

TOMODENSITOMETRIE OU SCANNER

INTRODUCTION

La Tomodensitométrie ou TDM est dite aussi scanographie ou scanner X et Tomographie axiale transverse assistée par ordinateur.

C'est une technique qui a révolutionnée l'imagerie médicale et a valu le prix Nobel de Médecine à GN Hounsfield en 1979.

Elle permet de résoudre les deux principales insuffisances de l'imagerie radiologique conventionnelle, à savoir, **la faible discrimination entre tissus mous et la superposition d'organes.**

Cette technique d'imagerie numérique assistée par ordinateur, qui a profité du développement de l'informatique, permet d'accéder à des coupes transversales, éliminant tous les problèmes de la simple projection en radiographie standard. Son principe est simple : si l'on examine un objet sous tous ses angles, on le reconnaît en profondeur.

Son principe repose sur la reconstruction des images de coupe axiale transverse. Ces images représentent des cartes des coefficients d'atténuation des RX obtenu à partir de projections qui définissent cette coupe. Sachant que le coefficient d'atténuation dépend de la densité tissulaire, d'où l'émergence du nom technique de Tomodensitométrie.

Cette technique permet d'accroître la résolution en densité de l'image d'un facteur de 10 par rapport à l'image radiologique planaire, ce qui permet de rendre visible des structures très voisines ou confondues en radiologie conventionnelle.

HISTORIQUE :

Souhaitant logiquement épargner à leurs patients le risque des explorations neuroradiologiques ; OLDENDORFF , un neurologue américain et AMBRAS un autre neurologue anglais , ont cherché désespérément vers la fin des années 60 à obtenir l'image directe du cerveau avec les rayons X.

Ce n'est qu'en 1972 , en ANGLETERE , et en collaboration avec AMBRAS, qu'un ingénieur et physicien du groupe de recherche de EMI (Electronique Musicale Industrie) ; HOUNSFIELD a réussi à mettre en marche le premier scanner qui était destiné à l'étude du cerveau.

Durant les trente dernières années la technologie a largement évolué, essentiellement dans les trois axes suivants :

- Vers des scanners corps entier,
- Vers des résolutions spatiales et de contraste de plus en plus élevées,
- Vers des vitesses d'acquisition et de reconstruction de plus en plus rapide

1972 : premier examen tomodensitométrie cérébral

1974 : premier appareil corps entier

1979 : Prix Nobel de médecine décerné à Allan MacLeod et Godfrey N. Hounsfield pour la mise

au point du premier scanner

1989 : acquisition hélicoïdale

1992 : acquisition de deux coupes simultanées par rotation

1998 : acquisition multicoupes

DEFINITION :

La scannographie ou tomodensitométrie est un examen radiologique qui nous permet d'avoir une image matricielle d'une tranche ou une coupe du corps exprimant la densité radiologique des petites unités de volume comprise dans cette tranche, cette image est reconstruite à partir d'une série de mesures et de calcul successifs.

