



UNIVERSITÉ DE
SHERBROOKE

Faculté de médecine et
des sciences de la santé
3001, 12e Avenue Nord
Sherbrooke (Québec)
CANADA J1H 5N4

**SEGMENTATION D'IMAGES DE TRANSMISSION POUR LA
CORRECTION DE L'ATTÉNUÉ EN TOMOGRAPHIE D'ÉMISSION
PAR POSITRONS**

PAR

NGUIFFO PODIE YVES LANDRY

Mémoire présenté à la Faculté de médecine et des sciences de la santé

En vue de l'obtention du grade de

**Maître ès sciences (M.Sc.) en
Sciences des Radiations et Imagerie Biomédicale**

2009-08-11

ÉVALUATEURS :

- Dr Mhamed Bentourkia, Département de médecine nucléaire et radiobiologie**
- Dr Jean-Paul Jay-Gerin, Département de médecine nucléaire et radiobiologie**
- Dr Francois Dubeau, Département de mathématiques**



Library and Archives
Canada

Published Heritage
Branch

395 Wellington Street
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

Bibliothèque et
Archives Canada

Direction du
Patrimoine de l'édition

395, rue Wellington
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

Your file *Votre référence*
ISBN: 978-0-494-61425-9
Our file *Notre référence*
ISBN: 978-0-494-61425-9

NOTICE:

The author has granted a non-exclusive license allowing Library and Archives Canada to reproduce, publish, archive, preserve, conserve, communicate to the public by telecommunication or on the Internet, loan, distribute and sell theses worldwide, for commercial or non-commercial purposes, in microform, paper, electronic and/or any other formats.

The author retains copyright ownership and moral rights in this thesis. Neither the thesis nor substantial extracts from it may be printed or otherwise reproduced without the author's permission.

In compliance with the Canadian Privacy Act some supporting forms may have been removed from this thesis.

While these forms may be included in the document page count, their removal does not represent any loss of content from the thesis.

AVIS:

L'auteur a accordé une licence non exclusive permettant à la Bibliothèque et Archives Canada de reproduire, publier, archiver, sauvegarder, conserver, transmettre au public par télécommunication ou par l'Internet, prêter, distribuer et vendre des thèses partout dans le monde, à des fins commerciales ou autres, sur support microforme, papier, électronique et/ou autres formats.

L'auteur conserve la propriété du droit d'auteur et des droits moraux qui protègent cette thèse. Ni la thèse ni des extraits substantiels de celle-ci ne doivent être imprimés ou autrement reproduits sans son autorisation.

Conformément à la loi canadienne sur la protection de la vie privée, quelques formulaires secondaires ont été enlevés de cette thèse.

Bien que ces formulaires aient inclus dans la pagination, il n'y aura aucun contenu manquant.


Canada

TABLE DES MATIÈRES

Liste des figures.....	iii
Liste des tableaux.....	ix
Liste des sigles, abréviations et symboles.....	x
Résumé.....	xiv
Introduction.....	1
Chapitre 1 : Procédé d'obtention d'images de transmission :	
la tomodensitométrie (TDM).....	9
Chapitre 2 : Procédé d'obtention d'images d'émission :	
la Tomographie d'Émission par Positrons (TEP).....	21
Chapitre 3 : Les phénomènes physiques affectant les images tomographiques.....	32
3.1. L'effet photoélectrique.....	32
3.2. L'effet Compton.....	33
Chapitre 4 : Correction de l'atténué.....	36
Chapitre 5 : Théories.....	39
5.1. La simulation Monte Carlo.....	39
5.2. La segmentation.....	42
5.2.1. Segmentation par la technique de K-means.....	44
5.2.2. Segmentation par la technique de Fuzzy C-means.....	46
5.2.3. Segmentation par la technique de l'Espérance Maximisation.....	50

Chapitre 6 : La nouvelle approche proposée :	
La segmentation par la technique des ondelettes.....	55
Chapitre 7 : Expérimentations, simulations et procédures de calcul.....	61
7.1. Mesures avec l'humain.....	61
7.2. Simulation avec la mire.....	62
Chapitre 8 : Résultats et discussion.....	65
8.1. Segmentation par K-means, Fuzzy C-means, Espérance-Maximisation et ondelettes.....	65
8.2. Comparaison entre les approches de segmentation.....	77
8.2.1. Mesures avec le sujet humain.....	77
8.2.2. Simulations avec la mire.....	80
8.2.3. Correction de l'atténué.....	82
Conclusions.....	86
Remerciements.....	88
Bibliographie.....	89

LISTE DES FIGURES

Figure 1. La nomenclature employée pour désigner les différentes coupes obtenues en TDM et en TEP. Extrait du site internet : www.oncoprof.net/Generale2000/g04_Diagnostic/IRM/g04_irm01.html... 2

Figure 2. a) Image d'émission TEP mesurée avec le ^{18}F -fluorodéoxyglucose (FDG) d'une section coronale du corps entier humain non corrigée pour l'atténué et le diffusé, et b) la même image corrigée pour l'atténué et le diffusé. c) Les profils d'intensité tracés sur les images non corrigée et corrigée selon la ligne indiquée en b) font apparaître le gain en comptes qu'on obtient après correction de l'atténué. Extrait de BENTOURKIA et al., 2002 3

Figure 3. Profils d'émission avant et après correction pour l'atténué passant par le centre d'un fantôme de la taille d'une souris (a) et d'un rat (b), préalablement rempli de FDG d'activité 0.123 mCi: quelle que soit la méthode de correction de l'atténué (transmission par TDM (TX-TDM), transmission par TEP (TX-TEP), ou par simple normalisation (Ajustée), on obtient un gain après correction de l'atténué se rapprochant de l'intensité réelle (Réelle). Extrait de CHOW et al., 2005..... 3

Figure 4. Profils d'intensité à travers l'image d'émission du cœur d'une souris (a) et d'un rat (b) corrigée pour l'atténué à partir d'une image de transmission obtenue par une source de rayons X (TX-TDM), d'une image de transmission obtenue par une source radioactive (TX-TEP), ou à partir d'un facteur d'échelle (Ajustée). Extrait de CHOW et al., 2005..... 4

Figure 5. a) À gauche, image transversale d'un fantôme cylindrique uniforme de diamètre 4.5 cm et de hauteur 4 cm rempli uniformément de substance radioactive sans correction d'atténuation (Mesure), au centre l'image corrigée pour l'atténuation analytiquement (CA-A), et à droite corrigée à partir d'une image de transmission tomographique (CA-TDM). La région centrale sombre de l'image de gauche a été compensée par la correction de l'atténuation. b) Un profil horizontal passant par le centre du fantôme cylindrique montre que l'activité de la région centrale a été restaurée. Extrait de YAO et al., 2005..... 4

Figure 6. a) Image de transmission d'une section coronale du corps humain où l'hamartome, malformation tissulaire d'aspect tumoral, est clairement visible comme un objet dense. b) L'hamartome n'est pas détectable sur la même section d'une image d'émission avec FDG et TEP reconstruite sans correction d'atténuation. c) Il redevient visible après reconstruction avec correction de l'atténuation de l'image d'émission. Extrait de BAI et al., 2003..... 5

Figure 7. Fusion d'images tomographique et d'émission TEP : a) Coupe transversale d'une image du thorax humain montrant des tumeurs sur le poumon droit. b) La même coupe d'image d'émission TEP montre l'activité métabolique d'une tumeur et du myocarde après injection du FDG, et c) les deux images fusionnées. Extrait du site internet: <http://www.babradiology.com/index.cfm/fuseaction/Patients.CT>.....5

Figure 8. a) Image de transmission tomographique. b) Image d'émission TEP d'une coupe longitudinale d'un rat montrant la consommation du FDG, et c) les deux images fusionnées. Extrait du site : <http://radiology.uthscsa.edu/RSRCH/spectct.htm>.....6

Figure 9. a) Pourcentage de photons transmis en fonction de la profondeur dans un échantillon d'eau pour différentes énergies de photons. b) Pourcentage de photons transmis en fonction de la profondeur pour le poumon, l'eau et l'os à 140 keV. Les tables de données XCOM et de l'ICRU ont été utilisées pour le calcul. Extrait de ZAIDI ET HASEGAWA, 2006..... 6

Figure 10. Illustration du procédé d'obtention d'une image de transmission. Ici deux sources de rayons X émettent chacune un faisceau à travers le sujet. Extrait du site internet : www.espace-sciences.org 11

Figure 11. En radiographie, on obtient une image à partir de rayons X interagissant avec les tissus d'un sujet qui noircissent un film à cause d'une variation de densité, lequel film est associé à un écran dans une cassette. On parle de «tomodensitométrie» lorsque des milliers de petits détecteurs disposés en anneaux autour d'un sujet mesurent les photons transmis et permettent l'obtention de tranches d'images et se substituant à l'ensemble film-écran. Extrait du site internet : www.medvet.umontreal.ca.....11

Figure 12. Nature des différentes sources utilisées pour obtenir des images de transmission. Les sources de rayons X délivrent un faisceau dont les rayons ont une énergie généralement comprise entre 30 et 140 keV. Les sources de positrons comme le ^{68}Ge émettent des photons d'annihilation de positrons à une énergie égale à 511 keV. Les sources de rayons gamma comme le ^{137}Cs émettent des photons d'énergie égale à 662 keV. Extrait de KINAHAN et al., 2003..... 12

Figure 13. Faisceau de rayons X collimaté traversant un sujet et recueilli par un système de traitement de données. Extrait du site internet : <http://pagesperso-orange.fr/simon.doligez/Photos/scanner%20schema.gif>13

Figure 14. Graphique des coefficients d'atténuation linéaire totaux de l'os et du muscle en fonction de l'énergie du photon. On constate que l'os atténue plus que le muscle. Extrait de KINAHAN et al., 2003..... 15

Figure 15. Coefficients d'atténuation massiques de l'os cortical, du muscle squelettique, du tissu adipeux, du tissu du poumon et de l'air en fonction de l'énergie du photon. Comme attendu, l'os, milieu plus dense, atténue plus que les autres. Extrait de KINAHAN et al., 2003..... 16

Figure 16. Illustration d'une projection pour un milieu bidimensionnel de coefficient d'atténuation $\mu(x, y)$. Extrait de KINAHAN et al., 2003..... 18

Figure 17. Sections coronales d'images de transmission d'une souris obtenues avec des sources de photons différentes : a) source radioactive au ^{68}Ge délivrant des photons d'énergie située entre 250 et 700 keV, et b) source de rayons X délivrant des photons de 70 keV. Extrait de CHOW et al., 2005.....20

Figure 18. Premier scanner TEP clinique. Extrait du site internet : <http://www.mit.edu/~glb/>.....21

Figure 19. Principe de fonctionnement du cyclotron. Extrait du site internet : http://www.utc.fr/~farges/master_mts/2005_2006/projets/cyclotron/image-8.png.....22

Figure 20. Parcours du positron et annihilation donnant naissance à deux photons d'énergie 511 keV Extrait de : <http://lpsc.in2p3.fr/tep/fichiers/SemDAPNIA.pdf>24

Figure 21. Sujet et anneau de détecteurs disposé autour de lui. Extrait de : <http://lpsc.in2p3.fr/tep/fichiers/SemDAPNIA.pdf>25

Figure 22. Coïncidences mesurées en TEP selon une ligne de réponse (LDR): a) Coïncidence vraie, b) coïncidence avec simple diffusion, et c) coïncidence fortuite. Extrait de TALBOT, 2006..... 26

Figure 23. Mire à deux points chauds (radioactivité) avec ses lignes de coïncidences ou lignes de réponse et deux projections..... 27

Figure 24. Sinogramme d'un cylindre ayant les dimensions d'un rat rempli uniformément de radioactivité. L'échantillonnage radial est de 32 bins et l'échantillonnage angulaire est de 256..... 27

Figure 25. Image reconstruite par : a) FBP et b) maximum de vraisemblance. On aperçoit des stries à l'intérieur et à l'extérieur de l'objet en a) mais avec un meilleur contraste des sources radioactives. Le fonds en b) est uniforme tandis que l'objet apparaît moins défini. Extrait du site internet : <http://lpsc.in2p3.fr/tep/fichiers/SemDAPNIA.pdf>.....28

Figure 26. Reconstruction d'une tranche transversale de l'image de l'abdomen d'un homme obèse en utilisant l'information temps de vol (TDV). Image de transmission tomодensitométrique (gauche); image d'émission TEP reconstruite sans temps de vol (centre), et image TEP reconstruite avec temps de vol permettant d'observer la petite lésion indiquée par la flèche (droite). Extrait du site internet : <http://courses.washington.edu/bioen508/Lecture5-B-PET.pdf>.....29

Figure 27. Image TEP-FDG du corps entier d'un rat avec un gliome agressif à croissance rapide à l'épaule (en haut à gauche), et une inflammation sur la patte arrière (en bas à droite). On observe notamment le niveau relativement élevé d'accumulation du traceur dans les reins et les testicules. Extrait du site internet : <http://www.rug.nl/umcg/faculteit/disciplinegroepen/straling/ngmb/MicroPET>.
.....30

Figure 28. Image TEP du cerveau d'un humain mesuré pour la maladie d'Alzheimer Extrait du site internet : <http://pet.radiology.uiowa.edu/webpage/Research/CaseStudies/BrainAlzheimersDisease.html>
.....30

Figure 29. Image d'émission TEP-FDG d'un cœur normal d'un humain permettant de visualiser la capacité du myocarde à métaboliser le FDG. Extrait du site internet : <http://www.ulb.ac.be/medecine/pet/>.....31

Figure 30. Une visualisation d'une concentration excessive en [¹¹C]-méthionine, acide aminé participant à la construction cellulaire, met en évidence une tumeur. Extrait du site internet : <http://www.ulb.ac.be/medecine/pet/>.....31

Figure 31. Processus de l'effet photoélectrique. L'éjection d'un électron provoque un réarrangement électronique qui mène à un photon de fluorescence et à un électron Auger. Extrait du site internet : <http://ead.univ-angers.fr/~jaspard/Page2/COURS/5RayonIONISANT/Cours2/2Figures/11EffPHOTO ELEC.htm>.....33

Figure 32. Après interaction, le photon incident diffuse d'un angle θ par rapport à sa direction initiale, et l'électron d'un angle ϕ . Extrait du site internet : <http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/thumb/5/5f/DiffusionCompton.png/300px-DiffusionCompton.png>.....33

Figure 33. Coefficients d'atténuation linéaire dans l'eau en fonction de l'énergie pour des énergies du photon allant de 0 MeV à plus de 100 MeV. On observe la prépondérance des diverses interactions effectuées par le photon dans un milieu: C = effet Compton; R = effet Rayleigh; PE = effet

photoélectrique; PP = Production de Paires. Extrait du site internet : <http://www.ndt-ed.org/EducationResources/CommunityCollege/Radiography/Physics/attenuation.htm>..... 35

Figure 34. Le facteur de conversion (FC) en fonction de l'énergie de la TDM pour différents milieux. On constate qu'il est pratiquement constant pour le tissu mou. Extrait de BAI et al., 2003..... 38

Figure 35. Détection de la frontière du ventricule gauche par FCM à partir d'une projection oblique antérieure gauche. a) image de fin de diastole. b) résultat de la segmentation par FCM de l'image de fin de diastole. c) séparation des agrégats du ventricule gauche et du ventricule droit + atrium du bruit de fond. d) identification des composantes connexes des ventricules gauche et droit. Extrait de BOUDRAA et al., 1996..... 50

Figure 36. Images TDM a 80 keV obtenues chez l'humain avec le PET/CT : a) Tête ; b) Thorax ; c) Abdomen. Les parties droites et courbées de même que les deux objets apparaissant en bas de la tête sont des parties du lit coulissant dans le scanner et qui supporte le sujet de même qu'un support pour la tête..... 62

Figure 37. a) Diagramme de la mire simulée pour la transmission et l'émission. b) Image de transmission simulée à 80 keV. c) Sinogramme obtenu par simulation Monte Carlo pour deux tiges radioactives disposées respectivement au centre et à 4.5 cm du centre de la mire en a). d) Image d'émission reconstruite à partir du sinogramme en c) par l'algorithme MLEM..... 64

Figure 38. a) Coupe transversale de l'image de transmission du cerveau humain. b) Image en a) segmentée à l'aide de KM. c) Profil horizontal à la ligne 65 (ligne blanche) passant par le centre des images non segmentée et segmentée précédentes. d) Grossissement des profils d'intensité mettant en évidence les effets de la segmentation par KM..... 67

Figure 39. a) Coupe transversale de l'image de transmission au niveau du thorax humain. b) Image en a) segmentée à l'aide de KM. c) Profil horizontal à la ligne 74 (ligne blanche en a)). d) Grossissement des profils d'intensité mettant en évidence les effets de la segmentation par KM..... 67

Figure 40. a) Coupe transversale de l'image de transmission au niveau de l'abdomen humain. b) Image en a) segmentée à l'aide de KM. c) Profil horizontal à la ligne 86 (ligne blanche en a)). d) Grossissement des profils d'intensité mettant en évidence les effets de la segmentation par KM..... 68

Figure 41. a) Image de la mire simulée par Monte Carlo. b) Image en a) segmentée à l'aide de KM.. 68

Figure 42. a) Coupe transversale de l'image de transmission du cerveau humain. b) Image en a) segmentée à l'aide de FCM. c) Profil horizontal à la ligne 65 (ligne blanche) passant par le centre des images non segmentée et segmentée précédentes. d) Grossissement des profils d'intensité mettant en évidence les effets de la segmentation par FCM..... 69

Figure 43. a) Coupe transversale de l'image de transmission au niveau du thorax humain. b) Image en a) segmentée à l'aide de FCM. c) Profil horizontal à la ligne 74 (ligne blanche en a)). d) Grossissement des profils d'intensité mettant en évidence les effets de la segmentation par FCM..... 70

Figure 44. a) Coupe transversale de l'image de transmission au niveau de l'abdomen humain. b) Image en a) segmentée à l'aide de FCM. c) Profil horizontal à la ligne 86 (ligne blanche en a)). d) Grossissement des profils d'intensité mettant en évidence les effets de la segmentation par FCM..... 70

Figure 45. a) Image de la mire simulée par Monte Carlo. b) Image en a) segmentée à l'aide de FCM. 70

- Figure 46. Histogramme d'une image de transmission (en bleu), fonctions gaussiennes séparées (en noir), et la somme des fonctions gaussiennes (en rouge). Les fonctions gaussiennes ont été déterminées par EM et représentent les agrégats des différents tissus..... 71
- Figure 47. a) Coupe transversale de l'image de transmission du cerveau humain. b) Image en a) segmentée à l'aide de EM. c) Profil horizontal à la ligne 65 (ligne blanche) passant par le centre des images non segmentée et segmentée précédentes. d) Grossissement des profils d'intensité mettant en évidence les effets de la segmentation par EM..... 71
- Figure 48. a) Coupe transversale de l'image de transmission au niveau du thorax humain. b) Image en a) segmentée à l'aide de EM. c) Profil horizontal à la ligne 74 (ligne blanche en a)). d) Grossissement des profils d'intensité mettant en évidence les effets de la segmentation par EM..... 72
- Figure 49. a) Coupe transversale de l'image de transmission au niveau de l'abdomen humain. b) Image en a) segmentée à l'aide de EM. c) Profil horizontal à la ligne 86 (ligne blanche en a)). d) Grossissement des profils d'intensité mettant en évidence les effets de la segmentation par EM..... 73
- Figure 50. a) Image de la mire simulée par Monte Carlo. b) Image en a) segmentée à l'aide de EM...73
- Figure 51. a) Image d'une section transversale du thorax humain. b) Image reconstruite des coefficients d'approximation des ondelettes segmentés. c) Profils à travers les images non-segmentées et segmentées, et d) grossissement sur les profils en c).....74
- Figure 52. L'application de l'ondelette de Haar au niveau 1 sur l'image de la tranche du thorax humain génère les coefficients d'approximation, et trois ensembles de coefficients de détails 74
- Figure 53. a) Image de la mire simulée par Monte Carlo, et b) image en a) segmentée par l'approche des ondelettes.....75
- Figure 54. Décomposition de l'histogramme d'une image TDM par des ondelettes gaussiennes. L'ondelette permet de délimiter chaque organe sur l'histogramme selon la position du sommet de son pic et de sa largeur.....75
- Figure 55. a) Les pixels du tissu mou, b) du tissu adipeux, et c) frontière entre les deux tissus sont déterminés à l'aide d'ondelettes gaussiennes.....75
- Figure 56. On peut représenter sur une image de transmission les pixels frontières identifiés par les ondelettes gaussiennes 76
- Figure 57. Images segmentées avec : a) KM; b) FCM; c) EM et d) ondelettes. L'image en e) est l'image obtenue après segmentation par les algorithmes implantés par le fabricant dans le TEP/TDM. L'image en f) est une image de transmission, rapportée à la résolution des images TEP, que nous avons lissée avec une gaussienne montrant une même texture que l'image en e)..... 78
- Figure 58. Image TDM du thorax montrant l'emplacement des régions d'intérêt en blanc tracées sur le gras, le poumon, le cœur et l'os 79
- Figure 59. Images des coefficients d'atténuation linéaire à 511 keV déduites des segmentations d'images par : a) KM ; b) FCM; c) EM et d) ondelettes80

- Figure 60. Image de la mire avec les quatre régions d'intérêt identifiées et utilisées dans le tableau 7.....81
- Figure 61. Images reconstruites à partir de sinogrammes de l'image d'émission simulée corrigés pour l'atténué :a) KM, b) FCM, (c) EM, et (d) ondelettes 82
- Figure 62. Profils pris sur les images d'émission à travers les deux sources linéaires de la figure 61 après que l'image de transmission ait été segmentée par : a) KM, b) FCM, c) EM et (d) ondelettes.....83

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1. Vue d'ensemble historique du développement de la TDM. Extrait de KALENDER W.A., 2000.....	10
Tableau 2 : Valeurs des unités de Hounsfield prises pour des tissus, leurs déviations standards et leur dispersion. Extrait de WEGENER H., 1992, Chapitre 1, page 7.....	19
Tableau 3 : Valeurs des unités de Hounsfield prises pour les fluides et leurs déviations standards. Extrait de WEGENER H., 1992, Chapitre 1, page 7.....	19
Tableau 4. Bruit relatif (%) des images d'émission dans deux fantômes de rat et de souris mesurés avec des sources différentes. Le bruit est plus important avec la source radioactive. Extrait de Chow et al., 2005.....	20
Tableau 5. Facteurs de conversion de quelques milieux de différentes énergies effectives en TDM vers 511 keV. Extrait de BAI et al., 2003.....	38
Tableau 6. Comparaison des moyennes et des écarts des pixels dans les régions d'intérêt (Figure 58) et selon la mesure TDM non segmentée (TDM) et les images segmentées par KM, FCM, EM et ondelettes.....	79
Tableau 7. Comparaison des moyennes et des écarts des pixels dans les régions d'intérêt (Figure 60) et selon la mire simulée et les images segmentées par KM, FCM, EM et ondelettes. Les pixels de ces images sont des coefficients d'atténuation à 511 keV. Les écarts ont été trouvés très faibles dans toutes les régions et pour toutes les approches de segmentation.....	81

LISTE DES SIGLES, ABRÉVIATIONS ET SYMBOLES

A	Nombre de masse
AMR	Analyse Multi Résolution
\vec{B}	Vecteur champ magnétique
B_i	Centroïde d'un agrégat d'indice i
$Bi_3Ge_4O_{12}$	Germanate de Bismuth
Bq	Becquerel
CA	Correction d'Atténuation
CaF_2	Fluorure de Calcium
CAL	Coefficient d'Atténuation Linéaire
CAM	Coefficient d'Atténuation Massique
C_{dl}	Coefficients de détail
$CdWO_4$	Tungstane de Cadmium
$C_f(a,b)$	Coefficients d'ondelettes
cm	Centimètre
Cs-137	Césium 137
CT	Computed Tomography
CWT	Continuous wavelet transform
$d\sigma$	Section efficace différentielle

E	Energie
EM	Espérance-Maximisation
f	Fréquence
FBP	Filtered Back Projection, rétroprojection filtrée
FC	Facteur de Conversion
FDG	^{18}F -fluorodéoxyglucose
$F(x)$	Fonction de distribution cumulative
FWHM	Full Width at Half Maximum, largeur à mi-hauteur
g	gramme
Gd_2SiO_5	OxyorthoSilicate de Gadolinium
Ge-68	Germanium 68
I_0	Intensité initiale des photons émis
I	Intensité des photons transmis
ICRU	International Commission on Radiation Units
keV	Kilo électron-Volt
kV	KiloVolt
L^1	Ensemble des fonctions intégrales
L^2	Ensemble des fonctions de carrés intégrales
l	Litre
\ln	Logarithme népérien
L_α	Photon de fluorescence de la couche L
LDR	Ligne De Réponse ou de coïncidence
Lu_2SiO_5	OxyorthoSilicate de Lutétium

m_0	Masse au repos de l'électron
mA	MilliAmpère
mCi	MilliCurie
MEPFC	Maximum Entropy Principle-based Fuzzy Clustering
MeV	Mégaelectron Volt
MLEM	Maximum Likelihood Expectation Maximisation; maximum de Vraisemblance
mm	Millimètre
ms	Milliseconde
NaI	Iodure de sodium
OC	Os Cortical
OS	Os Spongieux
PE	Effet Photoélectrique
PP	Production de Paires
r_0	Rayon classique de l'électron
SPECT	Single Photon Emission Computed Tomography
TDM	Tomodensitométrie
TDV	Temps De Vol
TEP	Tomographie d'Émission par Positrons
TF	Transformée de Fourier
TX	Transmission
U	Tension électrique
UH	Unité Hounsfield
W_i	Énergie de liaison de l'électron à la couche i
X	Rayons X

XCOM	Element X, Compound Or Mixture; table des coefficients d'atténuation
x^T	Transposée de la matrice x
Z	Numéro atomique
3D	3 Dimensions
β^+	Positron
γ	Photons gamma
φ	Fonction d'échelle en ondelette
$\ \ $	Module
°	Degré Celsius
%	Pourcentage
Π	Produit
π	Pi
ψ	Fonction d'ondelette
$\hat{\psi}$	Transformée de Fourier de ψ
\otimes	Opération de convolution
ρ	Masse volumique
μ	Coefficient d'atténuation

RÉSUMÉ

L'atténuation des photons est un phénomène qui affecte directement et de façon profonde la qualité et l'information quantitative obtenue d'une image en Tomographie d'Emission par Positrons (TEP). De sévères artefacts compliquant l'interprétation visuelle ainsi que de profondes erreurs d'exactitudes sont présents lors de l'évaluation quantitative des images TEP, biaisant la vérification de la corrélation entre les concentrations réelles et mesurées. L'atténuation est due aux effets photoélectrique et Compton pour l'image de transmission (30 keV - 140 keV), et majoritairement à l'effet Compton pour l'image d'émission (511 keV).

La communauté en médecine nucléaire adhère largement au fait que la correction d'atténuation constitue une étape cruciale pour l'obtention d'images sans artefacts et quantitativement exactes. Pour corriger les images d'émission TEP pour l'atténué, l'approche proposée consiste concrètement à segmenter une image de transmission à l'aide d'algorithmes de segmentation : K-means (KM), Fuzzy C-means (FCM), Espérance-Maximisation (EM), et EM après une transformation en ondelettes (OEM).

KM est un algorithme non supervisé qui partitionne les pixels de l'image en agrégats tels que chaque agrégat de la partition soit défini par ses objets et son centroïde.

FCM est un algorithme de classification non-supervisée qui introduit la notion d'ensemble flou dans la définition des agrégats, et chaque pixel de l'image appartient à chaque agrégat avec un certain degré, et tous les agrégats sont caractérisés par leur centre de gravité.

L'algorithme EM est une méthode d'estimation permettant de déterminer les paramètres du maximum de vraisemblance d'un mélange de distributions avec comme paramètres du modèle à estimer la moyenne, la covariance et le poids du mélange correspondant à chaque agrégat.

Les ondelettes forment un outil pour la décomposition du signal en une suite de signaux dits d'approximation de résolution décroissante suivi d'une suite de rectifications appelées détails. L'image à laquelle a été appliquée les ondelettes est segmentée par EM.

La correction d'atténuation nécessite la conversion des intensités des images de transmission segmentées en coefficients d'atténuation à 511 keV. Des facteurs de correction d'atténuation (FCA) pour chaque ligne de réponse sont alors obtenus, lesquels représentent le rapport entre les photons émis et transmis. Ensuite il s'agit de multiplier le sinogramme, formé par l'ensemble des lignes de réponses, des FCA par le sinogramme de l'image d'émission pour avoir le sinogramme corrigé pour l'atténuation, qui est par la suite reconstruit pour générer l'image d'émission TEP corrigée.

Nous avons démontré l'utilité de nos méthodes proposées dans la segmentation d'images médicales en les appliquant à la segmentation des images du cerveau, du thorax et de l'abdomen humains. Des quatre processus de segmentation, la décomposition par les ondelettes de Haar suivie de l'Espérance-Maximisation (OEM) semble donner un meilleur résultat en termes de contraste et de résolution. Les segmentations nous ont permis une réduction claire de la propagation du bruit des images de transmission dans les images d'émission, permettant une amélioration de la détection des lésions, et améliorant les diagnostics en médecine nucléaire.

Mots clés: TEP, TDM, K-means, Fuzzy C-means, EM, Ondelettes, Simulation Monte Carlo, Correction de l'atténuation.

INTRODUCTION

L'imagerie tomographique avec les rayonnements est basée sur la détection des photons émis soit par une source positionnée à l'extérieur du corps du sujet (transmission), soit par une distribution d'une solution radioactive à l'intérieur du sujet (émission). Dans les deux cas, les photons ont des probabilités de subir des interactions avec les électrons du milieu traversé et sont soit totalement absorbés, soit ils sont déviés de leur trajectoire initiale avec des énergies plus faibles. L'atténuation des photons est un facteur physique hautement dégradateur d'images en Tomographie d'Émission par Positrons (TEP). Le rayonnement atténué est un phénomène qui affecte directement et de façon drastique la qualité et l'information quantitative obtenues d'une image même chez les petits animaux comme les rats et les souris (Figures 1-5). Des reconstructions tomographiques d'images d'émission TEP sans correction d'atténuation réduisent le contraste de l'image même dans les régions faiblement atténuatrices comme le poumon. Aussi, de sévères artefacts compliquant l'interprétation visuelle et de profondes erreurs d'inexactitudes sont présents lors de l'évaluation quantitative des images TEP, ce qui biaise la corrélation entre les concentrations réelles et mesurées (ZAIDI et HASEGAWA, 2006).

