

République Algérienne Démocratique et Populaire
Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique
UNIVERSITE Mouloud MAMMERI DE TIZI-OUZOU



FACULTE DE GENIE ELECTRIQUE ET D'INFORMATIQUE

DEPARTEMENT D'ELECTRONIQUE

Mémoire de Fin d'Etudes

MASTER ACADEMIQUE

Domaine : Sciences et Technologies.

Filière : Génie électrique.

Spécialité : Instrumentation.

Présenté par :

M^r LOUNIS Mounir

M^r MENHOUK Madjid

Thème

Etude d'un scanner médicale

Promoteur : M^r Y. ATTAF

Devant le jury: M^r HAMAG

M^r IDJERI

PROMOTION 2017/2018

Remerciements

Au terme de ce travail, nous tenons à remercier en premier lieu Le Grand Dieu miséricordieux qui nous a donné le courage et la volonté pour achever ce travail.

Nous tenons à exprimer nos remerciements à notre promoteur M^r Y.ATTAF pour son aide, le temps qu'il nous a consacré, ses sérieux conseils et ses orientations et surtout pour sa patience tout au long de ce travail.

Nous remercions M^{me} DJOUAHER qui nous a accueillies avec beaucoup de gentillesse et qui nous a orientés et facilité notre intégration dans le domaine industriel et pour le suivi continué durant la réalisation de ce travail.

Nos vifs remerciements à tous les membres de jury qui nous ont fait l'honneur de juger ce modeste travail.

Nous remercions vivement tous les enseignants et les professeurs du département électronique qui nous ont suivies tout au long de notre formation.

Enfin, un grand merci à toutes les personnes qui se reconnaîtront et qui nous ont aidées et soutenues durant toutes les étapes de ce travail.

Dédicaces

Je dédie ce modeste travail à :

Mes chers Parents, aucun hommage ne pourrait être à la hauteur d'amour dont ils ne cessent de me combler, Pour tous leurs sacrifices, leur amour, leur tendresse, leur soutien et leurs prières tout au long de mes études,

A mes chers frères et sœurs pour leurs encouragements, permanents, et leur soutien moral,

A ma chère grande mère pour son appui et son encouragement, Que dieu leur procure en bonne santé et longue vie,

A tous Mes Ami (es) et à mon binôme Mounir ainsi que mes cousins (es),

A toute ma famille pour leur soutien tout au long de mon parcours universitaire

Que ce travail soit l'accomplissement de vos vœux tant allégués, et le fruit de votre soutien infailible,

Merci d'être toujours là pour moi.

Madjid

Dédicaces

A mes très chers parents ; aucune dédicace ne pourra traduire ma profonde gratitude et ma sincère reconnaissance et mon grand amour. Vous m'avez entouré d'une grande affection, et vous avez été toujours pour moi un grand support dans mes moments les plus difficiles, «Vous avez tout sacrifié pour vos enfants n'épargnant ni santé ni efforts. Vous m'avez donné un magnifique modèle de labeur et de persévérance. Je suis redevable d'une éducation dont je suis fier ». A travers ce travail, je vous remercie et prie dieu le tout puissant qu'il vous garde en bonne santé et vous procure une longue vie.

A mes frère : Sofiane et Lyes , Notre entente et notre solidarité nous aideront à regarder d'avantage dans la même direction pour lever tous les défauts. Tous mes encouragements. Amour fraternel.

A tous mes amis.

A ma grand-mère paternelles et grand père maternel que dieu les gardes;

A mes oncles et tantes et leurs maris (es), à mes cousins et cousines, je vous dédie ce travail en témoignage de ma gratitude et mon affection les plus sincères, que dieu vous protège

A la mémoire de mon grand-père paternel, de ma tante "dahbia", de ma grand-mère "dahbia" Que dieu les accueillent dans son vaste paradis.

A la mémoire de tous les martyrs de la révolution algérienne et de la démocratie que dieu les accueillent dans son vaste paradis

A mon cher binôme "Madjid" et toute sa famille, c'est avec un immense plaisir de travailler avec toi.

Mounir

Liste des abréviations

Liste des abréviations

TEP	Tomographie par émission de photon
IRM	Imagerie par résonance magnétique
EEG	Electro en céphalographie
MEG	Magnéto en céphalographie
SEEG	Stéro en céphalographie
TESP	Tomographie par émission de simple photon
PCI	Produits de contraste iodés
PCG	Produits de contraste gadolinés
CSI	Cristaux d'iodure de césium
UFC	Détecteur ultras fast ceramic
CDD	Charge Coupled Dvice

Liste des figures

Liste des Figures

(Figure I.1) : Evolution de la pratique médicale.	2
(Figure. I.2) : Exemple de l'image anatomique.	4
(Figure. I.3) : Exemple d'images fonctionnelles en coupes axiales.	5
(Figure I.4) : Une des premières radiographies prise par Wilhelm Röntgen.	6
(Figure I. 5) : Exemple d'acquisition tomодensitométrique multiphasique au niveau du foie. .	7
(Figure I.6) : Le Scanner X et la salle d'analyse de réalisations.	9
(Figure. I.7) : Principe de fonctionnement d'un Scanner.	10
(Figure. I.8) : Translation du faisceau X.	11
(Figure. I .9) : Schéma de photon Gamma.	14
(Figure. I.10) : Camera TEP.	14
(Figure. I.11) : Sinogramme.	15
(Figure. I .12) : Examen TEP cérébral au FDG (a) ; même coupe transverse visualisée avec différentes palettes de couleurs (b et c).	16
(Figure II.1) : Présentation d'une salle d'examen.	18
(Figure II.2) : Les tube- détecteurs on mode séquentiel et hélicoïdal.	19
(Figure II.3) : Apparition des lignes de mesure sur plan en mode séquentiel et hélicoïdal.	20
(Figure II.4) : Barrette de détection lors d'un examen médical.	20
(Figure II.5) :	21
(Figure II.6) : Principe d'un tomographe à rayons X.	22
(Figure II.7) : Représentation sur l'échelle le niveau de gris.	24
(Figure II.8) :	26

(Figure II.9) : Représente les différents constituants de la gantry.	27
(Figure II.10) : Tube à rayon X avec une anode tournante	28
(Figure II.11) : Schématisation du nombre de rangées des capteurs à rayons X présents sur Les CT mono-barrette (SDCT) et multi-barrettes (MDCT)	29
(Figure II.11) : Détecteur à xénon	31
(Figure II.12) – Détecteur à scintillation	32
(Figure II.13) : Détecteur UFC.	32
(Figure II.14) : System slip-ring.	33
(Figure II.15) : table de patient.	34
(Figure III.1) : Histogramme et palette associés à une image.	38
(Figure III.2) : Schéma d'un système de traitement d'images.	40
(Figure III.3) : Egalisation d'histogramme [Bensrhair 02,a].....	42
(Figure III.4) : Différents types de contours : marche, toit et pointe [Bensrhair 02,b]	43
(Figure III.5) : Cas bidimensionnel [Bensrhair 02,b]	44
(Figure III.6) : Orientation du contour [Bensrhair 02,b]	44
(Figure III.7) : Orientation des axes. a) cas continu. b) cas discret.	45
(Figure III.8) : Les directions de Freeman.....	46
(Figure III.9) : Principes de la croissance de région et du suivi de contour. Pour faire croître la primitive (pixels foncés), différents candidats sont possibles (pixels clairs). Le pixel ayant la meilleure évaluation sera ajouté à la primitive.....	50
(Figure III.10) : Boucle de contrôle du comportement de perception. Ce comportement boucle sur une liste de pixels tant que celle-ci n'est pas vide. [Boucher 99]	50
(Figure III.11) : La pyramide de graphe d'adjacence des régions d'après [Duchesnay 01].....	52

(Figure III.12) : Exemple de résultat, d'après [Bourjot01+]	53
(Figure III.13) Cinq états de geoBoid, utilisés pour les boids de traitement d'images [MacGill 00].....	53
(Figure III.14) : Exemple de résultat (image de synthèse) d'après [Carden 02]	54

Sommaire

Sommaire

Introduction Générale.....	1
----------------------------	---

Chapitre I

I.1. Introduction	2
I.2. Modalités d'acquisition d'Images Médicales	3
I.3. Généralités sur les rayons X	5
I.4. Les produits de contraste et les produits radioactifs	7
I.5. Définition du Scanner X	8
I.6. La Tomographie Par Emission de Position	12
I.7. Conclusion	17

Chapitre II

II.1. Introduction	18
II.2. Premier aperçu du matériel	18
II.3. Principe du scanner	21
II.4. L'échelle des gris	23
II.5. Mode de fonctionnement des scanners	26
II.6. La Table de patient	33
II.7. La console	33
II.8. Conclusion	34

Chapitre III

III.1. Introduction	36
III.2. Définition de l'image.....	36
III.3. Acquisition d'une image	36
III.4. Caractéristiques d'une image numérique	37
III.5. Système de traitement d'images.....	40
III.6. Prétraitement d'images	40
III.7. Extraction de contours	43
III.8. Approches coopératives en traitement d'images.....	49
III.9. Conclusion	54
Conclusion générale	55
Références bibliographiques	

Introduction générale

Introduction

L'imagerie médicale permet d'explorer le corps humain sans examens intrusifs ou opérer avec une précision extrême. Le dicton qui dit " il faut ouvrir pour voir " n'a plus cours, grâce à ce type d'imagerie ainsi qu'à la puissance informatique qui permet de traiter les informations reçues de signaux électriques en images.

La révolution technologique qu'a connue l'imagerie médicale a considérablement transformé la pratique médicale ces dernières années. En effet, ces techniques de visualisation sont devenues de plus en plus riches en informations, elles jouent désormais un rôle indispensable pour les médecins bien avant un bon nombre de décisions thérapeutiques. Les nombreux avantages que connaissent les techniques d'imagerie médicale particulièrement la visualisation de l'entité pathologique elle-même, permettent une meilleure compréhension et orientation du diagnostic.

Également de mieux interpréter le fonctionnement de certains organes encore mystérieux, comme le cerveau.

L'ensemble des techniques d'imagerie médicale utilisées pour le diagnostic et le traitement d'un grand nombre de pathologies, révolutionnent la médecine en donnant un accès immédiat et fiable d'informations jusqu'alors « invisibles » au diagnostic clinique. L'imagerie médicale donne des représentations visuelles fondées sur des caractéristiques physiques ou chimiques. Les techniques d'imagerie médicale offrent de nouveaux espoirs pour le traitement de nombreuses maladies telles que le Cancer, l'épilepsie, ...etc. L'exploration précise des lésions facilite dès lors le recours à la chirurgie, seule solution thérapeutique pour certains malades. Elles permettent particulièrement du tissu ou de l'organe étudié. Grâce à un appareillage beaucoup plus lourd que les instruments d'optique (endoscopes, fibres optiques ...), mais sans les contraintes que ces derniers imposent (hospitalisation, anesthésie...).

Chapitre I

Généralité sur l'imagerie médicale

I.1. Introduction

L'imagerie médicale regroupe l'ensemble des techniques permettant de visualiser une partie du corps humain ou d'un organe sans avoir à opérer le patient ; cela, en créant une image visuelle compréhensible d'une information à caractère médical dans le but d'établir un diagnostic et de faire un suivi approprié du traitement.

De la trépanation (a) à la robotique chirurgicale (b), la pratique médicale a connu une véritable révolution (Fig. I.1). De nos jours, grâce aux nouvelles techniques d'imagerie, les procédés de traitement se sont modernisés, le diagnostic est devenu plus précis et la qualité des soins est désormais meilleure. Loin des pratiques traditionnelles, aujourd'hui les radiologues, à l'aide des techniques tomographiques, peuvent diagnostiquer et traiter de façon quasiment non-invasive. Le recours à la chirurgie invasive est devenu la solution de dernier recours.



(a)



(b)

(a) Une trépanation exercée au XVII^{ème}. Siècle (b) Un chirurgien opérant à l'aide d'un Microscope.

(Figure I.1) : Evolution de la pratique médicale.

Selon la nature des recherches, on distingue celles qui fournissent des propriétés structurelles (morphologiques) de la zone étudiée (scanner, Rayons X...), de celles qui restituent des aspects fonctionnels (TEP) :

- **Imagerie structurelle** : permet d'obtenir des informations sur l'anatomie et la structure des organes (leur taille, leur volume, leur localisation, la forme d'une éventuelle lésion, etc.).

- **Imagerie fonctionnelle** : concerne le fonctionnement ; elle a révolutionné la médecine en donnant un accès immédiat et fiable à des informations jusqu'alors invisibles au diagnostic clinique.

Plusieurs modalités sont parfois utilisées pour effectuer un seul diagnostic. Pour certaines anomalies, le radiologue doit, à la fois, étudier l'aspect structurel et fonctionnel d'une zone d'intérêt. Or, ces modalités sont, en général, utilisées avec un décalage dans le temps. Les informations recueillies doivent être alors fusionnées dans un même repère pour permettre d'effectuer les différentes analyses et comparaisons, nécessaires à l'établissement d'un diagnostic précis et efficace.

Dans ce chapitre nous survolerons la technique d'acquisition d'image médicale à l'aide d'un scanner médicale.

I.2. Modalités d'acquisition d'Images Médicales [1]

Les différents appareils d'acquisition d'images médicales sont nombreux et permettent d'obtenir des informations différentes selon le procédé physique utilisé pour observer les tissus du corps humain. Certains procédés apportent une information anatomique (Imagerie Structurelle) tandis que d'autres détectent la fonctionnalité des organes en offrant une carte d'activité.

I.2.1. Images anatomiques et fonctionnelle

Les chercheurs en neurosciences comme les chirurgiens, disposent désormais de nombreuses visualisations anatomiques ou fonctionnelles du cerveau.

a) Images anatomiques

Les images anatomiques (Fig. I.2) offrent une visualisation des différents tissus composant le cerveau. Les examens les plus courants sont l'imagerie par résonance magnétique (IRM), le scanner, l'angiographie, l'échographie (ultrasons 3D). Ces examens ont des contrastes différents selon les tissus considérés. Ainsi les tissus mous sont mieux visualisés avec l'IRM, mais les structures osseuses apparaissent plus nettement au scanner. Dans une application thérapeutique, ces images sont par nature complémentaires. En radiothérapie par exemple, les zones à traiter sont visualisées avec l'IRM, mais les doses de radiations sont déterminées à l'aide du scanner. De même les anévrysmes sont détectés grâce à

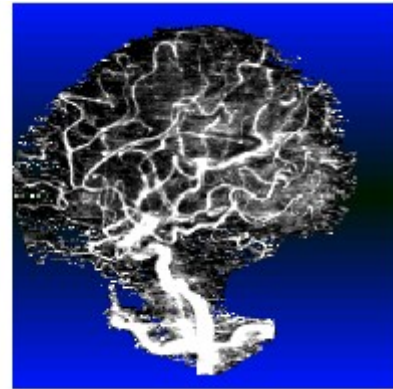
l'angiographie, alors que la voie d'approche chirurgicale est conçue avec l'IRM. La (fig. I.2) présente en coupe axiale un exemple d'acquisition IRM et Scanner X, ainsi qu'un examen angiographique 3D en rendu de volume profil.



