



HAL
open science

Le microscanner peut-il être informatif pour l'étude du parenchyme pulmonaire en médecine légale ? À propos d'une étude préliminaire sur 13 cas de pendaison

E. Pefferkorn, I. Georges, Pauline Lefebvre, P. Assemat, F. Savall, M. Faruch Bilfeld, F. Dedouit, N. Telmon, C. Guilbeau-Frugier

► To cite this version:

E. Pefferkorn, I. Georges, Pauline Lefebvre, P. Assemat, F. Savall, et al.. Le microscanner peut-il être informatif pour l'étude du parenchyme pulmonaire en médecine légale ? À propos d'une étude préliminaire sur 13 cas de pendaison. Archives of Legal Medicine, 2024, 15 (1), pp.100435. 10.1016/j.medleg.2023.100435 . hal-04766275

HAL Id: hal-04766275

<https://hal.science/hal-04766275v1>

Submitted on 4 Nov 2024

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

Le microscanner peut-il être informatif pour l'étude du parenchyme pulmonaire en médecine légale ? À propos d'une étude préliminaire sur 13 cas de pendaison

Can micro-computed tomography be effective for the study of lung parenchyma in forensic medicine? About a preliminary study on 13 hanging cases

E. Pefferkorn^a, I. Georges^b, P. Lefebvre^{c,d}, P. Assemat^c,
F. Savall^a, M. Faruch Bilfeld^e, F. Dedouit^a, N. Telmon^a,
C. Guilbeau-Frugier^{a,*}

^a Service de médecine légale et médecine pénitentiaire, CHU Rangueil-Larrey, 1, avenue du Professeur-Jean-Poulhès, 31400 Toulouse, France

^b Faculté de médecine de Purpan, centre d'anthropobiologie et de génomique de Toulouse, 37, allées Jules-Guesde, 31000 Toulouse, France

^c Institut de mécanique des fluides de Toulouse, UMR 5502 CNRS-INPT-UPS, 1, allée du Professeur-Camille-Soula, 31400 Toulouse, France

^d FR FERMAT, CNRS, INPT, INSA, UPS, université de Toulouse, Toulouse, France

^e Service de radiologie et imagerie médicale, Hôpital Pierre-Paul-Riquet, avenue du Professeur-Jean-Dausset, 31300 Toulouse, France

Résumé

Introduction. – Les études basées sur l'imagerie par microscanner sont nombreuses, mais les rares études sur le parenchyme pulmonaire utilisent un protocole long et compliqué pour éviter le collapsus alvéolaire. L'objectif de notre étude était de tester un protocole simple et reproductible pour obtenir des images du parenchyme pulmonaire par microscanner. Notre objectif secondaire était de tester s'il était possible de différencier une alvéolite oedème d'une alvéolite hémorragique.

Matériel et méthodes. – Treize fragments de parenchyme pulmonaire provenant de cas de pendaison ont été sélectionnés après analyse microscopique : quatre avec une alvéolite

MOTS CLÉS

Microscanner ; Alvéolite hémorragique ; Alvéolite oedémateuse ; Porosité ;
BV/TV ;
Parenchyme pulmonaire

hémorragique, quatre avec une alvéolite oedémateuse et cinq sans aucune lésion. Chaque fragment a été fixé dans du formol à 4 % puis congelé avec de la carboglace. Les prélèvements congelés ont été scannés par microscanner avec une résolution spatiale de 20 μm et une dimension caractéristique de voxels de 20,16 μm . Pour les analyses qualitatives et quantitatives, nous avons utilisé les logiciels XnView, Avizo, Quant 3D et ImageJ.

Résultats. — Grâce à la congélation, le parenchyme pulmonaire ne s'est pas affaissé pendant l'acquisition des images. Seuls les poumons normaux étaient distinguables des poumons hémorragiques ou oedémateux. Parmi les paramètres étudiés, seuls la porosité et le rapport volume de la paroi alvéolaire/volume total du parenchyme étaient intéressants, reflétant le remplissage de la lumière alvéolaire par l'œdème ou l'hémorragie et l'épaississement de la paroi alvéolaire par la congestion.

Conclusion. — Notre protocole simple permet des acquisitions par microtomographie satisfaisantes. Les analyses quantitatives sont prometteuses et laissent entrevoir la possibilité d'établir un diagnostic d'asphyxie.

Introduction

Le microscanner (μ -CT) est une technologie non destructive utilisée depuis des décennies dans la pratique de l'anthropologie médico-légale [1]. Elle permet une analyse morphologique en 2D mais aussi en 3D grâce à la possibilité de reconstructions par des logiciels adaptés. Elle fonctionne de manière similaire au scanner conventionnel mais la résolution peut atteindre l'échelle du micromètre. De plus, elle permet la rotation de l'échantillon de multiples fois et donc de l'imager sous de multiples angles. La rotation peut être totale à 360 degrés.

Les applications médicales et médico-légales sont nombreuses, essentiellement sur du tissu osseux (architecture trabéculaire des os, densité minérale osseuse, diagnostic lésionnel, imagerie des blessures par balle, détermination de l'âge) [1–5]. Il existe aussi quelques études sur les dents (analyse de la qualité de l'os alvéolaire, détection de caries, efficacité des traitements, analyse des biomatériaux, etc.) [6,7]. Le μ -CT a déjà été utilisé pour l'imagerie des tissus mous mais pas dans un contexte médico-légal [8,9]. En raison de la différence de densité au scanner entre l'air et les tissus, le poumon apparaît comme un organe intéressant à imager en μ -CT. En effet, le poumon est composé de 80 % d'espace aérien et de 20 % de parenchyme. Dans la littérature, quelques études sur l'imagerie du parenchyme pulmonaire par μ -CT ont déjà été publiées [9–11]. Comme les alvéoles ont tendance à se collaber au cours de l'acquisition, pour prévenir ce collapsus, les procédures mises en place par les auteurs sont longues et compliquées [9–11]. Elles consistent à insuffler le poumon avec un fixateur soit directement sous forme de gaz [6], soit avec un fixateur liquide correspondant à un mélange de polyéthylène glycol, d'éthanol à 95 %, de formol à 40 % et d'eau puis à chasser le fixateur avec un gaz [4,5].