Nous définissons les images de transmission lorsque le sujet est mesuré avec des sources émettrices de photons (source radioactive ou rayons X) placées à l'extérieur du corps du sujet. Ces mesures servent à obtenir des images anatomiques selon la capacité des tissus à atténuer les photons. Par contre l'image d'émission permet de mesurer la concentration d'un radiotracer administré au sujet et le rayonnement provient donc de l'intérieur du sujet. Puisque le radiotracer émet des paires de photons à 180° l'un de l'autre, la trajectoire des photons dans le sujet, et par conséquent leur atténuation, est la même autant pour la mesure de transmission que pour la mesure d'émission pour une même énergie des photons. Parce qu'il est facile de mesurer

le rayonnement atténué avec des mesures de transmission, en mesurant sans le sujet dans le scanner pour estimer le nombre de photons N_0 détectés selon une coïncidence, puis en mesurant le nombre de photons transmis N cette fois-ci avec le sujet dans le scanner, on établit alors un facteur d'atténuation selon : $N/N_0 = \exp(-\sum_i \mu_i x_i)$ où μ_i et x_i sont les coefficients d'atténuation linéaire et les distances traversées par les photons à travers les divers tissus dans le sujet.

Les images de transmission ne servent pas seulement pour la correction du rayonnement atténué. La fusion d'images de transmission de haute résolution obtenues avec les rayons X tomographiques ou tomodensitométrie (TDM, en anglais computed tomography, CT) et d'émission TEP peut être effectuée pour combiner les détails métaboliques et anatomiques pour une localisation précise de lésions et accompagner le processus d'analyse d'images avant et après correction de l'atténuation (Figures 6-8).

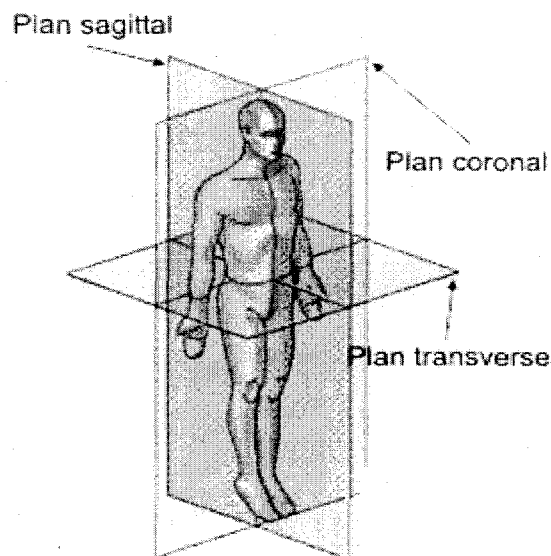


Figure 1. La nomenclature employée pour désigner les différentes coupes obtenues en TDM et en TEP. Extrait du site internet: www.oncoprof.net/Generale2000/g04_Diagnostic/IRM/g04_irm01.html.

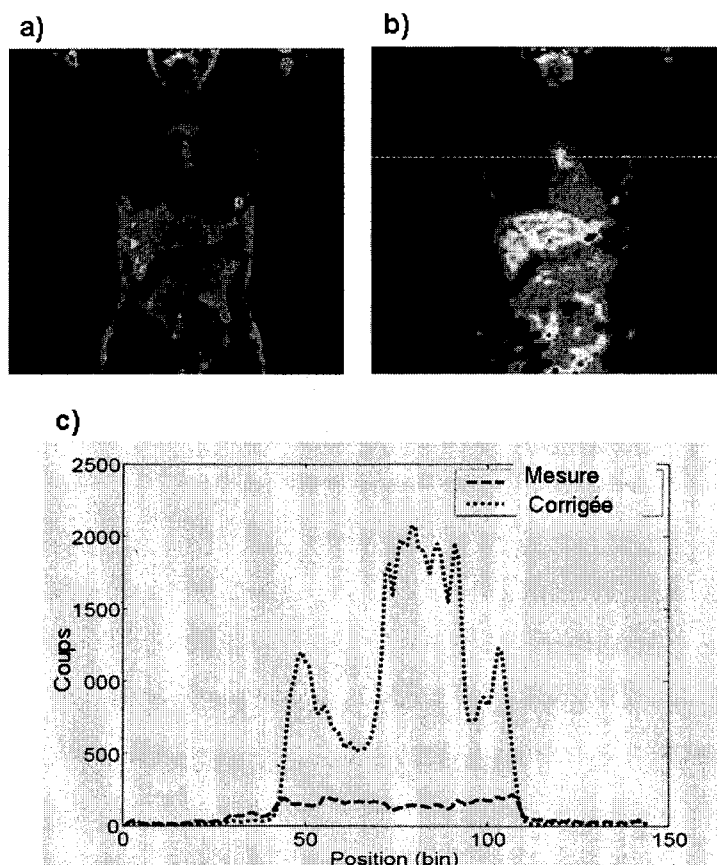


Figure 2. a) Image d'émission TEP mesurée avec le ^{18}F -fluorodéoxyglucose (FDG) d'une section coronale du corps entier humain non corrigée pour l'atténué et le diffusé, et b) la même image corrigée pour l'atténué et le diffusé. c) Les profils d'intensité tracés sur les images non corrigée et corrigée selon la ligne indiquée en b) font apparaître le gain en comptes qu'on obtient après correction de l'atténué. Extrait de BENTOURKIA et al., 2002.

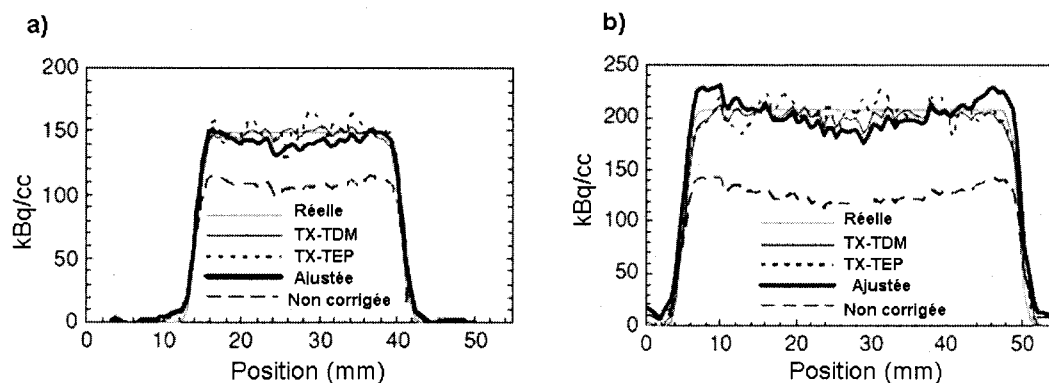


Figure 3. Profils d'émission avant et après correction pour l'atténué passant par le centre d'un fantôme de la taille d'une souris (a) et d'un rat (b), préalablement rempli de FDG d'activité 0.123 mCi: quelle que soit la méthode de correction de l'atténué (transmission par TDM (TX-TDM), transmission par TEP (TX-TEP), ou par simple normalisation (Ajustée), on obtient un gain après correction de l'atténué se rapprochant de l'intensité réelle (Réelle). Extrait de CHOW et al., 2005.

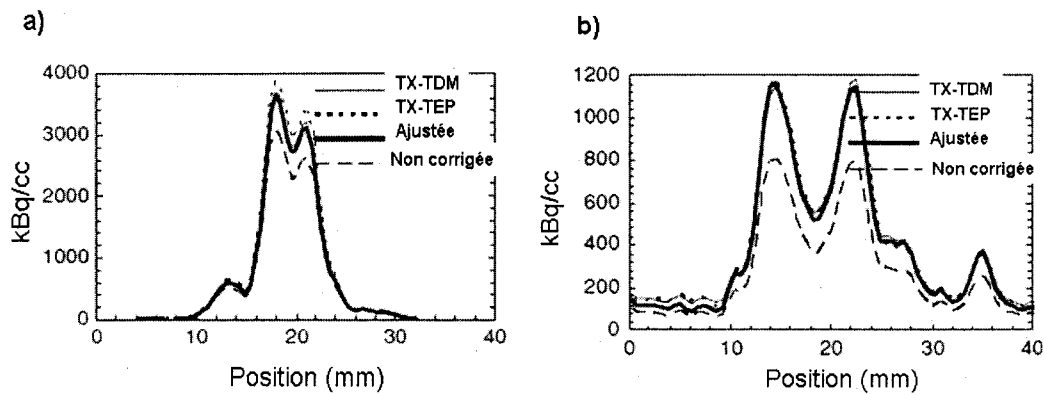


Figure 4. Profils d'intensité à travers l'image d'émission du cœur d'une souris (a) et d'un rat (b) corrigée pour l'atténué à partir d'une image de transmission obtenue par une source de rayons X (TX-TDM), d'une image de transmission obtenue par une source radioactive (TX-TEP), ou à partir d'un facteur d'échelle (Ajustée). Extrait de CHOW et al., 2005.

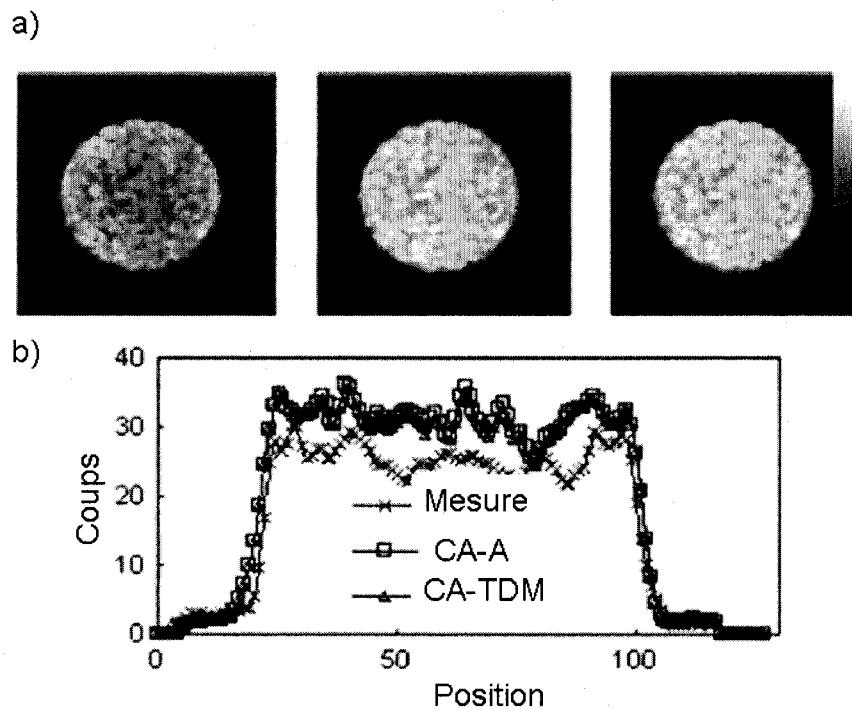


Figure 5. a) À gauche, image transversale d'un fantôme cylindrique uniforme de diamètre 4.5 cm et de hauteur 4 cm rempli uniformément de substance radioactive sans correction d'atténuation (Mesure), au centre l'image corrigée pour l'atténuation analytiquement (CA-A), et à droite corrigée à partir d'une image de transmission tomодensitométrique (CA-TDM). La région centrale sombre de l'image de gauche a été compensée par la correction de l'atténuation. b) Un profil horizontal passant par le centre du fantôme cylindrique montre que l'activité de la région centrale a été restaurée. Extrait de YAO et al., 2005.

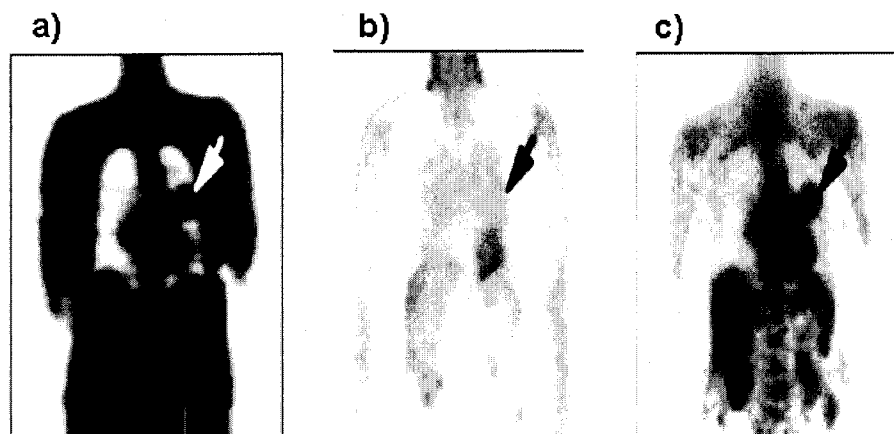


Figure 6. a) Image de transmission d'une section coronale du corps humain où l'hamartome, malformation tissulaire d'aspect tumoral, est clairement visible comme un objet dense. b) L'hamartome n'est pas détectable sur la même section d'une image d'émission avec FDG et TEP reconstruite sans correction d'atténuation. c) Il redevient visible après reconstruction avec correction de l'atténuation de l'image d'émission. Extrait de BAI et al., 2003.

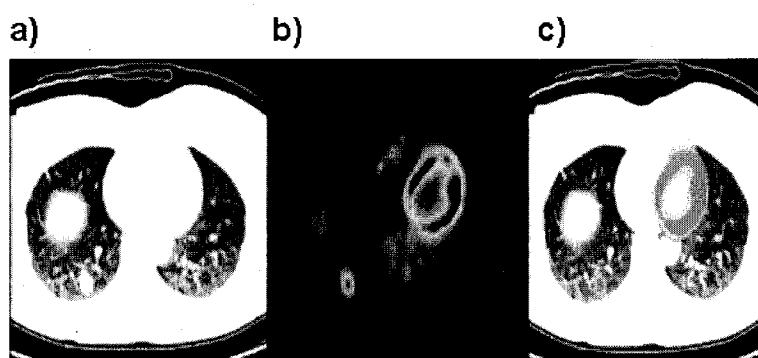


Figure 7. Fusion d'images tomodensitométrique et d'émission TEP : a) Coupe transversale d'une image du thorax humain montrant des tumeurs sur le poumon droit. b) La même coupe d'image d'émission TEP montre l'activité métabolique d'une tumeur et du myocarde après injection du FDG, et c) les deux images fusionnées. Extrait du site internet: <http://www.babradiology.com/index.cfm/fuseaction/Patients.CT>.

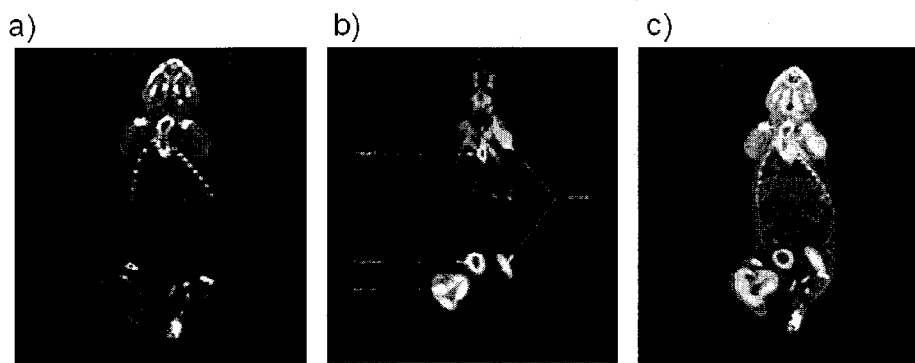


Figure 8. a) Image de transmission tomodensitométrique. b) Image d'émission TEP d'une coupe longitudinale d'un rat montrant la consommation du FDG, et c) les deux images fusionnées. Extrait du site : <http://radiology.uthscsa.edu/RSRCH/spectct.htm>.

La correction d'atténuation constitue une étape cruciale pour l'obtention d'images sans artefacts et quantitativement précises. En clinique, l'épaisseur des tissus pour différentes régions du patient étant variable, l'atténuation varie selon la densité et l'épaisseur des tissus traversés par les photons de même que l'énergie des photons, ce qui implique qu'une lésion située en profondeur dans le corps d'un patient produira un signal plus atténué qu'une lésion superficielle (Figure 2). Dans la littérature, on estime à plus de 60% le pourcentage de photons émis en TEP qui sont atténués dans les tissus (BENDRIEM et al., 1998) (Figure 9).

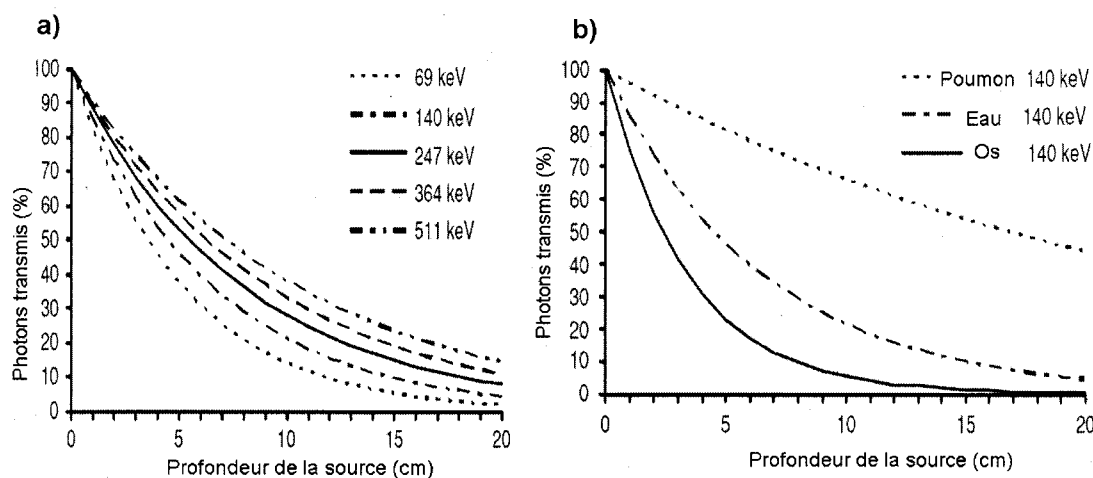


Figure 9. a) Pourcentage de photons transmis en fonction de la profondeur dans un échantillon d'eau pour différentes énergies de photons. b) Pourcentage de photons transmis en fonction de la profondeur pour le poumon, l'eau et l'os à 140 keV. Les tables de données XCOM et de l'ICRU ont été utilisées pour le calcul. Extrait de ZAIDI ET HASEGAWA, 2006.

Une multitude de techniques ont été élaborées pour corriger l'atténuation en imagerie TEP, et sont regroupées généralement en deux grandes catégories :

- Les méthodes de correction calculées, ou sans mesures de transmission (XU et al., 1996; WEINZAPFEL et al., 2001; WELCH et al., 2002; FESSLER et al., 2003; YAO et al., 2005; MONTANDON et al., 2006).
- Les méthodes de correction basées sur les mesures de transmission (sources externes de rayons X ou radioactives) effectuées pré-injection, simultanément, ou post-injection. (MEIKLE et al., 1993; BILGER et al., 2000; WATABE et al., 2001; ZAIDI et al., 2002; KINAHAN et al., 2003).

Dans les petits animaux où il est souvent supposé qu'une tranche mesurée est constituée d'un tissu homogène (même coefficient d'atténuation μ), il est alors possible de délimiter l'image du sujet à partir des images TEP pour estimer les distances parcourues par les photons le long des lignes de coïncidences, et d'évaluer les facteurs d'atténuation pour une énergie commune de 511 keV, énergie des photons d'annihilation (YAO et al., 2005). Cette méthode est très courante pour les petits animaux, car les organes autres que le tissu mou, à cause de leur faible épaisseur, atténuent peu. L'image de transmission peut aussi être simulée par Monte Carlo pour obtenir une carte des coefficients d'atténuation (FESSLER, 2003). Dans la méthode de correction avec mesure, une image de transmission tomographique est effectuée afin d'obtenir une carte des coefficients d'atténuation du sujet.

L'amplitude de la correction effectuée chez les petits animaux (souris et rat) est toujours beaucoup moins importante que chez les humains selon la grosseur du corps mesuré et selon les densités de ses constituants. On obtient habituellement une amplitude de correction proche de 1.3 pour une souris de diamètre égal à 3 cm (Figure 3 (a)), 1.6 pour un rat de diamètre égal à 5 cm (Figure 3 (b)), et 45 pour un humain de diamètre égal à 40 cm (YAO et al., 2005).

Il importe, pour bien cerner le phénomène d'atténuation, de comprendre les processus d'obtention des images de transmission par sources radioactives ou tomodynamométriques, des images d'émission TEP et les phénomènes physiques à l'origine de l'atténuation.

CHAPITRE 1

PROCÉDÉ D'OBTENTION D'IMAGES DE TRANSMISSION : LA TOMODENSITOMÉTRIE

La faisabilité de la TDM est devenue possible grâce aux travaux du mathématicien J.H. Radon qui, en 1917, prouva qu'il est possible de calculer la distribution d'un milieu dans une tranche d'objet si l'on connaît les valeurs intégrales le long d'un certain nombre de lignes passant à travers cette tranche. L'idée fut reprise en 1957 et 1963 par le physicien A.M. Cormack lorsqu'il développa une méthode permettant de calculer les distributions d'absorption de radiations dans le corps humain basée sur des mesures de transmission, mais sa théorie ne fut jamais mise en pratique. Il fallut attendre 1972 pour voir l'ingénieur anglais G.N. Hounsfield mettre la méthode en pratique de façon réussie, ce qui lui valut le prix Nobel de médecine conjoint avec Cormack en 1979. Le premier scanner TDM fut mis sur le marché en 1974 par Siemens, et servait à faire des mesures de la tête. Aujourd'hui, des scanners TDM de plus en plus performants sont conçus un peu partout dans le monde. Ils sont implantés dans des cliniques pour le diagnostic, et dans des laboratoires de recherche pour des tests de validation et la recherche. Le tableau 1 résume l'historique du développement de la TDM.

Tableau 1. Vue d'ensemble historique du développement de la TDM. Extrait de KALENDER W.A., 2000.

1895	Découverte des rayons X par W.C. Roentgen
1917	J.H. Radon développe les fondements mathématiques pour la reconstruction de sections transversales d'images pour des mesures de transmission
1963	Description d'une technique pour le calcul de la distribution d'absorption de dose dans un corps humain par A.M. Cormack
1972	Premiers examens cliniques TDM par G.N. Hounsfield et J. Ambrose
1974	60 installations cliniques TDM (scanners de la tête)
1975	Premier TDM corps entier à usage clinique
1979	Prix Nobel de médecine pour Hounsfield et Cormack
1989	Premiers examens cliniques avec un TDM spiral par W.A. Kalender et P.Vock
1998	Naissance des scanners multi-coupes
2000	Début des systèmes combinés TEP/TDM
2001	Arrivée des systèmes de scanners à 16 coupes
2004	Introduction des scanners à 64 coupes
2004	Plus de 40 000 installations cliniques TDM (scanners TDM corps entier) dans le monde

La TDM s'appuie sur la détection d'un faisceau de rayons X dont la source, diamétralement opposée aux détecteurs, tourne en spirale autour du sujet. Elle se distingue de la radiologie classique par le fait que sa détection se fait de façon électronique suivi d'une numérisation, plutôt que d'un ensemble film-écran. Les mesures sont ensuite reconstruites pour générer des sections d'images 3D du sujet (Figures 10 et 11).

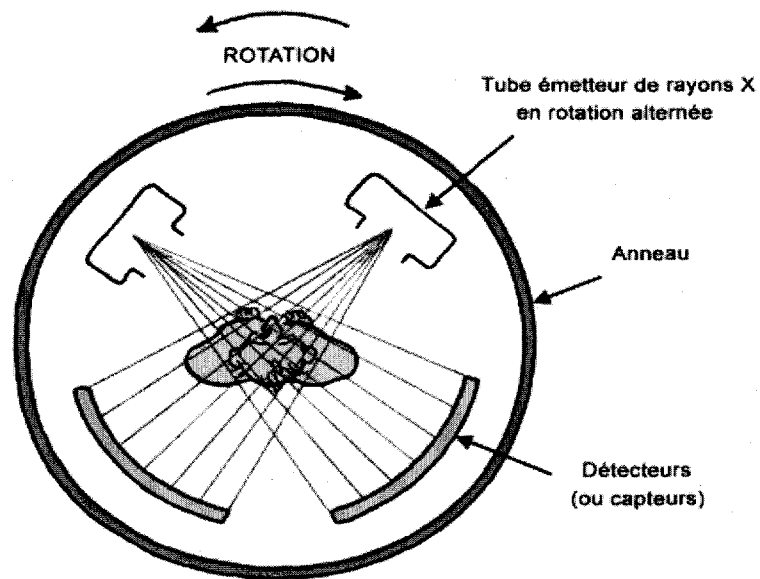


Figure 10. Illustration du procédé d'obtention d'une image de transmission. Ici deux sources de rayons X émettent chacune un faisceau à travers le sujet. Extrait du site internet : www.espace-sciences.org.

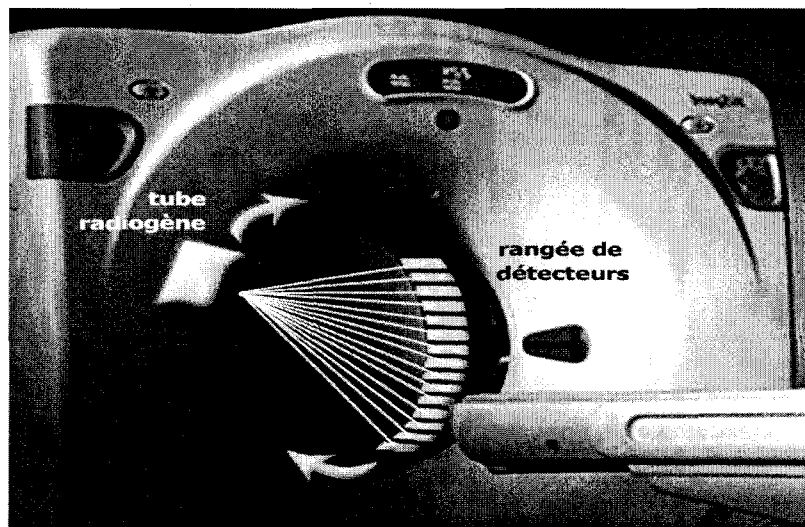


Figure 11. En radiographie, on obtient une image à partir de rayons X interagissant avec les tissus d'un sujet qui noircissent un film à cause d'une variation de densité, lequel film est associé à un écran dans une cassette. On parle de «tomodensitométrie» lorsque des milliers de petits détecteurs disposés en anneaux autour d'un sujet mesurent les photons transmis et permettent l'obtention de tranches d'images et se substituant à l'ensemble film-écran. Extrait du site internet : www.medvet.umontreal.ca.

Les sources de rayons utilisées dans l'obtention des images de transmission sont diverses comme le montre la Figure 12. Les sources de rayons X sont les plus utilisées car elles permettent d'avoir des images de transmission de haute résolution (de l'ordre du mm.

Résolution en TEP pancorporelle : 4 mm en moyenne) et moins bruitées par rapport à toutes les autres sources. Ainsi pour une source de rayons X, une tension autour de 130 kV est nécessaire à l'accélération des électrons dans le tube à rayons X. Elle est fournie par des générateurs à tension constante réglés à des dizaines de volts pour l'obtention d'un flux énergétique quasi-constant. Par la suite, les électrons sont dirigés vers l'anode cible faite de tungstène et leur impact produit des rayonnements de freinage ou Bremsstrahlung, générant ainsi le spectre continu de rayons X nécessaires à la réalisation de l'imagerie. La constance de la tension est primordiale car elle conditionne la valeur de la caractéristique d'atténuation d'un milieu mesuré dans le tomographe. Une stabilité au dessus de 1/1000 mène à une différence en atténuation de l'ordre de 0,3 %.

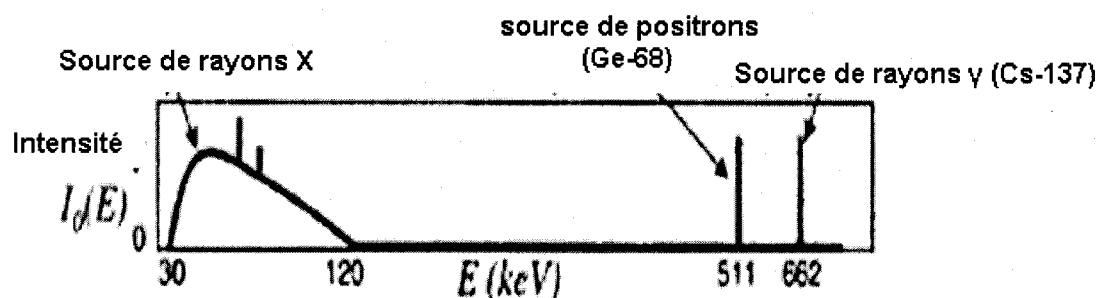


Figure 12. Nature des différentes sources utilisées pour obtenir des images de transmission. Les sources de rayons X délivrent un faisceau dont les rayons ont une énergie généralement comprise entre 30 et 140 keV. Les sources de positrons comme le ^{68}Ge émettent des photons d'annihilation de positrons à une énergie égale à 511 keV. Les sources de rayons gamma comme le ^{137}Cs émettent des photons d'énergie égal à 662 keV. Extrait de KINAHAN et al., 2003.

L'obtention d'une énergie effective supérieure à 60 keV nécessite de la part des générateurs la délivrance de tensions comprises entre 90 kV et 140 kV, sous un courant de 50 à 300 mA en mode continu ou de 100 à 700 mA en mode pulsé. En mode pulsé, la durée d'impulsion réglable peut varier de 1 à 7 ms avec une fréquence de 100 à 200 impulsions par seconde qui dicte l'acquisition des projections. Pour un mode continu, la mesure est échantillonnée au niveau des détecteurs pendant une durée variant de 1 à 7 ms par projection. Il est possible d'obtenir près de 1000 projections par seconde avec ce mode. Actuellement,

des tubes à anode tournante sont nécessaires pour obtenir les puissances élevées utiles à l'obtention d'un bon contraste dans les images. Il existe une double exigence de l'ouverture importante du faisceau de rayons X (50 degrés) et de la limitation des effets gyroscopiques requérant une orientation de l'axe longitudinal de l'anode tournante perpendiculaire au plan du mouvement de rotation.