IRM, coupe axiale



Scanner X, coupe axiale



Angiographie, vue latérale.

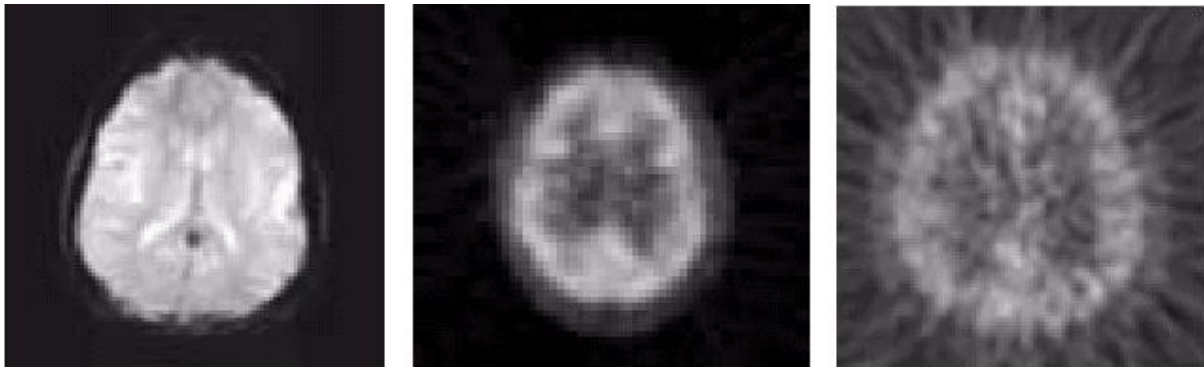
(Figure I.2): Exemple de l'image anatomique.

On distingue sur ces coupes axiales les différences de contraste au niveau de tissus mous et osseux sur les deux acquisitions IRM et Scanner X.

b) Images fonctionnelles

Les images fonctionnelles (Fig. I.3) permettent quant à elles d'observer l'activité du cerveau notamment lors de l'exécution d'une tâche (motrice, sensorielle, ou cognitive). Comme les images anatomiques, elles sont diverses et complémentaires. Les plus répandues sont, l'électro en céphalographie (EEG), la magnéto-en céphalographie (MEG), la stéreo en céphalographie (SEEG), la tomographie par émission de simples photons (TESP), la stéreo encéphalographie (SEEG), la tomographie par émission de simples photons (TESP), la tomographie par émission de position (TEP), l'imagerie par résonance magnétique fonctionnelle (IRMf).

Ces images visualisent les effets induits par l'activité du cerveau, d'origine électrique (EEG, SEEG), magnétique (MEG), ou physiologiques (TEP, TESP, IRMf). La figure suivante présente de différentes images fonctionnelles : IRMf, TESP, et TEP.



Acquisition IRM

Acquisition TESP (TEMP)

Acquisition TEP.

(Figure I.3) : Exemple d'images fonctionnelles en coupes axiales.

I.3. Généralités sur les rayons X [2]

I.3.1. Présentation

Les rayons X sont des rayonnements électromagnétiques pénétrants, dont la longueur d'onde est dix mille fois plus petite que celle de la lumière. Les rayons X ont été découverts par hasard en 1895 par Wilhelm Röntgen, qui étudiait les rayons cathodiques dans un tube à décharge gazeuse sous haute tension. Bien que ce tube fût enchâssé dans un boîtier de carton noir, Röntgen nota qu'un écran de platinocyanure de baryum, placé par hasard à proximité, émettait une lumière fluorescente lorsque le tube fonctionnait. Après avoir effectué d'autres expériences, il conclut que cette fluorescence était causée par un rayonnement invisible d'une nature plus pénétrante que le rayonnement ultraviolet. Il baptisa les rayons invisibles « rayons X » à cause de leur nature inconnue. Par la suite, on les nomma rayons de Röntgen en son honneur.

Le premier cliché est celui de la main d'Anna Bertha Röntgen (22 décembre 1895); il s'agit de la première radiographie, la radiologie est née. (Fig. I.4)



(Figure I.4) : Une des premières radiographies prise par Wilhelm Röntgen.

I.3.2. Nature de rayons X

Les rayons X sont un rayonnement de type électromagnétique dont la longueur d'onde est comprise entre 10nm et 0.001nm. L'énergie E et la longueur d'onde λ du rayonnement sont liés par : $E = h \cdot (C / \lambda)$; h étant la constante de Planck et C la vitesse de la lumière dans le vide.

Plus la longueur d'onde du rayon X est courte, plus son énergie est élevée. Les rayons de longueur d'onde proches de la plage des ultraviolets dans le spectre électromagnétique, sont connus sous le nom de rayons X mous. Les rayons de longueur d'onde plus courte, proches de la plage des rayons gamma, sont appelés rayons X durs (Radioactivité).

I.3.3. Utilisation des rayons X

Les plus importantes applications des rayons X sont dans le domaine médical ; citons la radioscopie, la radiographie, la tomodensitométrie...

L'étude de l'absorption des rayons X permet de voir la structure interne d'un organisme, et donc de dépister certaines anomalies.

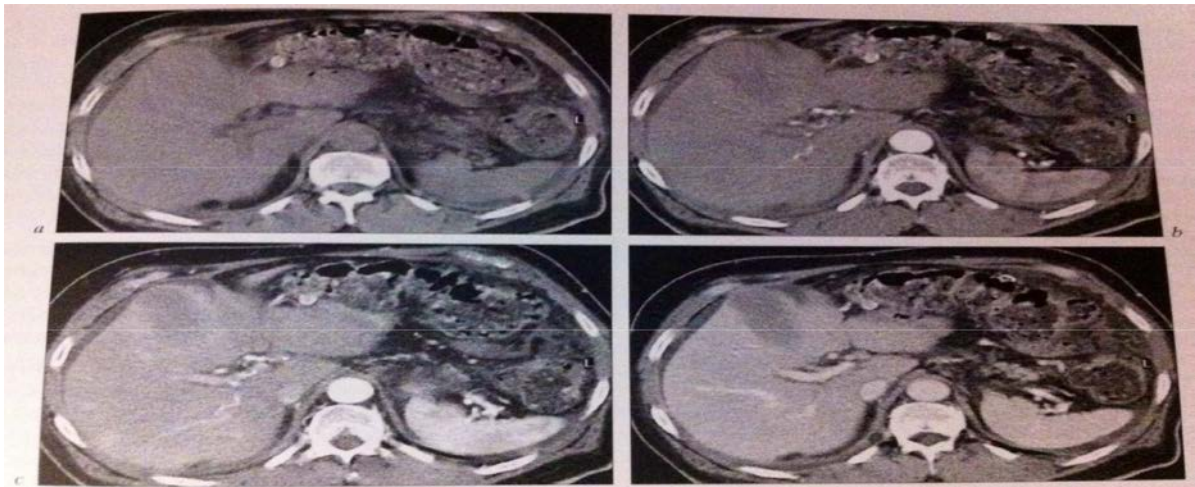
Aussi la diffraction des rayons X permet de déterminer avec précision des valeurs de distances inter atomiques, ainsi que la structure d'un cristal.

I.4. Les produits de contraste et les produits radioactifs

Les produits de contraste sont utilisés pour opacifier ou majorer le contraste naturel des compartiments dans lesquels ces produits sont distribués ou éliminés.

Il existe plusieurs catégories de produit de contraste. Les plus anciens sont ceux utilisés pour l'exploration du tube digestif à base de sulfate de baryum. Les plus utilisés actuellement sont les produits de contraste iodés (PCI) en scanographie et les produits de contraste gadolinés (PCG) utilisés en IRM.

Le bénéfice attendu de ces médicaments étant d'ordre diagnostique et non pas thérapeutique, il importe que la toxicité soit minimale pour que le rapport bénéfice-risque soit favorable au patient.



(Figure I.5) : Exemple d'acquisition tomodynamométrique multiphasique au niveau du foie.

- Acquisition avant injection
- A la phase artérielle précoce
- A la phase artérielle tardive
- A la phase portale

NB : La réalisation d'un examen d'imagerie ainsi que l'injection de produit de contraste sont des actes couverts par le monopole du médecin. Un manipulateur ou un infirmier sont habilités à injecter le produit de contraste, mais à la stricte condition de le faire sous l'observation directe du radiologue.

Il est de la responsabilité du radiologue de s'assurer de la pertinence de l'indication de l'examen prescrit, de la nécessité d'injecter le produit de contraste ainsi que de s'assurer du consentement éclairé du patient.

I.5. Définition du Scanner X

I.5.1. Définition

Le scanner, également appelé tomographe axial assisté par ordinateur (TAO), est un dispositif de radiographie associant rayons X et traitement informatique permettant d'obtenir, par des mesures de densité, une image des plans de coupe d'un objet, en particulier du corps humain. (Fig. I.6)

Inventé par le Britannique Godfrey Hounsfield dans les années 1970, le scanographe appelé également scanner en raison de l'analyse par balayage qu'il effectue (de l'anglais scanning) reconstitue l'image du corps en mesurant la densité des rayonnements X à travers le corps humain sous différents angles.

Le dispositif est constitué d'une source de rayons X, ou générateur, d'un couple émetteur détecteur et d'un appareil de balayage, le tout étant relié à un système de traitement informatique et à une console permettant de visualiser et, éventuellement, d'archiver les images. Le détecteur est composé d'un scintillateur et d'un photomultiplicateur ; dans les premiers équipements, on employait des cristaux d'iodure de sodium, remplacés aujourd'hui par un gaz rare, comme le xénon, placé dans une chambre d'ionisation.

Il existe différents systèmes de balayage. Dans l'un d'eux, le couple émetteur-détecteur effectue un mouvement de translation, puis une rotation d'un angle a , ceci jusqu'à $na = 180^\circ$ (n étant le nombre de rotations). Les densités ensuite déterminées sont converties en « unités Hounsfield ».



(Figure I.6) : Le Scanner X et la salle d'analyse de réalisations.

La tomodensitométrie (TDM) repose sur deux propriétés essentielles :

- La mesure de la densité radiologique des volumes élémentaires d'une coupe à partir de l'absorption d'un faisceau de rayons X, ce qui permet d'accroître la résolution en densité de l'image d'une coupe de corps d'un facteur 100 par rapport à ce qu'elle est en radiologie conventionnelle.
- La reconstitution d'une image en coupe du corps humain à partir des différentes projections transversales obtenue par le système constituant l'appareillage.

I.5.2. Utilisation du Scanner X

Actuellement, la plupart des grands hôpitaux sont équipés de scanners qui révèlent les tumeurs cancéreuses du foie, du cerveau, du poumon, des reins et qui décèlent les hernies discales. La scanographie permet de distinguer par exemple les kystes, les masses de sang, de graisse, de calcium. Elle a totalement révolutionné la radiologie, en particulier en neurologie.

En outre, l'examen est indolore et presque sans danger pour le patient.

I.5.3. Principe fondamental de fonctionnement d'un scanner

Lorsqu'un faisceau de rayons X rencontre de la matière, on observe une diminution de son intensité, due à la réduction du nombre de photon. Une partie de l'énergie perdue lors du processus est absorbée (E_a), tandis qu'une autre est diffusée et

sort du matériau dans des directions différentes de celle du faisceau incident (Ed). L'explication de ce phénomène se trouve dans l'étude des interactions des photons avec les électrons qu'ils rencontrent. La loi qui donne l'atténuation des rayons X est une loi exponentielle ; cette intensité décroît avec l'épaisseur du milieu traversé :

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

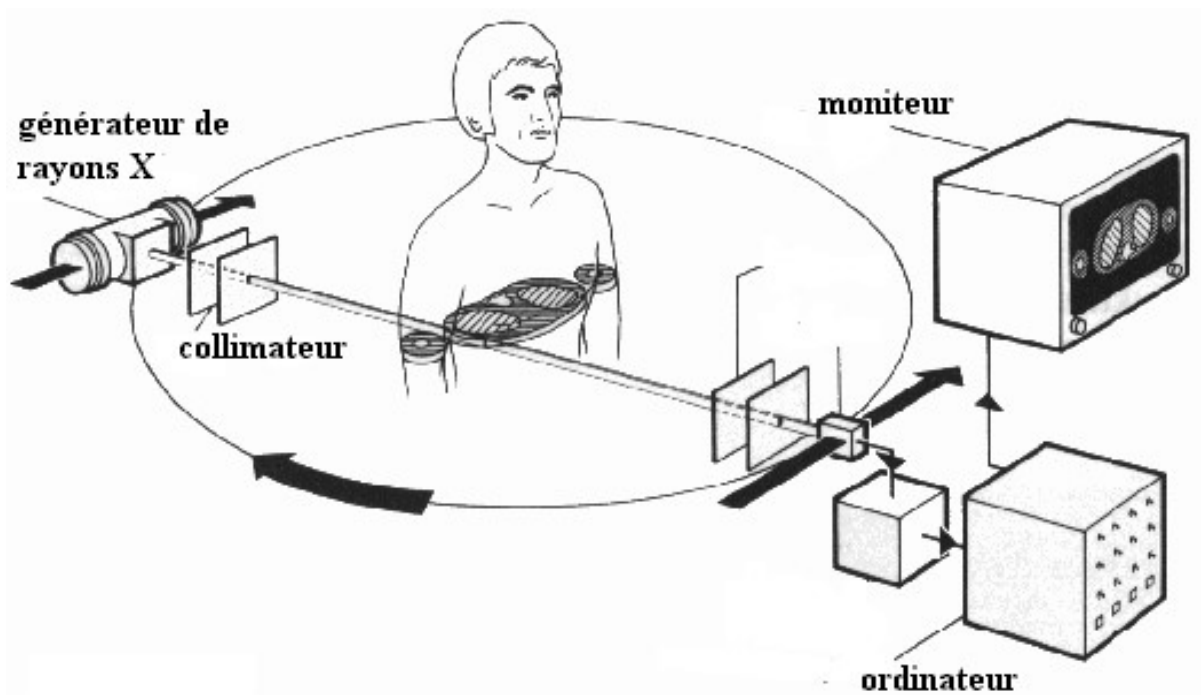
Avec :

I_0 : le flux incident de rayons X pénétrant suivant l'axe x d'un milieu hétérogène ;

$\mu(x)$: le coefficient d'atténuation ;

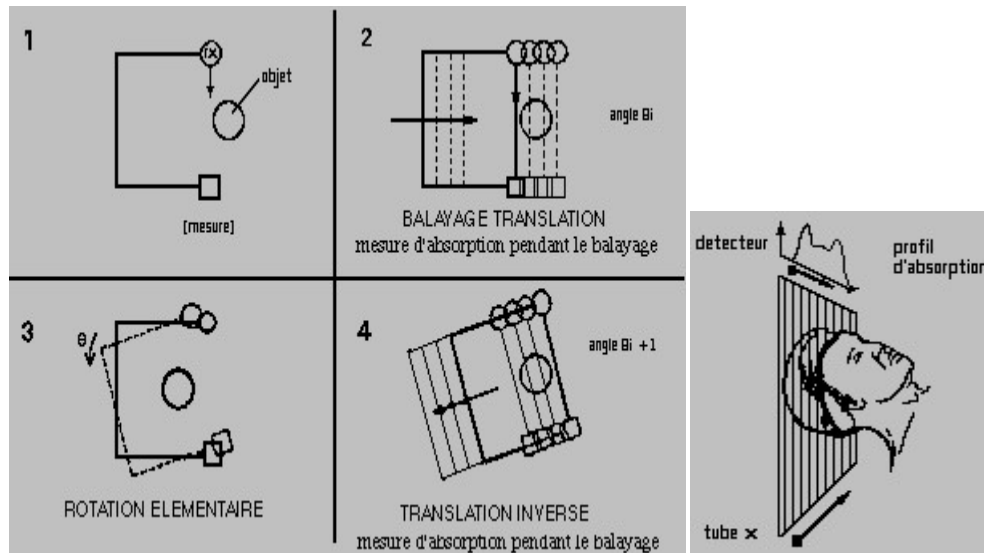
I : le flux émergent.