Si ces procédures rendent inenvisageable l'usage du μ -CT en pratique courante, elles prouvent néanmoins que le μ -CT peut être utilisé pour l'imagerie de ce tissu. Les auteurs ne se sont pas intéressés aux lésions pulmonaires dans un contexte médico-légal mais plusieurs équipes ont imagé de façon satisfaisante des lésions pulmonaires comme l'emphysème centrolobulaire ou la fibrose [11–13].

L'asphyxie est une cause fréquente de décès en médecine légale ; elle représenterait plus de 15 % des autopsies [14].

Elle est définie par la privation d'oxygène aux cellules par impossibilité à utiliser l'oxygène ou par déficit d'apport. La classification des asphyxies fait l'objet de débats dans la discipline et plusieurs classifications ont été proposées. Certains auteurs se limitent à trois types : suffocation, strangulation et asphyxie chimique puis subdivisent ces catégories pour couvrir tout le spectre des asphyxies, classant par exemple la noyade dans les suffocations [15]. La nouvelle classification proposée par Anny Sauvageau et Elie Boghossian, quant à elle, ne prend pas en considération les asphyxies chimiques et propose quatre types d'asphyxie : la suffocation, la strangulation, l'asphyxie mécanique et la noyade [16]. La plus fréquente des asphyxies serait la pendaison qui est un sous-type de l'asphyxie par strangulation [14]. Microscopiquement, ces asphyxies sont caractérisées par une tétrade associant une rupture des septa alvéolaires entraînant des distensions alvéolaires aiguës pseudo-emphysémateuses, une hémorragie intra-alvéolaire, une alvéolite œdémateuse et une congestion vasculaire [17,18]. Néanmoins, ces lésions microscopiques n'ont rien de spécifique et leur association comme leur intensité est variable. À ce jour, l'asphyxie a déjà été imagée en post-mortem, par scanner conventionnel et il est possible d'observer des différences de densité pulmonaire [19]. Par contre, l'asphyxie n'a jamais été scannée par μ -CT.

L'objectif de notre étude, qui est avant tout une preuve de concept, était d'établir, pour l'imagerie par μ -CT, un protocole facile à utiliser et reproductible pour obtenir des images exploitables du parenchyme pulmonaire. Notre objectif secondaire était de tester si le μ -CT était capable de différencier une alvéolite œdémateuse d'une alvéolite hémorragique. Nous avons donc choisi de travailler, pour la première fois, sur des échantillons de poumons provenant de personnes décédées par pendaison en présélectionnant les lésions histologiquement.

Matériel et méthodes

Sélection des patients et du matériel

Nous avons présélectionné, de façon rétrospective, les patients, décédés suite à une pendaison complète suicidaire,

autopsiés dans le service de médecine légale de Toulouse entre le 1^{er} janvier 2019 et le 30 juin 2019. Nous nous sommes servis du codage réalisé à partir de la CIM-10 correspondant aux causes du décès X70 (lésion auto-infligée par pendaison, strangulation et suffocation). Parmi eux, nous avons sélectionné les pendaisons complètes ayant bénéficié d'une expertise anatomopathologique du parenchyme pulmonaire.

Nous avons exclu les patients qui présentaient des signes de putréfaction à l'autopsie et ceux présentant des pathologies pulmonaires macroscopiques (parenchyme fibreux, épaississement pleural, bronchopneumopathie aiguë ou chronique).

Après expertise anatomopathologique, nous avons inclus les prélèvements de parenchyme pulmonaire normal ou présentant exclusivement une alvéolite œdémateuse ou exclusivement une alvéolite hémorragique. Nous avons exclu les patients dont les prélèvements présentaient microscopiquement : des bulles de putréfactions, une alvéolite œdémateuse et hémorragique concomitante et les pathologies pulmonaires préexistantes aiguës comme chroniques.

Ce travail correspond à une étude dite « hors loi Jardé » et ne nécessite pas l'avis d'un Comité de protection des personnes. Pour cette étude, le règlement général sur la protection des données a été respecté.

Préparation des échantillons

Tous les prélèvements ont été fixés dans une solution formolée à 4 % pendant au minimum 1 semaine. Un fragment cubique d'environ 1 cm³ de parenchyme pulmonaire fixé au formol a été prélevé pour chaque cas sélectionné. Pour prévenir la déshydratation et le collapsus alvéolaire pendant l'acquisition des images au scanner, les échantillons ont été congelés avec de la carboglace. Aucun échantillon n'a été directement au contact de la carboglace mais ils ont été positionnés sur une lame en verre et congelés grâce aux vapeurs de la carboglace. Ils ont ensuite été maintenus congelés dans de la carboglace.

Acquisition au μ -CT

Une boîte a été dessinée puis imprimée avec une imprimante 3D (Fig. 1). Elle comportait quatre compartiments. Un échantillon était placé dans chaque compartiment, ce qui nous permettait de scanner quatre échantillons en une seule acquisition. Pour éviter la décongélation des fragments pulmonaires, la boîte sus-décrite était placée dans un flacon rempli de carboglace pendant l'acquisition.

Les échantillons ont été scannés avec une résolution spatiale de 20 μ m et avec une dimension caractéristique de voxels 20,16 μ m. Le μ -CT utilisé était un EasyTom XL 15173 [®] RX Solutions avec une source de rayons X de haute puissance (Microfoyer 150 kV) permettant une acquisition d'images en haute résolution. L'énergie de la source de rayons X était imposée par la résolution attendue de 20 μ m : la tension de la source était de 46 kV et le courant de la source de 429 μ A. Un balayage complet a été acquis en enregistrant 1440 projections de l'échantillon. Chaque projection avait un temps d'exposition de 0,2 s et a été