Les tubes à rayons X subissent des contraintes thermiques et mécaniques sévères. Ils permettent d'obtenir environ 35 000 coupes au total. Grâce aux filtrations de l'ordre du millimètre d'épaisseur par des matériaux comme le cuivre et l'aluminium, les composantes de basse énergie des rayons X sont éliminées pour faciliter un durcissement du faisceau, c'est-à-dire le rendre aussi monochromatique que possible. Un collimateur primaire situé à la sortie du tube à rayons X permet de définir l'ouverture du faisceau de rayons X (exemple du faisceau en éventail), qui peut aller de 40 à 50 degrés, puis une motorisation du collimateur donne sa largeur située entre 1 et 10 mm. Un collimateur secondaire est nécessaire pour minimiser la quantité de rayonnement diffusé responsable de la dégradation du contraste (Figure 13).

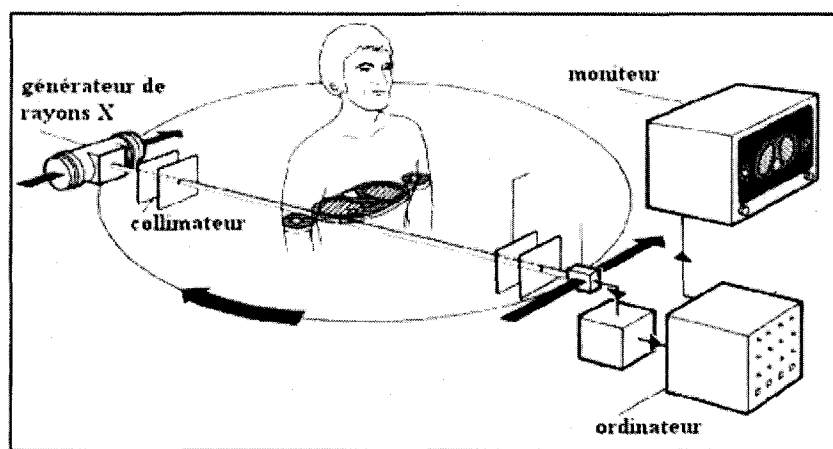


Figure 13. Faisceau de rayons X collimaté traversant un sujet et recueilli par un système de traitement de données. Extrait du site : <http://pagesperso-orange.fr/simon.doligez/Photos/scanner%20schema.gif>

Le champ utile, espace dans lequel est placé le sujet, à un diamètre dépendant du type de scanner, et donc de la nature du sujet à mesurer. Pour un humain, le champ utile doit avoir un diamètre supérieur à 50 cm. Les détecteurs utilisés sont faits essentiellement de cristaux scintillateurs, et sont soit solides, lesquels fonctionnent selon l'effet radioluminescent comme le CdWO_4 (Tungstate de Cadmium), le NaI (Iodure de sodium), le $\text{Bi}_4\text{Ge}_3\text{O}_{12}$ (Germanate de Bismuth) et CaF_2 (Fluorure de Calcium), ayant des épaisseurs de l'ordre de 2mm, ou à gaz, qui sont des chambres à ionisation contenant du Xénon sous pression. Les détecteurs sont caractérisés par l'efficacité de détection quantique qui est le rapport entre le nombre de photons absorbés par le détecteur et le nombre de photons incidents, l'efficacité géométrique qui est fonction de la dimension des cellules et du collimateur secondaire, et par l'efficacité globale de détection qui est le produit de l'efficacité quantique du détecteur et de l'efficacité géométrique. Il est utile de mentionner la précision et la stabilité différentielle des cellules car il faut que l'efficacité quantique de détection soit constante en fonction de l'énergie et de la fluence énergétique.

La dynamique des mesures a toute son importance car peu importe le type de détecteurs utilisés, la dynamique de mesure est de 1:106, ce qui équivaut à la différence d'atténuation qui existe entre le faisceau dans l'air et le faisceau atténué par 70 cm de tissu mou. Géométriquement, les détecteurs doivent avoir une épaisseur suffisamment petite, entre 1 et 2 mm, permettant un meilleur échantillonnage du sujet à mesurer et donc augmenter la résolution spatiale, et une profondeur dans le sens de propagation du rayonnement suffisante pour absorber une forte proportion de rayonnement. Pour l'acquisition des rayonnements, les détecteurs des scanners doivent avoir un faible bruit, une grande dynamique, une efficacité de détection élevée, une survivance du signal minime, une réponse linéaire et stable en température et dans le temps, ainsi qu'un faible coût.

L'acquisition d'un très grand nombre de données appelées projections d'une coupe axiale transverse mène à une reconstruction mathématique des images du sujet examiné. Ces projections sont acquises par rotation d'une source autour du sujet installé entre les détecteurs et la source. Le faisceau de rayons délivré par la source est atténué lors de la traversée de l'organisme. Cette atténuation dépend non seulement de l'étendue du sujet, mais aussi de l'énergie des rayons ainsi que de la densité et de la composition atomique du sujet. Il existe une probabilité que le photon émis puisse interagir avec la matière traversée. Elle s'exprime à l'aide d'une grandeur appelée coefficient d'atténuation, notée μ qui dépend de la matière traversée et de l'énergie des photons (Figure 14). Le coefficient d'atténuation μ a les dimensions de l'inverse d'une longueur et est donné par les tables des propriétés d'interaction des rayonnements avec la matière. Pour éviter une trop grande variation des coefficients, les tables fournissent le rapport du coefficient d'atténuation linéaire à la masse volumique du milieu, notée ρ (Figure 15).

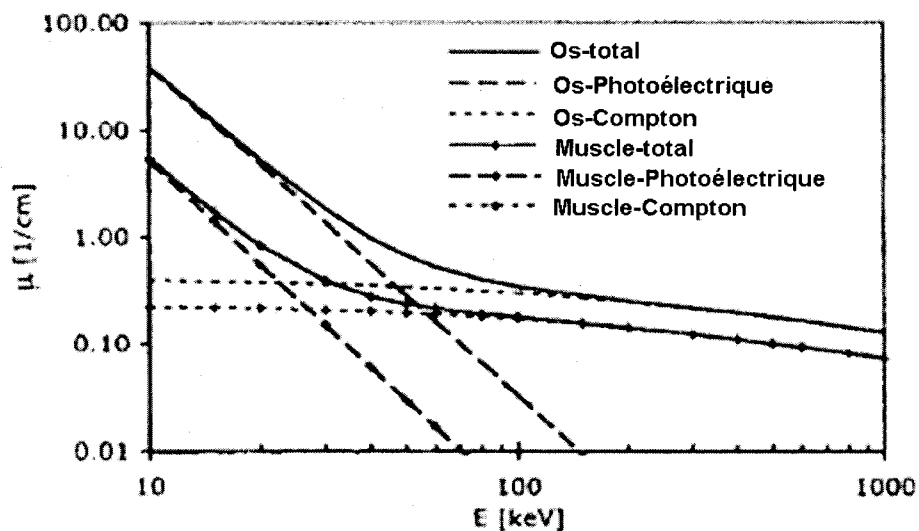


Figure 14. Graphique des coefficients d'atténuation linéaire totaux de l'os et du muscle en fonction de l'énergie du photon. On constate que l'os atténue plus que le muscle. Extrait de KINAHAN et al., 2003.

La dépendance du coefficient d'atténuation en fonction de l'énergie du photon et de la densité du milieu traversé s'écrit :

$$\frac{\mu}{\rho} \propto \frac{Z^{4.5}}{E^3} \quad (1)$$

Il est additif, et on peut écrire pour un milieu composé de différents milieux :

$$\frac{\mu}{\rho} = \sum_i w_i \frac{\mu_i}{\rho_i} \quad (2)$$

où i désigne un milieu quelconque, et w_i la proportion de chaque milieu dans la composition.

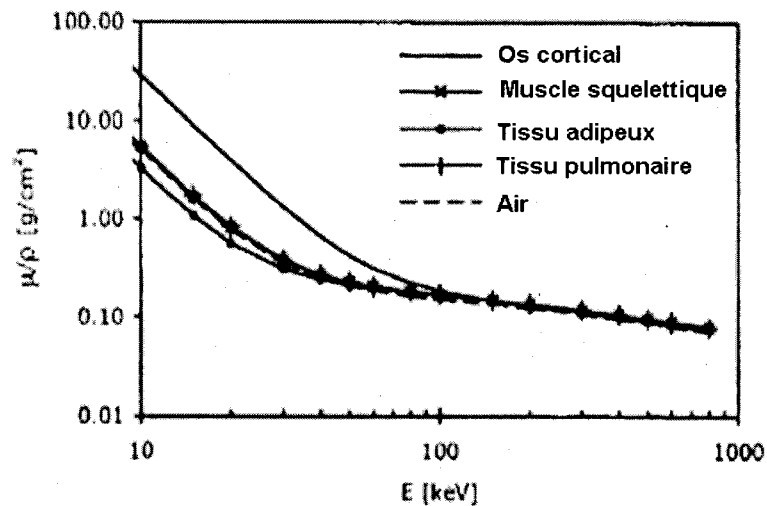


Figure 15. Coefficients d'atténuation massiques de l'os cortical, du muscle squelettique, du tissu adipeux, du tissu du poumon et de l'air en fonction de l'énergie du photon. Comme attendu, l'os, milieu plus dense, atténue plus que les autres. Extrait de KINAHAN et al., 2003.

Supposons qu'un faisceau de photons d'intensité I_0 émis par une source traverse un milieu d'épaisseur x , les photons transmis décroissent exponentiellement après la traversée d'un milieu. L'intensité des photons transmis s'écrit :

$$I(x) = I_0 \cdot \exp\left(-\int \mu(x) dx\right) \quad (3)$$

Dans le cas où le faisceau de photon est monochromatique, et :

$$I = \int_0^{E_{\max}} I_0(E) \cdot \left(\exp \int \mu(E, x) dx\right) dE \quad (4)$$

où E est l'énergie du faisceau, et E_{max} est l'énergie maximale que peut avoir un photon du faisceau.

L'image obtenue par transmission correspond à un facteur d'atténuation au niveau de chaque pixel et représentant le pouvoir atténuateur du tissu localisé dans ce pixel. La projection du facteur d'atténuation est établie comme le rapport des photons transmis I à travers le sujet et ceux I_0 émis par la source selon l'équation 3. En mesurant les intensités I_0 , sans le sujet dans le scanner, puis I avec le sujet dans le scanner, on obtient le rapport des projections I/I_0 . La reconstruction de ces rapports de projections permet d'obtenir l'image des facteurs d'atténuation.

L'ensemble des mesures effectuées pour un angle donné constitue une projection, dont l'expression mathématique pour un milieu à deux dimensions x et y est (KAK et SLANEY, 1988):

$$p(x, \phi) = \ln \left(\frac{I_0}{I(x, \phi)} \right) = \int_{-\infty}^{+\infty} \mu(x, y, E_0) \cdot dy \quad (5)$$

où ϕ représente l'angle selon lequel on acquiert les photons, et E_0 l'énergie du photon.

$p(x, \phi)$ est la projection des données acquises, et l'équation intégrale (5) est connue comme la transformée de Radon. La reconstruction d'image tomographique réalise l'opération inverse de l'équation (5) pour obtenir une estimation de $\mu = \mu(x, y)$ de l'ensemble de toutes les projections $p(x, \phi)$ (Figure 16).

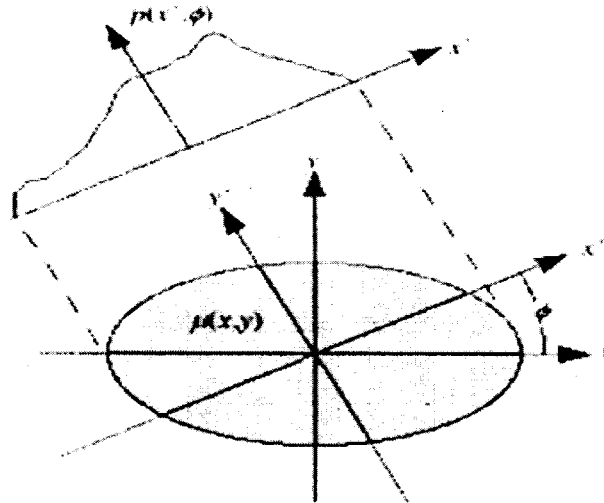


Figure 16. Illustration d'une projection pour un milieu bidimensionnel de coefficient d'atténuation $\mu(x, y)$. Extrait de KINAHAN et al., 2003.

Pour reconstruire l'image TDM à partir de projections, on applique aux projections la transformée de Fourier, un filtre, et la transformée de Fourier inverse qu'on reprojete pour chaque angle de projection.

La transformée de Fourier des projections pour chaque angle s'écrit :

$$TF[p(x', \phi)] = \int_{-\infty}^{+\infty} p(x', \phi) \cdot \exp(-i2\pi f x') dx' \quad (6)$$

où x' est la variable correspondant à x prise selon une rotation des axes avec un angle ϕ par rapport à x , i est la valeur complexe imaginaire et f la fréquence. La projection est alors filtrée en la multipliant par la valeur absolue d'un filtre rampe noté fr . ensuite on effectue sa transformée de Fourier inverse et on retro-projete pour chaque angle afin d'obtenir les images d'intensité (KAK et SLANEY, 1988):

$$\mu(x, y) = \int_0^{\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} \left[\int_{-\infty}^{+\infty} p(x', \phi) \cdot \exp(-i2\pi f x') dx' \right] \cdot |fr| \cdot \exp(i2\pi f (x \cos(\phi) + y \sin(\phi))) df \cdot d\phi \quad (7)$$

Nous pouvons retrouver la distribution $\mu(x, y)$ en faisant le changement de variable $x' = x \cdot \cos(\phi) + y \cdot \sin(\phi)$.

Habituellement les facteurs d'atténuation sont exprimés sur une échelle dite de Hounsfield, d'unité UH, pour unité de Hounsfield. Sur un appareil correctement calibré, la densité de l'eau est de 0 UH, celle de l'air de -1000 UH (Tableaux 2 et 3).

Tableau 2 : Valeurs des unités de Hounsfield prises pour des tissus, leurs déviations standards et leur dispersion. Extrait de WEGENER H., 1992, Chapitre 1, page 7.

Tissu	Valeur standard (UH)	Dispersion (UH)
Os (compact)	> 250	
Os (spongieux)	130± 100	
Thyroïde	70±10	
Foie	65±5	45-75
Muscle	45±5	35-50
Rate	45±5	35-55
Lymphome	45±10	40-60
Pancreas	40±10	25-55
Rein	30±10	20-40
Graisse	-65±10	- 80-(-100)

Tableau 3 : Valeurs des unités de Hounsfield prises pour les fluides et leurs déviations standards. Extrait de WEGENER H., 1992, Chapitre 1, page 7.

Fluides	Valeur standard (UH)
Sang (coagulé)	80±10
Sang (veineux total)	55±5
Plasma	27±2
Exsudat (> 30 g protéine/l)	>18±2
Transudat (< 30 g protéine/l)	<18±2
Liquide de Ringer	12±2

Ces chiffres sont donc arbitraires, mais traduisent relativement les degrés variables d'atténuation du rayonnement X pour les différents tissus. Les valeurs d'atténuation de l'eau

et de l'air (respectivement de 0 UH et -1000 UH) représentent des points fixes sur l'échelle densitométrique ne dépendant que du kilovoltage. Les valeurs d'atténuation des structures osseuses très denses dépassent 1000 UH. Celles de la plupart des tissus et liquides corporels sont comprises entre -100 et + 100 UH.

Une TDM corps entier nécessite des temps de coupe les plus courts possibles afin de minimiser les artefacts induits par les mouvements respiratoires, les battements cardiaques et le péristaltisme intestinal. Notons aussi la différence de bruit entre les images de transmission obtenues par TDM et par source radioactive (Figure 17, Tableau 4).

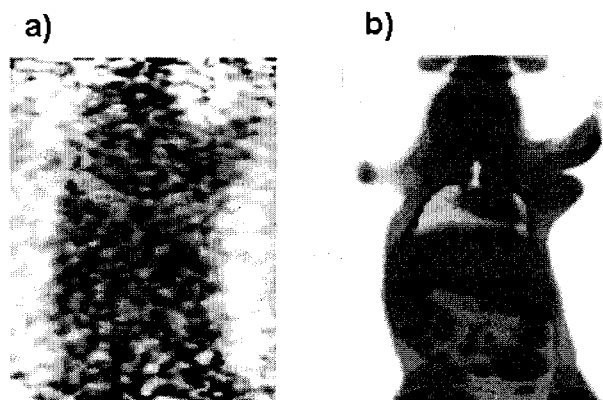


Figure 17. Sections coronales d'images de transmission d'une souris obtenues avec des sources de photons différentes : a) source radioactive au ^{68}Ge délivrant des photons d'énergie située entre 250 et 700 keV, et b) source de rayons X délivrant des photons de 70 keV. Extrait de CHOW et al., 2005.

Tableau 4. Bruit relatif (%) des images d'émission dans deux fantômes de rat et de souris mesurés avec des sources différentes. Le bruit est plus important avec la source radioactive. Extrait de Chow et al., 2005.

Fantôme	Non corrigé	Source radioactive	Source de rayons X	Facteur d'échelle
De souris	4.1	6.3	3.6	4.1
De rat	6.1	10.5	5.1	6.1

CHAPITRE 2

PROCÉDÉ D'OBTENTION D'IMAGES D'ÉMISSION : LA TEP

Gordon L. Brownell du Massachusetts General Hospital suggéra que l'utilisation du rayonnement de l'annihilation suivant l'émission du positron améliore la qualité des images cérébrales en augmentant la sensibilité et la résolution (Figure 18). Il mit alors au point le premier prototype TEP, assez simple et fait de détecteurs à l'iodure de sodium de part et d'autre de la tête d'un patient.

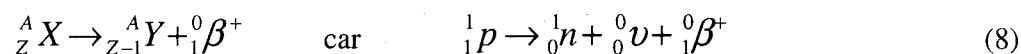


Figure 18. Premier scanner TEP clinique. Extrait du site internet : <http://www.mit.edu/~glb/>.

Ainsi furent mis au point entre 1962 et 1968 des scanners TEP à détecteurs multiples, mais ne réalisant pas des mesures d'un organe entier. Il a fallu attendre 1976 pour la

réalisation aux États-Unis du premier examen TEP pour des recherches neurologiques en laboratoire. La fin des années 80 vit les grands fabricants développer la technologie TEP, et les années 90 les études cliniques de validation en oncologie. Depuis 2000, les caméras TEP nouvelle génération couplées à une TDM sont implantées dans les établissements de santé pour jumeler la fonctionnalité de la TEP à la haute résolution de la TDM.

La TEP utilise de petites quantités d'un élément radioactif émetteur de positrons marquant une molécule. Si A est le nombre de masse d'un élément radioactif X, Z son numéro atomique, alors la désintégration de l'élément émetteur de positrons (β^+), antimatière de l'électron, donne un élément Y par transformation d'un proton en neutron selon le processus suivant :



L'isotope radioactif est obtenu dans un cyclotron, accélérateur électromagnétique utilisant l'action combinée d'un champ magnétique et d'un champ électrique pour délivrer un faisceau de particules chargées (Figure 19).

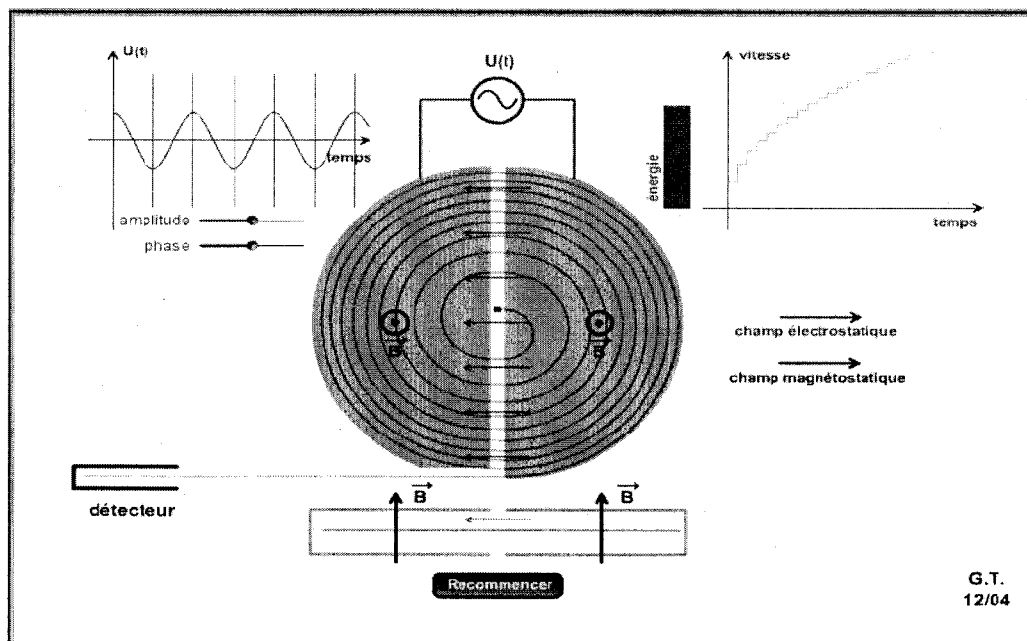


Figure 19. Principe de fonctionnement du cyclotron. Extrait du site internet : http://www.utc.fr/~farges/master_mts/2005_2006/projets/cyclotron/image-8.png

Les particules chargées sont introduites au centre d'une enceinte où règne un vide très poussé et, sous l'action combinée des champs électrique et magnétique convenablement choisis, les particules décrivent une trajectoire en spirale du centre du cyclotron jusqu'aux bords avec un accroissement (accélération) de leur vitesse. Elles font donc plusieurs tours avant d'être extraites de l'accélérateur. Grâce à des éléments électromagnétiques, elles sont par la suite concentrées puis projetées à très grande vitesse sur une cible, ce qui induit des transmutations et des désintégrations d'atomes. De courte demi-vie, les atomes radioactifs produits retrouvent un état stable en émettant un rayonnement.

Les isotopes obtenus sont ensuite incorporés à différentes molécules biologiques pour obtenir des radiotraceurs. On peut les fixer à des molécules d'eau pour l'observation des variations de débit sanguin, ou les associer à une molécule analogue du glucose, comme le ^{18}F -fluorodéoxyglucose (FDG) pour mesurer la consommation de sucre et par conséquent le métabolisme du glucose. De même les isotopes peuvent être liés à des acides gras pour évaluer la synthèse protéique ou alors les fixer à des molécules à usage thérapeutique pour la localisation d'un médicament et l'appréciation de son efficacité. Le composé radioactif est injecté au sujet, et l'élément radioactif incorporé émet des positrons. Après avoir parcourus une distance de l'ordre du millimètre, les positrons perdent presque toute leur énergie cinétique et interagissent avec un électron au repos selon une réaction d'annihilation. L'annihilation donne deux photons de 511 keV chacun émis, selon le principe de conservation de la quantité de mouvement, presque à 180° l'un de l'autre (Figure 20).

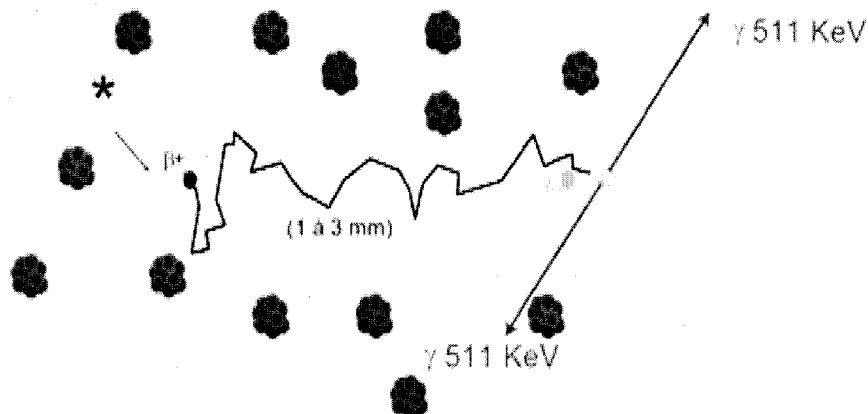


Figure 20. Parcours du positron et annihilation donnant naissance à deux photons d'énergie 511 keV. Extrait de : <http://lpsc.in2p3.fr/tep/fichiers/SemDAPNIA.pdf>

La détection des photons de 511 keV se fait à l'aide de cristaux scintillateurs [comme le Germanate de Bismuth ($\text{Bi}_3\text{Ge}_4\text{O}_{12}$), l'Iodure de Sodium (NaI), l'OxyorthoSilicate de Luthétium (Lu_2SiO_5), l'OxyorthoSilicate de Gadolinium (Gd_2SiO_5)] disposés en anneaux autour du sujet. Lorsque le photon émis arrive sur le cristal, il se produit une excitation électronique suivi d'une ionisation, puis une émission de lumière ou scintillation proportionnelle en intensité à l'énergie du rayonnement gamma incident. Des tubes photomultiplicateurs ou photodiodes placés en arrière du cristal le long de sa face postérieure détectent les scintillations des cristaux et les amplifient en convertissant l'impulsion lumineuse en un signal électrique d'amplitude mesurable.

La résolution est l'un des paramètres de performance des détecteurs. On distingue la résolution en énergie qui est la capacité de discriminer entre deux pulses lumineux causés par des rayons gamma de différentes énergies. La résolution en énergie est généralement comprise dans une plage de 10 à 25 % de l'énergie incidente. Il y a la résolution spatiale, donnée par la largeur à mi-hauteur (FWHM) qui exprime la capacité d'étaler des sources radioactives discrètes mais contigües, de l'ordre du millimètre. Enfin il y a la résolution en

temps. Celle-ci permet de considérer que deux photons mesurés en coïncidence proviennent de la même annihilation. Même si les deux photons de la même annihilation arrivent en même temps sur les cristaux, la collection de la scintillation et les traitements électroniques subséquents imposent une différence temporelle dans la détection des deux photons. Ce retard est de l'ordre de la nanoseconde. Au-delà de cette résolution en temps, deux photons ne peuvent pas être considérés comme provenant de la même annihilation du positron et ne sont donc pas enregistrés comme une coïncidence. Signalons enfin que les mesures sont acquises en mode liste où toutes les détections de photons sont enregistrées en fonction du temps et des indices des détecteurs. La figure 21 montre un anneau de détecteurs avec une détection en coïncidence.

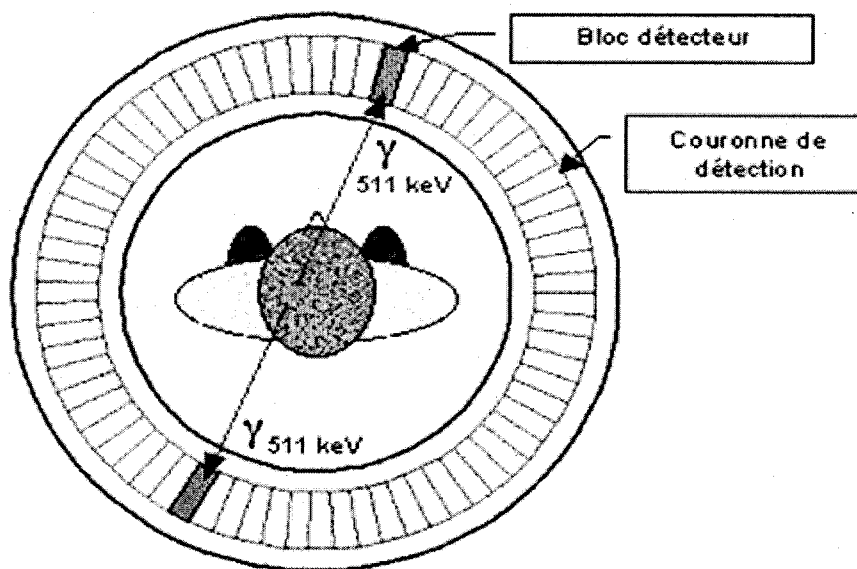


Figure 21. Sujet et anneau de détecteurs disposé autour de lui. Extrait de : <http://lpsc.in2p3.fr/tep/fichiers/SemDAPNIA.pdf>

La détection des événements se fait en coïncidence. On dit de deux photons qu'ils sont en coïncidence s'ils sont recueillis dans la même fenêtre temporelle, de l'ordre de la nanoseconde. A cause des effets physiques comme l'atténuation et la diffusion Compton, on distingue comme événements détectés en TEP les coïncidences vraies, pour lesquelles les

photons détectés en coïncidence sont issus d'un même point d'annihilation et ne changent pas de direction avant d'arriver aux détecteurs (Figure 22a), les coïncidences diffusées pour lesquelles l'un ou les deux photons émis d'un même point d'annihilation changent une ou plusieurs fois de direction avant d'être détectés, avec perte d'énergie par exemple de 511 keV à 300 keV (Figure 22b), et les coïncidences fortuites pour lesquelles les photons détectés en coïncidence sont issus d'annihilations de positrons différents (Figure 22c).

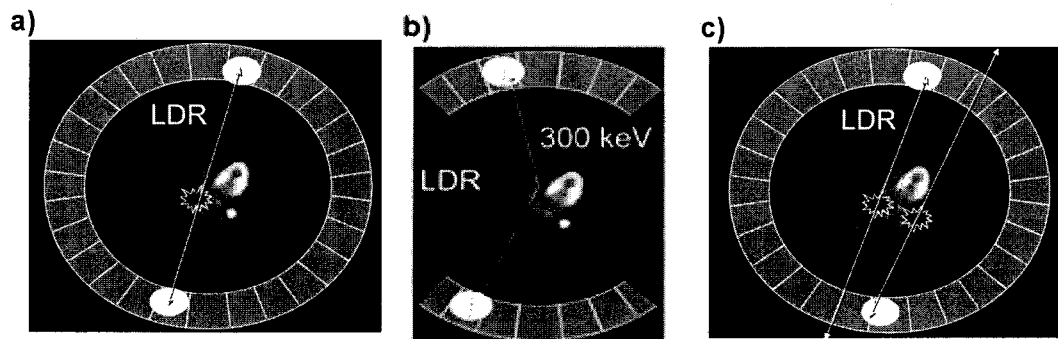


Figure 22. Coïncidences mesurées en TEP selon une ligne de réponse (LDR): a) coïncidence vraie, b) coïncidence avec simple diffusion, et c) coïncidence fortuite. Extrait de TALBOT, 2006.

Le segment de droite qui relie deux cristaux scintillateurs et traverse l'espace dans lequel est placé le sujet est appelé le champ utile. Mesurer un objet revient à projeter les lieux d'annihilations de sorte que chaque projection ait un ensemble de points dépendant de l'échantillonnage radial qui consiste à subdiviser le sujet en un certain nombre de rayons (Figure 23).

