiography with 256-slice MSCT: feasibility study of a new injection protocol for improving patient safety**
 F. [Zhang](#), L. Yang; Beijing/CN
- 15:12
B-0939 **Co-registration of transcranial ultrasound and CT-angiography: a methodological study in cerebrovascular disease**
 A. Nygård, S. Rosenbaum, J. Nielsen, C. Ovesen, A. [Christensen](#), H. Christensen; Copenhagen/DK
- 15:21
B-0940 **One-step stroke imaging: does an interleaved acquisition of cerebral CT perfusion and CTA of the carotids affect CTP values?**
 M.T.H. [Dei](#), R. Mannesing, F.J.A. Meijer, M. Prokop; Nijmegen/NL

14:00–15:30 Room D

Chest

- SS 1804** **Lung structure and function**
 Moderators: P.A. Grenier; Paris/FR, N. Sverzellati; Parma/IT

- 14:00
B-0941 **Size and collapsibility of emphysema holes on CT of COPD: evaluation with a new method**
 S.Y. [Oh](#), J.B. Seo, S. Lee, N. Kim, M. Lee; Seoul/KR
- 14:09
B-0942 **CT-quantified airway wall thickness and emphysema: association with lung function decline and development of airflow limitation**
 F.A.A. [Mohamed Hoesein](#)¹, M. Schmidt², B. van Ginneken³, J.-W.J. Lammers⁴, H.J. de Koning⁵, M. Oudkerk⁶, D.S. Postma⁷, P.A. de Jong⁸; ¹Utrecht/NL, ²Bremen/DE, ³Nijmegen/NL, ⁴Rotterdam/NL, ⁵Groningen/NL
- 14:18
B-0943 **Comparative assessment of T1 imaging, oxygen-enhanced MRI and first-pass perfusion MRI in chronic obstructive pulmonary disease at 1.5 Tesla**
 B.J. [Jobst](#), S. Triphan, O. Sedlaczek, A. Anjorin, H.-U. Kauczor, J. Biederer, S. Ley, J. Ley-Zaporozhan, M.O. Wielpütz; Heidelberg/DE

- 14:27
B-0944 **Anatomical detail of single breath-hold, high resolution ultra-fast 3D balanced SSFP MRI of the chest in comparison to low-dose CT**
 T. [Heye](#), G. Sommer, J. Bremerich, O. Bieri; Basle/CH
- 14:36
B-0945 **Regional obstruction in cystic fibrosis: correlation of electric impedance tomography (EIT) and high-resolution-CT (HRCT) findings**
 U.G. [Mueller-Lisse](#)¹, Z. Zhao¹, I. Frenrichs², R. Fischer¹, M.F. Reiser¹, K. Moeller²; ¹Munich/DE, ²Kiel/DE, ³Villingen-Schwenningen/DE
- 14:45
B-0946 **Krypton ventilation imaging with dual-energy CT: correlation with pulmonary function tests in patients with chronic obstructive pulmonary disease (COPD)**
 F. [Molinari](#), S. Badr, N. Tacelli, J.-B. Faivre, B. Wallaert, M. Remy-Jardin; Lille/FR
- 14:54
B-0947 **Value of density mapping in computed tomography for detection of bronchiolitis obliterans syndrome (BOS)**
 S. [Dettmer](#), O. Solyanik, T. Kaireit, C. de Wall, F. Wacker, H.-o. Shin; Hannover/DE
- 15:03
B-0948 **Voxel-to-voxel analysis of inspiration-expiration CT datasets for detection of pathologic air trapping in lung transplant patients: comparison to the threshold-based method in expiration**
 O. [Solyanik](#)¹, S. Dettmer², T. Kaireit², C. de Wall², F. Wacker², H.-o. Shin²; ¹Moscow/RU, ²Hannover/DE
- 15:12
B-0949 **Early cystic fibrosis lung disease: monitoring changes in structure and perfusion and response to therapy with MRI**
 M.O. [Wielpütz](#), M. Puderbach, A. Kopp-Schneider, M. Stahl, E. Fritzscheing, J. Biederer, H.-U. Kauczor, M. Eichinger, M.A. Mall; Heidelberg/DE
- 15:21
B-0950 **Is bronchial imaging affected by temporal resolution? Comparative evaluation at 140 and 75 ms in 90 patients**
 N. [Tacelli](#), A. Hutt, T. Santangelo, C.-F. Murphy, M. Remy-Jardin, J. Remy; Lille/FR

14:00–15:30 Room M-B

Paediatric

- SS 1812** **Radiation reduction in paediatric imaging**
 Moderators: R.A.J. Nievelstein; Utrecht/NL, S. Stafrace; Aberdeen/UK
- 14:00
B-0951 **γ-H2AX foci as effect biomarker for CT radiation exposure in paediatric patients: an individualised approach to estimate radiation risks**
 C. [Vandevoorde](#)¹, C. Franck¹, K. Bacher¹, C. Ernst², L. Breysem³, P. Smeets¹, K. Van De Moortele⁴, A. De Backer¹, H. Thierens¹; ¹Ghent/BE, ²Brussels/BE, ³Leuven/BE, ⁴Bruges/BE
- 14:09
B-0952 **Optimising the balance between radiation dose and image quality in paediatric head CT: findings before and after intensive radiological staff training**
 L. [Faggioni](#), F. Paolicchi, L. Bastiani, S. Molinaro, M. Puglioli, D. Caramella, C. Bartolozzi; Pisa/IT