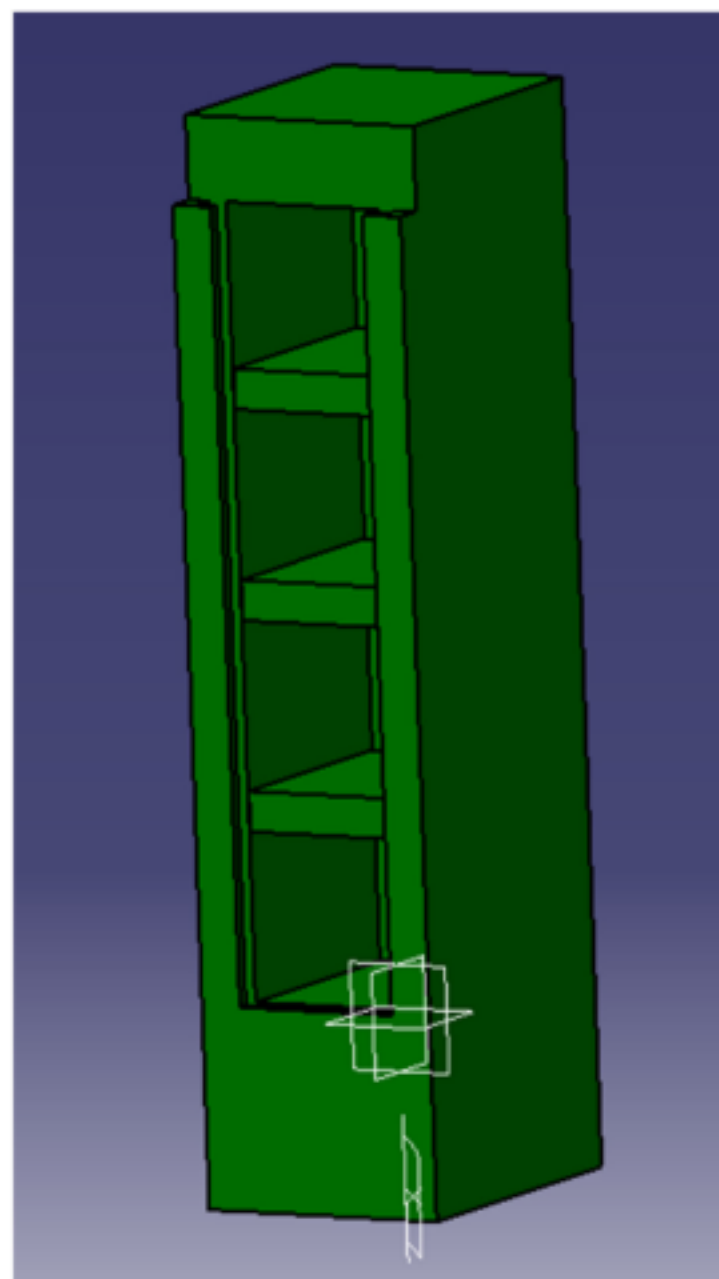


Figure 1 Représentation graphique de la boîte imaginée avant impression 3D.

moyennée cinq fois. Ainsi, le temps d'acquisition total pour chaque échantillon était de 24 minutes.

Reconstruction et analyse d'images

Le logiciel X-Act basé sur des algorithmes de rétroprojection filtrée a été utilisé pour reconstruire en 3D les images en niveaux de gris. La sélection et la normalisation des volumes d'intérêt (VOI) ont été effectuées avec le logiciel XnView. La segmentation 3D a été réalisée par le logiciel Avizo par méthode de seuillage.

Les mesures des paramètres dans les Images 3D ont été effectuées avec le logiciel Quant 3D. Ce logiciel a été utilisé précédemment pour des études sur l'os trabéculaire. Le seuillage a été effectué avec une méthode itérative.

Pour l'analyse morphométrique, nous nous sommes inspirés des paramètres morphométriques 3D utilisés pour le tissu osseux [20]. En effet, il est possible de calculer la fraction volumique soit le volume de l'os spongieux par le rapport *bone volume* (BV) sur *total volume* (TV). Nous avons assimilé l'architecture de l'os spongieux au tissu pulmonaire,

où le parenchyme pourrait « correspondre » aux trabécules osseuses. Ainsi, pour nous, le rapport BV/TV correspond au rapport du volume de la paroi alvéolaire/volume total du parenchyme (Fig. 2) [10,21]. Ainsi, l'inverse de ce rapport correspond au pourcentage de tissu pulmonaire aéré.

La porosité, qui correspond au pourcentage d'espace vide sur le volume total osseux, est un paramètre que nous avons utilisé pour quantifier le volume alvéolaire aéré [22]. La porosité a été calculée avec ImageJ sur chaque lame du VOI.

Le degré d'anisotropie permet d'évaluer l'organisation architecturale directionnelle d'une structure dans l'espace. Pour l'os, il s'agit de la distribution spatiale de l'os trabéculaire ; elle est d'autant plus importante qu'elle soit le reflet de l'anisotropie mécanique [6]. L'anisotropie a été déterminée avec la méthode *mean intercept length* (Mil) (Mil-H et Mil-F) de Quant 3D qui calcul une ellipse à partir de vecteurs [23].

Analyse statistique

L'analyse statistique a été réalisée à l'aide du logiciel R-4.0.3 (pour calculer la médiane, la moyenne et l'écart-type et pour dessiner des *box plots* et des graphiques à partir de chaque paramètre). Nous avons effectué un test non paramétrique de Wilcoxon par paire pour comparer chaque groupe.

Résultats

Patients

Entre le 1^{er} janvier 2019 et le 30 juin 2019, 52 cas codés X70 ont été autopsiés. Un cas correspondait à une suffocation (sac plastique sur la tête) ; tous les autres cas correspondaient à des pendaisons dont 43 étaient des pendaisons complètes. Parmi ces 43 cas, six cas étaient putréfiés et ont été exclus. Un seul cas a été exclu en raison d'une pathologie pulmonaire pré-existante (métastases pulmonaires multiples). Dans 15 cas, une expertise anatomopathologique a été réalisée (Tableau 1). Dans deux cas, l'analyse microscopique montrait l'association concomitante d'une alvéolite œdémateuse et hémorragique. Au total, 13 cas ont donc été sélectionnés par une anatomopathologiste formée à la pratique médico-légale : cinq cas de parenchyme normal (Fig. 3C), quatre cas de parenchyme pulmonaire avec uniquement une alvéolite hémorragique (Fig. 3F) et quatre cas avec alvéolite œdémateuse sans hémorragie (Fig. 3I).

Parmi les patients sélectionnés, il y avait trois femmes et dix hommes dont l'âge variait de 19 à 73 ans. Aucun patient n'avait bénéficié de manœuvres de réanimation.