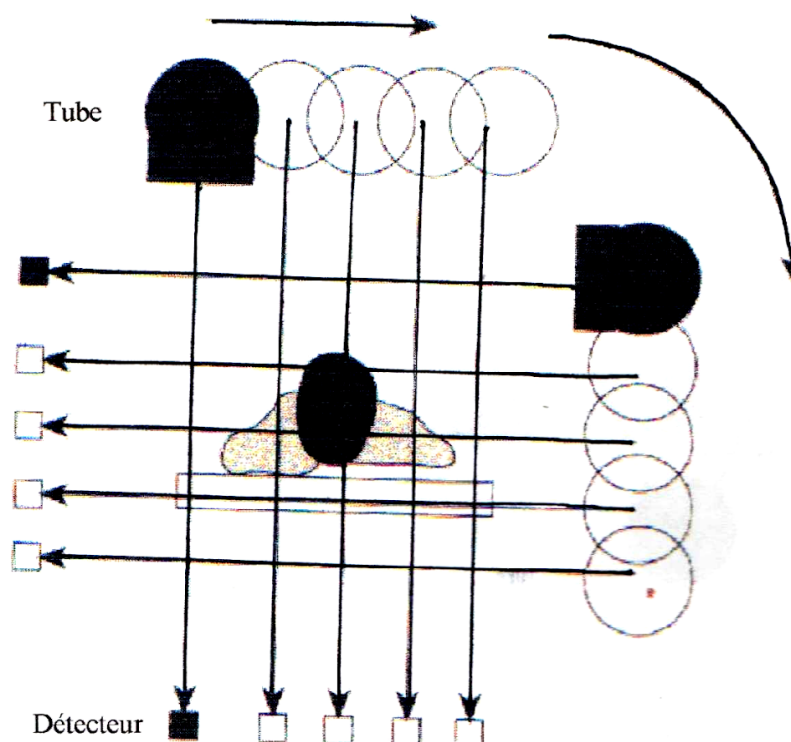
La TDM fait appel aux rayons « X » et exprime la densité radiologique ou coefficient d'absorption aux rayons « X » des structures anatomiques qu'elle objective.

Perfectionnement technologique

Les systèmes tomodensitométriques ont beaucoup évolué depuis le premier prototype. Depuis 1972 à nos jours on distingue cinq générations :

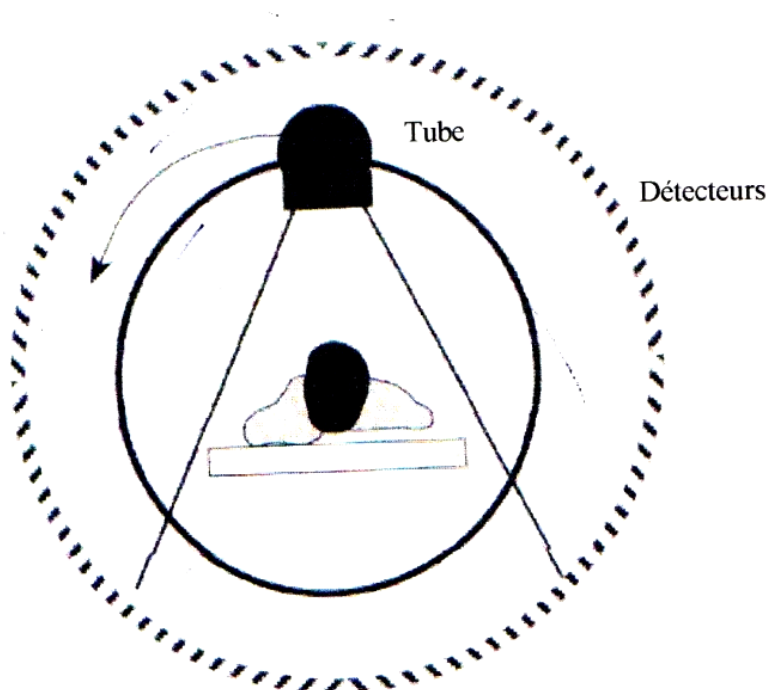
A – Première génération :

Elle comprenait un tube et un détecteur dans lequel était placé le patient. Un mouvement synchrone du tube et du détecteur permettait de déplacer le faisceau de rayons X avec une largeur de coupe pouvant varier de 3 à 12 mm. Le couple tube-détecteur tournait d'un pas d'angle de quelques degrés et la translation se répétait. Cette opération s'effectuait environ une centaine de fois sur 180° , l'ordinateur collationnait ainsi environ 10000 mesures.