Le Scanner X est alors basé sur la mesure de différents coefficients d'absorption des tissus traversés par un faisceau de rayons X (Fig. I.7). Chaque tissu a son coefficient d'absorption propre qui dépend de la densité du tissu et de l'énergie du faisceau du rayon X le traversant.



(Figure I.7) : Principe de fonctionnement d'un Scanner.

La réalisation la plus simple d'un Scanner X nécessite donc un émetteur de rayons X et un détecteur qui lui est solidaire (Fig. I.8). Le corps étudié est bien sûr placé entre l'émetteur et le détecteur.



(Figure I.8) : Translation du faisceau X.

I.5.4. Système de mesure et de traitement des données

C'est un ordinateur puissant qui permet :

- D'une part la manipulation de l'unité d'acquisition de manière à écarter tout risque de nuire au patient, ce qui se fait par calibrage approprié aux organes auscultés.
- D'autre part le traitement d'image permettant d'extraire les informations pertinentes au diagnostic.

Le traitement des données est basé sur le calcul de la densité élémentaire de chaque voxel, après réception des profils d'absorption. Les variations de densités enregistrées par l'appareil sont comprises entre -1000 et +1000 unités Hounsfield ; Hounsfield a choisi une échelle qui affecte aux quatre constituants fondamentaux les valeurs suivantes :

□ Air = -1000 □ Graisse = -60 à -120 □ Eau = 0 □ Os = +1000

I.6. La Tomographie Par Emission de Position

I.6.1. Présentation

- *La TEP est une technique d'imagerie isotopique*

Elle utilise des molécules biologiques marquées par des isotopes radioactifs à demi-vie très brève, tel que le Carbone-11, qui permettent de "voir" les organes du corps humain en fonctionnement.

- *La TEP est une technique d'imagerie fonctionnelle*

Elle fournit des images de la répartition dans le corps d'une molécule marquée, injectée en quantité infime, non toxique. On appelle cette molécule un traceur. Selon la molécule traceuse, une fonction de l'organisme va être explorée. La connaissance de la distribution (ou de l'évolution de cette distribution) du traceur dans les organes permet de caractériser des phénomènes comme le métabolisme ou la pharmacocinétique des liaisons médicaments-récepteurs.

- *La TEP est une technique d'imagerie quantitative*

Le principe physique de la TEP est basé sur la détection du rayonnement gamma issu de la désintégration des particules émises par ces isotopes émetteurs de positons. La quantité de rayonnements gamma est proportionnelle à la concentration locale de l'isotope radioactif.

- *La TEP est une technique d'imagerie tomographique 3D*

La caméra permet d'imager, sous forme d'un empilement de coupes, un volume sur une quinzaine de centimètres de longueur, avec une précision de quelques millimètres cube.

Les courtes périodes des isotopes (de 2 à 110 minutes) imposent la présence en un même lieu d'un accélérateur de particules pour la production des radioéléments, d'un laboratoire de radiochimie et d'une caméra TEP.

La réalisation d'une image de TEP est donc l'aboutissement d'une chaîne multidisciplinaire qui contient les étapes suivantes :

- La production d'isotopes émetteurs de positons par un cyclotron biomédical.

- La synthèse d'une molécule biologique et son marquage par un atome émetteur de positons.
- Le contrôle de la qualité de ce produit radio pharmaceutique.
- L'injection d'une dose traceuse de la molécule marquée au sujet.
- L'acquisition du signal avec la caméra TEP.
- La reconstruction de l'image tomographique.

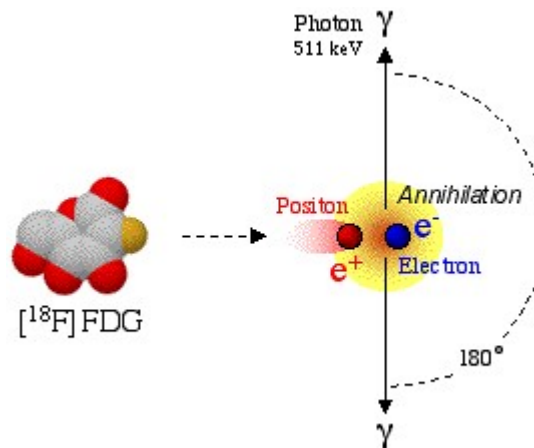
I.6.2. Acquisition : la camera TEP et son fonctionnement

La Camera TEP est un instrument de mesure tridimensionnelle de radioactivité.

I.6.2.1. Nature du signal

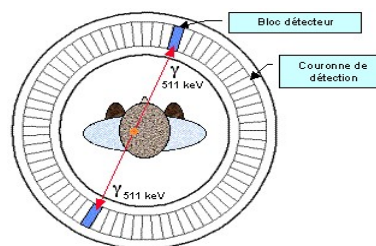
Lors du retour à l'état stable d'un atome de Carbone-11, d'Oxygène-15, de Fluor-18 ou d'Azote-13, un positon (e^+) est émis. Lorsqu'un positon rencontre un électron libre de la matière, il y a annihilation : la collision matière (e^-) / antimatière (e^+) entraîne la disparition des deux particules et la création de deux photons emportant l'énergie totale du système. Ces photons sont appelés photons gamma et ont une grande énergie (511 keV).

Les deux photons gamma sont émis dans la même direction, mais en sens opposé (Fig. I.9).



(Figure I.9) : Schéma de photon Gamma.

Pour recueillir le maximum de paires de photons gamma, la caméra TEP est formée de plusieurs couronnes de blocs détecteurs. Ces couronnes délimitent un cylindre de détection sur un champ de vue d'une quinzaine de centimètres (Fig. I.10).

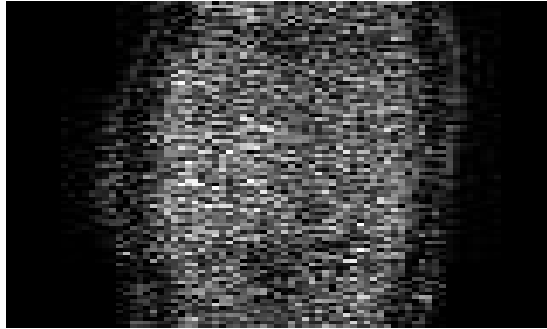


(Figure I.10) : Camera TEP.

Les blocs détecteurs sont constitués de cristaux scintillateurs ayant la capacité d'émettre un photon secondaire lors de l'absorption d'un photon gamma de 511 keV. Ce photon secondaire est peu énergétique, est dans le domaine du visible. Ce faible signal lumineux est amplifié par photo multiplication et converti en signal électrique et peut alors être traité de manière électronique. Si un photon est également détecté sur un autre cristal dans un intervalle de temps de quelques nanosecondes (appelé "fenêtre de coïncidence"), la caméra considère ces deux signaux comme étant la conséquence d'une annihilation d'un positon et d'un électron. La détection de ces deux photons gamma est appelée un "événement" en coïncidence. Les deux photons gamma ont donc parcouru une droite et ont fini leur course sur les cristaux scintillateurs. Le segment de

droite reliant deux cristaux scintillateurs en vis-à-vis est appelé "ligne de réponse".

La collecte de tous ces événements sur les lignes de réponses liant les milliers de cristaux du système de détection de la caméra TEP constitue l'information brute que l'on enregistre dans des fichiers appelé "sinogrammes"(Fig. I.11).



(Figure I.11) : Sinogramme.

I.6.2.2. Du signal à l'image

La connaissance des désintégrations sur chaque ligne de réponse revient à connaître les projections de l'image de radioactivité sur un grand nombre de plans. De ses projections on peut reconstruire l'image de distribution spatiale de la radioactivité qui a été mesurée.

On passe donc, à l'aide d'algorithmes de reconstruction, des sinogrammes à des coupes jointives décrivant un volume, chaque pixel de ces images représentant la mesure locale de radioactivité sur la durée de l'acquisition.

I.6.2.3. Acquisition des données

Le système d'acquisition qui est composé d'une source de rayons X et d'un détecteur. Il fournit les données nécessaires pour la reconstruction de l'image.

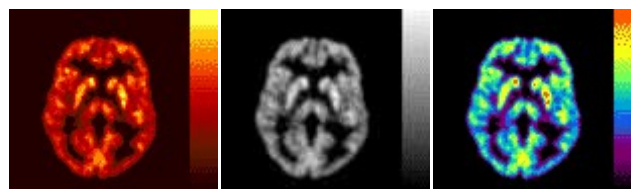
Le système de traitement ce système va reconstruire l'image 2D ou 3D en utilisant des méthodes de reconstructions adaptées à la géométrie d'acquisition.

Le système d'acquisition issu du premier scanner à rayons X a été mis au point en 1972 par Hounsfield. Il a eu le prix Nobel en 1979 en association avec Cormack.

La première génération apparue en 1972 a été caractérisée par l'utilisation d'un tube à rayons X et d'un seul détecteur qui effectue un mouvement de translation, puis l'ensemble effectue une rotation. La durée d'acquisition d'une coupe est de 5 minutes. Afin d'accélérer le temps d'acquisition, les systèmes de la deuxième génération apparus en 1976, utilisent une barrette de 8 à 30 détecteurs, ce qui minimise le nombre de translations. A partir de la troisième génération en 1981, la translation est supprimée, les systèmes en éventail ont été développés. Le faisceau de rayons X utilisé est compris entre 30 et 60 degrés, les détecteurs sont circulaires et sont soit mobiles pour la troisième génération, soit fixes pour la quatrième génération en 1989.

I.6.2.3. Images (Description des données)

Le volume de données se présente sous la forme de 63 coupes transverses de 128 par 128 voxels de taille $2 \times 2 \times 2,4 \text{ mm}^3$. Le codage des voxels se fait en binaire avec des entiers (8 ou 16 bits) ou des réels. L'affichage est, le plus souvent, réalisé en 256 niveaux (8 bits). Afin d'améliorer le contraste des images, des palettes de couleurs peuvent être appliquées, chaque couleur représentant une valeur entre 0 et 255 (Fig. I.12).



(a)

(b)

(c)

(Figure I.12) : Examen TEP cérébral au FDG (a) ; même coupe transverse visualisée avec différentes palettes de couleurs (b et c).

Les scanners spiralés ou hélicoïdaux disponibles depuis les années 1990 ont été caractérisés par l'émission continue des rayons X durant toute la séquence.

La réalisation de l'examen est beaucoup plus rapide (quelques secondes) et plus confortable dans beaucoup de cas (apnée de quelques secondes pour les examens thoraciques, au lieu de plusieurs apnées correspondant à chaque coupe) et fournit une meilleure qualité des images. On dispose, aujourd'hui, des scanners multicoupes en passant du scanner de 4 coupes par rotation au scanner de 64 coupes. Cela permet entre autres de réduire les irradiations de rayons X, d'avoir des temps d'examen plus courts et d'obtenir plus d'informations pour certaines explorations. En 2009, le dernier né est le scanner de 320 barrettes de 0.35s/rotation qui permet de faire une acquisition très rapide.

Au court de l'examen, un produit de contraste à base de l'iode, peut être injecté dans une veine du bras pour que l'organe ou la région étudiée donne des images plus spécifiques. A l'hôpital d'enfant, on utilise deux types de produits de contrastes qui sont l'Omnipaque (300,350 mg l/ml) solution injectable en boîte de 1 flacon de 50 ml et 100 ml pour l'adulte et l'ultravist (300,350 mg l/ml) pour les enfants. La dose injectée peut varier selon le type d'examen, de la technique utilisée, du poids et du débit cardiaque. En résumant, durant ces trente dernières années, les progrès accomplis ont permis de:

- Gagner un facteur 100 sur la rapidité d'acquisition et de reconstruction,
- Gagner un facteur 30 sur la résolution spatiale et d'améliorer considérablement la résolution en contraste, améliorer le confort du patient, par un raccourcissement important du temps d'examen.

I.7. Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons parlé des techniques d'imageries médicales utilisant les rayons X et la présentation du principe de fonctionnement de quelques modalités d'acquisition d'images médicales anatomiques et fonctionnelles. La TDM montre bien qu'elle est la technique la plus développée puisqu'elle a révolutionné le diagnostic médical et a permis de pallier à l'inconvénient majeur de la radiologie classique.

Chapitre II

Scanner médicale

II.1. Introduction

Les images obtenues par scanner sont par nature le résultat d'un calcul, d'où l'expression "tomographie numérisée" dans laquelle il faut bien voir que le côté "numérisé" n'est pas une option ou un progrès mais une obligation qui s'imposait dès le départ. L'idée d'une technique de ce genre était certainement dans l'air depuis pas mal de temps mais il a fallu attendre que les ordinateurs atteignent une puissance de calcul suffisante, à savoir les années 1970 et suivantes, pour qu'elle puisse être mise en œuvre.

Elle représente l'une des applications les plus réussies et les plus fécondes de l'application de l'informatique à l'imagerie médicale.

II.2. Premier aperçu du matériel [3]

Au premier aperçu, l'équipement se présente sous forme d'un statif muni d'une ouverture circulaire, d'une table pour le patient et d'une unité de commande et de traitement des données.