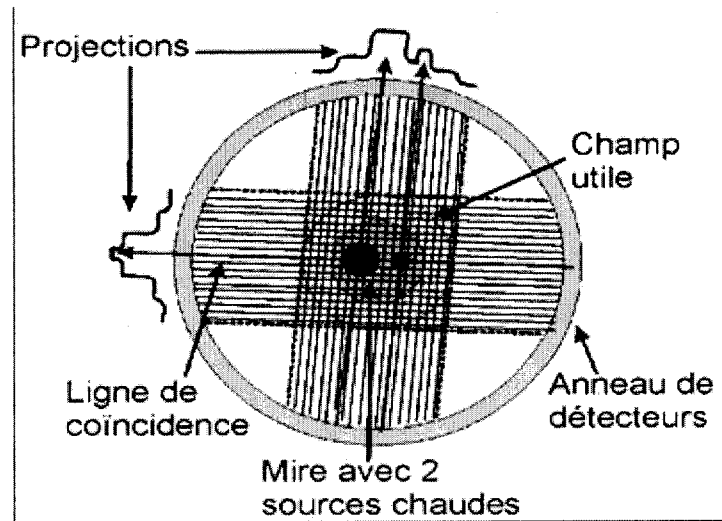


Figure 23. Mire à deux points chauds (radioactivité) avec ses lignes de coïncidences ou lignes de réponse et deux projections.

L'ensemble des projections mesurées sont rangées dans un matrice appelée sinogramme, dont la taille dépend de l'échantillonnage radial, mais aussi d'un échantillonnage angulaire qui correspond au nombre de projections angulaires obtenues (Figure 24).

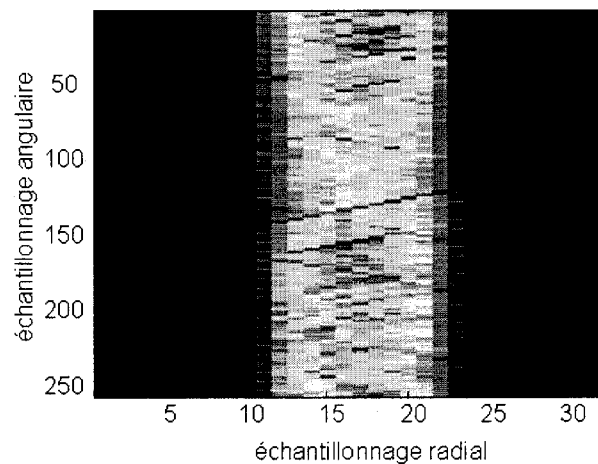


Figure 24. Sinogramme d'un cylindre ayant les dimensions d'un rat rempli uniformément de radioactivité. L'échantillonnage radial est de 32 bins et l'échantillonnage angulaire est de 256.

La reconstruction d'images d'émission TEP à partir de projections se fait par rétroprojection filtrée (en anglais FBP pour filtered back projection). La rétroprojection filtrée consiste à filtrer chaque projection à l'aide d'un filtre rampe pour équilibrer l'échantillonnage en périphérie du champ utile par rapport au centre, suivi d'une transformée inverse de Radon. La technique de rétroprojection filtrée est reconnue par la génération de bruit et d'artefacts. Dans le but de réduire le bruit dans les images, des filtres sont appliqués aux projections avant la reconstruction. Ces filtres réduisent le bruit, mais en même temps ils dégradent la résolution spatiale.

On reconstruit aussi les images grâce à la technique de reconstruction dite «itérative» qui utilise un algorithme itératif généralement basé sur le maximum de vraisemblance suivi d'une espérance-maximisation (MLEM) comprenant un ensemble d'opérations de reconstruction et de reprojctions (SHEPP et VARDI, 1984). Le nombre d'itérations restreint agit comme le filtrage dans le cas de la reconstruction par FBP. Ici aussi, il y a un compromis entre le bruit et la dégradation de la résolution spatiale qui sont fonction du nombre d'itérations. La figure 25 montre une comparaison entre une reconstruction par FBP et par MLEM.

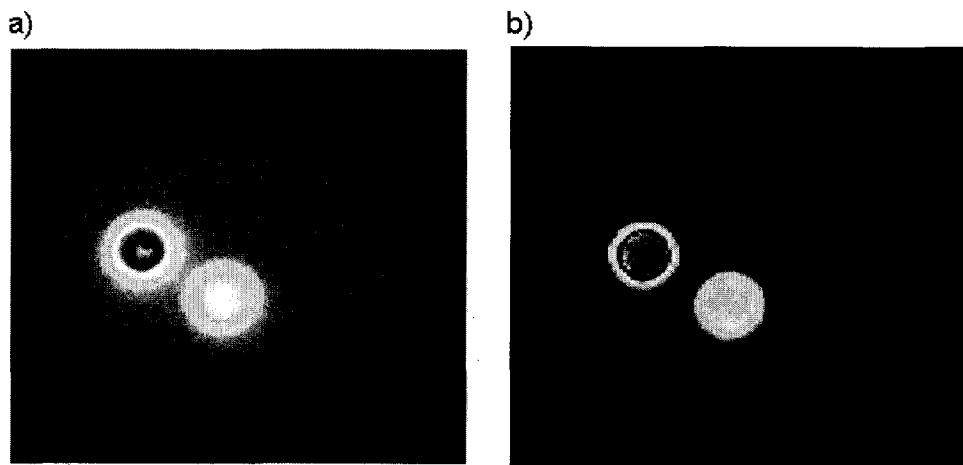


Figure 25. Image reconstruite par : a) FBP et b) maximum de vraisemblance. On aperçoit des stries à l'intérieur et à l'extérieur de l'objet en a) mais avec un meilleur contraste des sources radioactives. Le fonds en b) est uniforme tandis que l'objet apparaît moins défini. Extrait du site internet : <http://lpsc.in2p3.fr/tep/fichiers/SemDAPNIA.pdf>

On constate que la méthode itérative permet d'éliminer le bruit dans l'image et les artefacts ou structures artificielles entourant des régions intenses. La reconstruction peut aussi être effectuée en introduisant l'information «temps de vol» dans l'algorithme de reconstruction, c'est-à-dire en mesurant la différence des temps d'arrivée des deux photons d'annihilation sur les deux détecteurs opposés. Avec cette durée on arrive à déterminer une distance probable contenant le point d'annihilation le long de la ligne de coïncidence joignant les détecteurs opposés. La résolution temporelle aide à localiser la source sur la ligne de mesure avec une précision de 7.5 cm (DREUILLE et al., 2002) (Figure 26).

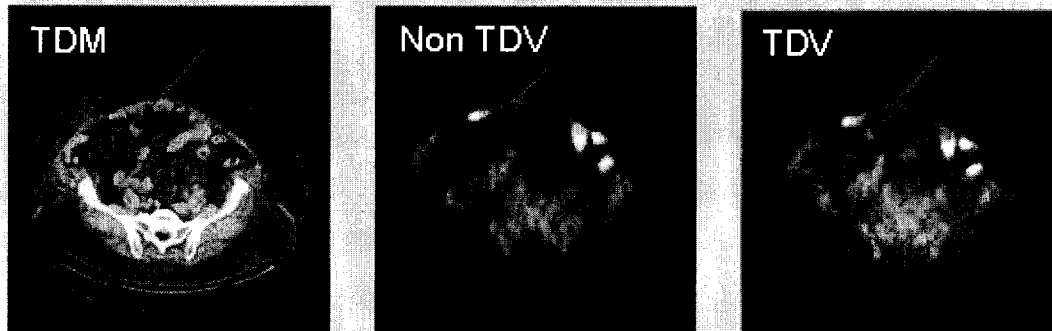


Figure 26. Reconstruction d'une tranche transversale de l'image de l'abdomen d'un homme obèse en utilisant l'information temps de vol (TDV). Image de transmission tomodensitométrie (gauche); image d'émission TEP reconstruite sans temps de vol (centre), et image TEP reconstruite avec temps de vol permettant d'observer la petite lésion indiquée par la flèche (droite). Extrait du site internet : <http://courses.washington.edu/bioen508/Lecture5-B-PET.pdf>.

L'imagerie TEP est utile chez le petit animal (souris, rat) et l'humain aussi bien dans la détection et le suivi de tumeurs cancéreuses que d'autres maladies. Les figures 27 à 30 illustrent quelques exemples.

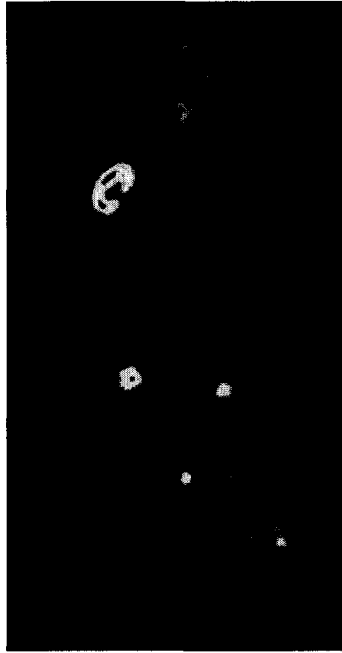


Figure 27. Image TEP-FDG du corps entier d'un rat avec un gliome agressif à croissance rapide à l'épaule (en haut à gauche), et une inflammation sur la patte arrière (en bas à droite). On observe notamment le niveau relativement élevé d'accumulation du traceur dans les reins et les testicules. Extrait du site internet : <http://www.rug.nl/umcg/faculteit/disciplinegroepen/straling/ngmb/MicroPET>.

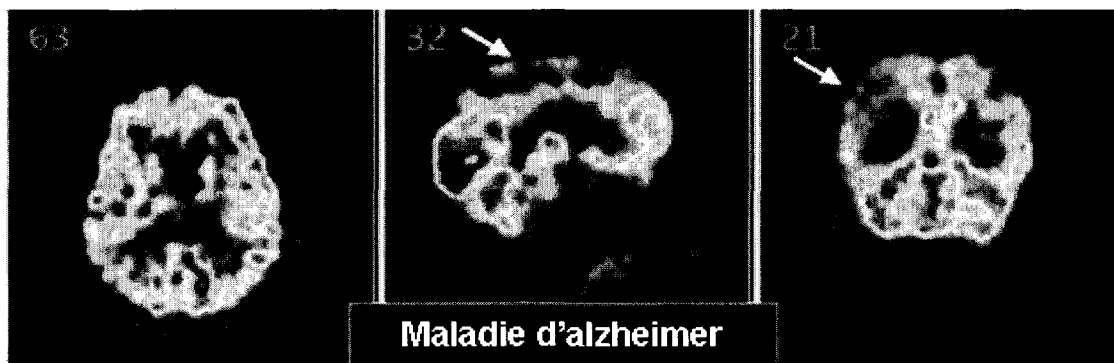


Figure 28. Image TEP du cerveau d'un humain mesuré pour la maladie d'Alzheimer. Extrait du site internet : <http://pet.radiology.uiowa.edu/webpage/Research/CaseStudies/BrainAlzheimersDisease.html>

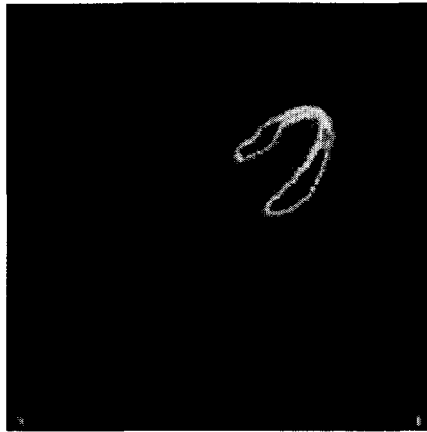


Figure 29. Image d'émission TEP-FDG d'un cœur normal d'un humain permettant de visualiser la capacité du myocarde à métaboliser le FDG. Extrait du site internet : <http://www.ulb.ac.be/medecine/pet/>.

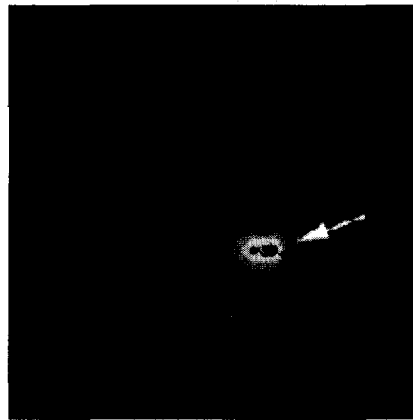


Figure 30. Une visualisation d'une concentration excessive en [^{11}C]-méthionine, acide aminé participant à la construction cellulaire, met en évidence une tumeur. Extrait du site internet : <http://www.ulb.ac.be/medecine/pet/>.

CHAPITRE 3

LES PHÉNOMÈNES PHYSIQUES AFFECTANT LES IMAGES TOMOGRAPHIQUES

Autant en TDM qu'en TEP, une forte proportion de photons émis initialement interagissent dans le milieu qu'ils traversent. Une image d'une mire remplie uniformément de radioactivité présente une dépression au centre, signifiant que, conformément au principe selon lequel les photons parcourant le plus de distance sont les plus atténués, les photons à proximité du centre de la mire ont subi une réduction en nombre plus consistante que ceux proches de la périphérie. La dégradation de la qualité et de l'évaluation quantitative des images est imputable en majorité à deux phénomènes physiques à savoir l'effet photoélectrique et la diffusion Compton.

3.1. L'effet photoélectrique

L'effet photoélectrique est le processus au cours duquel un atome absorbe totalement l'énergie d'un photon incident qui disparaît. L'énergie ainsi fournie par le photon sert à expulser un électron orbital de l'atome, appelé pour ce fait photoélectron. Celui-ci reçoit une énergie T qui représente la différence entre l'énergie E du photon incident et l'énergie de liaison de l'électron W_i de la couche i de laquelle il a été éjecté. Un photon dit de fluorescence est émis résultant de la transition d'un électron d'une couche supérieure vers une couche inférieure pour combler la vacance électronique dû au photoélectron initial (Figure 31).

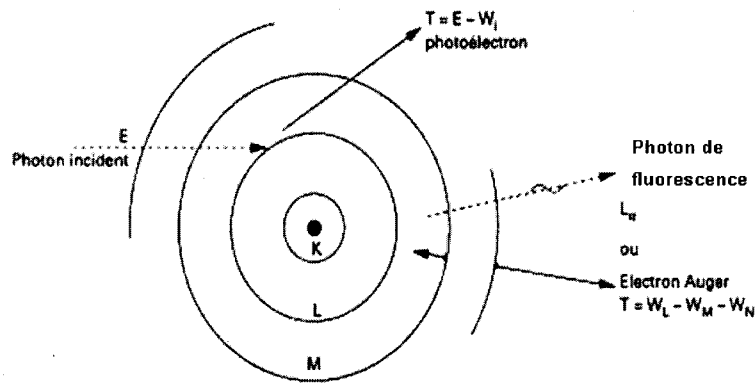


Figure 31. Processus de l'effet photoélectrique. L'éjection d'un électron provoque un réarrangement électronique qui mène à un photon de fluorescence et à un électron Auger. Extrait du site internet : <http://ead.univ-angers.fr/~jaspard/Page2/COURS/5RayonIONISANT/Cours2/2Figures/11EffPHOTO ELEC.htm>

L'énergie de l'électron éjecté s'écrit :

$$T = E - W_i \quad (9)$$

L'énergie reçue par le photoélectron lui permet d'ioniser le milieu matériel qu'il traverse.

3.2. L'effet Compton

La diffusion Compton est la collision d'un photon incident avec un électron quasi-libre du milieu. Dans cette interaction, le photon incident ne disparaît pas, il change de direction avec une énergie moindre que celle qu'il avait au départ. L'énergie qu'il perd est transférée à l'électron de collision qui diffuse à son tour (Figure 32).

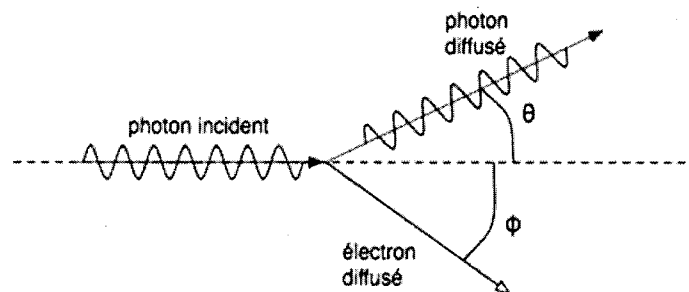


Figure 32. Après interaction, le photon incident diffuse d'un angle θ par rapport à sa direction initiale, et l'électron d'un angle ϕ . Extrait du site internet : <http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/thumb/5/5f/DiffusionCompton.png/300px-DiffusionCompton.png>

Si on note E_0 l'énergie du photon incident et E_{ph} celle du photon après diffusion, l'énergie du photon diffusé après interaction s'écrit :

$$E_{ph} = \frac{E_0}{1 + \frac{E_0}{511}(1 - \cos \theta)} \quad (10)$$

et celle de l'électron diffusé :

$$E_{ec} = E_0 \cdot \frac{E_0(1 - \cos \theta)}{511 + E_0(1 - \cos \theta)} \quad (11)$$

La diffusion Compton n'étant pas isotrope, ou encore la probabilité pour un photon d'être diffusé vers un certain angle solide $d\Omega$ n'étant pas constante, on évalue la probabilité de diffusion d'un photon d'énergie donnée E_0 par unité d'angle solide par la formule suivante dite de Klein-Nishina (EVANS, 1955) :

$$\frac{d\sigma}{d\Omega} = \frac{Z \cdot r_0^2}{2} \left(1 + (E/m_0c^2) \cdot (1 - \cos \theta)\right)^{-2} (1 + \cos^2 \theta) \left(1 + \frac{(E/m_0c^2)^2 \cdot (1 - \cos \theta)^2}{(1 + \cos^2 \theta) \cdot [1 + (E/m_0c^2) \cdot (1 - \cos \theta)]}\right) \quad (12)$$

où σ est la section efficace, $d\sigma$ la section efficace différentielle, Ω l'angle solide, $d\Omega$ l'unité d'angle solide, r_0 est le rayon classique de l'électron et vaut 2.817940×10^{-15} m, et $m_0 = 9.109382 \times 10^{-31}$ kg est la masse au repos de l'électron. La diffusion Compton provoque une surestimation de comptes qu'on assimile à tort au bruit de fond dans les images d'émission TEP reconstruites.

Dans la TDM, étant donnée la basse énergie des rayons X (30 keV-140 keV), les interactions par effet photoélectrique sont plus propices. Ce phénomène est presque inexistant en TEP où l'énergie est de 511 keV (Figure 33). Par contre, les photons diffusant à faible énergie peuvent subir des interactions photoélectriques. Cependant, puisque la TEP opère à une énergie seuil élevée (autour de 400 keV), il est improbable qu'un photon de l'annihilation

soit absorbé par effet photoélectrique. Toutefois, un photon ne parvenant pas aux détecteurs est considéré comme atténué, qu'il soit absorbé ou dévié, et c'est cette atténuation qui doit être corrigée.

Si les interactions des photons avec le milieu dans le sujet sont considérées comme dégradant la qualité de l'image, ces mêmes interactions sont très souhaitées dans les cristaux qui sont fait de matériaux denses pour arrêter les photons et augmenter les efficacités de détection.

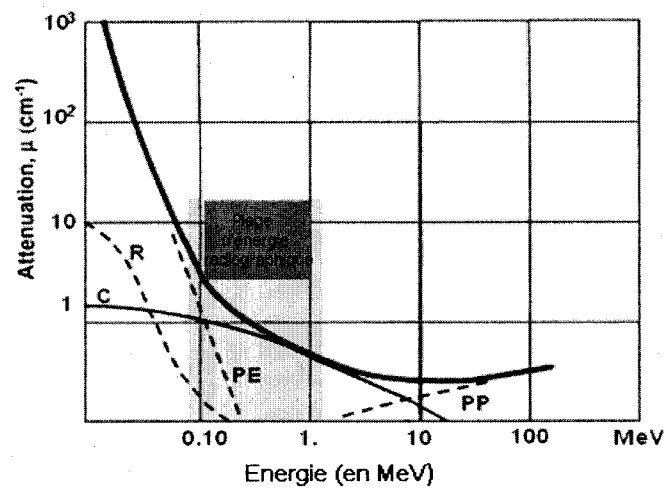


Figure 33. Coefficients d'atténuation linéaire dans l'eau en fonction de l'énergie pour des énergies du photon allant de 0 MeV à plus de 100 MeV. On observe la prépondérance des diverses interactions effectuées par le photon dans un milieu: C = effet Compton; R = effet Rayleigh; PE = effet photoélectrique; PP = Production de Paires. Extrait du site internet : <http://www.ndt-ed.org/EducationResources/CommunityCollege/Radiography/Physics/attenuation.htm>.

CHAPITRE 4

CORRECTION DE L'ATTÉNUÉ

Étant donné que l'atténuation affecte la qualité visuelle et l'interprétation quantitative effectuée sur les images d'émission TEP, il importe donc de la corriger pour obtenir des images quantitativement exactes et pouvoir repérer des anomalies dans les tissus. Pour corriger les images d'émission TEP pour l'atténué, l'approche proposée consiste d'abord à segmenter une image de transmission TDM, de convertir les valeurs des pixels de l'image TDM en coefficients d'atténuation à 511 keV, et de calculer les facteurs de correction d'atténuation (FCA) pour chaque ligne de réponse. Ensuite il s'agit de multiplier le sinogramme des FCA par le sinogramme de l'image d'émission pour avoir le sinogramme corrigé pour l'atténuation. Enfin vient la reconstruction du sinogramme corrigé pour générer l'image d'émission TEP corrigée.

Le pivot de la correction de l'atténué en TEP sont les facteurs de correction d'atténuation qui représentent le rapport entre les photons émis et mesurés. Ceci permet de retrouver le nombre de photons initiaux d'intensité I_0 à partir de l'intensité I mesurée par la TEP, des densités traduites en unités de Hounsfield et des distances parcourus par les photons selon les trajectoires des lignes de coïncidence obtenues des images mesurées par la TDM. Ainsi les FCA se calculent selon:

$$FCA = \frac{I_0}{I} = \exp\left(\int_l \mu(l) dl\right) \quad (13)$$

où μ est le coefficient d'atténuation du milieu atténuateur ou la combinaison des coefficients d'atténuation pour une structure faite de plusieurs milieux, et l est la distance parcourue par les photons dans un milieu.

La correction d'atténuation nécessite la conversion des intensités des images TDM en coefficients d'atténuation à 511 keV. Auparavant, ces mêmes intensités des images TDM sont

converties en unités de Hounsfield. Cette conversion se fait à l'aide de la formule suivante, dite indice de Hounsfield, qui lie le coefficient d'atténuation d'un milieu x à celui de l'eau donné par les tables et au nombre Hounsfield :

$$UH = \frac{\mu_x - \mu_{eau}}{\mu_{eau}} \cdot 1000 \quad (14)$$

Par la suite, l'utilisation du modèle généralisé de BAI et al (2003) permet de passer des nombres Hounsfield précédents à des coefficients d'atténuation linéaire à 511 keV. Ce modèle s'appuie sur les hypothèses selon lesquels, pour un nombre Hounsfield $UH_x \leq 0$, tout milieu rencontré peut être considéré comme un mélange d'eau et d'air, et pour $UH_x > 0$, tout milieu rencontré peut être considéré comme équivalent à un mélange eau-os cortical. Alors on écrit :

$$\text{Pour } UH_x \leq 0, \quad \mu_x(E) = \left[1 + \frac{UH_x}{1000} \right] \cdot \mu_{eau}(E) \quad (15)$$

$$\text{Pour } UH_x > 0, \quad \mu_x(E) = \left[1 + \left(\rho_{OC} \frac{CAM_x(E)}{CAM_{eau}(E)} - 1 \right) \cdot \frac{UH_x}{UH_{OC}} \right] \cdot \mu_{eau}(E) \quad (16)$$

avec E l'énergie du photon, x le milieu atténuateur, UH le nombre Hounsfield de l'image, $CAM(\rho)$ pour Coefficient d'Atténuation Massique, OC pour Os Cortical, et ρ pour symbole de la masse volumique. La figure 34 et le tableau 5 illustrent un graphique des facteurs de conversion pour certains milieux en fonction de l'énergie des photons.

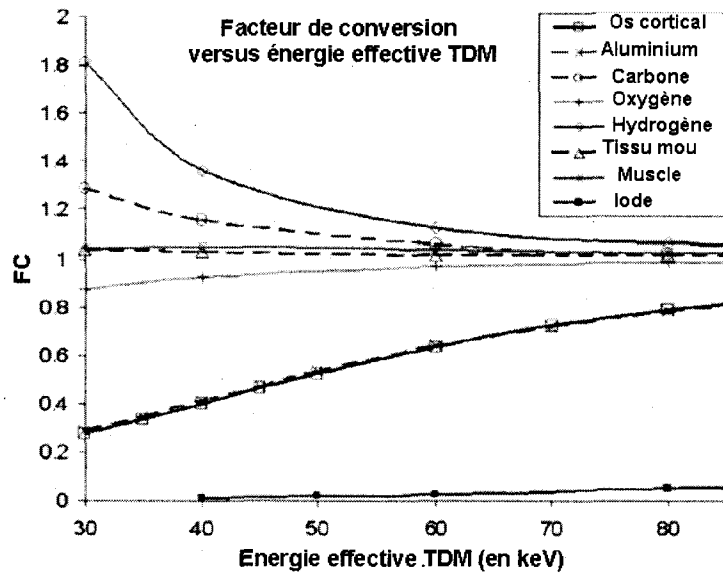


Figure 34. Le facteur de conversion (FC) en fonction de l'énergie de la TDM pour différents milieux. On constate qu'il est pratiquement constant pour le tissu mou. Extrait de BAI et al., 2003.

Tableau 5. Facteurs de conversion de quelques milieux de différentes énergies effectives en TDM vers 511 keV. Extrait de BAI et al., 2003.

Energie TDM (keV)	40	60	70	80
Carbone	1.155	1.057	1.025	1.016
Oxygène	0.921	0.968	0.977	0.982
Eau	1	1	1	1
Muscle (excluant la diffusion cohérente)	1.039	1.024	1.035	1.020
Tissu mou	1.027	1.015	1.012	1.010
Aluminium	0.408	0.639	0.721	0.781
Os cortical	0.397	0.637	0.724	0.788
Iode	0.0117	0.0265	0.0381	0.0513

CHAPITRE 5

THÉORIE : SIMULATION MONTE CARLO, SEGMENTATION PAR LES TECHNIQUES K-MEANS, FUZZY C-MEANS ET PAR L'ESPÉRANCE-MAXIMISATION

5.1. La simulation Monte Carlo

Pour remédier à la limitation de la réalisation des mesures tomographiques, mais aussi à cause de la nature stochastique de l'émission des radiations, des processus de détection et de transport, de même que pour la vérification de la véracité des calculs, nous avons effectué des simulations Monte Carlo d'image de transmission et d'émission.

La méthode de Monte Carlo a été introduite en 1947 par Nicholas Métropolis et publiée pour la première fois dans un article co-écrit avec Stanislas Ulam en 1949. Son objectif était de calculer une valeur numérique par l'utilisation de procédés aléatoires ou techniques probabilistes. On doit à John Von Neumann et Stanislas Ulam le véritable développement des méthodes Monte Carlo au cours de la seconde guerre mondiale pour la résolution des équations aux dérivées partielles, ce qui a par la suite permis aux physiciens du projet Manhattan d'étudier la diffusion des neutrons (MC CRACKEN, 1955) et de faire des recherches sur la fabrication de la bombe atomique. Elle est devenue au fil des années un important et puissant outil en médecine nucléaire. Elle est utile pour l'étude et le développement de systèmes d'imagerie, l'optimisation de l'exploitation et contribue à l'analyse de données. Depuis 1995 on dénombre des centaines de publications exposant une analyse de la méthode de Monte Carlo en médecine nucléaire. La méthode de Monte Carlo est largement utilisée comme un outil de recherche dans différentes branches de l'imagerie nucléaire tel que la modélisation des détecteurs et la conception de système d'imageries, la

correction d'images, les techniques de reconstruction, la dosimétrie interne et la modélisation pharmacocinétique.

Les calculs Monte Carlo permettent de simuler des processus aléatoires en se basant sur des suites de nombres pseudo-aléatoires (EHRHARDT G., 1986). Un processus aléatoire est déterminé par sa variable aléatoire x caractérisée par une fonction de distribution cumulative $F(x)$ dépendant d'une fréquence f qui donne la probabilité qu'une variable aléatoire s soit inférieure ou égale à x . elle s'écrit :

$$F(x) = \text{probabilité}(q \leq x) = \int_{x_{\min}}^x f(q) dq. \quad (17)$$

et par sa distribution de probabilité

$$p(x) = F'(x) \quad (18)$$

Pour simuler un phénomène, on tire donc des nombres pseudo-aléatoires distribués entre 0 et 1 et on génère les x . A titre d'exemple, dans la simulation Monte Carlo pour la TEP, les interactions prises en compte sont l'effet photoélectrique et la diffusion Compton, alors le coefficient d'atténuation d'un milieu s'écrit :

$$\mu = \mu_{\text{photo}} + \mu_{\text{compton}} \quad (19)$$

La fonction de probabilité pour l'interaction d'un photon s'écrit (ZAIDI, 1999):

$$p(x) = \mu \cdot e^{-\mu \cdot x} \quad (20)$$

La probabilité qu'un photon traverse une distance d ou moins est :

$$p(d) = \int_0^d \mu e^{-\mu \cdot x} dx = 1 - e^{-\mu \cdot d} \quad (21)$$

Pour échantillonner la longueur de la trajectoire, un nombre aléatoire uniforme r_a est substitué pour $p(d)$ et l'équation (21) est résolu pour d :

$$d = -\frac{\log(1 - r_a)}{\mu} \quad (22)$$

où r_a est un nombre aléatoire systématiquement distribué selon $p(x)$. Elle donne la proportion des tirages qui ne mènent pas à une interaction dans le matériau. Habituellement, on simule seulement les photons qui sont émis dans des directions délimitées par un angle solide, qui est estimé à partir des dimensions du sujet et du système de détection. Le photon s'échappant du sujet peut ne subir aucune interaction, dans ce cas on l'appelle photon primaire, ou peut être diffusé. Si le photon est primaire, sa direction θ à l'intérieur d'un angle solide de valeur Ω obéit à :

$$\cos(\theta) = 1 - r_a (1 - \cos \Omega) \quad (23)$$

Les principaux éléments d'une simulation Monte Carlo sont les suivants (ZAIDI, 1999) :

- La fonction de densité de probabilité (en anglais pdf pour probability density function), qui permet de décrire un système physique.
- Le générateur de nombre aléatoire : une source de nombres aléatoires uniformément distribuée sur un intervalle unitaire doit être disponible.
- La règle d'échantillonnage : une formule pour l'échantillonnage pour des fonctions de distribution de probabilité.
- La notation : le résultat doit être comptabilisé pour des quantités d'intérêt.
- Estimation de l'erreur : un estimé de l'erreur statistique (la variance) comme une fonction du nombre de tirages et autres quantités doit être déterminé.
- Les techniques de réduction de la variance : les méthodes pour réduire la variance dans une solution estimée pour réduire le temps de calcul pour la simulation Monte Carlo.
- Les algorithmes de parallélisation et de vectorisation pour permettre aux méthodes de Monte Carlo d'être implémentées efficacement sur des architectures de calcul avancées.