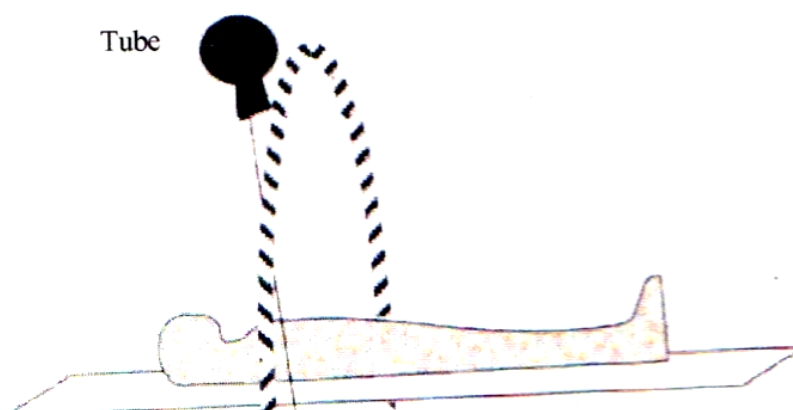


D- Quatrième génération :

Voit le tube tourner seul dans une couronne comprenant de nombreux détecteurs fixes de l'ordre de 800 à 1000, afin de réduire l'effet de pénombre par une meilleure focalisation et augmenter la distance patient-tube.

**E- Cinquième génération :**

Place le tube à rayons X en dehors de la couronne, cette couronne est animée d'un mouvement de mutation (balancement). Les détecteurs proches du tube s'effacent pour laisser passer le rayonnement incident.



explique l'impossibilité d'observer l'image de la rate ou du foie sur la

la reconstruction informatique des images permet de retrouver ces contrastes ,la transition de la radiographie conventionnelle à la TDM à été très simple . En radiologie conventionnelle cependant, en raison de la superposition des tissus l'atténuation moyenne dans la plupart des régions du corps à l'exception des os et de l'air est sensiblement identique. Ce qui explique l'impossibilité d'observer l'image de la rate ou du foie sur la radiographie de l'abdomen sans préparation.

B- PRINCIPES DE BASE :

Les principes de base de la tomodensitométrie sont :

- ✓ Le principe de la TDM consiste à reproduire sur écran la distribution spatiale de l'atténuation de rayons « X » dans **une coupe** de l'organisme.
- ✓ La mesure de coefficient d'atténuation du faisceau de rayons « X » par le corps et le calcul de la **densité radiologique des tissus liée elle-même à leur composition chimique**.
- ✓ La reconstruction d'une image de l'objet à partir de ces différentes projections.
- ✓ L'image TDM est donc une image indirecte d'une tranche de l'objet obtenue en remplaçant le support d'enregistrement habituel par des détecteurs plus sensibles pouvant mesurer des différences infiniment plus faibles.

TUBE → rayon incident → **MALADE** → rayon émergeant → **DETECTEUR**

Les détecteurs reçoivent les rayons « X » qu'ils transforment en signal électrique.

TUBE → rayons x → **DETECTEURS** → signal électrique → **ORDINATEUR**

La restitution des mesures permet d'obtenir une image plane (unie) bidimensionnelle des données acquises dans une coupe d'une certaine épaisseur.

Le volume étudié est décomposé en petits volumes élémentaires voxel disposés de façon ordonnée selon une matrice.

Matrice : pour résoudre le problème de la reconstitution de l'image, on utilise une matrice ; c'est un tableau composé de m colonnes et n lignes définissant un nombre « mXn » de carrés appelés éléments matriciels ou pixels. Elle ne représente pas une coupe anatomique mais l'image résultant de l'intégration des coefficients d'atténuations selon l'épaisseur de la coupe. Le pixel de l'écran représente la densité moyenne du voxel de la coupe.

Pour bien comprendre la formation de l'image scanographique, il faut savoir que :

A l'intérieur d'une matrice on peut effectuer les opérations d'additions et de multiplications sur les rangées, les colonnes et les diagonales

La précision du dessin matriciel augmente en réduisant les dimensions des pixel qui la composent et en augmentant leur nombre. Les matrices utilisées actuellement vont jusqu'à 1024X1024.

Visualisation de l'image : le concept mathématique de la matrice à une réalité physique, celle-ci est concrétisée par la mémoire image qui constitue le dernier étage du processus de reconstruction. Dans cette mémoire sont stockés tous les points images composant la matrice. Chaque valeur numérique mémorisée doit avant son transfert subir une transformation numérique-analogique. Le résultat est un signal électrique analogique ou signal vidéo repris par un moniteur de télévision.