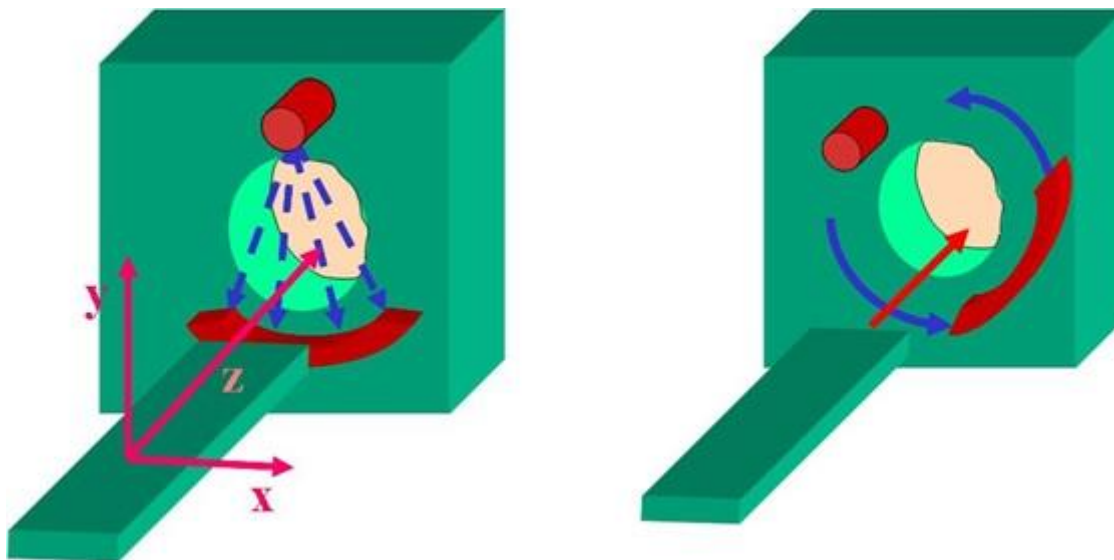
(Figure II.1) : Présentation d'une salle d'examen.

L'unité de commande comprend le matériel nécessaire au contrôle des opérations, à la construction des images, leur stockage et leur visualisation. Il se situe dans un local isolé du

statif et muni d'une vitre plombée qui assure la protection de l'opérateur tout en permettant une surveillance visuelle du patient. Nous n'en dirons pas beaucoup plus, si ce n'est indirectement en évoquant les méthodes de calcul et les paramètres accessibles.

Pour ce qui est de la table, la seule question qui se pose concerne son mode de progression, pas à pas ou continu, ainsi que la vitesse de cette progression.

Le statif concentre l'essentiel de la technologie du scanner. Diamétralement opposés par rapport à l'ouverture on y trouve un tube à rayons X d'une part et un ensemble de détecteurs d'autre part. Les détecteurs sont disposés en arc de cercle de sorte que les lignes de mesure se déploient en éventail et couvrent tout le champ d'observation.



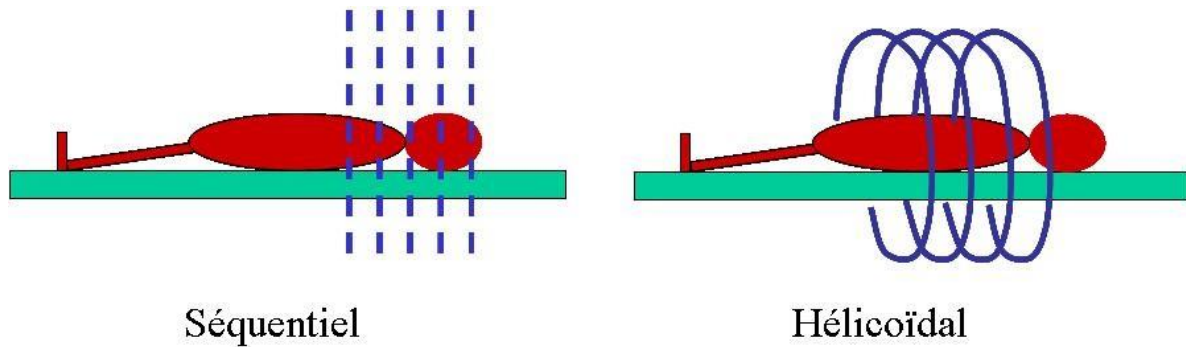
(Figure II.2) : Les tube- détecteurs en mode séquentiel et hélicoïdal.

Par rapport au patient, les lignes de mesure appartiennent à un plan transverse auquel par convention on associe des axes x et y . Dans cette convention l'axe z correspond à la direction de progression de la table, ou axe crânio-caudal pour le patient.

Lors de la mesure, l'ensemble tube-détecteurs est mis en rotation alors que la table quant à elle peut progresser en translation. Dans un scanner dit séquentiel, ce qui correspond à des modèles plutôt anciens, les données sont acquises plan par plan : La table reste immobile pendant que le système de mesure en rotation explore une coupe transversale. La mesure est ensuite suspendue pendant que la table est déplacée d'un cran, puis s'immobilise à nouveau pour permettre l'acquisition d'une nouvelle coupe, et ainsi de suite. Dans un scanner

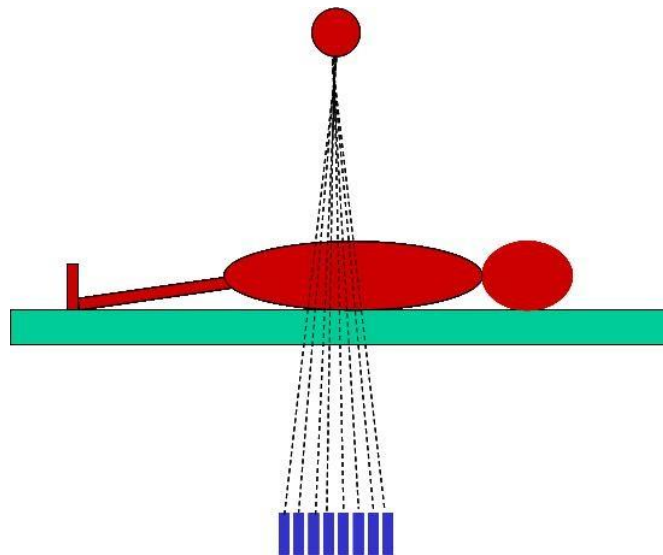
hélicoïdal, la translation de la table se fait continûment pendant la mesure, de sorte que du point de vue du patient le mouvement du tube évoque une courbe en hélice.

(**N.B.**) : A noter qu'un scanner moderne peut toujours être actionné en mode séquentiel si on y trouve un avantage)



(**Figure II.3**) : Apparition des lignes de mesure sur plan en mode séquentiel et hélicoïdal.

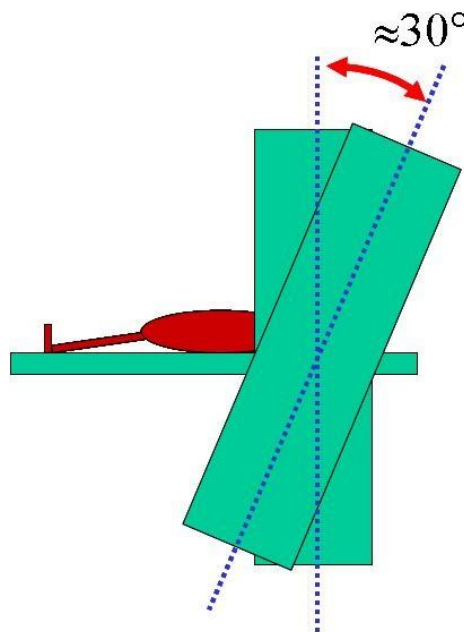
Une rangée de détecteurs disposée en arc de cercle dans un plan transverse, comme évoqué plus haut, est appelée barrette de détection. Les scanners actuels sont multibarrettes en ce sens qu'ils proposent de nombreuses barrettes disposées côte à côte selon l'axe z, ce qui permet l'acquisition simultanée d'autant de coupes.



(**Figure II.4**) : Barrette de détection lors d'un examen médical.

Les scanners récents (2009) proposent jusqu'à 64 barrettes de détection. La largeur des barrettes est inférieure au millimètre, ce qui permet des coupes beaucoup plus fines que ne le suggère le schéma ci-dessus, qui se veut essentiellement qualitatif. Une barrette comporte typiquement 800 éléments de détection. Le signal des détecteurs peut être échantillonné jusqu'à 1000 fois par rotation ce qui correspond à autant d'informations angulaires. Les informations obtenues sont digitalisées et stockées dans un ensemble de mémoires structurée en sinogramme. Cet ensemble de mémoires peut être vu comme une matrice où chaque ligne correspond à une position angulaire et où chaque colonne correspond à un détecteur.

Certains scanners autorisent une bascule partielle du statif par rapport au plan vertical. La bascule peut aller jusqu'à 30° dans un sens ou dans l'autre.



(Figure II.5) : La **bascule partielle** du statif

II.3. Principe du scanner

Le principe de la tomodensitométrie est de choisir un plan de coupe et d'effectuer multiples projections sous différents angles afin de connaître le coefficient d'atténuation en chaque point du plan. Les images obtenues représentent des cartes des coefficients d'atténuation des RX obtenus à partir des projections qui définissent cette coupe. En Tomodensitométrie, nous mesurons l'intensité de la source X atténuée par l'objet imagé. Un faisceau de rayon X traversant un matériau homogène d'épaisseur dx , subit une variation de

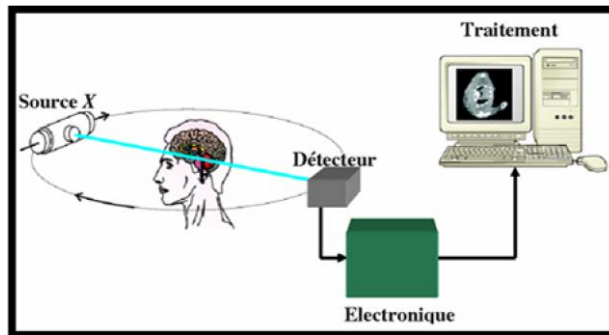
son intensité dI . Cette variation d'intensité est donnée par la loi de Beer-Lambert comme suit : $dI = -\mu I dx$

• I correspond au flux des photons incidents et μ le coefficient d'atténuation linéique du matériau.

Cette équation nous permet de déterminer le flux de photons I transmis à travers une épaisseur de matériau d connaissant le flux de photons incident I_0 selon

l'équation suivante : $I = I_0 e^{-\mu d}$

Dans le cas où l'objet imagé n'est pas homogène (figure II.1), le faisceau transmis est lié à l'intégrale le long de la trajectoire rectiligne du faisceau D . $I = I_0 e^{-\int \mu(x) dx}$



(Figure II.6) : Principe d'un tomographe à rayons X.

A l'aide des données projetées et après la reconstruction tomographique, nous obtenons l'image scannographique. Cette image est une mesure de la distribution spatiale du coefficient d'atténuation linéique moyen intégré sur le spectre d'énergie du faisceau, d'où l'introduction de l'échelle de Hounsfield standardisée, qui repose sur deux valeurs particulières : -1000 pour l'air et 0 pour l'eau. Selon cette échelle, la valeur CT de chaque pixel est liée aux valeurs des coefficients d'atténuation par la relation suivante :

$$CT [HU] = ((\mu_{tissu} - \mu_{eau}) / \mu_{eau}) \times 1000$$

II.4. L'échelle des gris

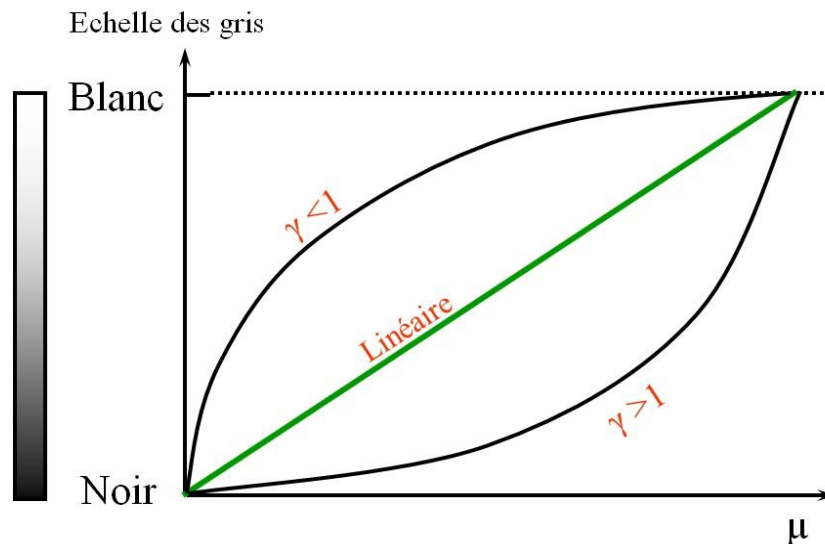
II.4.1. L'aspect conventionnel des couleurs

Lorsque l'étape mathématique de construction de l'image décrite précédemment est accomplie, toute l'information nécessaire à la visualisation se trouve disponible en mémoire. Elle peut être vue comme une matrice de nombres où chaque case correspond à un pixel et où le nombre qu'elle contient est le coefficient moyen μ d'absorption des rayons X dans le voxel associé. Il reste à définir la couleur à associer aux différentes valeurs de μ en soulignant tout ce que cela, a priori, de conventionnel. Rien n'empêcherait par exemple d'utiliser toutes les nuances de l'arc-en-ciel, du rouge au violet, mais ce n'est pas l'usage et ce ne serait peut-être pas judicieux non plus. La convention la plus classique est celle du noir et blanc séparés par un grand nombre de niveaux de gris, mais même cette convention laisse encore une marge de manœuvre quant à l'orientation de la palette : Associe-t-on le noir profond à une absorption nulle ou au contraire à une absorption complète ? Dans la convention classique le noir est associé à des valeurs de μ faibles donc à des régions de basse densité alors que le blanc correspond à des μ élevés donc des tissus de haute densité.

Ce choix est compréhensible puisqu'il correspond au résultat obtenu physiquement sur un film argentique en radiologie conventionnelle. Les praticiens formés depuis longtemps à cette discipline ont trouvé là une transposition toute naturelle de leurs habitudes de lecture des images. Il reste que la scanographie est quant à elle fondamentalement une technique numérique et que partant d'une information stockée en mémoire on peut songer à lui appliquer toutes les techniques de traitement d'images dont on sait qu'elles ne cessent de se développer sur les ordinateurs, avec toute la puissance de calcul qu'on leur connaît actuellement. Cela va de l'usage de véritables couleurs qui de plus en plus peuvent être choisies de façon très souple pour améliorer la lecture jusqu'à la construction virtuelle d'images en trois dimensions.

S'agissant d'associer une gamme de valeurs d'absorption à une palette de niveaux de gris (par exemple !), le choix le plus simple est une correspondance linéaire d'une échelle à l'autre mais à vrai dire ce choix lui-même a un côté arbitraire. Certains logiciels de traitement d'images proposent comme outil la fonction gamma, où gamma représente l'exposant de x dans $y=x^\gamma$. Pour $\gamma>1$ on obtient une application en forme de

parabole (exemple : $y=x^2$) qui dans le cas qui nous occupe comprimerait les basses valeurs de μ sur le noir mais dilaterait par contre les hautes valeurs de μ sur une large gamme de grisés, ce qui augmenterait la sensibilité de visualisation des tissus denses. Pour $\gamma < 1$ on obtient une parabole inversée (exemple : $y=x^{1/2}=\sqrt{x}$) ce qui favoriserait cette fois les tissus de faible densité.



(Figure II.7) : Représentation sur l'échelle le niveau de gris.