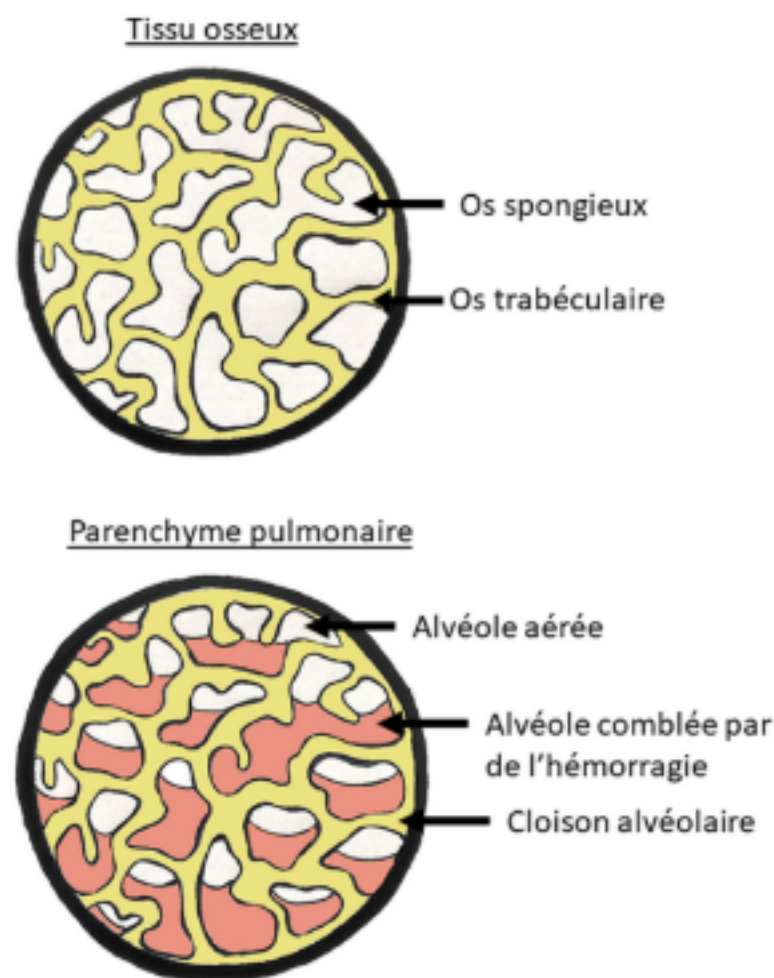


Figure 2 En haut : schéma illustrant le rapport BV/TV sur du tissu osseux. En jaune : l'os trabéculaire ; en blanc : l'os spongieux. Le rapport BV/TV correspond au rapport du blanc sur la surface totale (jaune+ blanc). En bas : schéma illustrant le rapport BV/TV sur le parenchyme pulmonaire. En blanc : la lumière alvéolaire aérée ; en orange : l'hémorragie comblant l'alvéole ; en jaune : les cloisons alvéolaires. Le rapport BV/TV en cas d'alvéolite hémorragique correspond au rapport du blanc sur la surface totale (jaune + blanc + orange).

Échantillons

Aucun prélèvement n'a subi de décongélation pendant l'acquisition des images. Les images acquises par le μ -CT permettaient une bonne visualisation des septas alvéolaires et des espaces alvéolaires pour les prélèvements normaux (Fig. 3A). Pour les prélèvements hémorragiques et œdémateux, les lumières alvéolaires étaient comblées et les septas n'étaient plus visibles (Fig. 3D, G). La reconstitution 3D a été réalisée sans aucune difficulté pour les trois groupes (Fig. 3B, E, et H).

Tableau 1 Sélection de la population d'étude entre le 1 janvier 2019 et le 30 juin 2019.

Nombre d'autopsies codées X70	Nombre de pendaisons	Nombre de pendaisons complètes	Nombre de sujets exclus car putréfiés	Pathologie pulmonaire préexistante	Nombre d'expertises anatomopathologiques
52	51	43	6	1	15