Annexe 6: European Society of Thoracic Imaging (ESTI), Juin 2014





ESTI 2014 - June 12-14, Amsterdam/NL

- 10:08 Initial appearance of LDCT screen-detected lung cancers in the ITALUNG trial
G. Picozzi, Firenze/IT
- 10:16 Epidermal growth factor receptor mutation in lung adenocarcinomas:
Comparing CT characteristics of positive and negative EGFR
J. Zhao, Heidelberg/DE

08:30-10:40 Quant CT/COPD and (infectious) airways disease**Room 2b***Chair: B. van Ginneken, Nijmegen/NL*

- 08:30 [Key note lecture](#)
B. van Ginneken, Nijmegen/NL
- 08:40 Multislice CT in the diagnosis of bullous lung emphysema
M. Pervak, Donetsk/UA
- 08:48 CT measurement of small vessels as a tool to phenotype COPD subjects with severe pulmonary hypertension
G. Dournes, Bordeaux/FR
- 08:56 Lung mass calculation as a respiration independent parameter for quantitative computed tomography of the lung
B. Hensen, Hannover/DE
- 09:04 Quantitative analysis of bone density, lung and airways with chest CT in subjects with the COPD Candidate Gene
K.Y. Lee, Ansan/KR
- 09:12 Motion artefact is the major source of variability in the quantification of dynamic CT perfusion of the lung in patients with Idiopathic Pulmonary Fibrosis (IPF)
S. Mirsadraee, Edinburgh/UK
- 09:20 Role of MDCT-virtual lobectomy in the prediction of post-operative lung function in patients undergoing surgical lobectomy
P. Franchi, Rome/IT
- 09:28 Quantitative dual-energy computed tomography imaging: Evaluation of system performance regarding iodine quantification accuracy
J. Hansen, Heidelberg/DE
- 09:36 Dynamic CT scans during forced expiration in the diagnosis of tracheobronchomalacia. Feasibility study
E. Kocova, Hradec Kralove/CZ
- 09:44 Is bronchial imaging affected by temporal resolution? Comparative evaluation at 140 and 75 ms in 90 patients
N. Tacelli, Lille/FR
- 09:52 Increased IL-8 and IL-10 in large or medium sized airway remodeling CT phenotype in non-smoker severe Asthmatics
Ch. Lee, Seoul/KR
- 10:00 Regional quantitative analysis of ventilation and elasticity in the lung parenchyma using temporally resolved MRI images
Ch. Kolb, Heidelberg/DE
- 10:08 Micro-CT analysis of in- and expiratory pulmonary densities in genetic mouse models of hereditary pulmonary alveolar proteinosis
T. Rodt, Hannover/DE
- 10:16 Invasive pulmonary aspergillosis in neutropenic patients: Spectrum of CT patterns
I. van den Berg, Amsterdam/NL
- 10:24 A comparison of HRCT signs in drug-resistant and drug-sensitive tuberculosis
Ch. Sayer, London/UK

SATURDAY, JUNE 14, 2014

AUTEUR : Nom : HUTT

Prénom : Antoine

Date de Soutenance : 19 Juin 2015

Titre de la Thèse : Impact de la résolution temporelle sur l'analyse scanographique des parois bronchiques

Thèse - Médecine - Lille 2015

DES + spécialité : DES de radiodiagnostic et imagerie médicale

Mots-clés : Bronches ; TDM quantitative ; résolution temporelle ; scanner double source ; artéfacts

Résumé:

Contexte: De nombreux travaux montrent l'intérêt de l'analyse scanographique des parois bronchiques. En raison de la pulsativité du cœur, les bronches sont en mouvement permanent. Ces mouvements sont responsables d'artéfacts pouvant gêner une étude pariétale bronchique fine. La résolution temporelle (RT), qui correspond à la capacité du scanner à figer le mouvement est donc un paramètre capital à prendre en compte. En l'absence d'attention spécifique portée à ce paramètre dans la littérature actuelle, l'objectif de ce travail est d'évaluer l'impact de la RT sur la fréquence et la sévérité des artéfacts cardiogéniques sur les parois bronchiques.

Méthode: 90 patients ont bénéficié d'un examen TDM double source, simple énergie, sans « gating » cardiaque (pitch: 2), avec reconstruction de 2 séries d'images: RT optimisée de 75 ms (Groupe 1) ; RT standard de 140 ms (Groupe 2). Les artéfacts cardiogéniques étaient étudiés sur 8 bronches cibles : B1, B5, B7 et B10 droites et gauches soit un total de 720 bronches analysées.

Résultats: Les artéfacts étaient significativement moins nombreux et moins sévères dans le groupe 1 que dans le groupe 2 ($p < 0.0001$) avec une différence plus marquée pour les bronches para-cardiaques (B5D, B5G, B7G). Dans le groupe 1, 78% (560/720) des bronches étaient dépourvues d'artéfacts cardiogéniques alors que 22% des bronches (160/720) présentaient des artéfacts, cotés comme minimes (152/160; 95%), modérés (7/160; 4%) et sévères (1/160; 1%) ; dans le groupe 2, 30% des bronches (217/720) étaient sans artéfact tandis que 70% (503/720) présentaient des artéfacts minimes (410/503; 82%), modérés (82/503; 16%) et sévères (11/503; 2%).

Conclusion: Une RT optimale réduit significativement les artéfacts cardiogéniques. Ce paramètre devrait systématiquement être pris en compte lors de l'analyse scanographique des parois bronchiques.

Composition du Jury :

Président :

Madame le Professeur Martine REMY-JARDIN

Assesseurs :

Monsieur le Professeur Jacques REMY

Monsieur le Professeur Arnaud SCHERPEREEL

Monsieur le Professeur Alain DUHAMEL

Madame le Docteur Nunzia TACELLI