Le principe du fenêtrage utilisé en tomodensitométrie exploite de façon analogue le caractère numérique de l'information, mais en proposant à l'opérateur des paramètres ajustables faciles à maîtriser.

II.4.2. L'échelle Hounsfield [4]

Le coefficient d'absorption des rayons X de 50keV vaut approximativement $0,23\text{cm}^{-1}$ dans l'eau, $0,00025\text{cm}^{-1}$ dans l'air et $0,81\text{cm}^{-1}$ dans des tissus osseux. Des valeurs de ce genre ne sont pas très parlantes. Leur usage en routine, au travers d'applications informatiques par exemple, demanderait une certaine expérience avant de devenir intuitive. L'échelle Hounsfield propose une version normalisée des valeurs d'absorption beaucoup plus facile à manipuler.

Pour définir une échelle de valeurs numériques il faut deux points de référence et une convention quant à la hauteur... d'un échelon, qui servira d'unité (Ainsi l'échelle de température centigrade s'appuie sur les deux changements de phase de l'eau, la fusion et

l'ébullition, et définit le degré comme la centième partie de l'écart entre ces deux points). Comme bien souvent les milieux de référence sont l'eau et l'air, encore que l'absorption dans ce dernier milieu est tellement faible qu'on peut le considérer comme le point d'absorption nulle. L'unité HU (« Hounsfield unit ») est définie comme la millièmes partie de l'écart entre ces deux valeurs :

$$1HU = \frac{\mu_{eau} - \mu_{air}}{1000} \approx \frac{\mu_{air}}{1000}$$

Ensuite la densité de l'eau est choisie comme zéro de l'échelle, de sorte que la densité de l'air vaudra -1000. De façon générale, pour un tissu de coefficient μ_i :

$$Densité (HU) = 1000 \left(\frac{\mu_i - \mu_{eau}}{\mu_{eau}} \right)$$

La graisse par exemple se situe vers -50 HU ; la plupart des tissus mous se situent dans la fourchette comprise entre 0 et 70 HU ; quant aux os ils se retrouvent dans des valeurs hautes qui vont de 800 pour les tissus spongieux à 3000 HU pour les os denses. A noter que l'informatique, aujourd'hui incontournable, code cette information en 12 bits par pixel et manipule des nombres qui s'étendent de -1024 pour le vide à 3071 pour les os, soit $2^{12}=4096$ niveaux de densité tissulaire.

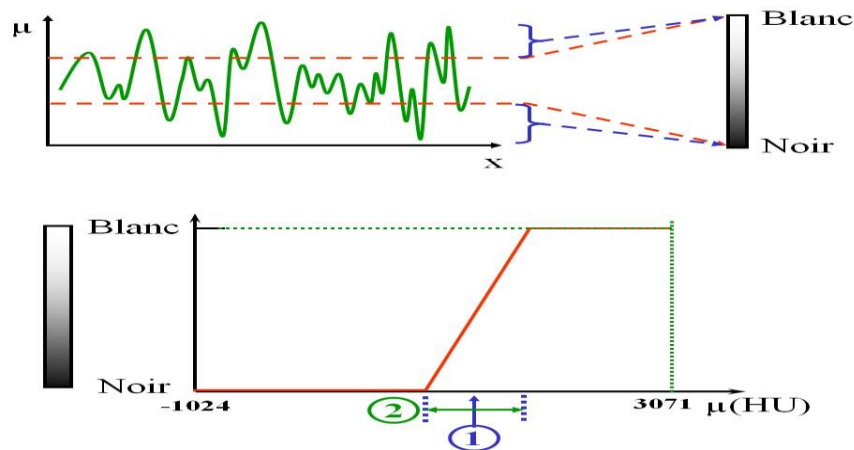
II.4.3. Le fenêtrage

En tomodensitométrie le fenêtrage est une application des valeurs de densités en unités Hounsfield sur l'échelle des grisés. Il consiste à sélectionner une fourchette de valeurs et à l'étaler sur la totalité des niveaux de gris. Les valeurs de densités supérieures au maximum sont toutes affichées en blanc alors que les valeurs inférieures au minimum sont vues en noir. Cela permet d'accroître le contraste sur la famille de tissus qui constituent la région d'intérêt, par exemple une région de tissus mous, ou encore un ensemble osseux.

Dans la figure ci-dessous la partie haute suggère ce qui se passerait sur une ligne de l'image, où certains sous-ensembles de pixels se verraient attribuer des nuances variées alors que d'autres seraient entièrement projetées sur le blanc ou sur le noir. La partie basse de la figure est une représentation semblable à celle qui montre les deux paramètres à disposition de l'opérateur pour définir la fenêtre. Il s'agit

1°) de la valeur de densité sur laquelle sera centrée la fenêtre, donc la valeur moyenne pour les tissus visés,

2°) de la largeur de fenêtre, censée correspondre à la région intéressante.



(Figure II.8) : Représentation d'une région intéressante après fenêtrage

II.5. Mode de fonctionnement des scanners [5]

Le scanner est un appareil d'imagerie médicale fonctionnant de la manière suivante : La source de rayons X et l'ensemble de capteurs tournant de façon synchrone autour du patient. Accompagné d'un déplacement longitudinal d'une table motorisée à travers un anneau circulaire, sur laquelle le patient est allongé, l'acquisition est dite hélicoïdale. Une fois la région anatomique scannée, les différentes coupes obtenues sont traitées par ordinateur ce qui permet de visualiser les organes internes en trois dimensions (3D).

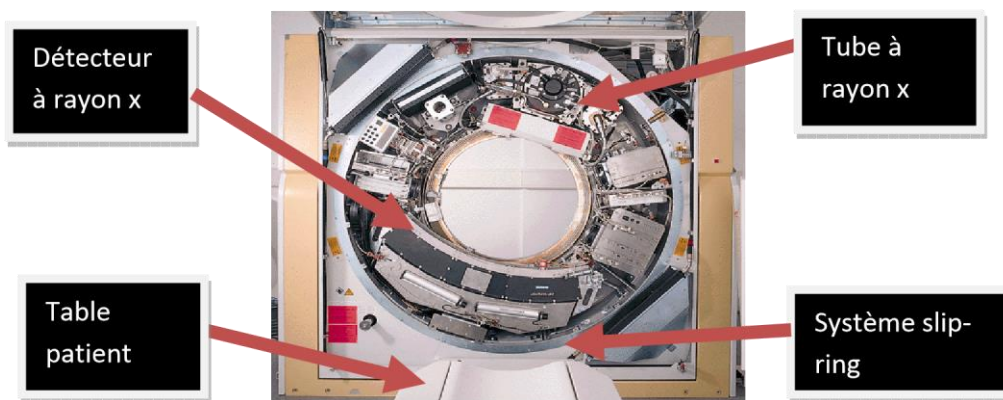
II.5.1. Matériels et Méthodes

➤ Le scanner est constitué

- D'un générateur de forte puissance permettant de maintenir un tir continu à forte intensité de l'ordre de 200 à 500 mA pendant une acquisition complète.
- D'un tube à rayon X qui permet l'émission d'un faisceau de photons.

- D'un collimateur primaire (à la sortie du tube à rayon X pour définir la largeur de la coupe).
- D'un collimateur spécifique, à l'entrée du détecteur, pour réduire le rayonnement diffusé.
- D'un détecteur qui permet de convertir les rayons X en signal.

Les scanners ont utilisé, pendant longtemps, des détecteurs à base de Xénon. Aujourd'hui la plupart des scanners utilisent des scintillateurs photodiodes, sur la base d'un scintillateur céramique spécifique étudié pour être suffisamment rapide. Grâce à des barrettes de détecteurs, les scanners permettent l'acquisition de 6,64,.....128 coupes simultanées, l'acquisition est dite multi-coupe.



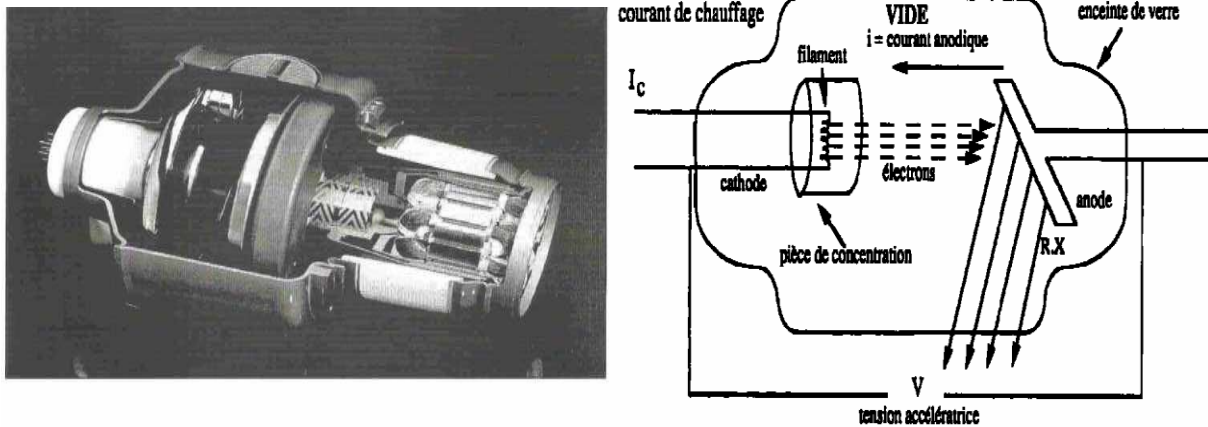
(Figure II.9) : Représente les différents constituants de la gantry.

II.5.2. Source de rayons X

La source de rayons X est un ensemble composé d'un émetteur de rayons X appelé tube radiogène et de son alimentation.

Le tube à rayon X doit être relié à un générateur de haute tension, à un générateur secondaire de basse tension et à un système de refroidissement. Sa puissance est de l'ordre de 30 kW. Il est constitué d'une anode et d'une cathode placée sous vide dans une ampoule de verre. Le principe de ces tubes consiste à faire tourner l'anode pour présenter au faisceau d'électron des surfaces d'impact différentes. On

note que les générateurs de haute tension délivrent une tension constante pour assurer un flux énergétique.



(Figure II.10) : Tube à rayon X avec une anode tournante.

II.5.3. Les composantes d'un tube à rayon x [6]

a) La cathode

Dans la plupart des appareils, la cathode est composée de deux filaments de tailles différentes. Le grand filament permet d'augmenter le flux d'électron d'où la production de rayons X quant au petit filament, il permet de concentrer un faisceau d'électron plus faible sur une plus petite surface de l'anode, améliorant la qualité de l'image.

b) L'anode tournante

Les appareils équipés d'anode tournante sont de puissance de l'ordre de 15 à 20 kW. Dans les tubes à anode tournante, le corps de l'anode en cuivre se termine par un disque de carbone recouvert d'une couche avec un alliage de tungstène et de rhénium. Le tungstène est le principal producteur de rayons X, alors que le rhénium est un bon conducteur de chaleur permettant de refroidir l'anode.

c) Les enveloppes de protection

Le tube à RX est entouré de plusieurs enveloppes de protection permettant d'assurer une protection électrique, thermique et mécanique du tube tout en assurant la protection des utilisateurs contre les rayonnements de fuite. Le tube est entouré d'une

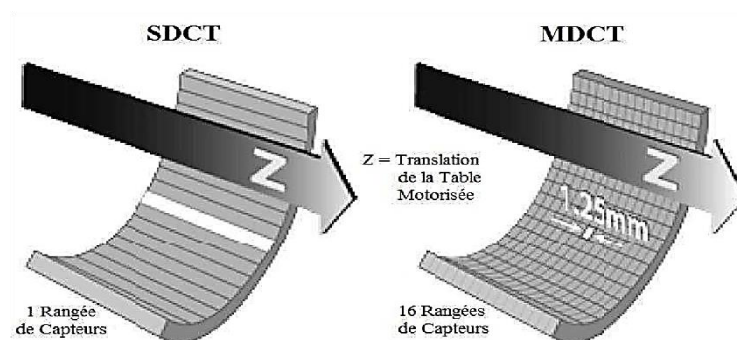
ampoule de verre qui a pour fonction d'assurer une isolation électrique, d'évacuer la chaleur produite et d'assurer un vide aussi parfait que possible. En l'absence du vide, des phénomènes électriques parasites inacceptables se produisent.

d) Le circuit de refroidissement

L'huile minérale qui se trouve entre la gaine et l'ampoule a pour rôle l'équilibre des températures entre ces divers éléments. L'évacuation de chaleur de la gaine peut se faire par convection de l'air entourant la gaine. La gaine en métal servira à dégager la chaleur produite.

II.5.3. Le système de détection

Le système de détection est composé des éléments de détection des rayons X et le système électronique (amplificateur, convertisseur analogique...). Le détecteur scannographique doit avoir une surface suffisante pour détecter le faisceau de rayon X. Ces éléments sont disposés en une seule rangée de capteurs, on les appelle les SDCT (Single Detector Computed Tomography). Quand on a plusieurs rangées de capteurs, on parle des MDCT (Multi Detector Computed Tomography) comme c'est présenté dans la figure (II.4). Chaque rangée comporte entre 600 et 900 capteurs à rayons X et permet d'acquérir une coupe transversale de la région scannée, ainsi un CT 4 barrettes peut réaliser 4 coupes en une seule révolution des émetteurs/récepteurs .



(Figure II.11) : Schématisation du nombre de rangées des capteurs à rayons X présents sur Les CT mono-barrette (SDCT) et multi-barrettes (MDCT) .

Le système de détection a pour rôle de transformer le faisceau projeté des rayons X en signal électrique, de l'amplifier et de le numériser. On peut classer les détecteurs à rayon X selon différentes approches :

- La première approche consiste à les classer selon leurs méthodes de conversion des rayons X : la méthode de conversion directe et la méthode de conversion indirecte.

Pour la méthode directe, les rayons X sont convertis en signal électrique (détecteur à xénon), quant à la méthode indirecte, les rayons X sont convertis en lumière visible qui est enregistrée par un photo détecteur, puis convertie en signal électrique (détecteur solide).

- Une deuxième approche vise à les classer selon leurs modes de détection : le mode de comptage et le mode d'intégration de charges.

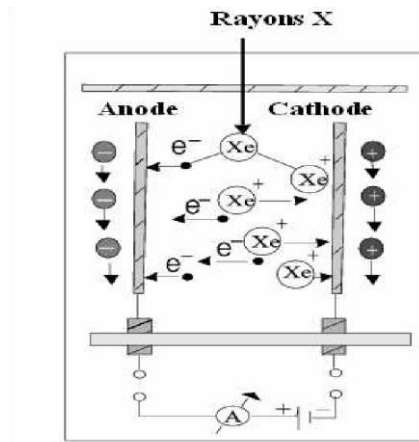
Le mode de comptage consiste à détecter et compter individuellement les photons qui interagissent avec le détecteur. Alors que Le mode d'intégration de charges permet d'intégrer la charge totale déposée lors du passage des photons pendant la durée d'intégration.