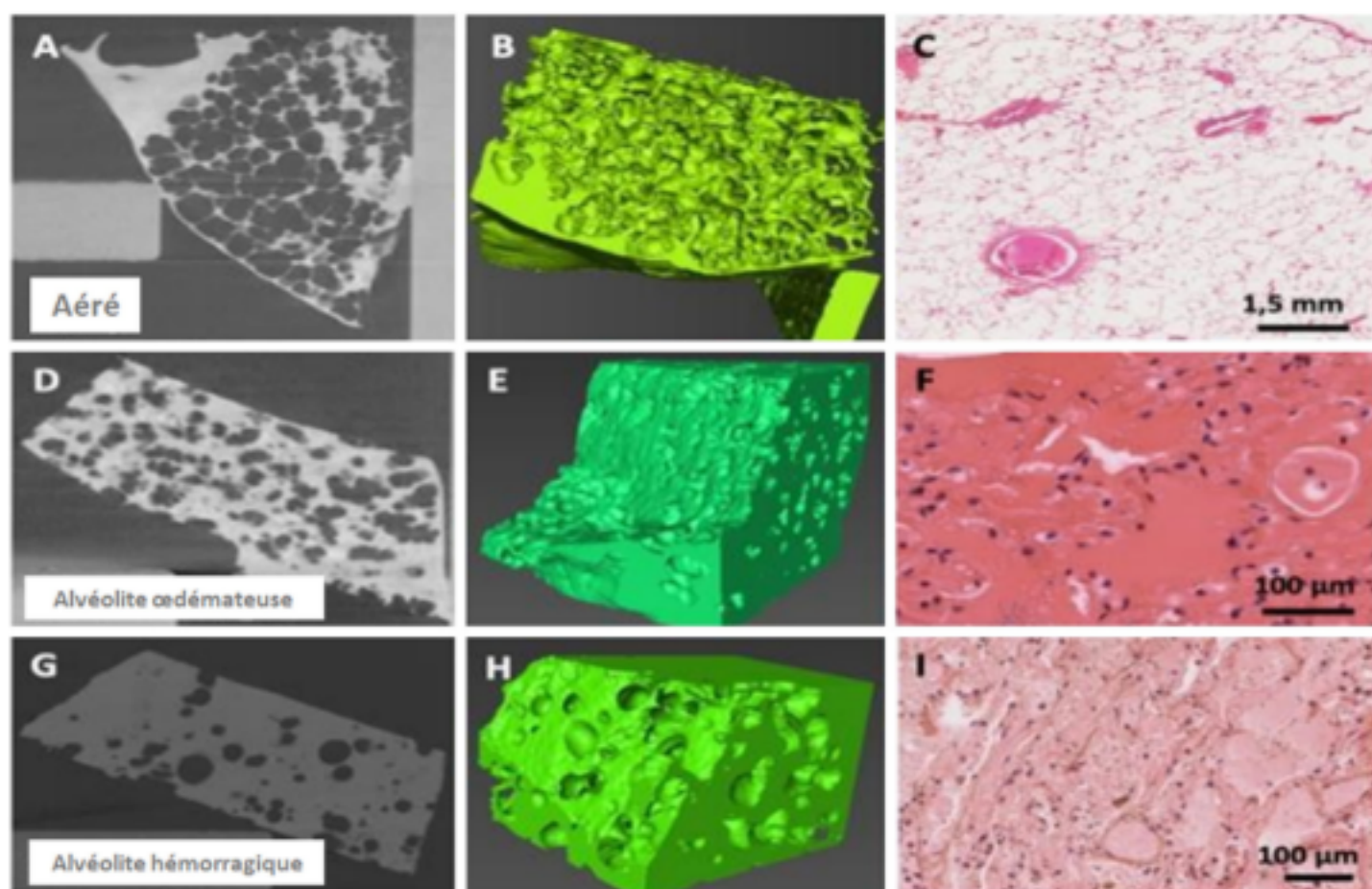


Figure 3 A. Image 2D au μ -CT d'un échantillon de poumon normal. B. Reconstruction 3D d'un échantillon de poumon normal. C. Aspect histologique d'un parenchyme pulmonaire considéré comme normal. D. Image 2D au μ -CT d'un échantillon de parenchyme pulmonaire hémorragique. E. Reconstruction 3D d'un échantillon de parenchyme pulmonaire hémorragique. F. Aspect histologique d'un prélèvement de parenchyme pulmonaire hémorragique avec de nombreux globules rouges dans l'espace alvéolaire. G. Image 2D μ -CT d'un échantillon de parenchyme pulmonaire œdémateux. H. Reconstruction 3D d'un échantillon de parenchyme pulmonaire œdémateux. I. Aspect histologique d'un prélèvement de parenchyme pulmonaire œdémateux avec la présence d'un liquide éosinophile pâle dans la lumière alvéolaire.

Analyses qualitatives et quantitatives

À la lecture des images, nous avons pu observer à l'œil nu des différences de densités entre les échantillons avec une alvéolite œdémateuse et ceux avec une alvéolite hémorragique. En effet, les échantillons avec une alvéolite œdémateuse présentent une densité intermédiaire entre l'air et le parenchyme pulmonaire, correspondant au liquide alvéolaire acellulaire. Les échantillons d'alvéolite hémorragique présentent une densité importante. La différence entre ces deux groupes et le groupe avec parenchyme pulmonaire normal était également bien visible.

La médiane comme la moyenne du rapport BV/TV étaient très basses pour le groupe de parenchyme normal (Tableau 2).

Les résultats entre les groupes parenchyme œdémateux et parenchyme hémorragique étaient très proches et la différence non significative. Par contre lorsqu'on compare chacun de ces groupes avec le groupe parenchyme normal, les différences étaient statistiquement très significatives ($p < 0,0001$) (Fig. 4A).

La porosité était plus élevée dans le groupe parenchyme normal versus parenchyme œdémateux ou hémorragique. La différence de porosité était statistiquement significative entre le parenchyme normal et le parenchyme œdémateux ($p < 0,0001$) et entre le parenchyme normal et le parenchyme hémorragique ($p < 0,0001$) (mais pas entre le paren-

chyme œdémateux et le parenchyme hémorragique) (Tableau 2 et Fig. 4B).

Nous n'avons pas observé pas de différence significative entre les trois groupes en ce qui concerne l'anisotropie (Tableau 2 et Fig. 4C, D).

Tableau 2 Valeurs des paramètres quantitatifs (moyenne, déviation standard, médiane) pour chacun des 3 groupes et pour chaque paramètre.

	Paramètres	Moyenne	Déviation standard	Médiane
BV/TV	Normaux	0,494	0,209	0,488
	Hémorragiques	0,876	0,0994	0,882
	Œdémateux	0,899	0,0578	0,909
Porosité	Normaux	34,0	9,94	35,6
	Hémorragiques	12,9	8,95	12,6
	Œdémateux	8,85	5,56	8,71
MIL H	Normaux	1,31	0,141	1,29
	Hémorragiques	1,47	0,277	1,36
	Œdémateux	1,34	0,130	1,33
MIL F	Normaux	1,24	0,103	1,23
	Hémorragiques	1,35	0,206	1,27
	Œdémateux	1,27	0,0950	1,25