Pour les méthodes spécifiques au photon, les photons sont suivis à travers un sujet jusqu'à ce qu'ils s'échappent de celui-ci, ils sont absorbés ou leur énergie prend une valeur en dessous du seuil prédéfini.

5.2. La segmentation

La segmentation est la partition d'une image de transmission en différents groupes ou agrégats de pixels.

La formalisation générale s'écrit comme suit (BOUDRAA et al., 2006) :

$$1- \bigcup_{i=1}^C R_i = I;$$

2- R_i est une région connexe, $i = 1, 2, \dots, C$;

3- $R_i \cap R_j = \Phi$, $\forall i, j, i \neq j$;

4- $P(R_i) = \text{vrai}$ pour $i = 1, 2, \dots, C$;

5- $P(R_i \cup R_j) = \text{faux}$ pour $i \neq j$;

I est l'image, R_i une région ou agrégat de l'image, et P une grandeur appelée le prédicat d'uniformité. La condition 1 signifie que la segmentation doit être complète, c'est-à-dire que l'union de toutes les régions après segmentation doit donner l'image I de départ. La condition 2 exige que toute région soit connexe, autrement dit pour deux pixels x et y appartenant à un sous-agrégat de l'agrégat R_i , il doit exister une suite connexe de pixels qui mène de x à y . La condition 3, elle est là pour préciser que deux agrégats ou régions obtenus après segmentation doivent être disjointes. La condition 4 stipule que le prédicat d'uniformité doit être vrai pour tout agrégat. Enfin, la condition 5 permet de constater que deux agrégats R_i et R_j doivent être différents au sens du prédicat d'uniformité.

En imagerie médicale, la segmentation consiste à séparer des structures anatomiques s'identifiant à des tissus. À l'opposé des méthodes génériques de segmentation, la segmentation est effectuée en imagerie médicale pour des applications spécifiques. Comme telle, elle peut faire usage de connaissances antérieures pour des tissus d'intérêt et d'autres

structures espérées ou possibles dans une image, ce qui a conduit au développement d'un grand nombre de méthodes de segmentation concernant des problèmes spécifiques en applications médicales. Les méthodes proposées dans la littérature sont des extensions de méthodes existantes pour la segmentation d'images en général. Une application importante des outils de segmentation a été trouvée pour l'étude de la fonction du cœur. Ainsi un algorithme de détection de contour basé sur un filtre de détection de frontière radial a été mis au point pour des images d'échographie cardiaque avec comme objectif de définir la région d'intérêt ou l'intensité de l'image, ce qui peut mener, après interprétation appropriée, à l'estimation d'importants paramètres cardiovasculaires sans l'aide de techniques invasives (http://www.creatis.insa-lyon.fr/~bernard//Thesis//defense//These_bernard_06.pdf).

La segmentation est tout aussi importante dans la chirurgie guidée par ordinateur. Avec les récentes avancées technologiques, il est possible d'obtenir l'image de la région opérée en même temps que le chirurgien opère. Le but est de segmenter les régions d'intérêt et de les superposer sur une image du patient pour guider le chirurgien dans son travail. La segmentation est par conséquent une importante tâche en imagerie médicale. La segmentation permet de localiser des tumeurs et autres pathologies, de mesurer des volumes de tissus, de planifier des traitements et d'étudier des structures anatomiques.

La segmentation d'images est devenue de plus en plus une étape importante du traitement d'image pour un certain nombre d'applications cliniques telles que : l'identification de régions d'intérêts comme les lésions pour mesurer leur volume et ainsi évaluer la réponse à la thérapie, la détection de la cavité du ventricule gauche pour déterminer la fraction d'éjection, la visualisation du volume et la quantification de la captation d'un organe, le défaut de captation d'un traceur dans le myocarde, l'étude du mouvement ou des anomalies de conduction du cœur, et finalement la correction d'atténuation en TEP.

Les unités Hounsfield des intensités observées dans les images TDM ne peuvent pas être utilisées directement pour la correction des photons atténués dans les mesures d'émission TEP, car les images de transmission TDM sont acquises à des énergies différentes (60 keV-140 keV) au lieu de 511 keV pour les images d'émission TEP, d'où la nécessité de convertir de façon précise les intensités TDM en coefficients d'atténuation à 511 keV pour la TEP.

5.2.1. Segmentation par K-means

L'approche K-means (KM) est une méthode de segmentation non supervisée, c'est-à-dire qu'elle consiste à décomposer l'image en agrégats naturels ou régions sans aucune connaissance préalable de la forme des agrégats. Elle est non hiérarchique, car elle crée un seul niveau d'agrégats. KM partitionne les pixels de l'image en agrégats tels que chaque agrégat de la partition soit défini par ses objets et son centroïde (JAIN et DUBES, 2007). On affecte aléatoirement chaque pixel à une région et on itère comme suit : les centres des différentes régions sont recalculés et chaque pixel est de nouveau affecté à un agrégat en fonction du centre le plus proche. La convergence est atteinte lorsque les centres sont fixes. En terme de minimisation, les pixels x_i ($i = 1, 2, \dots, n$) sont répartis en C agrégats à chaque itération. Notons (c_1, c_2, \dots, c_k) l'ensemble des centres des agrégats, k étant le nombre d'agrégats. Leurs coordonnées sont recalculées en faisant la moyenne de celles des pixels du groupe. Un pixel x_i se voit affecter à l'agrégat j si :

$$\|x_i - c_j\| = \min \|x_i - c_u\| \quad (24)$$

où u est l'indice d'un agrégat. Cela peut se formaliser de la manière suivante. Chacun des pixels est attribué à un agrégat grâce à la fonction :

$$f : \{x_1, \dots, x_n\} \rightarrow \{1, \dots, k\}$$

$$x_i \rightarrow f(x_i)$$

on obtient des agrégats compacts en minimisant l'expression (ILEA et WHELAN, 2006):

$$J = \sum_{j=1}^k \sum_{i=1}^n \|x_i - c_j\|^2 \quad (25)$$

où les c_i sont les centres des agrégats.

On peut montrer que pour f fixée, J est minimum lorsque les c_1, \dots, c_n correspondent respectivement aux centroïdes des agrégats $f^{-1}(1), \dots, f^{-1}(k)$. L'algorithme KM a donc pour but de minimiser l'expression J de manière itérative. Le processus récapitulé en étapes est le suivant (ILEA et WHELAN, 2006):

- 1- Affecter aléatoirement chaque pixel à un des k agrégats.
- 2- Recalculer les centroïdes de chacun des k agrégats :

$$c_i = \text{card}(f^{-1}(i))^{-1} \cdot \sum_{x \in f^{-1}(i)} x \quad (26)$$

avec la fonction *card* définie par : $\sum_{-\infty}^{\infty} f(kh) \text{sinc}\left(\frac{x-kh}{h}\right)$ où h est un intervalle d'échantillonnage.

- 3- Réaffecter chaque pixel à l'agrégat dont le centre est le plus proche en minimisant $f(x_i)$:

$$f(x_i) = \arg \min_{l \in \{1, \dots, k\}} \|x_i - c_l\| \quad (27)$$

- 4- Répéter 2 et 3 jusqu'à ce que la convergence soit atteinte (centroïdes fixes) ; l'algorithme converge toujours, mais il n'y a pas de garantie de trouver effectivement le minimum global de J que l'on cherche à minimiser.

Combinée à la technique dite par croissance des régions non paramétriques, KM permet de générer automatiquement la carte d'atténuation, méthode apparaissant assez robuste et capable de tolérer un large pourcentage de bruit et d'artefacts d'images.

La segmentation par KM permet de compenser la haute variation du bruit statistique observée lorsqu'on effectue des mesures de transmission TDM à faible dose et produit automatiquement des modèles correspondant au tissu mou, au tissu adipeux, au poumon et à

l'os desquels on déduit finalement la carte des coefficients d'atténuation (KADHEM et al, 2006).

5.2.2. Segmentation par Fuzzy C-means

L'approche Fuzzy C-means (FCM), développée par Dunn en 1973 et améliorée par Bezdek en 1981, est une méthode d'agrégation fréquemment utilisée pour la segmentation d'images en médecine nucléaire. La plupart des algorithmes de segmentation considèrent qu'un pixel donné appartient à un agrégat unique, mais la complexité des frontières des tissus est gênante à cause du fait que plusieurs pixels contiennent un mélange de tissus environnants (effet du volume partiel). FCM est un algorithme de classification non-supervisée qui introduit la notion d'ensemble flou dans la définition des agrégats. Ainsi, chaque pixel de l'image appartient à chaque agrégat avec un certain degré et tous les agrégats sont caractérisés par leur centre de gravité. Étant non supervisée, il se sert d'un critère de minimisation des distances intra-classes et de maximisation des distances inter-classes, mais en attribuant un certain degré d'appartenance à chaque agrégat pour chaque pixel. Cet algorithme génère les agrégats par un processus itératif en minimisant une fonction objective. De cette façon, il permet d'obtenir une partition floue de l'image en donnant à chaque pixel un degré d'appartenance (compris entre 0 et 1) à un agrégat donnée. Ainsi l'agrégat auquel est associé un pixel est celui dont le degré d'appartenance sera le plus élevé.

FCM consiste donc en la fixation arbitraire d'une matrice d'appartenance, suivi du calcul des centroïdes des classes, puis du réajustement de la matrice d'appartenance suivant la position des centroïdes, et enfin du calcul du critère de minimisation et retour au calcul des centroïdes s'il y a non convergence de critère. L'approche FCM est décrite mathématiquement comme suit : soit $X = \{x_1, x_2, \dots, x_n\}$ un ensemble de données finis et $C \geq 2$ un entier, n le nombre d'agrégats, x_k est un vecteur particulier ou représentatif de dimension

$\mathbb{J}, R^{C \times n}$ est l'ensemble de toutes les matrices réelles $C \times n$. Une partition floue par Fuzzy C-means de X est représentée par une matrice $K = [\kappa_{ik}] \in R^{C \times n}$, dont les éléments satisfont :

$$\begin{aligned} \kappa_{ik} &\in [0,1], 1 \leq i \leq C; 1 \leq k \leq n \\ \sum_{i=1}^C \kappa_{ik} &= 1; 1 \leq k \leq n \\ 0 < \sum_{k=1}^n \kappa_{ik} &< n; 1 \leq i \leq C \end{aligned} \quad (28)$$

K peut être utilisée pour décrire la structure de l'agrégat de X en interprétant κ_{ik} comme le degré d'appartenance de x_k à l'agrégat i . De bonnes partitions K de X sont obtenues par la minimisation de la fonction objective de FCM :

$$J_\Lambda(K, \Gamma, X) = \sum_{k=1}^n \sum_{i=1}^C (\kappa_{ik})^\Lambda \|x_k - \delta_i\|_A^2 \quad (29)$$

où $\Lambda \in [1, +\infty[$ est un coefficient exponentiel appelé le transformateur en ensemble flou,

$\Gamma = (\delta_1, \delta_2, \dots, \delta_C)$ est le vecteur des centres des agrégats. L'expression $\|x\|_A = \sqrt{x^T A x}$ est la norme d'un produit interne où A est une matrice définie positive et T le symbole de la transposée de x . L'optimisation approximée de J_Λ par l'algorithme FCM est basée sur l'itération à partir des conditions nécessaires suivantes pour son extremum local :

Théorème FCM :

Soit $\Lambda \geq 1$ et $\|x_k - x_i\|_A^2 > 0; 1 \leq i \leq C; 1 \leq k \leq n$, (K, Γ) peut minimiser J_Λ si et seulement si :

$$\kappa_{ik} = \left[\sum_{j=1}^C \left(\frac{\|x_k - \delta_i\|_A}{\|x_k - \delta_j\|_A} \right)^{\frac{2}{\Lambda-1}} \right]^{-1} \quad (30)$$

où

$$\delta_i = \frac{\sum_{k=1}^n (\kappa_{ik})^\Lambda \cdot X_k}{\sum_{k=1}^n (\kappa_{ik})^\Lambda} \quad (31)$$

L'algorithme FCM est un ensemble d'itérations alternant entre les équations (30) et (31). Cet algorithme converge pour l'un ou l'autre minimum local ou bien un point critique de J_{Λ} . BOUDRAA et al. (BOUDRAA et al., 2006) ont segmentés des images cardiaques avec FCM en utilisant comme caractéristiques l'information spatiale (x, y) et la valeur de niveau de gris $g(x, y)$, avec $\Lambda = 3$; récemment une version rapide de FCM a été proposée. Cette version est basée sur un attribut unidimensionnel tel que le niveau de gris. Soit H_s l'histogramme d'une image avec η niveaux. Chaque pixel a une caractéristique qui existe dans l'ensemble discret X . Dans la nouvelle formulation, FCM minimise la fonction suivante similaire à celle de Bezdek :

$$J_{\Lambda}(K, \Gamma; X) = \sum_{g=0}^{\eta-1} \sum_{i=1}^C (\kappa_{ig})^{\Lambda} \cdot H_s(g) \cdot \|g - \delta_i\|_A^2 \quad (32)$$

où $H_s(g)$ est le degré d'appartenance des pixels et g la valeur du niveau de gris. L'algorithme est décrit par les étapes suivantes :

- 1- Trouver les valeurs maximales et minimales de H_s : η_{min} et η_{max}
- 2- Fixer le nombre d'agrégats C , $2 \leq C \leq \eta_{max}$, et le seuil ε ;
- 3- Trouver le nombre d'occurrences, $H_s(g)$, du niveau de gris g ; $g = \eta_{min}, \dots, \eta_{max}$
- 4- Initialiser les degrés d'appartenance κ_{ik} en utilisant les $(\eta_{max} - \eta_{min} + 1)$ niveaux de gris tel que : $\sum_{i=1}^C \kappa_{ig} = 1$, $g = \eta_{min}, \dots, \eta_{max}$
- 5- Calculer le centroïde δ_i comme suit :

$$\delta_i = \frac{\sum_{g=\eta_{min}}^{\eta_{max}} (\kappa_{ig})^{\Lambda} \cdot H_s(g) \cdot g}{\sum_{g=\eta_{min}}^{\eta_{max}} (\kappa_{ig})^{\Lambda} \cdot H_s(g)}, \quad i = 1, 2, \dots, C \quad (33)$$

- 6- Mettre à jour les degrés d'appartenance :

$$\zeta_{ig} = \left[\sum_{j=1}^C \left(\frac{\|g - \delta_i\|_A}{\|g - \delta_j\|_A} \right)^{\frac{2}{(A-1)}} \right]^{-1} \quad (34)$$

7- Calculer le défaut de mesure :

$$D_m = \sum_{i=1}^C \sum_{g=\eta_{\min}}^{\eta_{\max}} |\zeta_{ig} - \kappa_{ig}| \quad (35)$$

Si ($D_m > \varepsilon$)

Faire $\kappa_{ig} \leftarrow \zeta_{ig}$

Revenir à FCM4

8- Processus de «défuzzification» (de fuzzy= flou en anglais)

FCM est sensible au bruit, car pour des données hautement bruitées, ses performances sont affectées. Pour faire face au problème du bruit, les algorithmes PCM (possibilistes C-Means) [KRISHNAPURAM et al, 1993] ou de l'agrégation floue basée sur le maximum d'entropie (en anglais MEPFC pour Maximum Entropy Principle-based Fuzzy Clustering) [BENI et al., 1994] peuvent être utilisés.

L'algorithme FCM est utile en imagerie cardiaque pour la séparation du ventricule gauche du ventricule droit en ventriculographie radionucléaire. Le nombre d'agrégats est estimé pendant le processus de segmentation à l'aide d'un index dit de validité d'agrégat (PAL et al, 1995) et, à l'aide d'une valeur d'argument de l'ordre de 10^{-3} , le groupe formé par le ventricule gauche et le ventricule droit avec les oreillettes est séparé du bruit de fond (Figure 35) (BOUDRAA et al, 1993).

FCM permet de segmenter des images d'une tranche du cerveau en TEP après une chirurgie d'un patient pour localiser et quantifier de petites lésions et tumeurs cérébrales, car elles sont hypermétaboliques et doivent donc être correctement délimitées. Ainsi, par

comparaison des images non segmentées et segmentées, une région d'intérêt peut être facilement appliquée à une tumeur (BOUDRAA et al, 1996, ZAIDI et al, 2006).

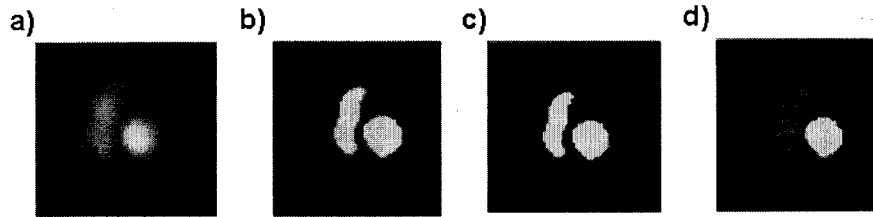


Figure 35. Détection de la frontière du ventricule gauche par FCM à partir d'une projection oblique antérieure gauche. a) image de fin de diastole. b) résultat de la segmentation par FCM de l'image de fin de diastole. c) séparation des agrégats du ventricule gauche et du ventricule droit + atrium du bruit de fond. d) identification des composantes connexes des ventricules gauche et droit. Extrait de BOUDRAA et al., 1996.

5.2.3. Segmentation par l'Espérance-Maximisation

L'algorithme d'espérance-maximisation (EM, en anglais Expectation-Maximization) est une méthode d'estimation utilisée pour déterminer les paramètres du maximum de vraisemblance d'un mélange de distributions connues. Les paramètres du modèle à estimer sont la moyenne, la covariance et le poids du mélange correspondant à chaque agrégat. C'est un algorithme d'optimisation pour des distributions paramétriques utilisé habituellement pour des mélanges de gaussiennes, et sa force réside dans sa capacité à accélérer l'estimation des paramètres en comparaison d'un algorithme d'optimisation numérique générique. Il nécessite un modèle probabiliste avec une variable cachée ou non observée, usuellement discrète telle la maximisation de la vraisemblance. En segmentation d'images, les données observées sont des vecteurs caractéristiques associés aux pixels, tandis que les variables cachées sont les espérances pour chaque pixel pour qu'il appartienne à chacun des agrégats. L'algorithme commence avec une hypothèse initiale sur les valeurs des paramètres du modèle des agrégats et alors ré-estime les espérances pour chaque pixel de façon itérative. Chaque itération

consiste en deux étapes : l'étape d'espérance, où étape E dans laquelle la distribution de probabilité de chaque variable cachée est calculée des valeurs observées et de l'estimé courant des paramètres du modèle à savoir la moyenne et la covariance, et l'étape de maximisation ou étape M où les paramètres du modèle sont ré-estimés en considérant que les distributions de probabilité calculées dans l'étape E sont justes.

Un ensemble de données observées $X = \{x_i \mid i = 1, \dots, N\}$ peut être modélisé ou généré d'un mélange de processus aléatoires x_1, x_2, \dots, x_C avec une distribution de probabilité associée $f(x_1, x_2, \dots, x_C)$, C étant le nombre d'agrégats. On considère que les processus représentent des variables aléatoires indépendantes distribuées identiquement, et alors on peut écrire :

$$f(x_1, x_2, \dots, x_C) = \prod_{k=1}^C f(x, \theta_k) \quad (36)$$

où $f(x, \theta_k) \forall k = 1, 2, \dots, C$ est la fonction de distribution de probabilité de la variable aléatoire x_k , et les θ_k sont les paramètres qui définissent la distribution. Ce modèle est dit modèle de mélange de gaussiennes (MMG) si $f(x, \theta_k) \forall k = 1, 2, \dots, C$ est une fonction de distribution normale (gaussienne) et θ_k un vecteur paramètre de la forme $[\varpi_k, \vartheta_k]$ où ϖ_k et ϑ_k sont respectivement la moyenne et la déviation standard, c'est-à-dire $f(x, \theta_k) = G(x, \theta_k)$, G pour fonction gaussienne. Alors, les données observées peuvent être représentées par :

$$f(x_i \mid \Phi) = \sum_{k=1}^C \xi_k G(x_i \mid \theta_k) \quad (37)$$

où les ξ_k sont les proportions de mélanges ($0 < \xi_k < 1, \forall k = 1, \dots, C$ et $\sum_k \xi_k = 1$), C est le nombre d'agrégats ou de fonctions de distributions présents dans le mélange, et $\Phi = \{\xi_1, \xi_2, \dots, \xi_k, \varpi_1, \dots, \varpi_k, \vartheta_1, \dots, \vartheta_k\}$ est appelé le paramètre vecteur du mélange.

L'algorithme d'espérance-maximisation est souvent utilisé pour trouver des paramètres inconnus d'un modèle de mélange. Il maximise le logarithme de la vraisemblance d'un échantillon de données représenté par un modèle de mélange comme à l'équation (37), autrement dit il itère entre deux étapes jusqu'à ce que le logarithme de la vraisemblance soit inférieur à un certain seuil ou l'atteinte d'un nombre maximal d'itérations.

L'algorithme d'espérance-maximisation tel que développé par Moon, Ambroise et Goert est implémenté en exécutant les étapes suivantes (MOON, 1996 ; AMBROISE et GOAERT, 1995):

1- Étape d'espérance (étape E) :

Calculer les valeurs espérées de Θ_{ik} suivant en utilisant l'estimé courant du vecteur paramètre Φ .

$$\Theta_{ik}^{(\Delta)} = \frac{\xi_k^{(\Delta)} \cdot G(x_i | \theta_k^{(\Delta)})}{f(x_i | \Phi^{(\Delta)})} \quad (38)$$

où Θ_{ik} est la probabilité de x_i appartenant à l'agrégat d'indice k. considérons aussi qu'alors $(0 \leq \Theta_{ik} \leq 1, \sum_k \Theta_{ik} = 1, \sum_i \Theta_{ik} > 0, 1 \leq i \leq N, 1 \leq k \leq C)$. x_i est la valeur du pixel i.

$G(x_i | \theta_k^{(\Delta)})$ est la probabilité qu'un pixel i donné soit un membre de l'agrégat d'indice k, et $f(x_i | \Phi)$ est donnée dans l'équation (37).

2- Étape de maximisation (étape M) :

Utiliser les données provenant de l'étape d'espérance comme si elles étaient des données mesurées actuelles :

$$\omega_k^{(\Delta+1)} = \frac{\sum_{i=1}^N \Theta_{ik}^{(\Delta)} \cdot x_i}{\sum_{i=1}^N \Theta_{ik}^{(\Delta)}} \quad (39)$$

$$\vartheta_k^{(\Delta+1)} = \frac{\sum_{k=1}^C \sum_{i=1}^N \Theta_{ik}^{(\Delta)} (x_i - \vartheta_k^{(\Delta+1)})^2}{\sum_{i=1}^N \Theta_{ik}^{(\Delta)}} \quad (40)$$

$$\xi_k^{(\Delta+1)} = \frac{\sum_{i=1}^N \Theta_{ik}^{(\Delta)}}{N} \quad (41)$$

Chaque itération de l'algorithme optimise alternativement le critère en rapport avec les paramètres du mélange, avec des probabilités d'agrégats de pixels fixées et liés aux probabilités $\Theta = [\Theta_{ik}]$ avec les paramètres Φ fixés. L'algorithme est toujours suivi par une étape d'agrégation. Bien que EM produit uniquement les paramètres espérés qui sont les Φ , les autres paramètres peuvent aussi être utilisés par un classificateur qui est défini comme :

$$k_i = \arg \max_k (G(x_i, \theta_k)) \quad (42)$$

Il affecte le degré d'appartenance d'un pixel i à une classe dépendamment de son intensité x_i , la classe à laquelle son vecteur paramètre maximise la fonction de densité gaussienne. L'algorithme EM peut être résumé comme suit :

- 1- Initialiser les moyennes ϑ_k^0 , les matrices de covariances ϑ_k^0 et les proportions de mélange ξ_k^0 . Typiquement, les moyennes sont initialisées aux valeurs aléatoires, et les matrices de covariance à une matrice identité et les proportions de mélange à $\frac{1}{C}$.
- 2- Étape E : estimer Θ_{ik} pour chaque pixel i et agrégat k , en utilisant (38).
- 3- Étape M : estimer les paramètres du modèle pour l'agrégat k , en utilisant (39), (40) et (41).
- 4- Arrêter les calculs si la condition de convergence $\ln(\prod_{i=1}^N \Theta_{ik}^{\Delta+1}) - \ln(\prod_{i=1}^N \Theta_{ik}^{\Delta}) \leq \varepsilon$ est atteinte (LAURIC et FRISKEN, 2007).

L'application de l'algorithme EM fait d'un modèle de fonctions gaussiennes sur un histogramme d'une image TDM, lequel histogramme consiste à grouper les pixels d'une image TDM selon leurs intensités, constitue une approche remarquable pour la caractérisation des milieux d'une image TDM. Ainsi, chaque organe de l'image est délimité par la plage d'intensité qui le caractérise et est séparé des autres par des fonctions probabilistiques en fonction des intensités et des positions dans l'image.

CHAPITRE 6

LA NOUVELLE APPROCHE PROPOSÉE : LA SEGMENTATION PAR LA TECHNIQUE DES ONDELETTES

Étant donné un signal variant dans le temps $s(t)$, on cherche une décomposition de $s(t)$ sur deux espaces complémentaires, à savoir un espace d'approximation de $s(t)$ et un espace contenant l'erreur d'approximation. Les ondelettes forment un outil pour la décomposition du signal en une suite de signaux dits d'approximation de résolution décroissante suivi d'une suite de rectifications appelées détails. La transformée en ondelettes consiste à calculer les coefficients qui sont des produits du signal et d'une famille «d'ondelettes». Elles permettent de reconstituer un signal bruité par décomposition en ondelettes du signal observé et d'une sélection par seuillage des coefficients utiles à la reconstruction de ce signal (débruitage), de concentrer en un nombre relativement faible de coefficients non nuls l'énergie d'un signal (compression).

Les ondelettes s'énoncent mathématiquement comme suit (MISITI et al., 2003) : soit ψ une fonction définie comme suffisamment régulière et bien localisée. Cette fonction $\psi \in L^1 \cap L^2$ est appelée ondelette si elle vérifie la condition d'admissibilité dans le domaine fréquentiel suivante :

$$\int_{\mathbb{R}^+} \frac{|\hat{\psi}(w)|^2}{|w|} dw = \int_{\mathbb{R}^-} \frac{|\hat{\psi}(w)|^2}{|w|} dw < +\infty \quad (43)$$

où $\hat{\psi}$ est la transformée de Fourier de ψ . L'ondelette ψ est d'intégrale nulle. Cette exigence est consolidée en imposant à l'ondelette qu'elle possède $(\tau+1)$ moments nuls, c'est-à-dire vérifie $\int_{\mathbb{R}} t^k \psi(t) dt = 0$ pour $k = 0, \dots, \tau$. Une condition suffisante d'admissibilité, facile à vérifier, est donnée par :

$$\psi \text{ réelle, } \psi \in L^1 \cap L^2, t\psi \in L^1 \text{ et } \int_{\mathbb{R}} \psi(t) dt = 0 \quad (44)$$

À partir de cette unique fonction ψ , on construit par translation et dilatation, une famille de fonctions qui sont les briques de base :

$$\Psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{|a|}} \Psi\left(\frac{t-b}{a}\right), a \in \mathbb{R}^+, b \in \mathbb{R} \quad (45)$$

où $\Psi(t)$ est le prototype d'ondelette, qui peut être perçue comme une fonction passe-bande. Le paramètre de normalisation $|a|^{-1/2}$ est utilisé pour garantir la préservation de l'énergie, et est inclus tel que $\|\Psi_{a,b}\| = \|\Psi\|$.

Pour une fonction $s(t)$ d'énergie finie, on définit sa transformée continue en ondelettes par la fonction C_s (GOUPILLAUD et al., 1984, MISITI et al., 2003):

$$C_s(a,b) = \int_{\mathbb{R}} s(t) \Psi_{a,b}^*(t) dt \quad (46)$$

$\Psi_{a,b}^*(t)$ étant le complexe conjugué de $\Psi_{a,b}(t)$. La fonction $s(t)$ est alors décrite par ses coefficients d'ondelettes $C_s(a,b)$ où $a \in \mathbb{R}^+$ et $b \in \mathbb{R}$ où a est le facteur d'échelle et b localise la position du signal décomposé. L'analyse en ondelettes sert à une analyse locale de f ainsi que la mise en exergue d'effets d'échelle par comparaison des $C_s(a,b)$ pour différentes valeurs de a . L'analyse en ondelettes, contrairement à l'analyse de Fourier, est une analyse de $s(t)$ à toutes les échelles.

La transformée en ondelette continue est un procédé de caractérisation de la régularité d'une fonction, et son emploi statistique pour la détection de phénomènes localisés ou de ruptures est très productive. Couramment, on se limite aux valeurs de a et b suivantes :

$$a = 2^j, b = k2^j = ka \text{ pour } (j,k) \in \mathbb{Z}^2 \quad (47)$$

Une fonction appelée fonction d'échelle et notée φ est associée à ψ . On la dilate et translate comme ψ . La fonction φ est aux approximations locales ce qu'est la fonction ψ aux fluctuations autour de l'approximation locale appelée aussi tendance locale.