Dans cette partie, nous nous intéresserons à décrire sommairement les principaux types de détecteurs de rayons X et ses caractéristiques.

a) Différents types de détecteurs utilisés pour un scanner

- **Les chambres à ionisation [7]**

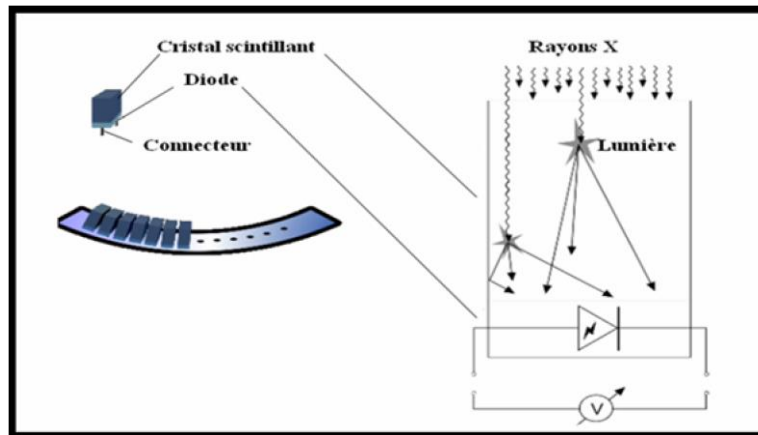
Les chambres à ionisation sont des détecteurs à gaz utilisés pour les anciens TDM. Dans cette technologie, les rayons X sont directement convertis en charges électriques dans un gaz sous pression. Ces chambres détectent le passage d'une particule chargée en mesurant la charge totale des électrons et des ions produits lors de l'ionisation du milieu par la particule incidente. Les charges créées dérivent sous l'action d'un champ électrique et sont collectées sur des électrodes de lecture (Figure.II.5).



(Figure II.11) : Détecteur à xénon .

- **Les détecteurs à scintillation**

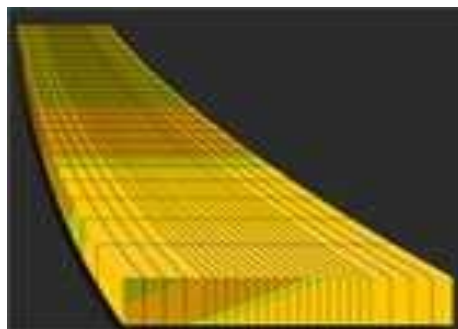
Les rayons X sont convertis en photons lumineux dans le scintillateur (des cristaux d'iodure de césium (CsI)). Ces photons lumineux sont détectés par un Photodétecteur (photodiode, photomultiplicateur) qui les convertit en un signal électrique. Ce type de détecteur est très utilisé dans les tomodensitométries modernes.



(Figure II.12) – Détecteur à scintillation .

- **Le détecteur Ultra-Fast Ceramic (UFC)**

Le détecteur Ultra-Fast Ceramic (UFC) est observé depuis 1998, offre une faible rémanence permettant une augmentation de la vitesse sans addition de bruit. Cela s'accompagne d'une excellente absorption des rayons X ainsi qu'un rendement lumineux élevé.



(Figure II.13) : Détecteur UFC.

b) Le système de slip-ring

Le système de slip-ring assure une fonction de protection. Les différentes alimentations du tube à rayon X : la haute tension, le courant du filament et la rotation de l'anode sont transmis par le slip-ring puisque les fils d'alimentation peuvent se déduire à cause de la rotation de l'ensemble tube-détecteur.

- **Composition du système de slip- ring**

Le slip-ring est un mécanisme qui fournit et reçoit les signaux de puissances à travers 23 canaux tels que :

- Les canaux 1, 2 et 3 correspondent à des lignes de puissances élevées.
- Les canaux 4, 5 et 6 correspondent à des lignes de puissances faibles.
- Les canaux de 7 à 23 sont des lignes dans lesquelles il y a ce qu'on appelle transfert des signaux, les deux canaux 21 et 22 assurent le transfert des données de l'image scannographique.



(Figure II.14): System slip-ring.

II.6. La Table de patient

C'est une table motorisée sur laquelle le patient est allongé. Elle se déplace longitudinalement à travers un anneau circulaire, permet de mettre le patient à l'intérieur du champ d'examen suivant le type d'acquisition. La table exécute essentiellement deux mouvements : un déplacement vertical et un mouvement horizontal. Ces mouvements sont contrôlés par le microprocesseur ou à partir des boutons situés sur le statif. Cette table doit répondre aux caractéristiques suivantes : descendre au maximum pour la mise en place des patients âgés et permettre un débattement longitudinal sous rayons X d'environ 200 cm.



(Figure II.15) : table de patient.

II.7. La console

C'est une station d'acquisition des images, elle doit comprendre un écran noir et blanc et deux unités d'archivages. La console permet la réalisation des images, la programmation des séquences et les protocoles d'acquisition. Les logiciels de traitement de base doivent être installés sur cette station et permettre :

- La mesure de la dose délivrée au patient
- La synchronisation du lancement de l'injection et de l'acquisition
- Une connexion aux différentes modalités présentes dans l'établissement, à savoir le reprographe laser.

II.8. Conclusion

Le scanner permet de mieux connaître l'anatomie humaine, d'élaborer et d'enseigner de nouvelles techniques de diagnostic. « Voir à l'intérieur du corps sans lui nuire », voilà le rêve que formulait Hippocrate au Vème siècle avant Jésus-Christ. Il est désormais réalisable grâce au progrès de la science, et de l'arrivée du scanner.

Les rayons X ont permis des avancées considérables en médecine, leur utilisation présente en effet un intérêt diagnostique et clinique majeur. Les rayons X présentent plus d'avantages que d'inconvénients pour la médecine actuelle. La radioactivité est largement présente autour de nous. La population mondiale est en effet exposée de manière continue aux radiations, notamment avec les centrales nucléaires, mais d'autres appareils dégagent des

rayonnements dangereux pour notre santé. L'imagerie médicale par rayonnement X ne représente donc qu'une infime partie des radiations auxquelles l'être humain est exposé.

À l'avenir de nous dire si ces progrès techniques vont se poursuivre dans le temps, ou si les rayons X vont céder leur place à d'autres techniques, plus rapides, plus performantes et plus sûres.

Chapitre III

Analyse d'image dans un scanner

III.1. Introduction

Le traitement d'images est un domaine très vaste qui a connu, et qui connaît encore, un développement important depuis quelques dizaines d'années.

On désigne par *traitement d'images numériques* l'ensemble des techniques permettant de modifier une image numérique afin d'améliorer ou d'en extraire des informations.

De ce fait, le traitement d'images est l'ensemble des méthodes et techniques opérant sur celles-ci, dans le but de rendre cette opération possible, plus simple, plus efficace et plus agréable, d'améliorer l'aspect visuel de l'image et d'en extraire des informations jugées pertinentes.

Dans ce chapitre, nous abordons les notions de base nécessaires à la compréhension des techniques de traitement d'images. Ensuite, nous allons donner un aperçu sur les différentes techniques connues dans ce domaine.

III.2. Définition de l'image

Une image est plutôt difficile à décrire d'une façon générale. Une image est une représentation du monde. En traitement d'image, la majorité du temps, on considère qu'il s'agit d'une fonction mathématique de $R \times R$ dans R où le couplet d'entrée est considéré comme une position spatiale, le singleton de sortie comme l'intensité (couleur ou niveaux de gris) du phénomène physique. Il arrive cependant que l'image soit dite "3D" donc la fonction est de $R \times R \times R$ dans R . Les images couleurs peuvent être représentées soit par trois images représentant les trois couleurs fondamentales, soit par une image de $R \times R$ dans $R \times R \times R$.

L'image numérique est l'image dont la surface est divisée en éléments de tailles fixes appelés cellules ou pixels, ayant chacun comme caractéristique un niveau de gris ou de couleurs prélevé à l'emplacement correspondant dans l'image réelle, ou calculé à partir d'une description interne de la scène.

III.3. Acquisition d'une image

L'acquisition d'images constitue un des maillons essentiels de toute chaîne de conception et de production d'images. Pour pouvoir manipuler une image sur un système informatique, il est avant tout nécessaire de lui faire subir une transformation qui la rendra lisible et manipulable par ce système. Le passage de cet objet externe (l'image d'origine) à sa

représentation interne (dans l'unité de traitement) se fait grâce à une procédure de numérisation. Ces systèmes de saisie, dénommés optiques, peuvent être classés en deux catégories principales :

- Les caméras numériques,
- Et les scanners.

A ce niveau, notons que le principe utilisé par le scanner est de plus en plus adapté aux domaines professionnels utilisant le traitement de l'image comme la télédétection, les arts graphiques, la médecine, etc. Le développement technologique a permis l'apparition de nouveaux périphériques d'acquisition appelés cartes d'acquisition, qui fonctionnent à l'instar des caméras vidéo, grâce à un capteur *C.C.D.* (Charge Coupled Device). La carte d'acquisition reçoit les images de la camera, de la T.V. ou du scanner afin de les convertir en informations binaires qui seront stockées dans un fichier. L'une des caractéristiques intéressantes de ces capteurs est la taille du plus petit élément (*pixel*), mais aussi l'inter corrélation de deux éléments voisins : plus cet inter corrélation n'est faible, l'image est meilleure.

III.4. Caractéristiques d'une image numérique

L'image est un ensemble structuré d'informations caractérisé par les paramètres suivants:

III.4.1. Dimension

C'est la taille de l'image. Cette dernière se présente sous forme de matrice dont les éléments sont des valeurs numériques représentatives des intensités lumineuses (pixels). Le nombre de lignes de cette matrice multipliée par le nombre de colonnes nous donne le nombre total de pixels dans une image.

III.4.2. Résolution

C'est la clarté ou la finesse de détails atteinte par un moniteur ou une imprimante dans la production d'images. Sur les moniteurs d'ordinateurs, la résolution est exprimée en nombre de pixels par unité de mesure (pouce ou centimètre). On utilise aussi le mot résolution pour désigner le nombre total de pixels affichables horizontalement ou verticalement sur un moniteur; plus grand est ce nombre, meilleure est la résolution.

III.4.3. Bruit

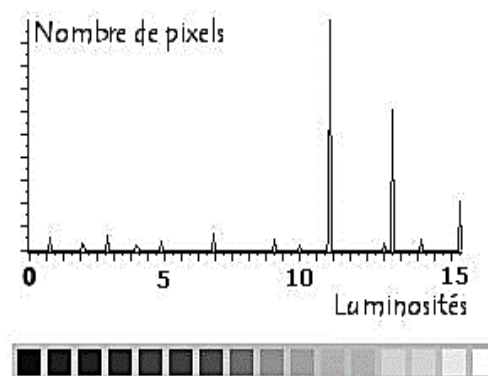
Un bruit (parasite) dans une image est considéré comme un phénomène de brusque variation de l'intensité d'un pixel par rapport à ses voisins, il provient de l'éclairage des dispositifs optiques et électroniques du capteur.

III.4.4. Histogramme

L'histogramme des niveaux de gris ou des couleurs d'une image est une fonction qui donne la fréquence d'apparition de chaque niveau de gris (couleur) dans l'image. Il permet de donner un grand nombre d'information sur la distribution des niveaux de gris (couleur) et de voir entre quelles bornes est répartie la majorité des niveaux de gris (couleur) dans le cas d'une image trop claire ou d'une image trop foncée voir (fig. III.1).

Il peut être utilisé pour améliorer la qualité d'une image (Rehaussement d'image) en introduisant quelques modifications, pour pouvoir extraire les informations utiles de celle-ci.

Pour diminuer l'erreur de quantification, pour comparer deux images obtenues sous des éclairages différents, ou encore pour mesurer certaines propriétés sur une image, on modifie souvent l'histogramme correspondant



(Figure III.1) : Histogramme et palette associés à une image.

III.4.5. Luminance

C'est le degré de luminosité des points de l'image. Elle est définie aussi comme étant le quotient de l'intensité lumineuse d'une surface par l'aire apparente de cette

surface, pour un observateur lointain, le mot luminance est substitué au mot brillance, qui correspond à l'éclat d'un objet. Une bonne luminance se caractérise par :

- Des images lumineuses (brillantes);
- Un bon contraste : il faut éviter les images où la gamme de contraste tend vers le blanc ou le noir; ces images entraînent des pertes de détails dans les zones sombres ou lumineuses.
- L'absence de parasites.

III.4.6. Contraste

C'est l'opposition marquée entre deux régions d'une image, plus précisément entre les régions sombres et les régions claires de cette image. Le contraste est défini en fonction des luminances de deux zones d'images. Si L_1 et L_2 sont les degrés de luminosité respectivement de deux zones voisines A_1 et A_2 d'une image, le contraste C est défini par le rapport.

$$C = \frac{L_1 - L_2}{L_1 + L_2}$$

III.4.7. Images à niveaux de gris

Le niveau de gris est la valeur de l'intensité lumineuse en un point. La couleur du pixel peut prendre des valeurs allant du noir au blanc en passant par un nombre fini de niveaux intermédiaires. Donc pour représenter les images à niveaux de gris, on peut attribuer à chaque pixel de l'image une valeur correspondant à la quantité de lumière renvoyée. Cette valeur peut être comprise par exemple entre 0 et 255. Chaque pixel n'est donc plus représenté par un bit, mais par un octet. Pour cela, il faut que le matériel utilisé pour afficher l'image soit capable de produire les différents niveaux de gris correspondant.

Le nombre de niveaux de gris dépend du nombre de bits utilisés pour décrire la couleur " de chaque pixel de l'image. Plus ce nombre est important, plus les niveaux possibles sont nombreux.

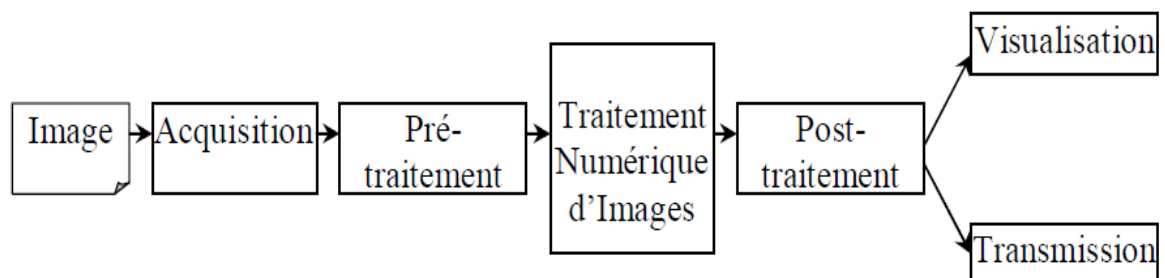
III.4.8. Images en couleurs

Même s'il est parfois utile de pouvoir représenter des images en noir et blanc, les applications multimédias utilisent le plus souvent des images en couleurs. La

représentation des couleurs s'effectue de la même manière que les images monochromes avec cependant quelques particularités. En effet, il faut tout d'abord choisir un modèle de représentation. On peut représenter les couleurs à l'aide de leurs composantes primaires. Les systèmes émettant de la lumière (écrans d'ordinateurs...) sont basés sur le principe de la synthèse additive : les couleurs sont composées d'un mélange de rouge, vert et bleu (modèle R.V.B.).