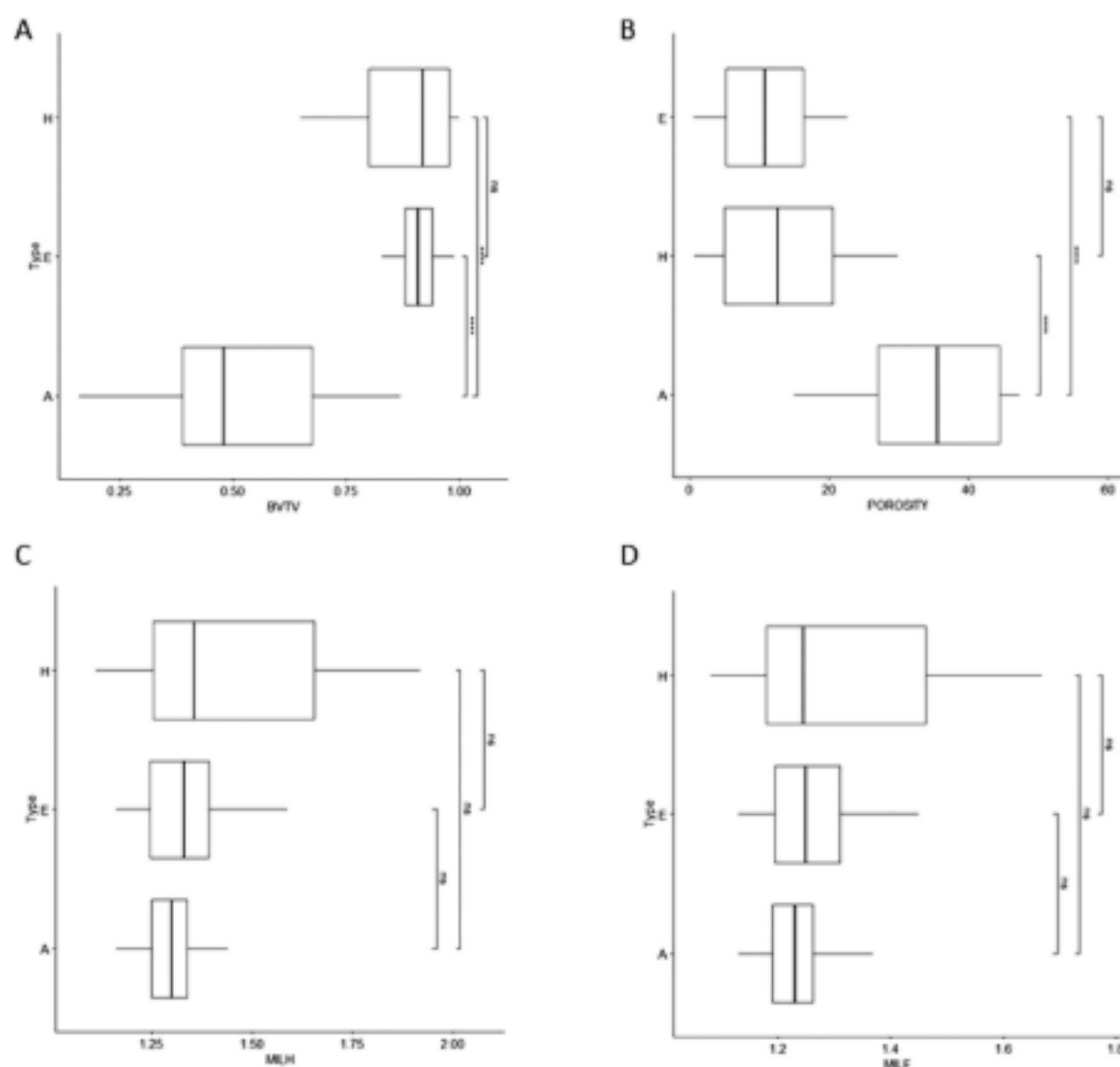


Figure 4 Box plots représentant les différents paramètres qualitatifs. Pour chaque figure, la box plot en bas correspond au parenchyme pulmonaire normal, au milieu la box plot correspond au parenchyme pulmonaire œdémateux et en haut au parenchyme pulmonaire hémorragique. A. BV/TV ratio. B. Porosité. C, D. Anisotropie déterminée par le Mil-H (C) et le Mil-F (D). **** $p < 0,0001$.

La variabilité des données dans chaque groupe pour la porosité était faible. Les données étaient homogènes pour le paramètre BV/TV dans les groupes parenchyme hémorragique et parenchyme œdémateux mais étaient hétérogènes dans le groupe parenchyme normal. Pour Mil, seules les données du groupe parenchyme hémorragique étaient assez hétérogènes.

Discussion

Le μ -CT est une technique d'imagerie haute résolution. Grâce à la reconstruction 3D, la visualisation des tissus est améliorée ; mais il permet surtout, au-delà des critères qualitatifs, d'appliquer des critères quantitatifs qui peuvent être considérés comme des critères objectifs.

Le développement de l'imagerie post-mortem a ouvert de grandes perspectives diagnostiques en médecine légale [24,25]. Le μ -CT est, quant à lui, utilisé pour le diagnostic lésionnel mais le poumon humain est rarement imagé, probablement en raison du manque de contraste du parenchyme en cas de collapsus alvéolaire pendant l'acquisition et de l'absence d'un protocole validé pour la préparation des échantillons. Watz et al. ont, pour leur part, insufflé un poumon et l'ont fixé avec de la vapeur de formol. Pour

améliorer le contraste du parenchyme, ils ont utilisé du nitrate d'argent. Ce protocole, bien que compliqué, a permis une bonne visualisation du parenchyme et les auteurs ont comparé leurs images à une endoscopie virtuelle [11]. Dans leur étude, Mai et al. ont, quant à eux, utilisé un protocole plus compliqué. Les poumons ont été gonflés avec de l' H_2O et dégonflés, puis congelés à $-80^\circ C$. Le parenchyme congelé a été ensuite coupé, fixé avec une solution de glutaraldéhyde dans de l'acétone pure, puis progressivement décongelé [26]. Ce protocole impossible à réaliser sans un équipement adapté a permis aux auteurs d'analyser des poumons pathologiques atteints de fibrose pulmonaire idiopathique afin d'élucider les mécanismes de la fibrose et de la formation de kystes. À l'opposé de ces auteurs, pour notre étude préliminaire, nous avons décidé de tester un protocole basé sur la congélation de morceaux de poumons fixés au formol. Nous avons choisi une congélation lente pour limiter les artefacts et la rupture cellulaires en s'inspirant de ce qui est fait dans les laboratoires d'anatomie pathologique en pratique courante. Cette solidification lente a permis d'éviter le collapsus alvéolaire, et ce point a été confirmé lors de l'acquisition des images en μ -CT. Ainsi, notre protocole est simple, reproductible, facile à mettre en œuvre et ne nécessite pas d'équipement spécifique. Il peut être réalisé de façon différée par rapport au temps autopsique

puisque les prélèvements sont d'abord fixés. Le fixateur utilisé a volontairement été le formol puisqu'il est disponible en salle d'autopsie.

Pour aller plus loin, nous avons cherché à tester notre protocole sur du tissu pathologique avec une forte teneur en « eau ». C'est pour cela que nous avons choisi l'alvéolite œdémateuse et hémorragique. Ces conditions n'ont pas gêné la congélation. Nous avons donc souhaité savoir si le μ -CT était capable de différencier ces deux lésions. Nous souhaitons, avant tout, tester des conditions pathologiques en lien avec la pratique médico-légale. Nous avons donc choisi le contexte de l'asphyxie par pendaison car il associe œdème et hémorragie dans l'espace alvéolaire. Le choix de se limiter aux asphyxies par pendaison réside sur leur fréquence, la présence d'une expertise anatomopathologique permettant la présélection et la possibilité de subdiviser notre groupe en fonction de la lésion microscopique observée (alvéolite œdémateuse, alvéolite hémorragique ou parenchyme pulmonaire normal). À notre connaissance, le μ -CT n'a jamais été utilisé dans ce contexte.