A chaque pixel de l'image correspond une densité physique des corps exprimée en unités HOUNSFIELD.

ECHELLE D'HOUNSFIELD :

L'échelle d'HOUNSFIELD se définit par la valeur de l'atténuation des rayons X par l'eau à la température ambiante.

L'œil humain ne permettant de distinguer que 16 niveaux de gris, les 2000 paliers de densité ne peuvent être vus simultanément sur écran.

L'intérêt du travail de l'image en console consiste donc à déterminer une fenêtre de densité utile dans l'échelle, puisque les densités tissulaires, hydriques et graisseuses avec des extrêmes représentées par l'air et le tissus osseux.

Au lieu de distribuer 2000 niveaux de densité dans une échelle de gris, on ne met que les données de la fenêtre utile avec cette échelle de gris.

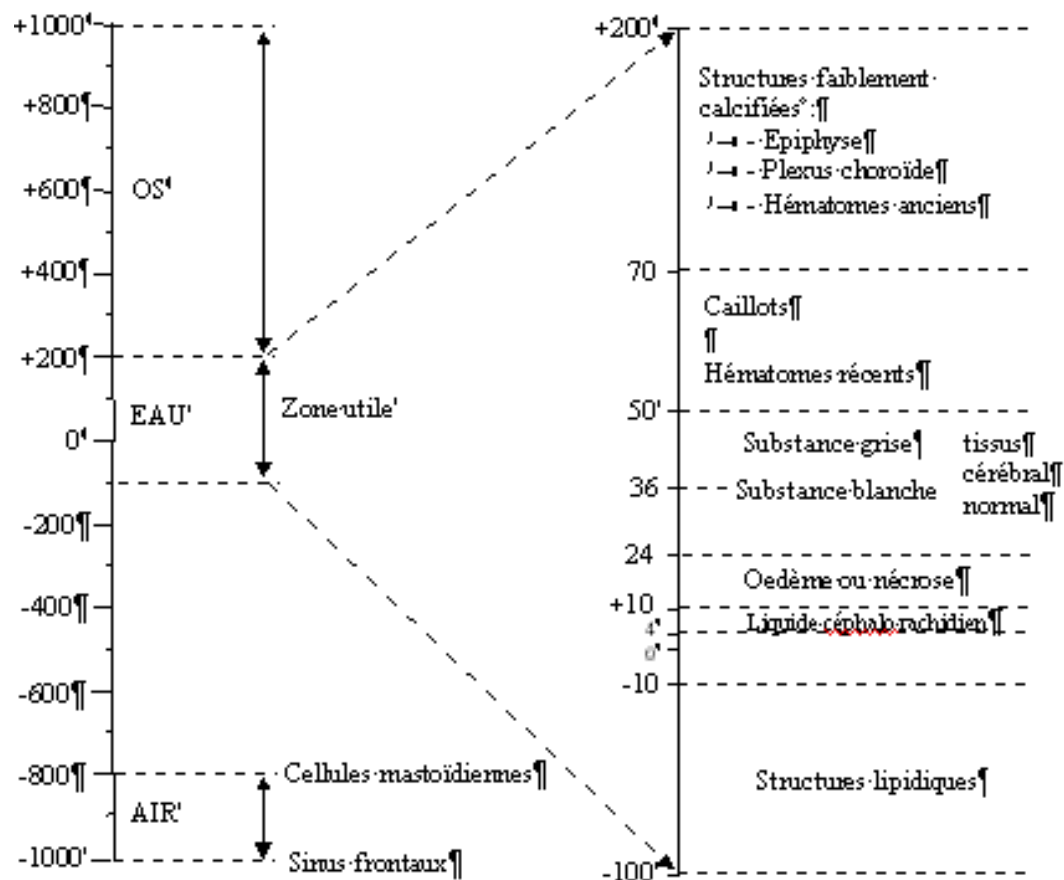


Figure 2.4: Echelle d'absorption de Hounsfield (au niveau du crâne)