On définit les briques de base des ondelettes que l'on appelle aussi parfois ondelettes :

$$\begin{cases} \psi_{j,k}(t) = 2^{-j/2} \psi(2^{-j}t - k), & \text{pour } (j,k) \in \mathbb{Z}^2 \\ \varphi_{j,k}(t) = 2^{-j/2} \varphi(2^{-j}t - k), & \text{pour } (j,k) \in \mathbb{Z}^2 \end{cases} \quad (48)$$

Dans ce contexte, les coefficients d'ondelettes d'un signal s sont donnés par :

$$\alpha_{j,k} = \int_{\mathbb{R}} s(t) \psi_{j,k}(t) dt \quad (49)$$

Et sous certaines conditions auxquelles obéissent une ondelette dite orthogonale, ces coefficients aident à reconstruire le signal par :

$$s(t) = \sum_{j \in \mathbb{Z}} \sum_{k \in \mathbb{Z}} \alpha_{j,k} \psi_{j,k}(t) \quad (50)$$

L'existence d'une fonction ψ telle que la famille $\{\psi_{j,k}\}_{(j,k) \in \mathbb{Z}^2}$ est une base orthonormée de $L^2(\mathbb{R})$ est étroitement liée à la notion d'analyse dite multirésolution en abrégé AMR. Une AMR de l'espace des signaux d'énergie finie $L^2(\mathbb{R})$ consiste en une suite $\{V_j\}_{j \in \mathbb{Z}}$ de sous-espaces fermés emboîtés : $\dots \subset V_2 \subset V_1 \subset V_0 \subset V_{-1} \subset V_{-2} \subset \dots$ de $L^2(\mathbb{R})$, dont l'intersection est réduite à $\{0\}$ et l'union dense dans $L^2(\mathbb{R})$. Ces espaces sont tous déduits de l'espace «central» V_0 par contraction (pour $j < 0$) ou dilatation (pour $j > 0$), c'est-à-dire :

$$s(t) \in V_j \Leftrightarrow f(2t) \in V_{j-1} \quad \text{pour } j \in \mathbb{Z} \quad (51)$$

Enfin il existe une fonction φ de V_0 qui engendre V_0 , c'est-à-dire telle que :

$$V_0 = \left\{ s \in L^2(\mathbb{R}) \mid s(t) = \sum_{k \in \mathbb{Z}} e_k \varphi(t - k), (e_k) \in l^2(\mathbb{Z}) \right\} \quad (52)$$

où la fonction φ est mentionnée ci-dessus. Les $\{V_j\}_{j \in \mathbb{Z}}$ de l'AMR servent d'espaces d'approximation. En complément, on définit aussi les espaces de détail notés $\{W_j\}_{j \in \mathbb{Z}}$. Pour

$j \in \mathbb{Z}$ fixé, l'espace W_j est le supplémentaire orthogonal de V_j dans V_{j-1} :

$$V_{j-1} = V_j \oplus W_j \quad j \in \mathbb{Z} \quad (53)$$

où le symbole \oplus est mis pour la somme directe. On dit qu'un élément de l'espace d'approximation de niveau $j-1$ se décompose en l'approximation de niveau j , de façon grossière, et le détail de niveau j .

Les $\{\varphi_{j,k}\}_{k \in \mathbb{Z}}$ engendrent V_j tandis que les $\{\psi_{j,k}\}_{k \in \mathbb{Z}}$ engendrent W_j . Comme $L^2(\mathbb{R}) = \bigoplus_{j \in \mathbb{Z}} W_j$, tout signal est une somme de tous ses détails et les $\{\psi_{j,k}\}_{(j,k) \in \mathbb{Z}^2}$ forment une base orthonormée d'ondelettes de $L^2(\mathbb{R})$. Ainsi, $\alpha_{j,k}$ est le coefficient associé à $\psi_{j,k}$ dans la projection orthogonale de s sur W_j .

Il existe des filtres associés à la fonction d'échelle φ et à l'ondelette ψ pour calculer les coefficients. On passe d'un filtre à l'autre en prenant un filtre dit miroir. Ainsi, un seul filtre suffit à fabriquer tous les autres. Les filtres apparaissent dans les relations qu'entretiennent les fonctions de base associées à des niveaux successifs:

$$\varphi_{j+1,0} = \sum_{k \in \mathbb{Z}} h_k \varphi_{j,k} \quad \text{et} \quad \psi_{j+1,0} = \sum_{k \in \mathbb{Z}} g_k \varphi_{j,k} \quad (54)$$

Les suites h et g déterminent les filtres.

Les ondelettes dépendent de deux paramètres à savoir le temps k , servant à la translation des formes pour un niveau donné, et l'échelle 2^j , servant à passer d'un niveau j au niveau $j-1$. Les signaux d'approximation et de détail sont des fonctions du temps du signal d'origine. L'image est décomposée en quatre : une approximation, et trois détails dans trois directions, à savoir horizontale, verticale et diagonale.

Les coefficients d'approximation permettant de calculer les approximations :

$$\beta_{j,k} = \int_{\mathbb{R}} s(t) \varphi_{j,k}(t) dt \quad (55)$$

et les signaux d'approximation à proprement parler:

$$A_j(t) = \sum_{k \in \mathbb{Z}} \beta_{j,k} \varphi_{j,k}(t) \quad (56)$$

Les coefficients de détail s'écrivent :

$$\alpha_{j,k} = \int_{\mathbb{R}} s(t) \psi_{j,k}(t) dt \quad (57)$$

qui sont aussi les coefficients d'ondelettes, permettant de définir les détails. Les signaux de détail sont représentés par :

$$D_j(t) = \sum_{k \in \mathbb{Z}} \alpha_{j,k} \psi_{j,k}(t) \quad (58)$$

L'ondelette de Haar est issue d'une translation ou/et d'une dilatation d'une fonction mère $\psi(t)$ et s'écrit :

$$\psi(t) = \begin{cases} 1 & \text{pour } 0 \leq t \leq \frac{1}{2} \\ -1 & \text{pour } \frac{1}{2} \leq t < 1 \\ 0 & \text{ailleurs} \end{cases} \quad (59)$$

La transformée de Haar d'un signal $S(t) = \{V_1, V_2, \dots, V_n\}$ où les v_i sont les valeurs initiales du signal permet d'obtenir :

- des approximations $[C_1, C_2, \dots, C_{n/2}]$ qui sont les moyennes des valeurs initiales du

signal prises deux par deux : $C_1 = \frac{V_1 + V_2}{\sqrt{2}}, \dots$

- des coefficients de détail ou les différences, $[D_1, D_2, \dots, D_{n/2}]$ avec $D_1 = \frac{V_1 - V_2}{\sqrt{2}}, \dots$

Ce procédé équivaut à une convolution du signal avec un filtre de décomposition bas Hdb (d pour décomposition et b pour bas) pour obtenir les coefficients des approximations (ou basse fréquence): $Hdb = [1 \ 1]/\sqrt{2}$. Pour l'obtention des coefficients de détail (ou haute fréquence), le filtre de décomposition haut Hdh (d pour décomposition et h pour haut) est donné par : $Hdh = [-1 \ 1]/\sqrt{2}$. Réciproquement, les filtres de reconstruction basse fréquence Hrb et haute fréquence Hrh sont respectivement donnés par : $Hrb = [1 \ 1]/\sqrt{2}$ et $Hrh = [1 \ -1]/\sqrt{2}$.

Pour l'image d'une tranche du thorax humain de dimension 128x128, appliquer l'ondelette de Haar consiste à :

- transformer en ondelettes chaque ligne de l'image en appliquant d'abord Hdb pour obtenir les coefficients de l'approximation cal , soit une matrice de 128×64 , puis en appliquant Hdh pour obtenir les coefficients des détails cdl , soit aussi une matrice de 128×64 .
- En appliquant les mêmes filtres séquentiellement aux deux matrices obtenues mais cette fois-ci aux colonnes, on obtient quatre matrices de 64×64 , soient les matrices de l'approximation ca , les matrices des détails horizontaux, verticaux et diagonaux. Cette décomposition est de niveau 1.
- Il est possible de procéder à la décomposition de la matrice des coefficients d'approximation de la même manière que précédemment à des niveaux supérieurs, et à chaque fois la matrice est réduite de moitié. Dans le présent travail, la décomposition a été faite au niveau 1 seulement.

L'image à laquelle ont été appliquées les ondelettes de Haar est segmentée par EM puis comparée aux trois méthodes de segmentation KM, FCM et EM. À l'aide d'ondelettes continues gaussiennes, nous avons aussi décomposé l'histogramme provenant d'une image TDM telle que chaque organe soit défini par une gaussienne en déterminant la position du pic et de la largeur du spectre représentant chaque organe.

CHAPITRE 7

EXPÉRIMENTATIONS, SIMULATIONS ET CORRECTION DE L'ATTÉNUÉ

7.1. Mesures avec l'humain

Des mesures de transmission du cerveau, du thorax, et de l'abdomen humain ont été acquises avec le tomographe TEP/TDM GEMINI GXL de Philips, système intégré d'un scanner TDM et d'un scanner TEP. La mesure se déroule comme suit : le patient, couché sur le dos et immobilisé sur une civière coulissante, subit un examen TDM du corps entier, suivi d'une mesure du corps entier d'une émission TEP après injection du FDG. La procédure habituelle clinique utilise les algorithmes de correction de l'atténué et de reconstruction implantés par le fabricant dans les systèmes des scanners. Dans ce travail, pour la correction du rayonnement atténué, nous choisissons des tranches d'images du cerveau, du thorax et de l'abdomen que nous segmentons par les quatre processus différents : KM, FCM, EM et ondelettes. Tous les algorithmes nécessaires à la segmentation et autres calculs ont été implémentés sous Matlab 7.1. Les mesures TDM sont directement reconstruites avec les logiciels du fabricant et converties en UH. Notre travail consiste à segmenter ces images et à les convertir en coefficients d'atténuation pour des énergies de 511 keV au niveau de chaque pixel des images de transmission TDM. Nous comparons aussi la segmentation faite par les algorithmes implantés par le fabricant de TEP/TDM à nos résultats. Par contre, nous ne pouvons corriger les images d'émission TEP pour le rayonnement atténué afin d'estimer les effets de la segmentation sur les images d'émission puisque nous n'avons pas accès aux algorithmes et aux procédures de reconstructions de la TEP/TDM pour y substituer nos images segmentées.

Dans le cerveau, la matière grise, la matière blanche et le liquide cébrospinal atténuent les photons approximativement d'un même taux tels que mesurés par la TDM à 80 keV et

pour les quelques 10 sec d'acquisition, si bien que la segmentation ne permet de distinguer que le cerveau, le scalp (et autres tissus surtout au bas de la tête) et le crâne. La figure 36 montre les coupes choisies des images TDM que nous avons segmentées.

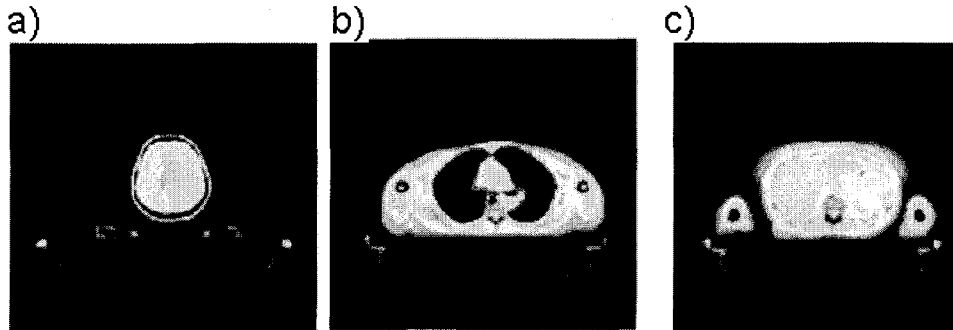


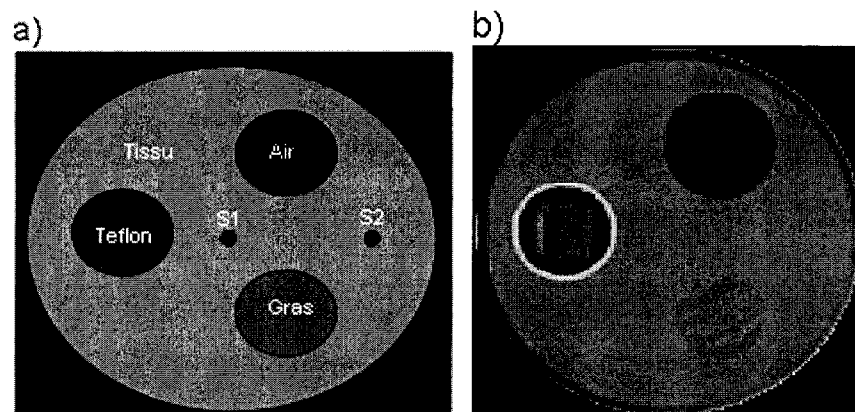
Figure 36. Images TDM a 80 keV obtenues chez l'humain avec le PET/CT : a) Tête ; b) Thorax ; c) Abdomen. Les parties droites et courbées de même que les deux objets apparaissant en bas de la tête sont des parties du lit coulissant dans le scanner et qui supporte le sujet de même qu'un support pour la tête.

7.2. Simulation avec la mire

De façon à comparer les effets des méthodes de segmentation sur les images corrigées pour l'atténué, nous avons simulé par Monte Carlo une image de transmission d'une mire à 80 keV dont les différents milieux représentent le téflon, l'air, et le gras dans un environnement de tissu représenté par le plexiglas, et ce avec des paramètres correspondants du scanner animal de l'Université de Sherbrooke (Lecomte et al., 1996). La simulation Monte Carlo a déjà été validée par des mesures et a servi à plusieurs autres travaux (BENTOURKIA et al., 2009). La mire consiste en un cylindre de 118 mm de diamètre et de 50 mm de longueur, pour s'accommoder avec la profondeur du champ utile du tomographe animal. Elle contient trois cylindres de diamètres égaux à 30 mm dont deux contiennent des matériaux assimilables au Téflon et au gras, et le troisième est laissé vide pour l'air (Figure 37). Les coefficients d'atténuation en mm^{-1} à 80 keV sont de 0.03667 pour le Téflon, 0.01929 pour le tissu, 0.0171 pour le Gras, et $2 \cdot 10^{-5}$ pour l'air. Ces cylindres permettent de simuler l'effet de ces milieux sur la quantification. Par ailleurs, deux cylindres de deux millimètres chacun ont été prévus

pour y insérer des tiges radioactives au FDG et étudier le comportement des photons dans le milieu fait du plexiglas et de ses cylindres de différentes densités. Dans ce calcul, l'évaluation des méthodes ont été appliquées sur les images d'émission corrigées pour l'atténué.

La simulation Monte Carlo de l'image de transmission s'effectue comme suit : on fait tourner une source des photons autour du champ utile du tomographe à des positions représentées au cinquième de chaque détecteur qui a une dimension de 3 mm. À partir de chaque position de la source, N_0 photons sont générés dans des directions aléatoires mais entre les 2 tangentes au champ utile pour respecter la mesure en coïncidence. Pour chaque direction, on suit le photon pendant son trajet le long de la mire. Si un photon effectue une interaction quelconque avec le milieu, on l'ignore et on passe au photon suivant. Si par contre il ne subit aucune interaction, on note le détecteur vers lequel il se dirige où on cumule le nombre de photons détectés N . La simulation se termine lorsque la source fait un tour de 2π autour du champ utile. On reconstruit les projections avec $\ln(N_0/N)$ pour obtenir une image du taux de transmission des photons. Un processus de simulation Monte Carlo similaire permet de générer les images d'émission de la mire pour les sources radioactives S1 et S2 placées à 0 cm et à 4.5 cm du centre de la mire (Figure 37).



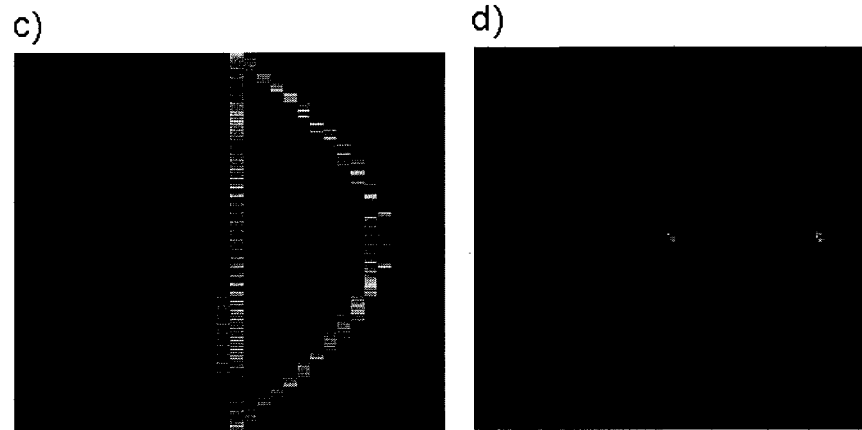


Figure 37. a) Diagramme de la mire simulée pour la transmission et l'émission. b) Image de transmission simulée à 80 keV. c) Sinogramme obtenu par simulation Monte Carlo pour deux tiges radioactives disposées respectivement au centre et à 4.5 cm du centre de la mire en a). d) Image d'émission reconstruite à partir du sinogramme en c) par l'algorithme MLEM.

CHAPITRE 8

RÉSULTATS ET DISCUSSION

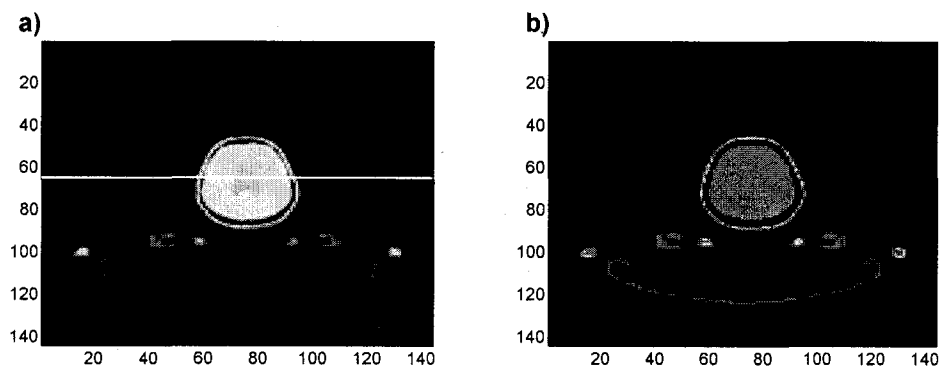
8.1. Segmentation par K-means, Fuzzy C-means, Espérance-Maximisation et ondelettes

Les procédures de calculs étant similaires pour KM et FCM où les calculs se font directement sur les images TDM, les figures 38 à 40 et 42 à 44 montrent respectivement les segmentations avec KM et FCM sur les coupes du cerveau, du thorax et de l'abdomen. Pour chaque coupe des profils ont été aussi affichés en comparaison avec la mesure non-segmentée. La segmentation de la mire est présentée dans les figures 41 et 45 pour KM et pour FCM, respectivement.

La figure 46 montre l'histogramme de l'image TDM avec les différents tissus représentés avec des gaussiennes ainsi que leur somme ajustant l'histogramme global produit par la segmentation avec le maximum de vraisemblance. Les groupes de pixels ainsi déterminés par ces gaussiennes forment les agrégats sur l'image segmentée. Pareillement à KM et FCM, les figures 47 à 50 montrent les images segmentées avec EM du cerveau, du thorax, de l'abdomen et de la mire.

Les mêmes coupes ont été segmentées par la technique des ondelettes. Rappelant que cette approche nécessite la décomposition de l'image TDM en coefficients d'ondelettes, et les coefficients d'approximation ainsi obtenus ont servi à la segmentation par EM. Enfin, les coefficients des détails ont été mis à zéros et l'ensemble des coefficients d'approximation segmentés et des détails ont permis la reconstruction par la transformation inverse des ondelettes afin d'obtenir les images segmentées. La figure 51 montre deux images du thorax non segmentée et segmentée par les ondelettes et la figure 52 montre les coefficients d'ondelette de l'image du thorax. La figure 53 présente les images de la mire non-segmentée et segmentée.

Nous avons aussi procédé à la décomposition de l'histogramme de l'image TDM du thorax en gaussiennes afin de délimiter les différents tissus, mais cette fois-ci nous avons appliqué les ondelettes continues directement sur l'histogramme (Figure 54). Ainsi nous avons pu isoler et reproduit un tissu d'intérêt comme le montre la figure 55. Ici, comme dans le cas de la segmentation avec EM, les fonctions représentant deux tissus ou plus peuvent se recouvrir (par exemple les signaux se recouvrent au niveau de l'intensité 40 et 180 dans la figure 54). Dans ce cas, il existe des pixels appartenant à deux tissus ou plus mais ayant des intensités comparables. Il est alors possible de les affecter à tel ou tel tissu selon leur situation spatiale dans l'image, ou bien selon le poids de leur intensité dans l'une ou l'autre des gaussiennes. Dans de tels cas, nous avons opté pour affecter ces pixels d'un coefficient d'atténuation pondéré par le poids d'appartenance à l'un ou l'autre des tissus selon leur poids dans les gaussiennes. Ainsi ces pixels représentent un mélange de tissu. Ceci est d'autant vrai que le volume de tissus englobé par un pixel peut réellement provenir de différents tissus. La figure 56 montre un exemple situant les pixels appartenant à deux tissus différents, et se trouvent spatialement aux abords des agrégats de tissus.



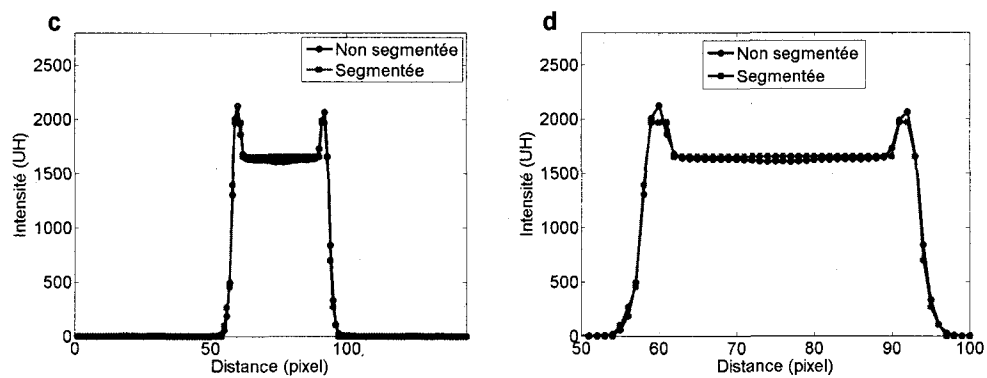


Figure 38. a) Coupe transversale de l'image de transmission du cerveau humain. b) Image en a) segmentée à l'aide de KM. c) Profil horizontal à la ligne 65 (ligne blanche) passant par le centre des images non segmentée et segmentée précédentes. d) Grossissement des profils d'intensité mettant en évidence les effets de la segmentation par KM.

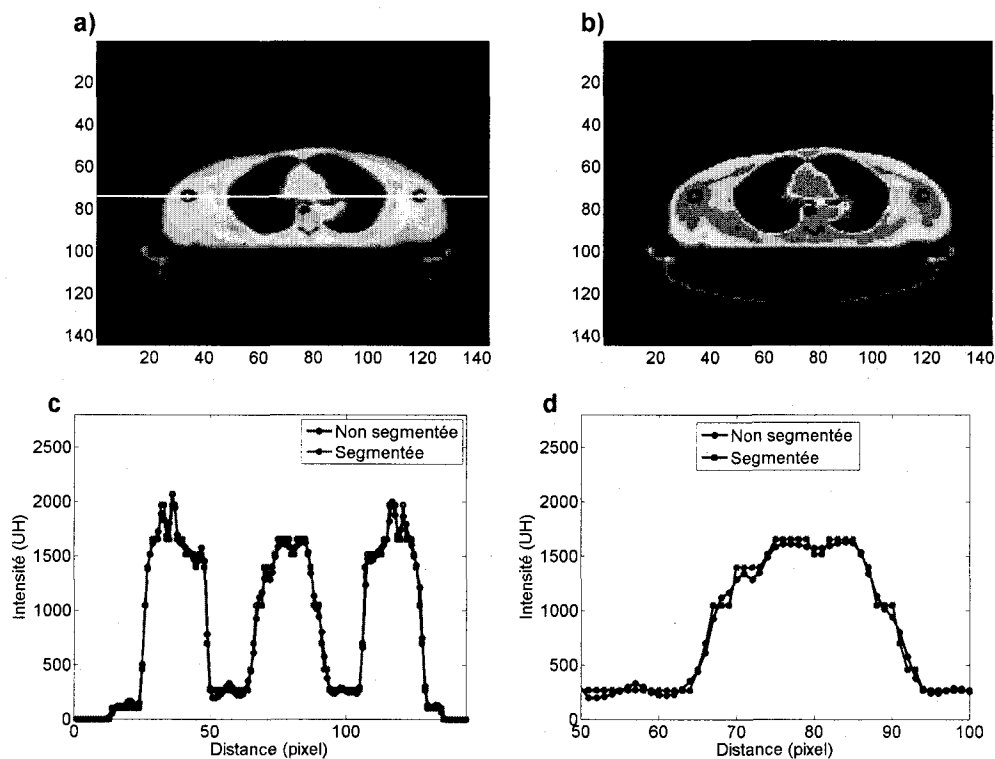


Figure 39. a) Coupe transversale de l'image de transmission au niveau du thorax humain. b) Image en a) segmentée à l'aide de KM. c) Profil horizontal à la ligne 74 (ligne blanche en a)). d) Grossissement des profils d'intensité mettant en évidence les effets de la segmentation par KM.

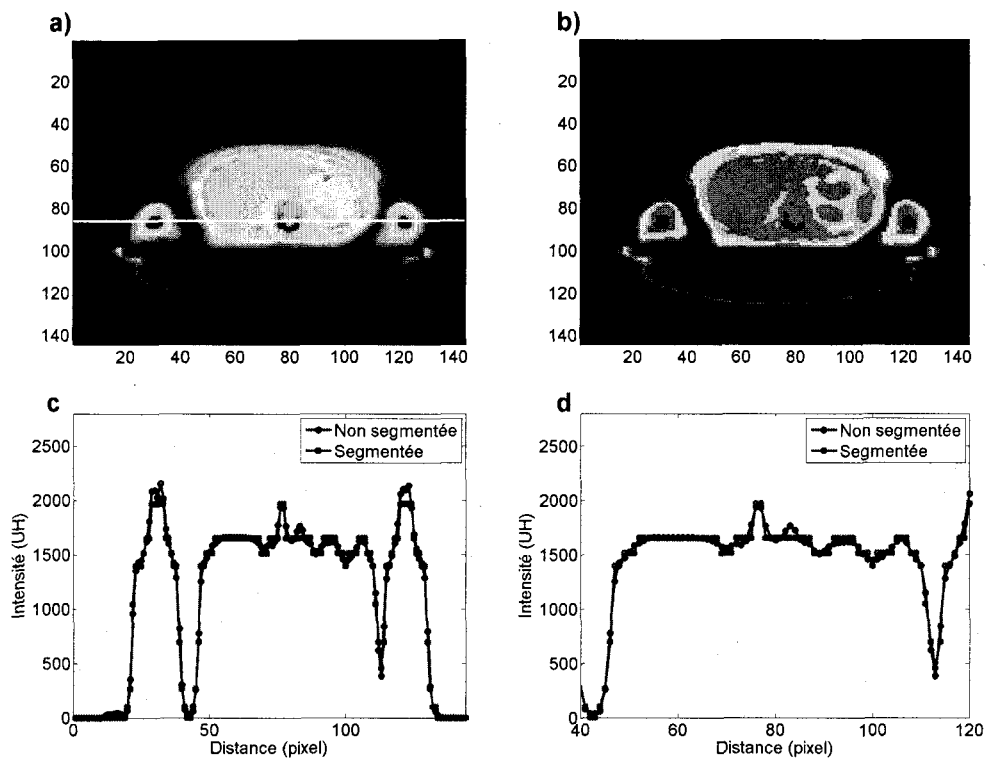


Figure 40. a) Coupe transversale de l'image de transmission au niveau de l'abdomen humain. b) Image en a) segmentée à l'aide de KM. c) Profil horizontal à la ligne 86 (ligne blanche en a)). d) Grossissement des profils d'intensité mettant en évidence les effets de la segmentation par KM.

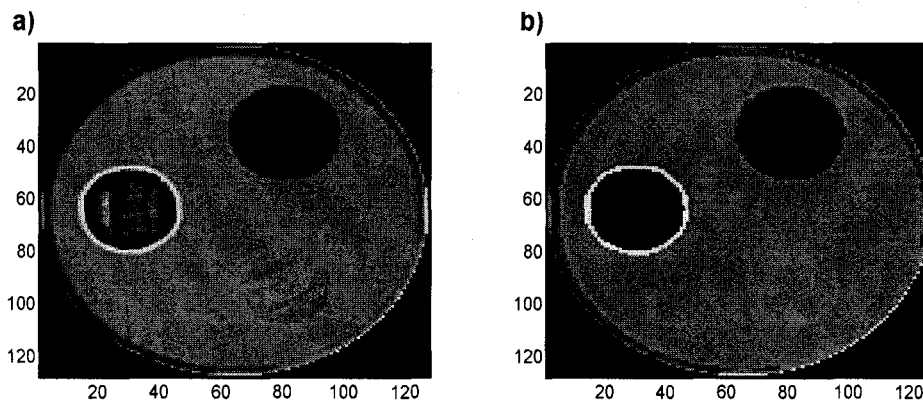


Figure 41. a) Image de la mire simulée par Monte Carlo. b) Image en a) segmentée à l'aide de KM.

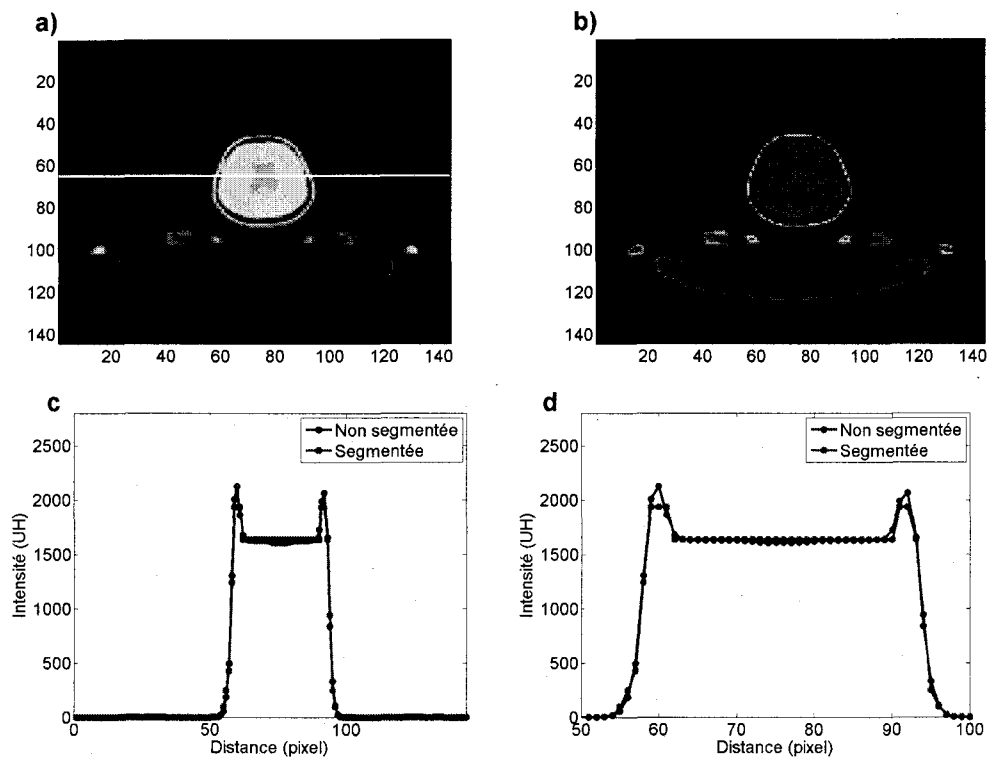


Figure 42. a) Coupe transversale de l'image de transmission du cerveau humain. b) Image en a) segmentée à l'aide de FCM. c) Profil horizontal à la ligne 65 (ligne blanche) passant par le centre des images non segmentée et segmentée précédentes. d) Grossissement des profils d'intensité mettant en évidence les effets de la segmentation par FCM.