III.5. Système de traitement d'images

Un système de traitement numérique d'images est composé de :



(Figure III.2) : Schéma d'un système de traitement d'images.

III.6. Prétraitement d'images

Cette phase a lieu juste après l'acquisition des images et a pour objectif d'améliorer la qualité de l'image en vue de sa segmentation.

Le temps de traitement (temps CPU) est très important. C'est un facteur décisif, il doit être le plus petit possible. Ceci implique que les opérateurs doivent être locaux, c'est-à-dire qu'ils doivent intervenir sur un nombre limité de pixels et essentiellement sur des pixels dans le voisinage proche du pixel courant.

Les techniques de pré-traitements les plus courantes qu'on va présenter sont [Bensrhair02,a] [Cocquerez 95,+]:

- La modification d'histogramme,
- La réduction du bruit par filtrage,

III.6.1. Modification d'histogramme

On cherche à améliorer l'image en appliquant une transformation ponctuelle d'intensité; à tout pixel $a_s(x,y)$ on associe une intensité par la transformation T croissante de façon à conserver des contrastes entre régions (claire sur fond sombre, apparaît plus claire après transformation). Le pixel après transformation est le pixel $a'_s(x,y)$:

$$a'_s(x,y) = T(a_s(x,y))$$

Dans ce qui suit, on va présenter deux types de modification d'histogramme :

- Expansion de dynamique
- Egalisation d'histogramme

a) Expansion de dynamique

Cette méthode consiste à utiliser au mieux l'échelle des niveaux de gris disponible sur le système d'acquisition d'images.

Soit $A[i,j]$ l'image de départ, $A'[i,j]$ image après transformation et $[a_0, a_1]$ l'intervalle des intensités présentes dans l'image et soit $[a_{min}, a_{max}]$ l'intervalle disponible.

L'expansion du dynamique correspond à la transformation : $a_s \rightarrow a'_s$ telle que :

$$\forall \alpha \in [a_0, a_1] a_s \xrightarrow{T} a'_s \in [a_{min}, a_{max}]$$

$$\alpha = \frac{a_{min} \cdot a_1 - a_{max} \cdot a_0}{a_1 - a_0}, \quad \beta = \frac{a_{max} - a_{min}}{a_1 - a_0}$$

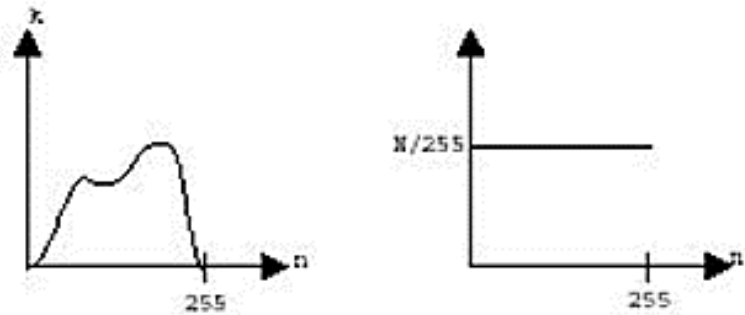
b) Egalisation d'histogramme

Cette transformation consiste à rendre le plus plat possible l'histogramme de niveaux de gris de l'image. L'image $A[i,j]$ est considérée comme un ensemble de réalisation d'une variable aléatoire A , admettant une densité de probabilité $f(a)$ et une fonction de répartition $F(a)$, f représente l'histogramme normalisé de $A[i,j]$.

On cherche une transformation T continue dérivable par morceaux et strictement croissante telle que la variable aléatoire $B=T(A)$ soit uniformément répartie dans l'intervalle $[b_{min}, b_{max}]$.

Soit $g(b)$ la densité de probabilité de B , et T' la transformation dérivée de T :

$$g(b) = \begin{cases} f(a) \frac{1}{T(a)} = \frac{1}{b_{max} - b_{min}} & \text{si } b_{min} < b < b_{max} \\ 0 & \text{ailleurs} \end{cases}$$



(Figure III.3) : Egalisation d'histogramme [Bensrhair 02,a]

III.6.2. Réduction du bruit par filtrage

Le bruit peut provenir de différentes causes :

- Environnement lors de l'acquisition,
- Qualité du capteur,
- Qualité de l'échantillonnage.

En général, le bruit d'images est considéré comme un champ aléatoire caractérisé par sa densité de probabilité f et sa fonction de répartition F . La nature plus ou moins impulsionnelle du bruit peut être décrite à l'aide de densité de probabilités de la forme [Cocquerez 95]:

$$f(a) = C. \exp(-K|a|)$$

Plusieurs filtres sont utilisés pour la réduction de bruit, ils sont divisés en deux catégories :

Filtres linéaires stationnaires, Filtres non linéaires stationnaires.

La première catégorie comprend tous les opérateurs pouvant exprimer leur résultat comme une combinaison linéaire des niveaux de gris d'un voisinage de l'image. Ces

filtres possèdent des caractéristiques spectrales, on parle ainsi de filtre passe-bas (l'image devient floue) ou de filtre passe-haut (les contours ressortent).

Voici quelques exemples de filtres réducteurs de bruit :

- *Filtre moyennner*
- *Filtre gaussien*
- *Filtre exponentiel de Shen*

Le principal inconvénient des filtres linéaire est que la réduction de bruit s'accompagne d'un étalement des transitions entre régions. Ce problème peut être surmonté par l'utilisation des filtres non linéaires.

Le domaine de filtrage non linéaire est extrêmement vaste. Les opérateurs les plus courants en pré-traitement d'images sont :

- Les filtres d'ordre,
- Les filtres homomorphique,
- Les filtres morphologiques.

III.7. Extraction de contours

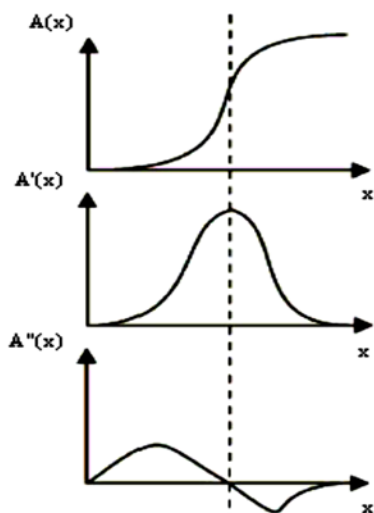
[Cocquerez 95,+] [Monga 95,+] [UFRIMA 03][Girard 99, +]La détection de contour est une étape préliminaire à de nombreuses applications de l'analyse d'images (fig. III.4). Les contours constituent en effet des indices riches, au même titre que les points d'intérêts, pour toute interprétation ultérieure de l'image. Les contours dans une image proviennent des :

- Discontinuités de la fonction de réflectance (texture, ombre),
- Discontinuités de profondeur (bords de l'objet), et sont caractérisés par des discontinuités de la fonction d'intensité dans les images.



(Figure III.4) : Différents types de contours : marche, toit et pointe [Bensrhair 02,b]

Le principe classique de la détection de contours repose sur l'étude des dérivées de la fonction d'intensité dans l'image (fig. III.5) : les extrema locaux du gradient de la fonction d'intensité et les passages par zéro du laplacien.

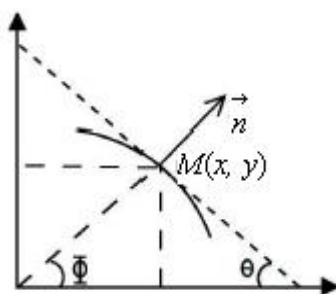


(Figure III.5) : Cas bidimensionnel [Bensrhair 02,b]

III.7.1. Approche Gradient [Bensrhair 02,b]

La recherche de la transition peut être réalisée en recherchant les maxima locaux du gradient. Dans le cas bidimensionnel, le vecteur gradient est défini au point $M(x, y)$ par :

$$\vec{\nabla} = A(x, y) = \left(\frac{\partial A}{\partial x}, \frac{\partial A}{\partial y} \right)$$



(Figure III.6) : Orientation du contour [Bensrhair 02,b]

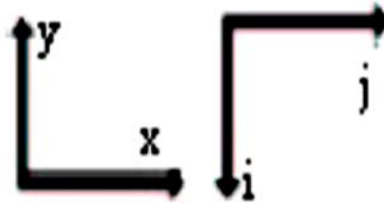
x, y est normal à la courbe de niveau donnée par $A(x, y) = cste$ qui passe par M .

Au point $M(x, y)$ l'orientation du gradient est donnée par :

$$\Phi = \arctan\left(\frac{\frac{\partial A}{\partial y}}{\frac{\partial A}{\partial x}}\right)$$

Et le vecteur unitaire n normal au contour : $\vec{n} = {}^t(\cos\Phi, \sin\Phi)$

L'orientation du contour a pour expression : $\theta = \frac{\Pi}{2} - \Phi$



(Figure III.7) : Orientation des axes. a) cas continu. b) cas discret.

Pour une image numérique, on a :

$$\frac{\partial A}{\partial y} = \frac{\Delta A}{\Delta i} = A_i[i, j] = A_i[i + 1, j] - A_i[i, j]$$

$$\frac{\partial A}{\partial x} = \frac{\Delta A}{\Delta j} = A_j[i, j] = A_j[i, j + 1] - A_j[i, j]$$

La norme du gradient est :

$$|\nabla A[i, j]| = \sqrt{A_j^2[i, j] + A_i^2[i, j]}$$

ou : $|\nabla A[i, j]| = \max\{A_j[i, j], A_i[i, j]\}$

ou bien $|\nabla A[i, j]| = |A_j[i, j], A_i[i, j]|$

Opérateurs Prewitt et Sobe

$A_j[i, j] = h_j * A[i, j]$
 $A_i[i, j] = h_i * A[i, j]$

$$h_j = \begin{pmatrix} 1 & 0 & -1 \\ c & 0 & -c \\ 1 & 0 & -1 \end{pmatrix}$$

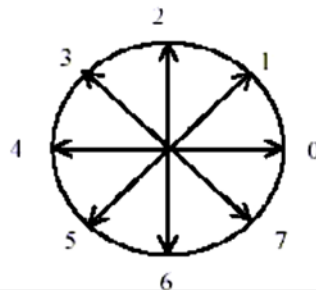
$$h_i = \begin{pmatrix} 1 & c & 1 \\ 0 & 0 & 0 \\ -1 & -c & -1 \end{pmatrix}$$

Les matrices h_j et h_i sont appelées masques. Elles sont les noyaux de convolution de filtres à réponse impulsionnelle finie. Pour Prewitt, on prend $c= 1$. Pour Sobel, on prend $c= 2$.

Opérateur de Kirsh

C'est un opérateur à 8 masques correspondant chacun à une direction préférentielle et obtenue par rotation de 45° de l'opérateur de base h_0 . (la numérotation des masques est faite dans l'ordre des directions de Freeman en 8-connextité).

$$h_0 = \begin{pmatrix} 5 & 5 & 5 \\ -3 & 0 & -3 \\ -3 & -3 & -3 \end{pmatrix}$$



(Figure III.8) : Les directions de Freeman

III.7.2. Approche Laplacien

La recherche des contours dans l'image $A(x, y)$ peut aussi être réalisée en recherchant les passages par zéro du laplacien. On dispose donc, de la valeur du laplacien en chaque point de l'image soit la fonction Δ .

$$\Delta A(x, y) = \frac{\partial^2 A}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 A}{\partial y^2}$$

On considère que les points de contours sont localisés aux passages par zéro de laplacien. Si le calcul du laplacien était exact il suffirait de sélectionner les points M tels que $\Delta(M)=0$.

III.7.3. Approche par filtrage optimal : Approche de Canny

Filtre optimal de réponse impulsionnelle $h(x)$ qui satisfait les trois contraintes suivantes :

- Bonne détection
- Bonne localisation
- Réponse unique

Soit $A(x)$ un signal mono-dimensionnel représentant un saut d'amplitude U_0 noyé dans un bruit blanc stationnaire $N(x)$ de moyenne nulle et de densité spectrale N_0^2 .

$$A(x) = U_0 U(x) + N(x)$$

Le signal de sortie est :

$$C(x) = A * h(x) = \int_{-\infty}^{\infty} A(t)h(x-t)dt$$

Bonne détection : Le rapport RSB (Rapport Signal/Bruit) doit être maximisé.

$$RSB = \frac{U_0 \int_0^{\infty} h(x-t)dt}{\left[E \left(\left| \int_{-\infty}^{\infty} N(t)h(x-t)dt \right|^2 \right) \right]^{\frac{1}{2}}} = \frac{U_0 \int_0^{\infty} h(x-t)dt}{N_0 \left[\int_{-\infty}^{\infty} h^2(t)dt \right]^{\frac{1}{2}}}$$

Bonne localisation : Les points détectés doivent être aussi près que possible du centre du contour véritable (à maximiser)

$$\frac{U_0}{N_0} \frac{|h'(0)|}{\left[\int_{-\infty}^{\infty} h'^2(t) dt \right]^{1/2}}$$

Unicité de la réponse : On utilise le critère de Canny. On veut minimiser la densité d_0 des passages par 0 de la réponse du bruit.

Critère généralisé :

$$d_0 = \frac{1}{\pi} \left[\frac{\int_{-\infty}^{\infty} h''^2(t) dt}{\int_{-\infty}^{\infty} h'^2(t) dt} \right]^{\frac{1}{2}}$$

Critère de Canny :

$$d_0 = \frac{1}{\pi} \left[\frac{\int_{-M}^M h''^2(t) dt}{\int_{-M}^M h'^2(t) dt} \right]^{\frac{1}{2}}$$

$h(x)$ est un *RIF* défini sur l'intervalle $[-M, M]$ Canny a défini les conditions aux limites suivantes :

- $h(0) = 0$
- $h(M) = 0$
- $h'(0) = S$ (pente à l'origine)
- $h'(M) = 0$

III.8. Approches coopératives en traitement d'images

La résolution collective de problème se préoccupe de développer des systèmes d'agents *simples* capables de résoudre collectivement un problème complexe ; par exemple construire un chemin reliant tous les nœuds d'un graphe et dont la longueur est minimale (problème dit du voyageur de commerce ou TSP).

La question principale qui se pose alors est de déterminer le système de représentation de l'environnement, les comportements individuels, et la dynamique qui va régir le fonctionnement du système afin qu'il produise une réponse au problème qui lui est posé.

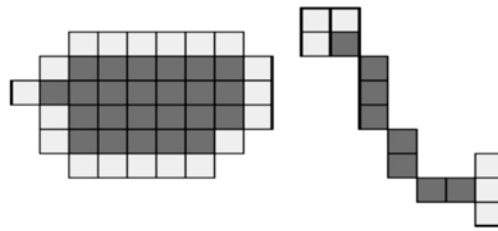
Plusieurs modèles inspirés des insectes sociaux ont déjà été élaborés et utilisés pour effectuer de la résolution de problème. L'une des applications de ces modèles est le traitement d'images.