ELEMENTS CONSTITUTIFS D'UN TOMODENSITOMETRE :

A- CHAINE RADIOLOGIQUE :

1-Générateur à haute tension :

Il alimente un tube à rayons X sous contrôle d'un ordinateur, il est plus puissant qu'un générateur d'une conventionnelle il est d'une intensité de 2000 MA .Son régime doit être continu et donc parfaitement stabilisé par

régulateur électronique automatique. La qualité du faisceau dépend de la qualité du générateur.

2-Tube à rayons X :

Son principe et sa technologie sont identiques à ceux employés en radiologie conventionnelle. Ses performances doivent être exceptionnelles lors de l'acquisition rapide de coupes fines. La capacité calorifique du tube est d'une qualité primordiale afin d'éviter le risque de surcharge entre deux coupes :

- des **capacités calorifiques** de plus en plus élevées : les tubes les plus performants utilisés à l'heure actuelle ont des capacités calorifiques de l'ordre de 5.0 à 7.0 MUC (MUC : Million Unités de Chaleur ; une Unité de Chaleur = l'énergie qu'il faut pour élever d'un degré la température d'un gramme d'eau),
- une **pente de refroidissement** de plus en plus rapide : l'ordre de grandeur pour les tubes scanners les plus performants à l'heure actuelle est de 500 KUC à 850 KUC par minute (KUC : Mille Unités de Chaleur)

a- Le foyer

Une autre caractéristique importante est la **résolution spatiale**, qui, dans certaines conditions d'acquisition sera limitée par la taille du foyer : ceci implique la conception de tubes multi-foyers (petit pour l'acquisition en mode haute résolution spatiale et plus grand pour l'acquisition en mode haute résolution de contraste) .

Certains constructeurs ont mis au point des tubes à foyer dynamique ou flottant qui visent à augmenter l'échantillonnage spatial par un foyer qui se déplace dans l'espace pendant le temps d'acquisition. Ce procédé permet d'augmenter la résolution spatiale.

b-filtrage

Enfin, les **doses délivrées aux patients** doivent être minimisées pour un examen donné. C'est en grande partie une question d'utilisation de protocoles optimisés. L'irradiation peut également être réduite en utilisant des filtres à rayons-x optimisés, qui éliminent autant que

possible les rayonnements basses énergies, qui irradient le patient mais ne contribuent pas à l'élaboration de l'image, car ils sont totalement absorbés par le corps humain.

2- Les systèmes de collimations :

Définissant l'épaisseur des coupes et réduisant au maximum le rayonnement diffusé, ces collimations sont en nombre de deux, une primaire située côté tube et une secondaire placée plus près des détecteurs.

3- Le système de détection :

Sur les premiers appareils, les détecteurs étaient constitués des cristaux associés à des photomultiplicateurs. Ce type de détecteur étant relativement encombrant, il était difficile d'en augmenter le nombre. C'est pour cette raison que les tomodensitomètres de 3^{ème} génération comportent pratiquement tous les systèmes de détection par chambre d'ionisation au xénon. Ce sont des systèmes extrêmement stables, et leur nombre peut atteindre plus de 1000 avec un encombrement relativement réduit.

Aujourd'hui tous les scanners sont équipés de **détecteurs solides** qui permettent de maximiser l'efficacité de détection et par conséquent la résolution en contraste par quantité de dose délivrée au patient. Il est composé d'un scintillateur, couplé à une photodiode en silicium. La conversion du rayonnement X se fait en deux étapes :

- ☐ conversion par le scintillateur du rayonnement X en lumière,
 - ☐ conversion par la photodiode de la lumière en charge électrique ;
- cette charge est proportionnelle à la quantité de rayonnement X qui a frappé la surface du scintillateur.

Il est nécessaire que l'ensemble des détecteurs aient un comportement uniforme en fonction des changements environnementaux tels que la

température, le degré de variation hygrométrique, ceci pour garder une stabilité de réponse et éviter des artefacts sur l'image.