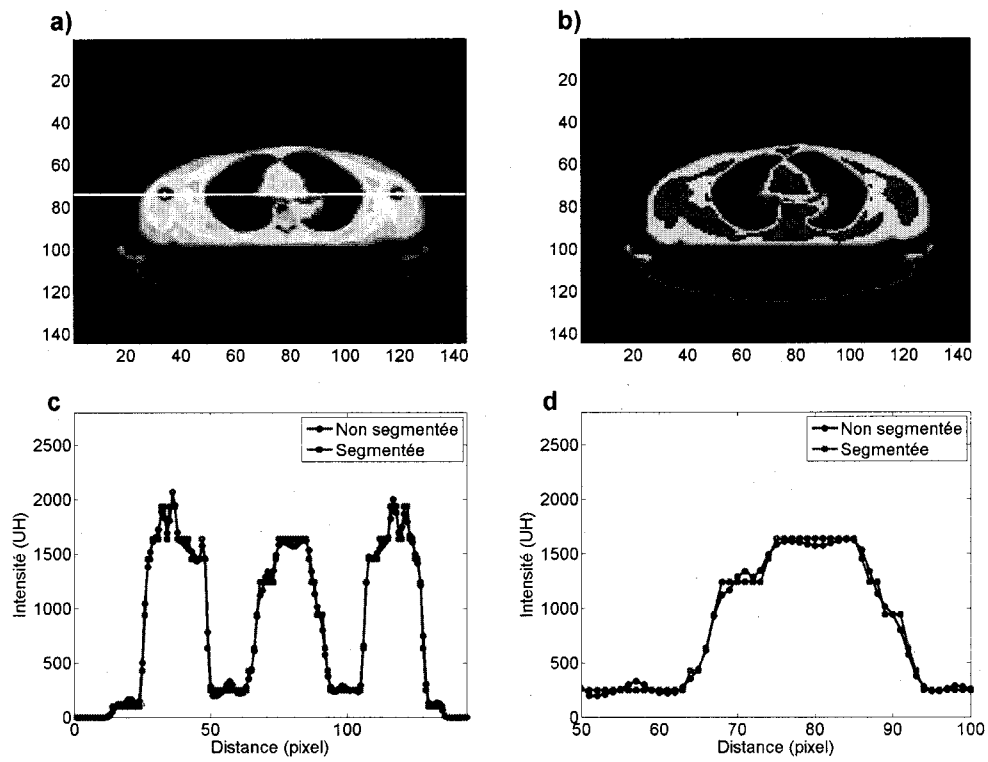


Figure 43. a) Coupe transversale de l'image de transmission au niveau du thorax humain. b) Image en a) segmentée à l'aide de FCM. c) Profil horizontal à la ligne 74 (ligne blanche en a)). d) Grossissement des profils d'intensité mettant en évidence les effets de la segmentation par FCM.

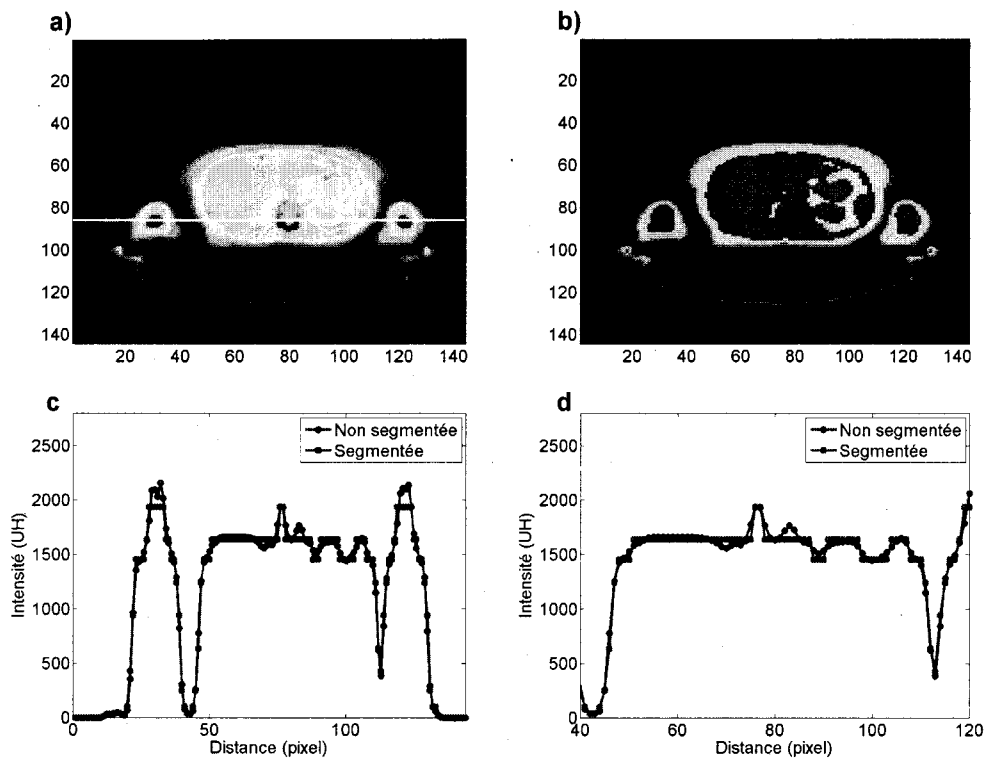


Figure 44. a) Coupe transversale de l'image de transmission au niveau de l'abdomen humain. b) Image en a) segmentée à l'aide de FCM. c) Profil horizontal à la ligne 86 (ligne blanche en a)). d) Grossissement des profils d'intensité mettant en évidence les effets de la segmentation par FCM.

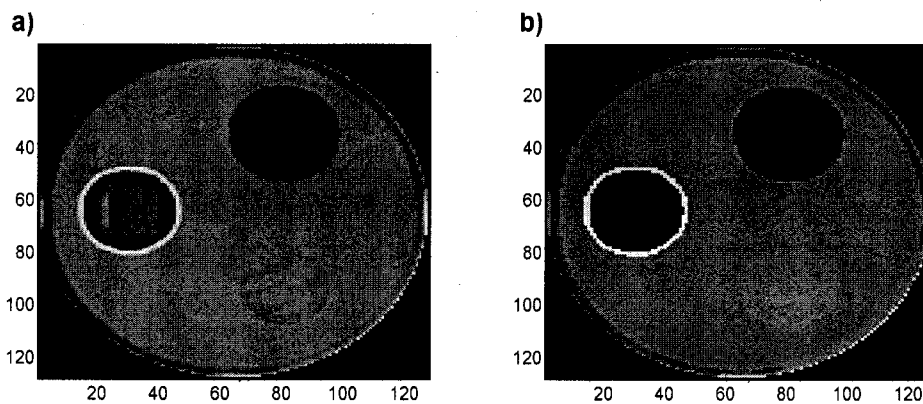


Figure 45. a) Image de la mire simulée par Monte Carlo. b) Image en a) segmentée à l'aide de FCM.

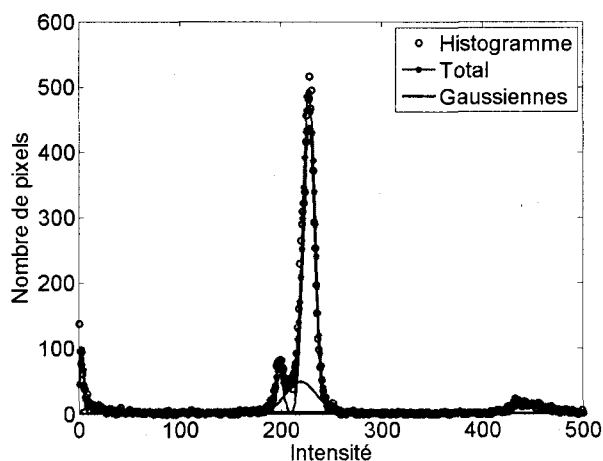


Figure 46. Histogramme d'une image de transmission (en bleu), fonctions gaussiennes séparées (en noir), et la somme des fonctions gaussiennes (en rouge). Les fonctions gaussiennes ont été déterminées par EM et représentent les agrégats des différents tissus.

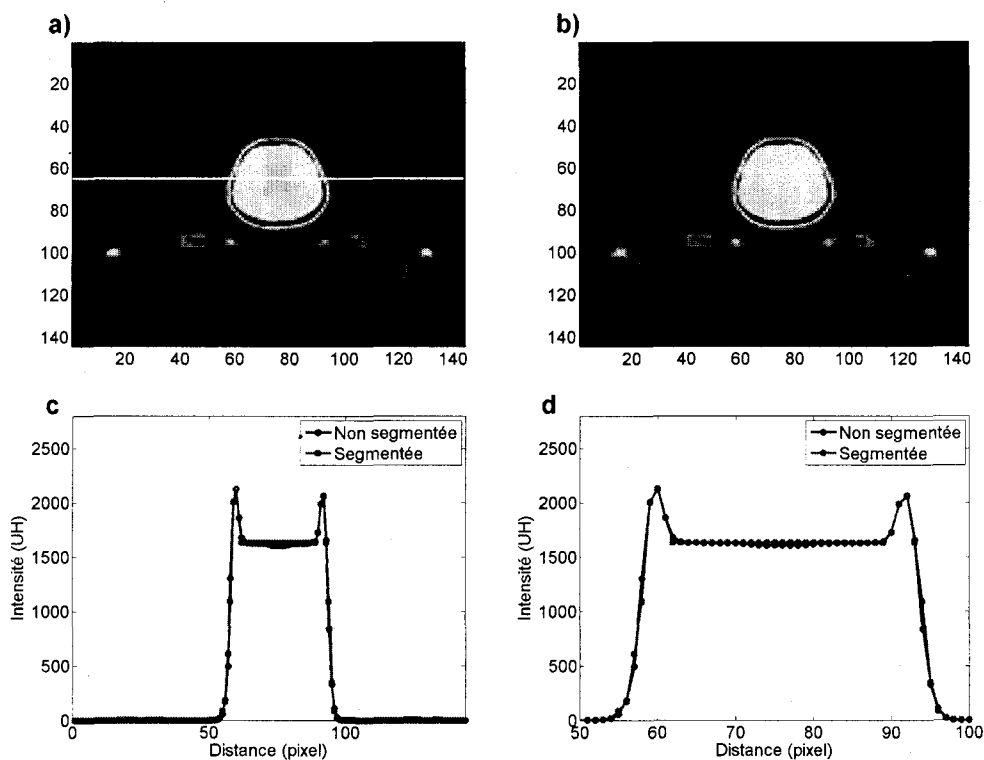


Figure 47. a) Coupe transversale de l'image de transmission du cerveau humain. b) Image en a) segmentée à l'aide de EM. c) Profil horizontal à la ligne 65 (ligne blanche) passant par le centre des images non segmentée et segmentée précédentes. d) Grossissement des profils d'intensité mettant en évidence les effets de la segmentation par EM.

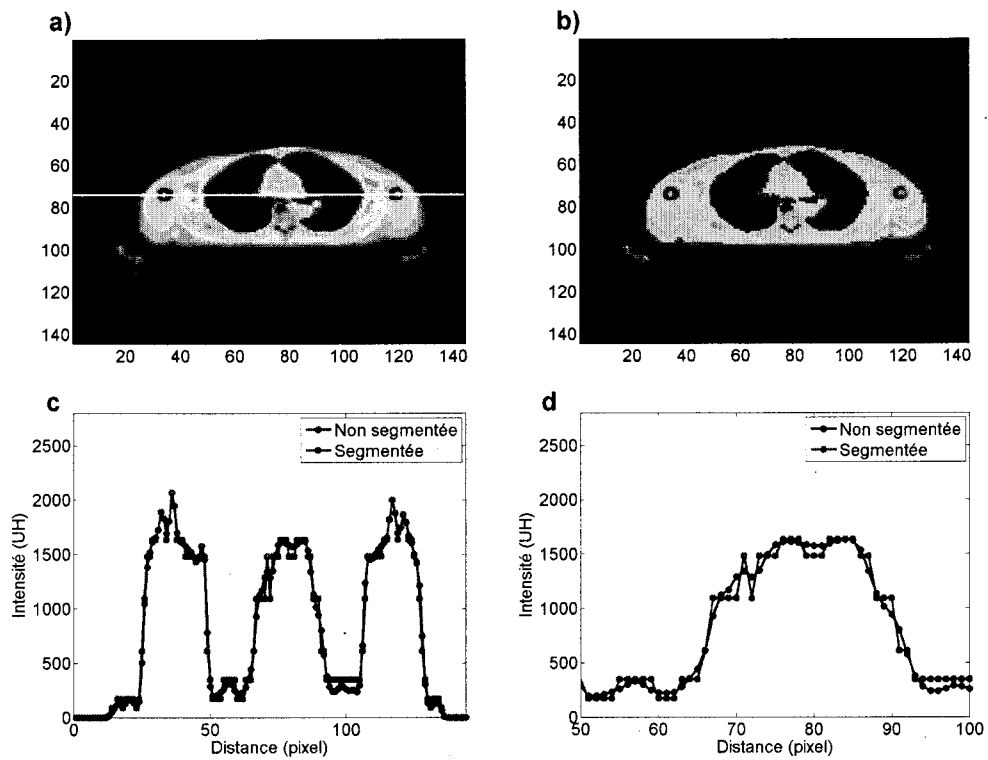


Figure 48. a) Coupe transversale de l'image de transmission au niveau du thorax humain. b) Image en a) segmentée à l'aide de EM. c) Profil horizontal à la ligne 74 (ligne blanche en a)). d) Grossissement des profils d'intensité mettant en évidence les effets de la segmentation par EM.

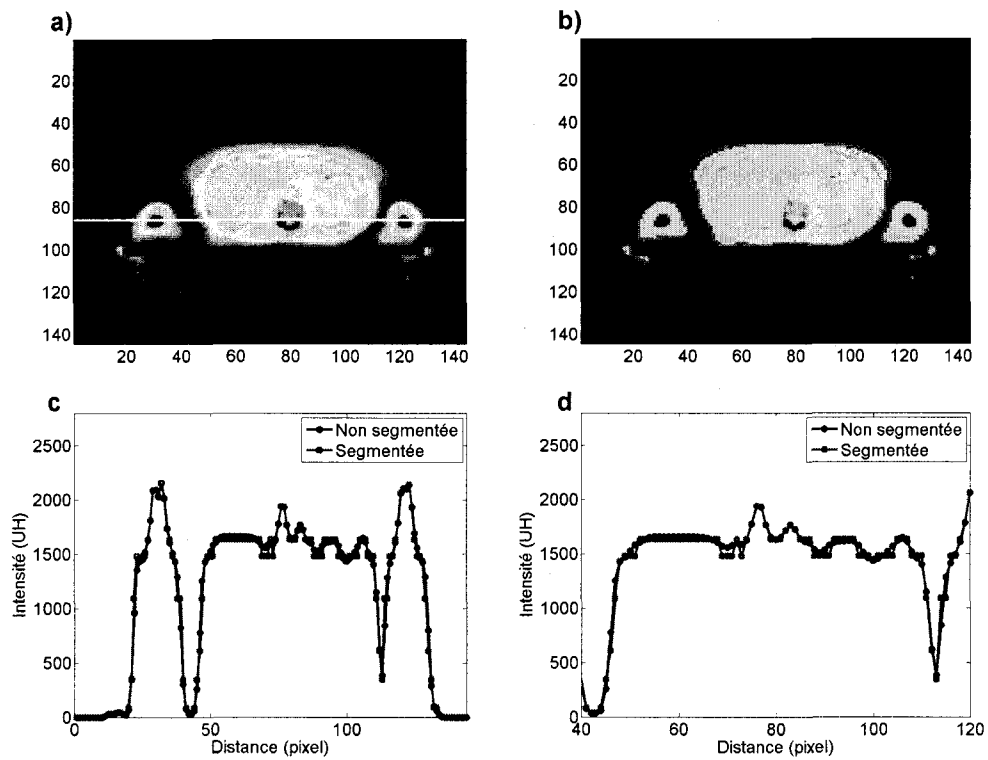


Figure 49. a) Coupe transversale de l'image de transmission au niveau de l'abdomen humain. b) Image en a) segmentée à l'aide de EM. c) Profil horizontal à la ligne 86 (ligne blanche en a)). d) Grossissement des profils d'intensité mettant en évidence les effets de la segmentation par EM.

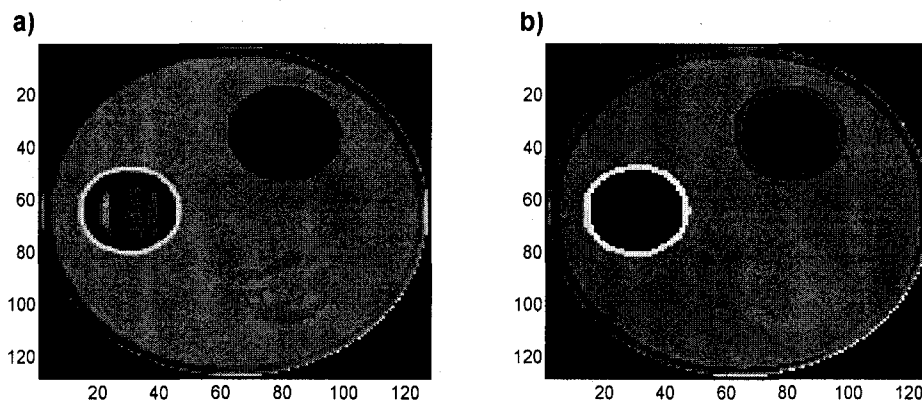


Figure 50. a) Image de la mire simulée par Monte Carlo. b) Image en a) segmentée à l'aide de EM.

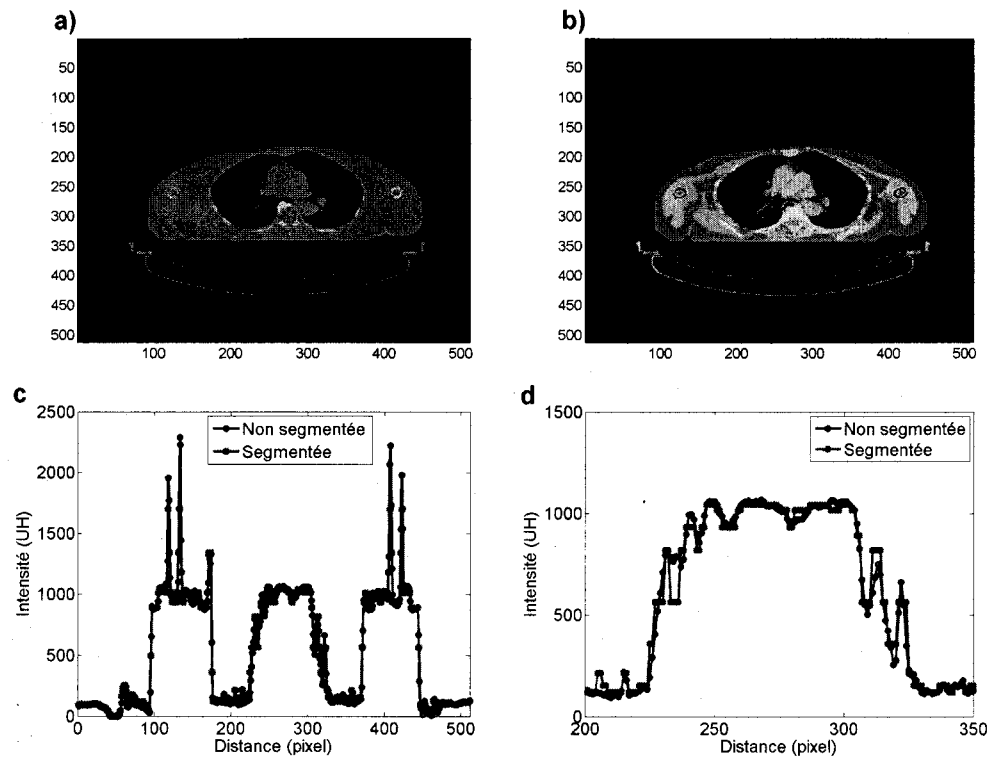


Figure 51. a) Image d'une section transversale du thorax humain. b) Image reconstruite des coefficients d'approximation des ondelettes segmentés. c) Profils à travers les images non-segmentées et segmentées, et d) grossissement sur les profils en c).

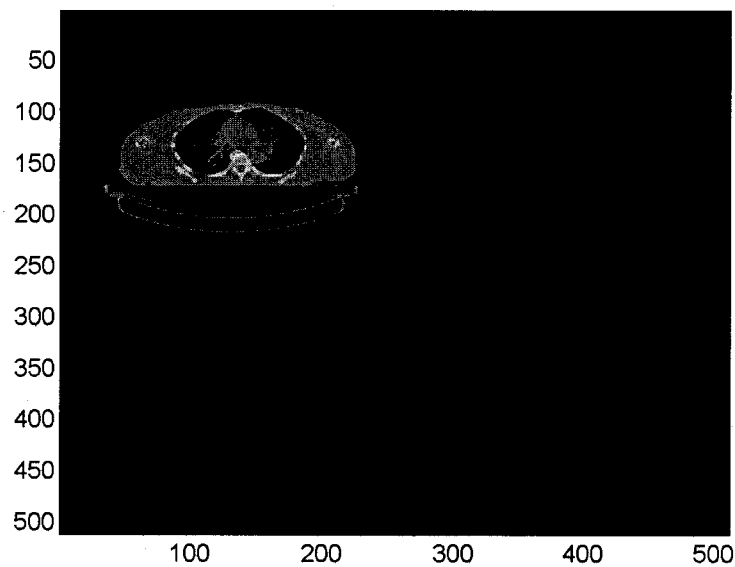


Figure 52. L'application de l'ondelette de Haar au niveau 1 sur l'image de la tranche du thorax humain génère les coefficients d'approximation, et trois ensembles de coefficients de détails.

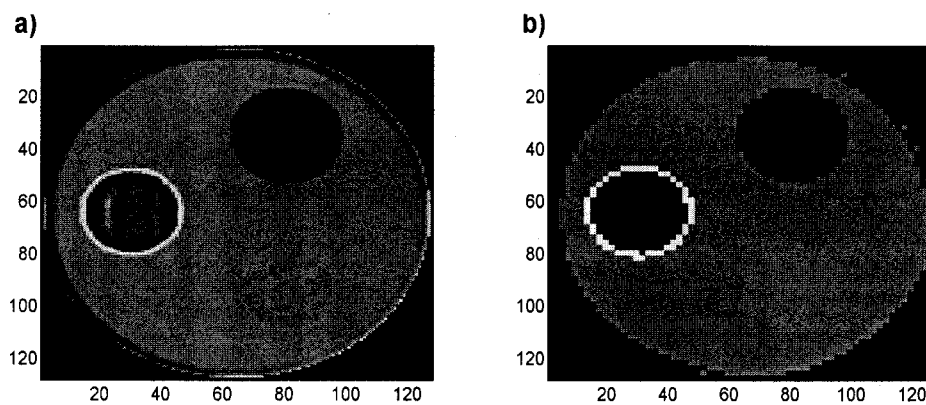


Figure 53. a) Image de la mire simulée par Monte Carlo, et b) image en a) segmentée par l'approche des ondelettes.

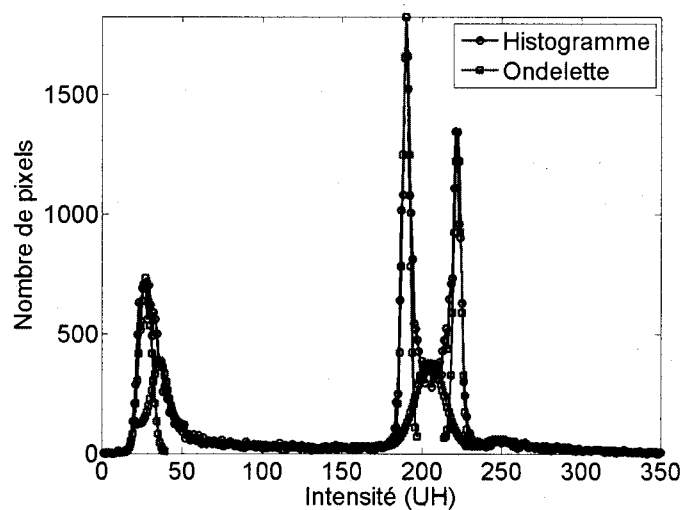


Figure 54. Décomposition de l'histogramme d'une image TDM par des ondelettes gaussiennes. L'ondelette permet de délimiter chaque organe sur l'histogramme selon la position du sommet de son pic et de sa largeur.



Figure 55. a) Les pixels du tissu mou, b) du tissu adipeux, et c) frontière entre les deux tissus sont déterminés à l'aide d'ondelettes gaussiennes.

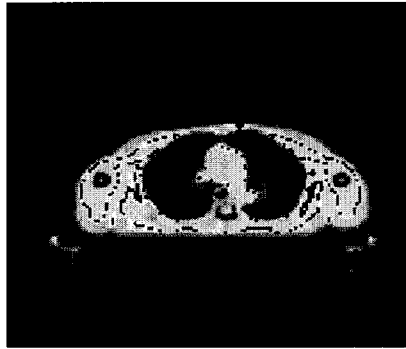


Figure 56. On peut représenter sur une image de transmission les pixels frontières identifiés par les ondelettes gaussiennes.

8.2. Comparaison entre les approches de segmentation

8.2.1. Mesures avec le sujet humain

La figure 57 regroupe les images segmentées par les quatre approches étudiées et l'image TDM utilisée pour la correction de l'atténué générée par les algorithmes du fabricant du TEP/TDM (Figure 57e). Nous avons tenté de comprendre comment cette image a été produite en se servant de la même image avant transformation que nous avons lissée par une convolution avec une gaussienne (Figure 57f) et le résultat paraît concordant. Il nous apparaît que cette image n'a pas été segmentée mais tout simplement lissée pour réduire le bruit lors de la production des coefficients d'atténuation à 511 keV et ainsi limiter le bruit sur les images TEP. Dans les images segmentées (Figure 57 a-d), la texture et la continuité des agrégats de même que le contraste apparaissent légèrement différents d'une image à l'autre. Selon les profils des Figures 38c, 39c et 40c, et des Figures 42c, 43 c et 44c, KM et à un degré moindre FCM, uniformisent les intensités des objets de façon à attribuer une valeur commune aux pixels du même agrégat. Cependant, les ondelettes suivies de EM paraissent préserver l'allure des profils tout en les lissant mieux que EM (Figures 47c, 48c et 49c pour EM et 51c pour les ondelettes). Ainsi, l'image segmentée par l'approche des ondelettes est plus fidèle à l'image des intensités produite par la TDM mais avec moins de bruit.

Nous avons tracé quatre régions d'intérêt sur quatre tissus différents, soient le gras, le poumon, le cœur et l'os (Figure 58). Nous avons reporté ces mêmes régions sur les images segmentées et les moyennes et les écarts-types sont indiqués dans le Tableau 6. Dans ce tableau, TDM est l'image produite par le TDM en UH. On note que la variation de KM est nulle (sauf pour le cœur où la région d'intérêt comprendrait probablement plus d'un agrégat) en conformité avec les remarques sur les profils ci-dessus. Pour les autres méthodes, l'ondelette paraît générer des agrégats avec moins de bruit pour les tissus les plus atténuateurs comme l'os sans perdre la discrimination des agrégats (Figures 51b), sachant que les objets les plus atténuateurs sont ceux qui produisent le plus de bruit.

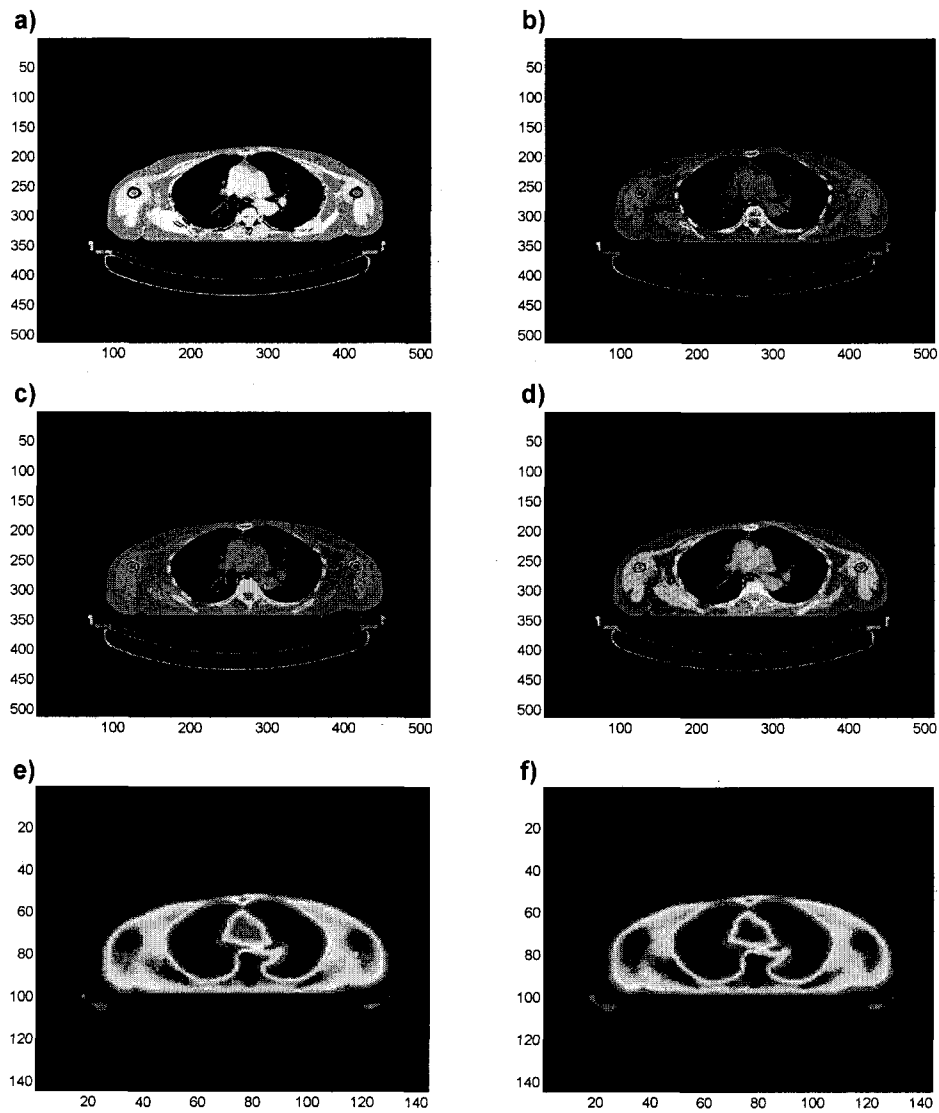


Figure 57. Images segmentées avec : a) KM; b) FCM; c) EM et d) ondelettes. L'image en e) est l'image obtenue après segmentation par les algorithmes implantés par le fabricant dans le TEP/TDM. L'image en f) est une image de transmission, rapportée à la résolution des images TEP, que nous avons lissée avec une gaussienne montrant une même texture que l'image en e).