Dans ce type d'approches, l'image y est vue comme un environnement ou territoire analysé par une société d'agents (ou processus) distribués spatialement. Cette approche est novatrice car elle va à l'encontre de la conception classique centralisée et planifiée des tâches d'analyse d'images. Ces architectures mettent en relief la distribution de calcul, l'adaptation locale des traitements et la richesse des coopérations possibles entre les aspects contour et région.

Dans ce qui suit, on va présenter quelques approches appliquées au traitement d'images.

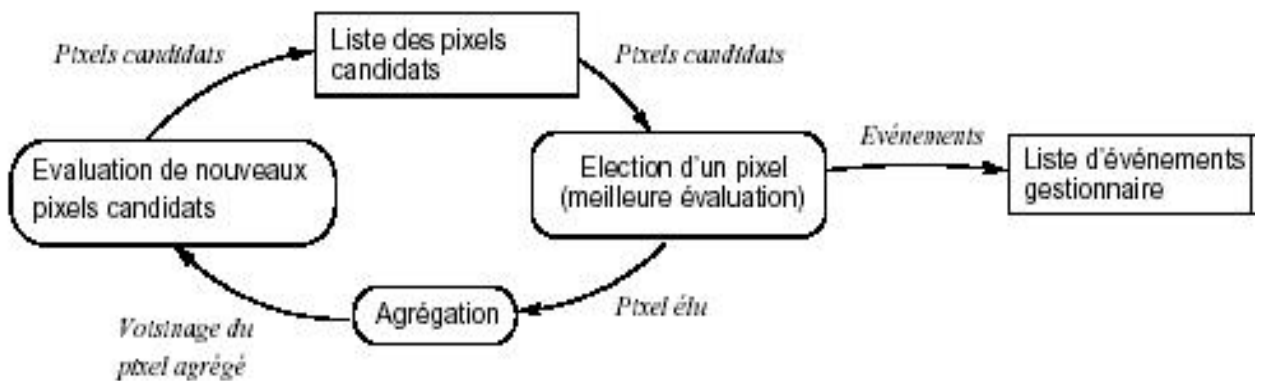
III.8.1. Système de Bellet

Bellet [Bellet 98] a développé un système coopératif pour la segmentation de bas niveau des images. Ce système est multi-processus, puisqu'une image est segmentée par une multitude de processus indépendants, qui sont basés sur des modèles de croissance de région ou de suivi de contour. Chaque processus est initialisé à un endroit précis de l'image, avec un germe, et il fait croître sa primitive à partir de cet endroit. La croissance (région ou contour) s'effectue par une évaluation multi-critères de pixels avoisinants et sélection des meilleurs candidats (figure III.9). (le lecteur intéressé peut se référer à [Bellet98]).



(Figure III.9) : Principes de la croissance de région et du suivi de contour. Pour faire croître la primitive (pixels foncés), différents candidats sont possibles (pixels clairs). Le pixel ayant la meilleure évaluation sera ajouté à la primitive.

Ce système est basé sur une nouvelle forme de coopération entre différents processus de segmentation de natures différentes. Lorsqu'un processus manque d'informations pour mener bien les décisions qu'il doit prendre, il crée de nouveaux processus, qualifiés de fils pour segmenter de nouvelles primitives et ainsi, récolter plus d'informations sur l'environnement local. Un processus peut également s'appuyer sur les informations récoltées par ses voisins pour mener à bien sa tâche. C'est sur ce modèle de coopération que s'effectue toute la segmentation de l'image.



(Figure III.10) : Boucle de contrôle du comportement de perception. Ce comportement boucle sur une liste de pixels tant que celle-ci n'est pas vide. [Boucher 99]

Le système est généraliste et ne bénéficie d'aucune connaissance sur les applications et les images qu'il segmente. Il a été utilisé pour différents types d'images.

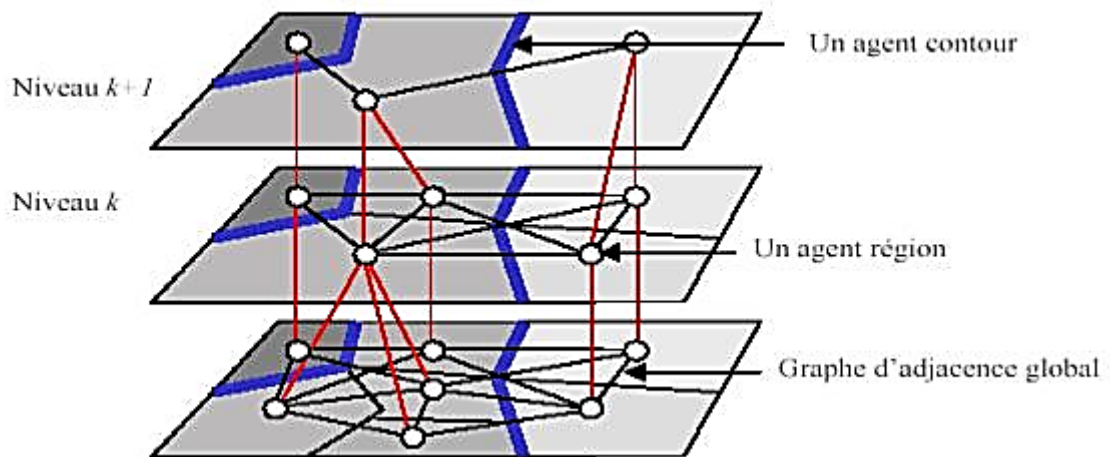
III.8.2. Approche de Boucher

Alain Boucher [Boucher 99] étend les processus de Bellet [Bellet 98] à des agents permettant de bien identifier les structures internes aux agents et leurs interactions. Les agents sont spécialisés dans la segmentation et l'interprétation d'images cytologiques; un des aspects les plus intéressants concerne le traitement de séquences d'images et la manière de lancer des agents dans l'image suivante de la séquence, en fonction de ce qui est en train de se dérouler dans l'image courante. Les agents disposent de quatre comportements :

- Le comportement de perception explore son environnement et sélectionne des pixels candidats à l'agrégation.
- Le comportement d'interaction gère les fusions et les échanges de pixels entre agents.
- Le comportement de différenciation correspond à une interprétation à valeur sémantique. Les agents représentent au départ de la primitive région ou contour ; les informations accumulées sur eux-mêmes et dans un environnement commun vont leur permettre de déterminer la nature sémantique de la primitive traitée.
- Le comportement de reproduction, permet de créer au besoin des agents à certain endroits de l'image. Il conditionne l'exploration de cette image et donc le contrôle de système.

III.8.3. Approche de Duchesnay

Duchesnay [Duchesnay 01] s'appuie sur la structure de pyramide irrégulière (voir la figure III.11) pour gérer le processus de fusion de régions et assurer la convergence de la segmentation; une coopération région-région assez sophistiquée est mise en œuvre, mais qui ne tire pas suffisamment parti de l'information contour. Un des aspects intéressants de son approche est l'utilisation d'une procédure de décimation (récursive) pour le passage du niveau k au niveau $k+1$. La pyramide se construit en partant de la base qui représente l'image présegmentée (par exemple avec l'algorithme des quadrees) jusqu'au dernier niveau de la pyramide comportant le minimum d'information. Les niveaux de cette pyramide sont des graphes d'adjacence de régions.



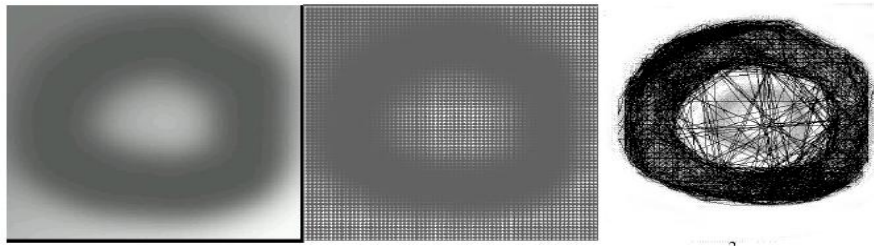
(Figure III.11) : La pyramide de graphe d'adjacence des régions d'après [Duchesnay 01]

III.8.4. Détection de régions dans des images à niveaux de gris : l'inspiration des araignées sociales

Ce travail [Bourjot 01, +] a exposé une démarche de transposition pour passer d'un modèle de simulation à un modèle de résolution. Le cadre biologique initial concerne un processus de construction collective de toile chez les araignées sociales. Sa transposition concerne la détection de régions dans des images à niveau de gris.

L'environnement est un carré de $N \times N$ piquets dans lequel évoluent les araignées et correspond à l'image à analyser (figure III.12). Un piquet correspond à un ou plusieurs pixels de l'image d'origine, selon l'échantillonnage réalisé. La hauteur d'un piquet correspond au niveau de gris du ou des pixels correspondants (figure III.12.b). Il peut donc y avoir 256 hauteurs différentes. Initialement, il n'y a pas de fils dans l'environnement, ils apparaîtront au fur et à mesure du déplacement des araignées.

Les items comportementaux d'une araignée sont le *déplacement*, la *pose* d'un fil et, en plus, un comportement de retour sur la toile. L'araignée est dotée d'un état interne pour permettre une pose contextuelle.



(Figure III.12) : Exemple de résultat, d'après [Bourjot01+]

La dynamique du système est la même que dans le cas de la simulation et est de type stigmergique. Ce processus construit des toiles qui sont interprétées comme des régions de l'image.

III.8.5. Traitement d'images par vie artificielle

Carden [Carden 02] propose une approche de détection des contours des régions dans une image simple en niveaux de gris par vie artificielle. Ce travail est basé sur les travaux de Reynolds et MacGill [MacGill 00] où les agents représentent les « géoboids », qui permettent de calculer le gradient.

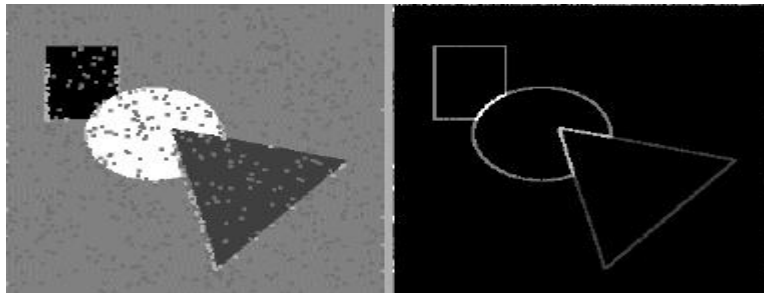
Les agents ont différents comportements de direction trois inspirés de Boids de Reynolds : (voir figure III.13) cohésion, alignement et séparation plus deux autres inspirés de Géoboids de MacGill : chercher et fuir.



(Figure III.13) Cinq états de geoBoid, utilisés pour les boids de traitement d'images
[MacGill 00]

Ces deux derniers comportements visent à chercher : se diriger vers des agents satisfaits (qui sont dans une position proche du contour), et à fuir : s'éloigner des agents insatisfaits (position plus loin du contour).

Un résultat d'application de cette méthode est indiqué dans la (figure III.14).



(Figure III.14) : Exemple de résultat (image de synthèse) d'après [Carden 02]

III.9. Conclusion

Nous avons introduit dans ce rapport les notions de base qui servent de fondement à la compréhension de différentes techniques de traitement d'images. Plusieurs méthodes classiques de traitement ont été proposées dans la littérature, nous avons présenté quelques unes qui nous semble les plus courantes dans le processus du traitement et analyse d'image.

Les pré-traitements d'images permettent d'améliorer la qualité de l'image en vue de traitements ultérieurs. Deux grandes approches peuvent être envisagées pour extraire les zones pertinentes des images :

On cherche les discontinuités dans la scène, c'est l'approche contour.

On cherche des zones de niveaux de gris homogènes, c'est l'approche région

De nouvelles recherches s'intéressent aux systèmes complexes et leurs caractéristiques ainsi l'application de ces approches sur le traitement d'images.

Les phénomènes collectifs naturels sont une source d'inspiration pour proposer des méthodes multi-agents de résolution de problèmes. Ils permettent l'élaboration de comportements individuels simples produisant collectivement des phénomènes complexes.

A la fin de ce chapitre, nous avons présenté les différentes approches qui ont été élaborées pour le traitement d'images en niveaux de gris soit par agents simples situés dans l'image, ou bien, par inspiration des systèmes naturels.

Conclusion générale

Conclusion

Pour conclure, les rayons X font de nos jours partie intégrante de l'imagerie médicale; en effet grâce à leurs propriétés stupéfiantes, ils permettent de réaliser un grand nombre de diagnostics à l'aide de différents types d'images. De la radiographie jusqu'à l'angiographie en passant par le scanner, ils sont aujourd'hui indispensables à tout type d'institution médicale.

Mais malgré tout leurs avantages, les rayons X présentent des inconvénients. Leurs effets sur le corps humain, plus précisément sur l'ADN composant ses cellules, peuvent être dangereux et irréversibles. En effet ils peuvent provoquer des mutations cellulaires, dont certaines pourraient éventuellement dégénérer en cancers.

Le scanner est en réalité une radio perfectionnée. Tous deux obtiennent des coupes du corps humain à partir de rayons X, nocifs. Ils sont tous les deux bien adaptés à la visualisation des organes osseux et aériens. Cent ans après leur découverte, on se sert encore des rayons X en radiographie moderne. On les utilise aussi dans les scanners, pour effectuer des coupes du corps humain. Plusieurs autres techniques sont venues compléter les appareils des médecins : les ultrasons, l'imagerie par résonance magnétique nucléaire, la scintigraphie ou encore la tomographie par émission de positrons. Dans les années 1970, les rayons X commencèrent à être utilisés pour effectuer des scanners avec un traitement informatique des images. Le scanner à rayons X développé par Hounsfield était alors le meilleur outil de diagnostic médical.

Bibliographie

Référence bibliographique

Mémoires

[1] Mlle BAKKAK TRONIA " Segmentation trois dimension (3D) en images médicales " mémoire de fin d'étude magister en électronique biomédicale Université aboubakr belkaid Tlemcene, année 2015/2016

[2] Mlle Annesophiparinaud " Contribution aux bornes pratiques d'injection des produits de contraste en imagerie " mémoire de fin d'étude magister en électronique biomédicale Université de LIMOGES, année 2014

[3] Mr REDHA BENTATA, RACHID NOURINE " Segmentation d'images tomographiques par émission de positron " mémoire de fin d'étude magister en informatique Université d'ORAN, année 2011

[4] Mlle SAIDA MECHI " Dosimétrie en tomodensitométrie et contrôle de qualité et son fonctionnement " mémoire de fin d'études Master professionnelle en génie biomédicale Université d'ORAN, année 2010 / 2011

SITES INTERNET

[5] <http://philippe.berger2.free.fr>

[6] <http://lgt.garnier.free.fr>

[7] <http://niedercorn.free.fr>

[8] <http://phantomlab.com>

[9] <http://www-lagis.univ-lill1.fr>

[10] <http://components101.com>