Chaque mesure (projection) est mise en forme, amplifiée et convertie en numérique par un système électronique situé sur la partie tournante du statif.

Plus fréquemment ce système de détection est appelé « matriciel » car il regroupe les différents capteurs en modules et selon une matrice.

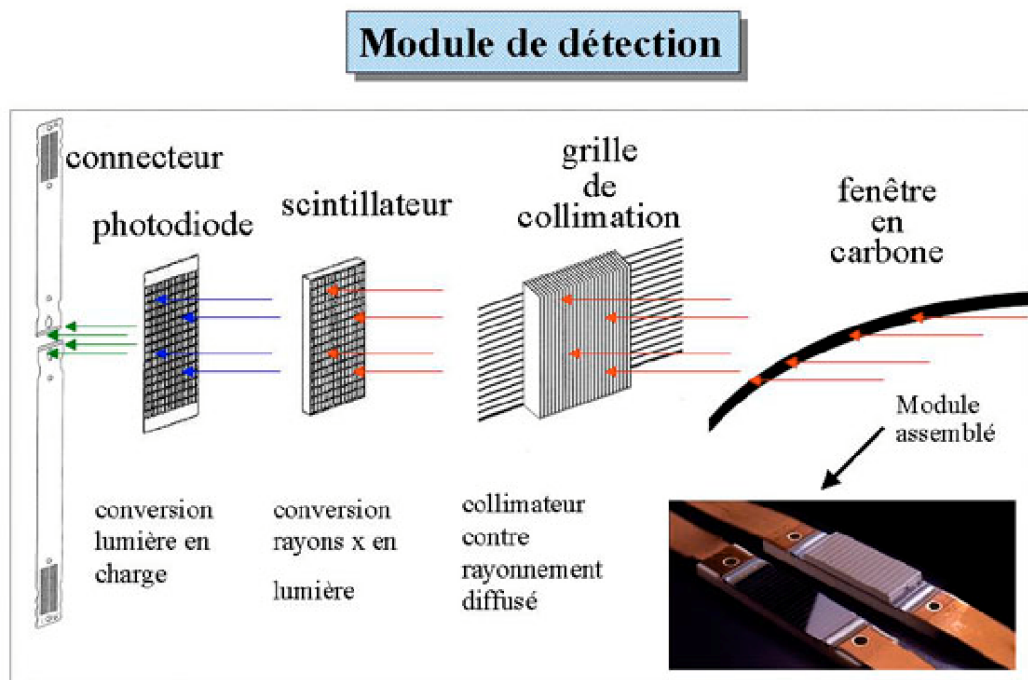


Figure (d)

CARACTERISTIQUES DES DETECTEURS :

1- Détecteurs à gaz :

- ✓ Chambre à 1000 détecteurs.
- ✓ Détecteurs :
 - 1mm d'épaisseur.
 - 30mm de largeur.
 - 50mm de profondeur.
 - 2 à 1,2mm d'espacement.
- ✓ Efficacité 50 à 60%.

2-Détecteurs solides :

- ✓ Association d'un cristal scintillateur et d'une photodiode.
- ✓ Détecteur nombre de 1000 :
 - 2mm d'épaisseur.
 - 20mm de largeur.
 - 2mm de profondeur.
- 3 à 0,6mm d'espacement.

- ✓ Nécessite un recalibrage fréquent.
- ✓ Efficacité =100%.

B-L'ENSEMBLE MECANIQUE :

Le tube et les détecteurs sont intégrés dans un système mécanique permettant la réalisation de la tomographie. Il est constitué d'un statif et d'une table :

1- Statif ou gantry :

Un anneau rigide supporte et solidarise le tube à rayons X et les détecteurs dans leurs mouvements au moment de l'acquisition des mesures. L'ensemble de statif peut s'incliner de part et d'autre de la verticale(20à30°).