Le diagnostic d'asphyxie est généralement posé au moment de l'autopsie, avec des critères tels que la cyanose, les hémorragies pétéchiales du visage, des yeux et des poumons, de la plèvre pariétale, mais aussi la congestion et l'œdème des poumons. Ces signes ne sont pas spécifiques [18]. Lorsque la mort survient rapidement, ils peuvent même être absents. Les critères microscopiques pulmonaires de l'asphyxie mécanique ne permettent pas vraiment de distinguer le mécanisme de l'asphyxie (à l'exception de la noyade). Cela peut être préjudiciable dans un contexte médico-légal. Le scanner n'est pas l'examen de choix et une étude récente a indiqué qu'il ne permettait pas de distinguer une asphyxie par noyade d'une asphyxie par un autre mécanisme [24].

Dans notre étude, les images acquises étaient satisfaisantes pour tous les échantillons de notre population d'étude. De plus, elles étaient comparables à celles disponibles dans la littérature, mais obtenues à l'aide de protocole beaucoup plus compliqués ou obtenues au synchrotron [11,27]. La lecture des images permet de différencier les échantillons avec des alvéoles aérées de ceux avec des alvéoles « pleines ». Il est même possible de faire la différence entre la densité des liquides contenus dans les alvéoles, permettant d'orienter vers le diagnostic d'alvéolite hémorragique ou œdémateuse, ce dernier étant moins dense.

Des analyses complémentaires ont donc été effectuées pour déterminer s'il était possible de les différencier selon certains critères quantitatifs. Pour l'analyse des images en μ -CT, nous avons adapté les critères classiquement utilisés pour les études osseuses. En effet, les images d'échantillons pulmonaires de notre étude présentaient des similitudes avec les images microscopiques d'os au μ -CT, nous orientant vers l'utilisation de ces paramètres [28]. Des études précédemment publiées ont validé les paramètres structuraux osseux (micro-architecture) et la composition osseuse pour évaluer les propriétés mécaniques de l'os, le remodelage osseux et la densité minérale osseuse. L'épaisseur, la porosité et la connectivité trabéculaire sont quelques-uns de ces paramètres [26]. Le volume de l'os trabéculaire est estimé à partir du rapport BV/TV [6,29]. Le degré

d'anisotropie est un paramètre utilisé pour estimer la résistance osseuse [30,31].

Dans notre étude, nous avons utilisé la porosité pour estimer le volume de la lumière alvéolaire, le BV/TV pour la paroi alvéolaire et le degré d'anisotropie afin d'évaluer le remodelage de l'architecture 3D du parenchyme. Pendant l'asphyxie, l'œdème et l'hémorragie remplissent les lumières alvéolaires, ce qui peut expliquer la diminution des valeurs de porosité. Le rapport BV/TV a augmenté, ce qui correspond également à une diminution de l'espace aéré dans l'échantillon. Le degré d'anisotropie calculé avec la méthode de Mil était le même entre les trois groupes ; ceci est interprété comme l'absence de modification de l'organisation tridimensionnelle du parenchyme pulmonaire.

Nos résultats préliminaires sont encourageants puisqu'ils permettent de différencier les alvéoles aérées des alvéoles « pleines » grâce au calcul de la porosité et du rapport BV/TV. Nous n'avons pas pu objectiver par des critères morphométriques la différence entre l'alvéolite œdémateuse et l'alvéolite hémorragique. Des études complémentaires incluant une augmentation de la résolution spatiale, la mesure des densités *usefulness of Hounsfield* (ou échelle de Hounsfield [UH] permettant l'analyse de la radiodensité), ou des niveaux de gris pourraient apporter de nouveaux critères de différenciation.

Notre étude reste très préliminaire. Elle inclut peu de cas et doit être considérée avant tout comme une étude de faisabilité. La principale limite de notre étude est que la population de parenchyme « normal » est constituée de cas de sujets pendus mais sans les critères histologiques d'asphyxie mécanique. Nous avons choisi ces cas contrôles car aucun d'entre eux n'avait bénéficié de manœuvres de réanimation qui auraient pu provoquer des lésions. De plus, nous n'avons pas étudié la distension alvéolaire aiguë pseudo-emphysémateuse, qui est l'un des critères microscopiques de l'asphyxie. Cette lésion était peu présente dans la population sélectionnée et nous avons réalisé des prélèvements dans des zones qui n'en comportaient pas.

Conclusion

Notre étude préliminaire est la première à utiliser le μ -CT pour l'imagerie pulmonaire dans le contexte médico-légal de l'asphyxie mécanique par pendaison. Nous avons mis en place un protocole original, simple et reproductible pour acquérir des scanners d'échantillons pulmonaires. Une étude avec quelques paramètres quantitatifs afin de trouver des critères objectifs et potentiellement automatisables pour un diagnostic d'asphyxie a également été réalisée et s'est avérée prometteuse pour différencier les alvéoles aérées des alvéoles « pleines ». Une étude plus large avec plus d'échantillons, de nouveaux critères quantitatifs et d'autres mécanismes d'asphyxie mécanique serait souhaitable pour confirmer nos données préliminaires.

Déclaration de liens d'intérêts

Les auteurs déclarent ne pas avoir de liens d'intérêts.