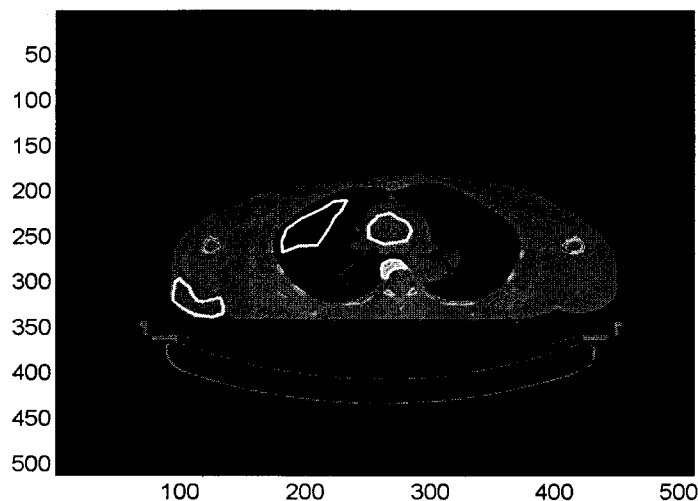


Figure 58. Image TDM du thorax montrant l'emplacement des régions d'intérêt en blanc tracées sur le gras, le poumon, le cœur et l'os.

Tableau 6. Comparaison des moyennes et des écarts des pixels dans les régions d'intérêt (Figure 58) et selon la mesure TDM non segmentée (TDM) et les images segmentées par KM, FCM, EM et ondelettes.

	Tissue	Poumons	Coeur	Os
TDM	891 ± 6	1038 ± 6	124 ± 18	1625 ± 104
KM	905 ± 0	1049 ± 0	123 ± 18	1524 ± 0
FCM	892 ± 2	1048 ± 6	123 ± 19	1568 ± 130
EM	893 ± 3	1038 ± 5	128 ± 14	1559 ± 119
Ondelettes	892 ± 3	1039 ± 4	130 ± 13	1539 ± 96

8.2.2. Simulations avec la mire

Les images de la Figure 59 sont des images segmentées et converties en coefficients d'atténuation afin d'être utilisées pour la correction des images TEP pour le rayonnement atténué. Les cylindres atténuateurs apparaissent bien déterminés pour les quatre approches sauf le cylindre représentant le gras (cylindre du bas) où il apparaît bruité pour la segmentation avec EM (Figure 59c). Concernant la mire elle-même faite de plexiglas, l'approche par EM et par les ondelettes génèrent moins de bruit. L'approche des ondelettes offre donc le meilleur résultat.

Des régions d'intérêt ont été tracées sur chacun des milieux atténuateurs comme l'indique la Figure 60, et les moyennes des pixels calculées à l'intérieur de ces régions d'intérêt dans les images des coefficients d'atténuation à 511 keV sont rapportées dans le Tableau 7. Les valeurs ainsi trouvées se rapprochent des valeurs données par les tables, soient (en mm^{-1}) : Téflon: 0.018; air: $1.03 \cdot 10^{-5}$; gras : 0.0092 ; et le tissu : 0.0107. Les variations étant très faibles n'ont pas été rapportées dans ce tableau.

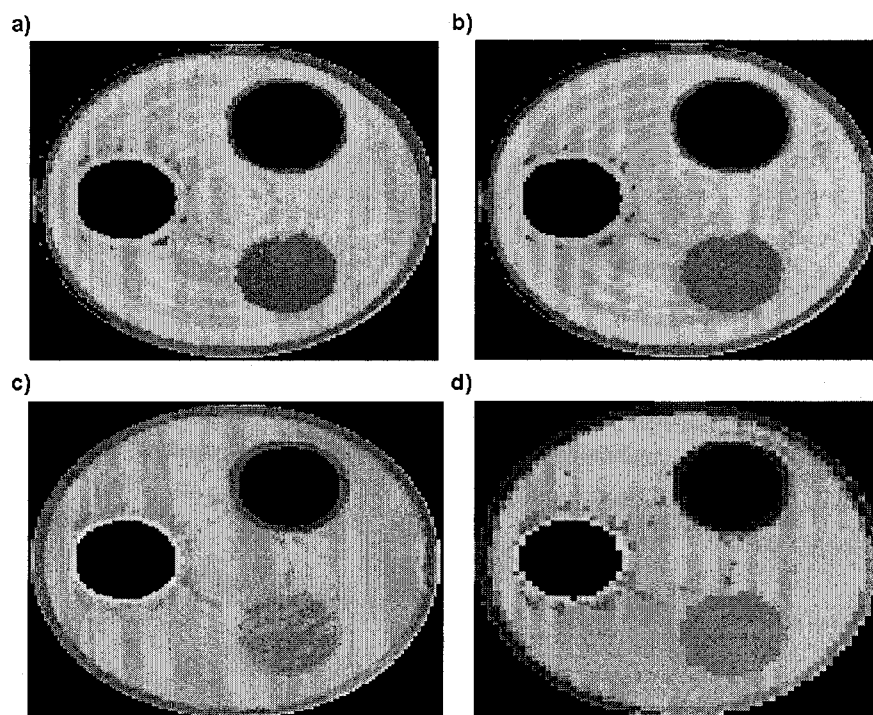


Figure 59. Images des coefficients d'atténuation linéaire à 511 keV déduites des segmentations d'images par : a) KM ; b) FCM; c) EM et d) ondelettes.

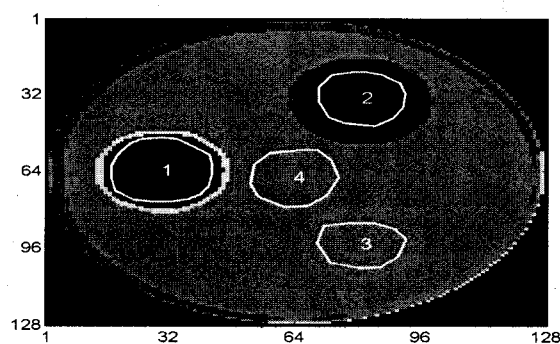


Figure 60. Image de la mire avec les quatre régions d'intérêt identifiées et utilisées dans le tableau 7.

Tableau 7. Comparaison des moyennes et des écarts des pixels dans les régions d'intérêt (Figure 60) et selon la mire simulée et les images segmentées par KM, FCM, EM et ondelettes. Les pixels de ces images sont des coefficients d'atténuation à 511 keV. Les écarts ont été trouvés très faibles dans toutes les régions et pour toutes les approches de segmentation.

	Téflon	Air	Huile (gras)	Plexiglas Tissu
Mire	0.01561	10^{-5}	0.00892	0.00989
KM	0.01666	0.00054	0.00928	0.01034
FCM	0.01665	0.00055	0.00931	0.01034
EM	0.01669	0.00032	0.00961	0.01031
Ondelettes	0.01663	0.00038	0.00951	0.01031

8.2.3. Correction de l'atténué

Connaissant les coefficients d'atténuation à 511 keV au niveau de chaque pixel de l'image de la mire, et connaissant les images d'émission des sources linéaires, nous avons donc procédé à la correction de l'atténué. La Figure 61 montre les images des deux sources linéaires pour la segmentation obtenue avec les quatre approches, et la Figure 62 montre les profils à travers ces deux sources où l'on observe un gain en amplitude comparable pour l'ensemble des méthodes de segmentation. Notons que la différence des résultats produits par les quatre approches de segmentation n'est pas perceptible sur les images des sources linéaires corrigées pour l'atténué. Ceci est due au fait que le rayonnement atténué n'est pas très important pour les dimensions du tomographe animal, et qu'il fallait mesurer des objets émetteurs de radioactivités de différentes formes et concentrations, ce qui complique la simulation Monte Carlo.

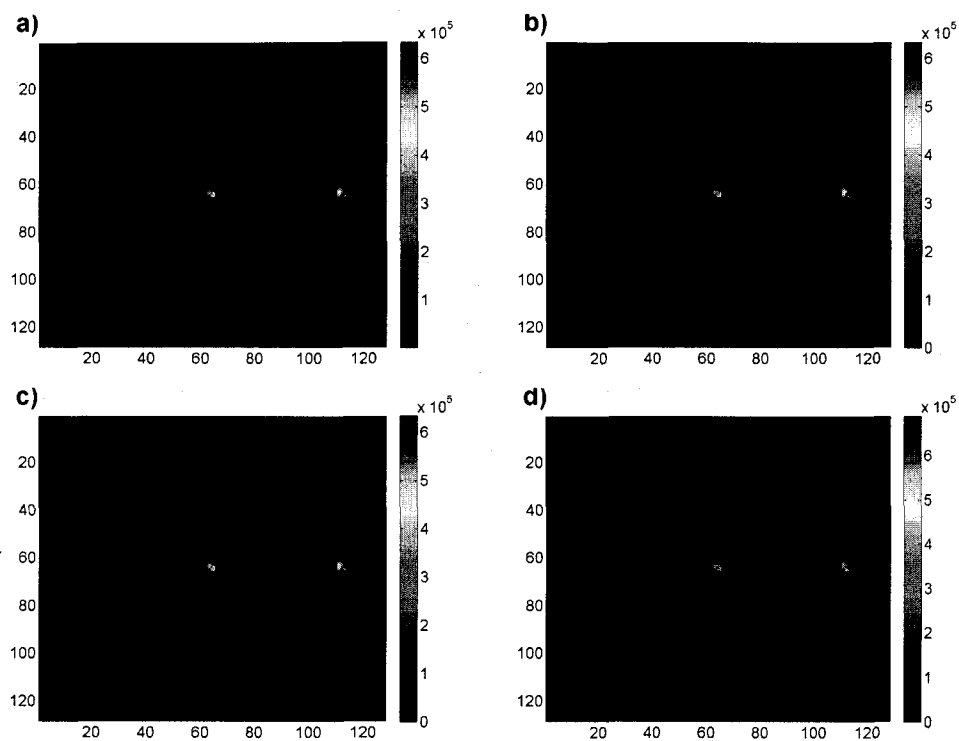


Figure 61. Images reconstruites à partir de sinogrammes de l'image d'émission simulée corrigés pour l'atténué : a) KM, b) FCM, (c) EM, et (d) ondelettes.

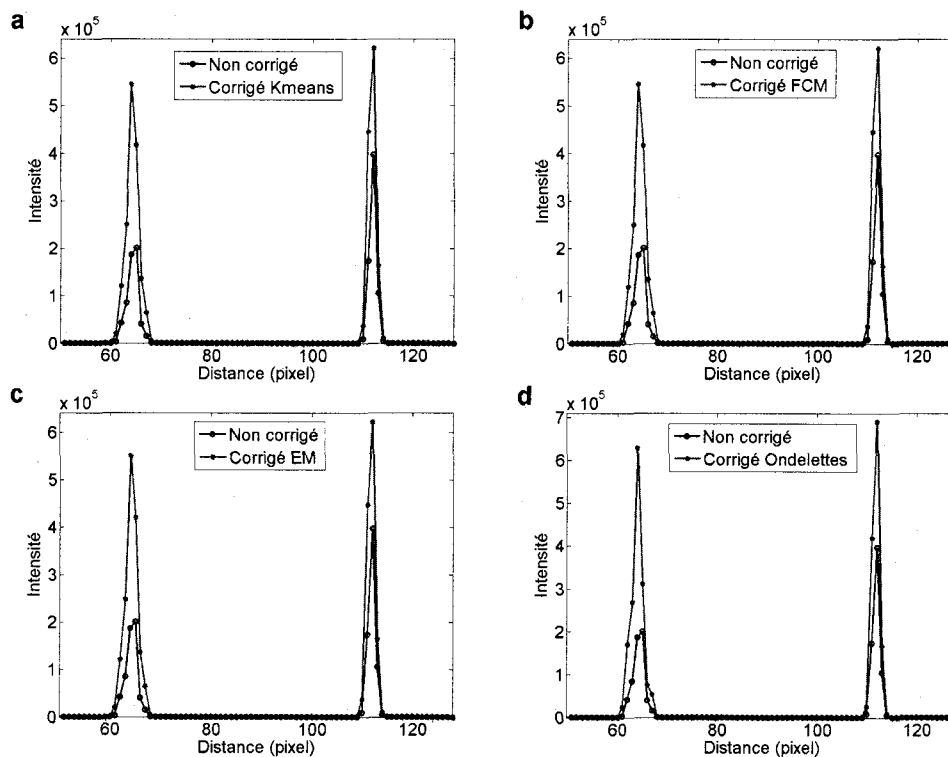


Figure 62. Profils pris sur les images d'émission à travers les deux sources linéaires de la figure 61 après que l'image de transmission ait été segmentée par : a) KM, b) FCM, c) EM et (d) ondelettes.

Dans le but de corriger les images TEP pour le rayonnement atténué, il est essentiel de segmenter les mesures de transmission obtenues par TDM ou par source rotative. La TDM produit des images de transmission de haute résolution et en très peu de temps. Ces images servent aussi pour la coregistration avec les images TEP pour une meilleure localisation des tissus mesurés par la TEP. Cependant, les images de transmission TDM acquises à des énergies entre 40 et 120 keV devraient être segmentées et converties en coefficients d'atténuation à 511 keV.

Nous avons proposé dans ce mémoire une approche basée sur un couplage entre la technique des ondelettes et l'Espérance-Maximisation pour segmenter les images TDM. Nous avons comparé cette nouvelle approche aux techniques déjà connues et rapportées dans la littérature, soient KM, FCM et EM. L'avantage de la technique par ondelettes est qu'elle procède déjà à un type de segmentation en isolant le bruit des intensités du signal, en même temps l'image est compressée (réduite de moitié en terme de dimensions). La suppression du bruit, sans perte de résolution, permet une correction de l'atténué avec moins d'amplification du bruit comparativement aux autres méthodes.

Avec K-means, on reproduit relativement bien la mire à l'exception du spot rempli d'air. Par ailleurs, la segmentation avec Fuzzy C-means donne à peu près le même résultat qu'avec K-means. Quant à l'algorithme EM, l'application de fonctions gaussiennes à l'histogramme permet de constater qu'il n'identifie pas correctement le téflon, alors que le gras et le tissu sont bien identifiés. Mais à titre de comparaison, la moyenne des intensités dans une région pratiquée dans le bruit de fond est non nulle pour l'image non segmentée, mais nulle pour l'image segmentée. D'autres parts après segmentation, chaque région d'un milieu donné est affectée de son coefficient d'atténuation et le bruit est éliminé. Les tissus similaires correspondent à des intensités similaires dans l'image. Mais à cause du gradient d'intensité,

des tissus similaires peuvent correspondre à un intervalle d'intensités différentes. L'application des ondelettes aux images de transmission TDM avant segmentation réduit drastiquement et de façon élégante la propagation du bruit des données de transmission vers celles d'émission, tout en préservant toutes les informations médicales présentes dans les images. La technique de décomposition d'histogrammes par des ondelettes continues n'aura tout son poids que lorsque l'on sera capable, après délimitation d'organes par des ondelettes gaussiennes, de reconstituer totalement l'histogramme sur lequel on les a appliquées, surtout au niveau des os qui sont plus atténuateurs et dont l'histogramme est étendu.

Le cerveau humain produit une atténuation presque uniforme à cause d'une différence relativement faible entre les structures qui le constitue sauf pour les os crâniens, tandis que le thorax produit une atténuation très hétérogène à cause des densités très différentes des structures telles que le tissu mou, le tissu adipeux, le poumon et les os. On peut penser la même chose mais à un degré moindre pour l'abdomen. La segmentation est cruciale dans ces cas non seulement pour la diversification des tissus mais aussi pour leur étendue et leur pouvoir atténuateur et par conséquent ils contribuent par le bruit à l'imprécision sur les images d'émission TEP. Dans les scanners pour petits animaux, malgré la très faible étendue des organes traversés par les photons, on mesure quand même une atténuation non négligeable qui est susceptible d'influer de façon notable sur la quantification des images.

Les segmentations utilisées dans ce mémoire sont non supervisées, c'est-à-dire basées sur la non connaissance préalable du nombre d'agrégats présents dans une tranche d'image TDM. Ceci est dû à la complexité et au chevauchement des tissus en terme d'intensité dans les images, ce qui biaise les agrégats obtenus, vers le haut ou vers le bas selon que le nombre d'agrégats est surestimé ou sous-estimé. À cause du gradient d'intensité, des tissus similaires peuvent correspondre à des intervalles d'intensités différentes.

CONCLUSIONS

En imagerie TEP quantitative, la correction du rayonnement atténué est primordiale. Cette correction repose sur la mesure des images de transmission pour la connaissance de la densité et de l'étendue des différents tissus constituant la tranche du sujet étudiée. Les images de transmission sont converties en coefficients d'atténuation ou ultimement en rapport de restauration du rayonnement atténué. Ce processus nécessite la segmentation des images de transmission pour la détermination des différents tissus traversés par les photons.

Des quatre processus de segmentation appliqués dans ce mémoire, soient K-means (KM), Fuzzy C-means (FCM), l'Espérance-Maximisation (EM) et la décomposition par les ondelettes de Haar suivie de l'Espérance-Maximisation (OEM), OEM semble donner un meilleur résultat en termes de contraste et de résolution. De plus, on constate que l'amplitude de correction obtenue grâce à ce procédé est préférable à tous les autres cas étudiés dans ce travail. La perspective qui mériterait d'être explorée consisterait à segmenter l'image de transmission par des ondelettes continues puis d'utiliser cette image segmentée pour procéder à la correction de l'atténuation. Cette procédure aura l'avantage de minutieusement délimiter les divers organes présents dans une structure, permettant le rehaussement du contraste, et d'améliorer l'exactitude quantitative et la détectabilité des lésions profondes par une correction de l'atténué plus efficace.

Nous avons démontré l'utilité de nos méthodes proposées dans la segmentation d'images médicales en les appliquant à la segmentation des images du cerveau, du thorax et de l'abdomen humains. Les segmentations nous ont permis une réduction claire de la propagation du bruit des images de transmission dans les images d'émission, permettant une amélioration de la détection des lésions, et améliorant les diagnostics en médecine nucléaire. Espérons que les ondelettes continues deviennent un domaine actif et productif de recherche

pour l'élimination du bruit des données de transmission avant toute utilisation subséquente pour la correction des images d'émission.

REMERCIEMENTS

À mon directeur de recherche, le Dr M'hamed Bentourkia, pour m'avoir offert l'opportunité d'effectuer ce diplôme dans son laboratoire, mais aussi pour son ineffable soutien et son extrême disponibilité. Grâce à lui, j'ai énormément appris.

À Otman Sarrhini, dont les conseils et l'aide m'ont été d'un inestimable secours.

À Éric Lavallée et Esteban pour les images TEP/TDM.

À tout le personnel du Centre d'Imagerie Métabolique (CIMS) du centre de recherche clinique Etienne Lebel pour leur disponibilité.

À mon feu père Théodore Podié, ma mère Rachel Tuebou, ma sœur Nadine, son époux André kwam, ma nièce Johanne, mes frères Alain, Brice et Cédric.

À ma cousine Albertine Simo, son époux Simo Jean-bertos et mes nièces Manuella et Ange-Sarah.

À toute ma famille et mes amis.

RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- Ambroise, C., Govaert, G. Spatial clustering and the EM algorithm. <http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/summary?doi=10.1.1.55.1035>.
- Bai, C., Kinahan, P.E., Brasse, D., Comtat, C., Townsend, D.W., Meltzer, C.C., Villemagne, V., Charron, M., Defrise, M. (2003). An analytic study of the effects of attenuation on tumor detection in whole-body PET oncology imaging. *Journal of Nuclear Medicine* 44 (11): 1855-1861.
- Bendriem, B., Townsend, D. (1998). The theory and practice of 3D PET. *Springer*, 167 p.
- Beni, G., Liu, X. (1994). A least biased fuzzy clustering method. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence* 16 (9): 954-960.
- Bentourkia, M., Laribi, M., Lakinsky, E., Cadorette, J. (2002). Scatter restoration in PET imaging. *Nuclear Science Symposium Conference Record 2*: 1075-1079.
- Bentourkia, M., Sarrhini, O. (2009). Simultaneous attenuation and scatter correction in small animal PET imaging. *Computerized Medical Imaging and Graphics* 33(6): 477-488.
- Bezdek, J.C. (1981). Pattern recognition with fuzzy objective function algorithms. *Plenum Press, New York*, 256 p.
- Bilger, K., Adam, L.E., Karp, J.S. (2001). Segmented attenuation correction using ^{137}Cs single photon transmission. *IEEE Nuclear Science Symposium Record 4*: 2095-2099.
- Boudraa, A.O., Arzi, M., Sau, J., Champier, J., Hadj-Moussa, S., Besson, J.E., Sappey-Marinier, D., Itti, R., Mallet, J.J. (1996). Automated detection of the left ventricular region in gated nuclear cardiac imaging. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 43 (4): 430-436.
- Boudraa, A.O., Mallet, J.J., Besson, J.E., Bouyoucef, S.E., Champier, J. (1993). Left ventricle automated detection method in gated isotopic ventriculography using fuzzy clustering. *IEEE Transactions on Medical Imaging* 12 (3): 451-465.
- Boudraa, A.O., Zaidi, H. (2006). Image segmentation techniques in nuclear medicine imaging. *Quantitative analysis in nuclear medicine imaging, Springer US*, 308-357.
- Chow, P.L., Rannou, F.R., Chatziioannou, A.F. (2005). Attenuation correction for small animal PET tomographs. *Physics in Medicine and Biology* 50 (8): 1837-1850
- Dellaert, F. (2002). The expectation maximization algorithm. <http://www.cc.gatech.edu/~dellaert/em-paper.pdf>.

- Dunn, J.C. (1973). A fuzzy relative of the ISODATA process and its use in detecting compact well-separated clusters. *Journal of Cybernetics* 3: 32-57.
- Ehrhardt, G. (1986). Generation of pseudo-random numbers. *Medical Physics* 13 (2): 240-241.
- Evans, D.R. (1955). The atomic nucleus. *New edition, Krieger Publishing Company*, 972 p.
- Fessler, J.A. (2003). Unified reconstruction-segmentation for PET attenuation correction. Disponible sur www.eecs.umich.edu/~fessler/papers/files/abandon/urs.pdf.
- Goupillaud, P., Grossman, A., Morlet, J. (1984). Cycle-octave and related transforms in seismic signal analysis. *Geoexploration* 23 (1): 85-102.
- Ilea, D.E. et Whelan, P.F. (2006). *Color image segmentation using a spatial k-means clustering algorithm*. In: IMVIP 2006 - 10th International Machine Vision and Image Processing Conference, 30 August - 1 September 2006, Dublin, Ireland.
- Jain, A.L., Dubes, R.C. (2007). Algorithms for clustering data. *Prentice Hall, New Jersey*, 304 p.
- Kadhem, H., Rodriguez, D., Tena, J., Wells, K., Lewis, E., Guy, M. (2006). Ultra low dose CT attenuation correction maps for emission computed tomography. *IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record* 4: 2123-2127.
- Kak A.C. and Slaney M. (1988). *Principles of Computerized Tomographic Imaging*, IEEE Press.
- Kalender, W.A. (2000). Computed tomography. *Publicis MCD Verlag, Munich*, 220 p.
- Kinahan, P.E., Fessler, J.A., Alessio, A.M., Lewellen, T.K. (2004). Quantitative attenuation correction for PET/CT using iterative reconstruction of low-dose dual-energy CT. *IEEE Nuclear Science Symposium Record* 5: 3285-3289.
- Kinahan, P.E., Hasegawa, B.H., Beyer, T. (2003). X-ray-based attenuation correction for positron emission tomography/computed tomography scanners. *Seminar in Nuclear Medicine* 33(3): 166-179.
- Krishnapuram, R., Frigui, H., Nasraoui, O. (1993). The fuzzy C quadratic shell clustering algorithm and the detection of second-degree curves, *Pattern Recognition Letters* 14(7): 545-552.
- Lauric, A., Frisken, S. (2007). Soft segmentation of CT brain data. *Technical Report, Tufts University, Medford, MA, USA*.
- Lecomte R., Cadorette J., Rodrigue S., Lapointe D., Rouleau D., Bentourkia M. (1996). Initial results from the Sherbrooke avalanche photodiode positron tomograph. *IEEE Transactions on Nuclear Science* 43(3):1952-1957.

- Mc Craken, D.D. (1955). The Monte Carlo method. *Scientific American* 192: 90-96.
- Meikle, S.R., Dahlbom, M., Cherry, S.R. (1993). Attenuation correction using count-limited transmission data in positron emission tomography. *Journal of Nuclear Medicine* 34 (1): 143-150.
- Misiti, M., Misiti, Y., Oppenheim, G., Poggi, J.M. (2003). Les ondelettes et leurs applications. *Ic2 traitement du signal, Hermès Science Publications* 340 p.
- Montandon, M., Zaidi, H. (2007). Quantitative analysis of template-based attenuation compensation in 3D brain PET. *Computerized Medical Imaging and Graphics* 31 (1) : 28-38.
- Moon, T.K. (1996). The expectation maximization algorithm. *IEEE Signal Processing Magazine* 13 (6): 47-60.
- Pal, N.R., Bezdek, J.C. (1995). On cluster validity for the Fuzzy C-means model. *IEEE Transactions on Fuzzy Systems* 3 (3): 370-379.
- Rantakari, P., Strauss, L., Kiviranta, R., Lagerbohm, H., Paviola, J., Holopainen, I., Vainio, S., Pakarinen, P., Poutanen, M. (2008). Placenta defects and embryonic lethality resulting from disruption of mouse hydroxysteroid (17- β) dehydrogenase 2 gene. *Molecular Endocrinology* 22 (3): 665-675.
- Shepp, L.A. and Vardi, Y. (1982). Maximum Likelihood Reconstruction in Positron Emission Tomography, *IEEE Trans. Medical Imaging* 1 (2), 113-122.
- Talbot, J.N. (2006). Bases physiques de la tomographie d'émission de positons. Disponible sur http://www.chups.jussieu.fr/ext/ceb/partagechups/biophyp12006/tep2006/tep_p1.pdf
- Watabe, H., Sato, N., Deloar, H.M., Urayama, S.I., Oka, H., Lida, H. (2001). Acquisition of attenuation map for brain PET study using optical tracking system. *IEEE Nuclear Science Symposium Record* 3: 1458-1461.
- Wegener, O.H. (1992). TDM corps entier. *Blackwell Publishing Limited*, 701 p.
- Weinzapfel, B.T., Hutching, G.D. (2001). Automated PET attenuation correction model for functional brain imaging. *Journal of Nuclear Medicine* 42 (3): 483-491.
- Welch, A., Hallett, W., Marsden, P., Bromiley, A. (2003). Accurate attenuation correction in PET using short transmission scans and consistency information. *IEEE Transactions on Nuclear Science* 50 (3): 427-432.
- Xu, M., Cutler, P.D., Luk, W.K. (1996). Adaptive, segmented attenuation correction for whole-body PET imaging. *IEEE Transactions on Nuclear Science* 43 (1): 331-336.
- Yao, R., Seidel, J., Liow, J.S., Green, M.V. (2005). Attenuation correction for the NIH ATLAS small animal PET scanner. *IEEE Transactions on Nuclear Science* 52 (3): 664-668.

Zaidi, H. (1999). Relevance of accurate Monte Carlo modeling in nuclear medical imaging. *Medical Physics* 26 (4): 574-608.

Zaidi, H., Diaz-Gomez, M., Boudraa, A., Sloman, D.O. (2001). Attenuation correction for whole-body PET imaging using automated fuzzy clustering-based segmentation method. *IEEE Nuclear Science Symposium Record* 4: 2100-2104.

Zaidi, H., Hasegawa, B.H. (2006). Attenuation correction strategies in emission tomography. *Quantitative Analysis in Nuclear Medicine Imaging, Springer US*, 167-204.

SITES INTERNETS CONSULTÉS

<http://courses.washington.edu/bioen508/Lecture5-B-PET.pdf>

<http://ead.univ-angers.fr/~jaspard/Page2/COURS/5RayonIONISANT/Cours2/2Figures/11EffPHOTO ELEC.htm>

<http://lpsc.in2p3.fr/tep/fichiers/SemDAPNIA.pdf>

<http://pagesperso-orange.fr/simon.doligez/Photos/scanner%20schema.gif>

<http://pet.radiology.uiowa.edu/webpage/Research/CaseStudies/BrainAlzheimersDisease.html>

<http://radiology.uthscsa.edu/RSRCH/spectct.htm>

<http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/thumb/5/5f/DiffusionCompton.png/300px-DiffusionCompton.png>

<http://www.babradiology.com/index.cfm/fuseaction/Patients.CT>.

<http://www.mit.edu/~glb/>.

<http://www.rug.nl/umcg/faculteit/disciplinegroepen/straling/ngmb/MicroPET>.

http://www.utc.fr/~farges/master_mts/2005_2006/projets/cyclotron/image-8.png.png

www.espace-sciences.org.

www.medvet.umontreal.ca.

www.ndted.org/EducationResources/CommunityCollege/Radiography/Physics/attenuation.

www.oncoprof.net/Generale2000/g04_Diagnostic/IRM/g04_irm01.html

www.tp.physique.usherbrooke.ca.