2- La table :

Le patient à examiner est placé entre la tube et les détecteurs dans l'ouverture du portique, sur une table mobile , son déplacement longitudinal détermine le niveau du corps . Le repérage externe est effectuer grâce à un faisceau lumineux fixe par rapport à la table et parallèle au plan de coupe.

3- L'ordinateur : un système de reconstruction de l'image

Il doit être de grande capacité et être capable de traiter un très grand nombre d'information

Les signaux électriques sont convertis en nombres binaires : 101 10101, 11001111, etc. L'ordinateur utilisé est programmé pour "digérer " ces millions de données numériques et traduire en image par des niveaux de gris les différences d'atténuation des rayons X dans les divers volumes

élémentaires de l'organe examiné, ses voxels (le mot "voxel" vient de l'anglais "volume élément" c'est-à-dire "élément de volume". En imagerie médicale, la coupe à représenter étant toujours une tranche mince, un voxel est un petit élément de volume de celle-ci.).

La durée de la reconstitution de l'image varie de 3 à 8 secondes. On notera que l'ordinateur peut commander aussi le tube de rayons X et l'étalonnage des récepteurs. Il peut archiver sur disque optique toutes les données et stocker des informations concernant le patient.

4-La console :

Elle permet à l'opérateur de sélectionner un certain nombre de paramètres qui conditionnent l'image obtenue. Les images obtenues apparaissent sur le moniteur.

FONCTIONNEMENT DE L'APPAREIL :

Il comporte schématiquement 4 étapes :

1)- Acquisition des données brutes : L'ensemble « tube-détecteur » tourne de 360° autour de l'axe longitudinal du patient et chaque détecteur mesure l'absorption globale du tissu traversé.

2)- La reconstruction : L'ordinateur calcule le coefficient d'absorption linéaire de chaque voxel compris dans la tranche (coupe) examinée à partir des données brutes.

3)- L'affichage et le traitement de l'image : La matrice numérique obtenue par reconstruction va être lue case par case et ligne par ligne, pour être convertie en image de télévision composée de points de tonalités différentes dont la présentation pourra être modifiée par des manipulations appelées « fenêtrage ». La fenêtre constitue la représentation d'une certaine gamme de densités ; toutes les densités situées au dessus ou au dessous des limites de cette fenêtre apparaîtront respectivement blanche ou noire, la fenêtre est définie par sa largeur et par son niveau ou centre .

4)-Archivage des images :Il est d'abord magnétique puis photographique et actuellement optique. Les images retenues sont :

- Soit tirées sur le film par reproducteur photographique ou laser .
- Soit enregistrées sur un support magnétique ou optique afin de pouvoir être traitées sur une station de travail secondaire.

CRITERES DE QUALITE DE L'IMAGE TOMODENSITOMETRIQUE :

La qualité de l'image densitométrique dépend de :

1)-La résolution spatiale :facteur le plus important, elle permet de différencier deux points proches l'un de l'autre. Elle dépend de :

- La géométrie du système ; la finesse de la matrice utilisée.
- L'épaisseur de la coupe (inversement proportionnelle à l'épaisseur
- Le type d'algorithme employé pour la reconstruction de l'image.

Un algorithme, c'est une suite d'instructions, qui une fois exécutée correctement, conduit à un résultat donné.

Algorithme (informatique), procédé de calcul mis en œuvre sur un ordinateur, et qui, répété autant de fois qu'il est nécessaire, permet d'obtenir le résultat cherché.

Un algorithme informatique doit répondre à des règles opérationnelles : il doit être fini et se terminer après un nombre fini d'opérations, chaque instruction doit être définie sans ambiguïté, le fonctionnement de l'algorithme est déterministe (il donne les mêmes résultats pour les mêmes données)

2)-La résolution densitométrique ou en densité : c'est la possibilité de reconnaître une différence entre deux points pixels de densité voisine. Une bonne résolution en densité nécessite l'utilisation d'une matrice composée de pixels suffisamment grands.