Références

- [1] Ruttly GN, Brough A, Biggs MJP, Robinson C, Lawes SDA, Hainsworth SV. The role of micro-computed tomography in forensic investigations. *Forensic Sci Int* 2013;225(1–3):60–6.
- [2] Giraudo C, Fais P, Pelletti G, Viero A, Miotto D, Boscolo-Berto R, et al. Micro-CT features of intermediate gunshot wounds covered by textiles. *Int J Legal Med* 2016;130(5):1257–64.
- [3] Giraudo C, Montisci M, Giorgetti A, Martinuzzo L, Bisceglia M, Moschi S, et al. Intra-class and inter-class tool discrimination through micro-CT analysis of false starts on bone. *Int J Legal Med* 2020;134(3):1023–32.
- [4] Thirunavukarasu AJ, Ferro A, Singh Dubb S, Hamilton DL, Brassett C. Investigating the correlation between bone density and fracture frequency in the mandibular condyle with micro-computed tomography. *Br J Oral Maxillofac Surg* 2021;59(3):380–3.
- [5] Alsop K, Norman DG, Baier W, Colclough J, Williams MA. Advantages of micro-CT in the case of a complex dismemberment. *J Forensic Sci* 2022;67(3):1258–66.
- [6] Irie MS, Rabelo GD, Spin-Neto R, Dechichi P, Borges JS, Soares PBF. Use of micro-computed tomography for bone evaluation in dentistry. *Braz Dent J* 2018;29(3):227–38.
- [7] Campioni I, Pecci R, Bedini R. Ten years of micro-CT in dentistry and maxillofacial surgery: a literature overview. *Appl Sci* 2020;10(12):4328.
- [8] Silva JM, de S, Zanette I, Noël PB, Cardoso MB, Kimm MA, et al. Three-dimensional non-destructive soft-tissue visualization with X-ray staining micro-tomography. *Sci Rep* 2015;5(1):14088.
- [9] Yu D, Qu W, Xia H, Li X, Luan Z, Yan R, et al. Comparison of the gas-liquid dual support fixation and Heitzman fixation techniques for preparing lung specimens. *Exp Ther Med* 2017;14(1):825–30.
- [10] Satoh K, Kobayashi T, Ohkawa M, Tanabe M. Preparation of human whole lungs inflated and fixed for radiologic-pathologic correlation. *Acad Radiol* 1997;4(5):3749.
- [11] Watz H, Breithecker A, Rau WS, Kriete A. Micro-CT of the human lung: imaging of alveoli and virtual endoscopy of an alveolar duct in a normal lung and in a lung with centrilobular emphysema – initial observations. *Radiology* 2005;236(3):1053–8.
- [12] Bompoti A, Papazoglou AS, Moysidis DV, Otountzidis N, Karagiannidis E, Stalikas N, et al. Volumetric imaging of lung tissue at micrometer resolution: clinical applications of micro-CT for the diagnosis of pulmonary diseases. *Diagnostics* 2021;11(11):2075.
- [13] Rodt T, von Falck C, Dettmer S, Halter R, Maus R, Ask K, et al. Micro-computed tomography of pulmonary fibrosis in mice induced by adenoviral gene transfer of biologically active transforming growth factor- β 1. *Respir Res* 2010;11(1):181.
- [14] Azmak D. Asphyxial deaths: a retrospective study and review of the literature. *Am J Forensic Med Pathol* 2006;27(2):134–44.
- [15] Di Maio VJM, Di Maio DJ. *Forensic pathology*, . 2nd ed, Boca Raton: CRC Press; 2001: 565 [Practical aspects of criminal and forensic investigations series].
- [16] Sauvageau A, Boghossian E. Classification of Asphyxia: the need for standardization: classification of asphyxia. *J Forensic Sci* 2010;55(5):1259–67.
- [17] Beauthier JP. *Traité de médecine légale et criminalistique*, . 3^e édition, Louvain-la-Neuve: De Boeck Supérieur; 2022.
- [18] Saukko PJ, Knight B. *Knight's forensic pathology*, . Fourth edition, Boca Raton London New York: CRC Press, Taylor & Francis Group; 2016: 666.
- [19] Schweitzer W, Thali M. Fatal obstructive asphyxia: trans-pulmonary density gradient characteristic as relevant identifier in postmortem CT. *J Forensic Radiol Imaging* 2019;19:100337.
- [20] GJ A, Rb C, Jr H, P Z. Microarchitecture and morphology of bone tissue over a wide range of BV/TV assessed by micro-computed tomography and three different threshold backgrounds. *Med Eng Phys* 2022;106:103828.
- [21] Rosenfeld A, Smith RC. Thresholding using relaxation. *IEEE Trans Pattern Anal Mach Intell* 1981;PAMI-3(5):598–606.
- [22] Tripp JA, Squire ME, Hedges REM, Stevens RE. Use of micro-computed tomography imaging and porosity measurements as indicators of collagen preservation in archaeological bone. *Palaeogeogr Palaeoclimatol Palaeoecol* 2018;511:462–71.
- [23] Chappard C. Méthodes d'évaluation de la microarchitecture de l'os trabéculaire humain. *Med Sci* 2012;28(12):1111–5.
- [24] Van Hoyweghen AJL, Jacobs W, Op de Beeck B, Parizel PM. Can post-mortem CT reliably distinguish between drowning and non-drowning asphyxiation? *Int J Legal Med* 2015;129(1):159–64.
- [25] Sogawa N, Michiue T, Ishikawa T, Kawamoto O, Oritani S, Maeda H. Postmortem volumetric CT data analysis of pulmonary air/gas content with regard to the cause of death for investigating terminal respiratory function in forensic autopsy. *Forensic Sci Int* 2014;241:112–7.
- [26] Mai C, Verleden SE, McDonough JE, Willems S, De Wever W, Coolen J, et al. Thin-section CT features of idiopathic pulmonary fibrosis correlated with micro-CT and histologic analysis. *Radiology* 2017;283(1):252–63.
- [27] Tsuda A, Filipovic N, Haberthür D, Dickie R, Matsui Y, Stamparoni M, et al. Finite element 3D reconstruction of the pulmonary acinus imaged by synchrotron X-ray tomography. *J Appl Physiol* 2008;105(3):964–76.
- [28] da Silva AMH, Alves JM, da Silva OL, da Silva Junior NF. Two- and three-dimensional morphometric analysis of trabecular bone using X-ray microtomography (μ CT). *Rev Bras Eng Biomed* 2014;30(2):93–101.
- [29] Kapat K, Srivas PK, Rameshbabu AP, Maity PP, Jana S, Dutta J, et al. Influence of porosity and pore-size distribution in Ti 6 Al 4 V foam on physicomaterial properties, osteogenesis, and quantitative validation of bone ingrowth by micro-computed tomography. *ACS Appl Mater Interfaces* 2017;9(45):39235–48.
- [30] Ulrich D, van Rietbergen B, Laib A, Ruegsegger P. The ability of three-dimensional structural indices to reflect mechanical aspects of trabecular bone. *Bone* 1999;25(1):55–60.
- [31] Wegrzyn J, Roux JP, Arlot ME, Boutroy S, Vilayphiou N, Guyen O, et al. Role of trabecular microarchitecture and its heterogeneity parameters in the mechanical behavior of ex vivo human L3 vertebrae: trabecular architecture heterogeneity in vertebrae. *J Bone Miner Res* 2010;25(11):2324–31.