3)-les artefacts :

- Artefacts de mouvement : Les mouvements du patient pendant l'acquisition modifient le contenu de chaque pixel et rendent infidèle le calcul matriciel ex : les mouvements respiratoires et cinétique cardiaque et des gros vaisseaux....
- Artefacts du volume partiel : La présence d'objets divers (matériel de REA , certains vêtements.....) autour du patient peut créer des difficultés de calcul pour l'ordinateur, cet artefact se produit quand le diamètre de l'objet examiné est inférieur à l'épaisseur de la coupe, la réalisation de coupes fines permet de minorer ce phénomène.
- Artefacts liés au durcissement du rayonnement : Lorsque le rayonnement traverse une zone très opaque, il s'ensuit des erreurs densitométriques par défaut.

CARACTERES PARTICULIERS DE QUELQUES TOMODENSITOMETRES

SCANNER (CT SCAN, TOMODENSITOMETRIE AXIALE) CONVENTIONNEL :

Le patient est couché sur le dos. La table va bouger et s'arrêter successivement sur toute la région à examiner. A chaque arrêt de la table, un faisceau de rayons X tourne autour du patient. La quantité de rayons X est mesurée de manière continue par des détecteurs lors de la rotation du faisceau autour du patient. Ces informations permettront de reconstruire une "image tomodensitométrique" correspondant à la coupe transverse de la région examinée. Les images sont donc obtenues séquentiellement et couvrent de manière discontinue la région à examiner. On imagine la lenteur d'un tel examen consécutive à la succession d'acquisitions des coupes (environ 2 secondes par coupe), les reconstructions de chaque image puis l'avancée de la table. Dans les années 90, la durée d'un tel examen était d'un peu moins d'une heure. On imagine aisément le manque de précision des images obtenues consécutifs à la discontinuité des mesures. On peut également imaginer facilement les artefacts engendrés par des cycles

respiratoires totalement différents ou des mouvements du patient. Cette technique est pratiquement abandonnée.

SCANNER (CT SCAN, TOMODENSITOMETRIE AXIALE) HELICOÏDAL:

Avec cette technologie, le tube à rayons X et sa batterie de détecteurs tournent sans s'arrêter autour du patient alors que la table avance à vitesse constante. Durant cet examen, le faisceau de rayons X a décrit une hélice autour du patient, d'où le nom de la méthode. Il s'agit cette fois-ci d'une acquisition continue de données. Un examen du thorax peut cette fois-ci se faire en inspiration suspendue pendant environ 20 secondes. Tous les artéfacts respiratoires ou de mouvement sont minimisés. Une acquisition des images peut être effectuée durant différentes phases vasculaires et les premiers angio CT sont réalisés. Les principales améliorations sont de quatre ordres :

- ✓ Un temps d'acquisition plus court
- ✓ Une diminution importante de doses d'irradiation.
- ✓ La réduction de quantité de produit de contraste.
- ✓ L'augmentation du nombre de données brutes grâce à l'augmentation du nombre de détecteurs , ce qui rend possible de réaliser des constructions en 3D.

Toutefois, comme les coupes effectuées avec cette technologie sont relativement épaisses, toutes les reconstructions coronales ou sagittales souffrent d'un manque de précision et une ligne apparaît comme formée de marches d'escaliers.

CT SCAN MULTIBARRETTES (SCANNER MULTIDECTEURS, MULTICOUPES) :

Comme son nom l'indique, le changement essentiel de cette catégorie de scanner est le nombre et la configuration des détecteurs en action lors d'une rotation du tube à rayons X autour du patient. La plupart des scanner ont 4, 16 barrettes. Les plus récents en ont 64. Ceci signifie que l'on acquiert 4, 16, 64 images par rotation du tube. Une amélioration s'est faite simultanément au niveau de la vitesse de rotation du tube de rayons X. Alors que les premiers

scanners à 4 barrettes avaient un temps de rotation de 0,75s, la nouvelle génération met moins de 0,4s pour effectuer un tour. La qualité et le design des tubes s'est également amélioré permettant l'acquisition d'un nombre important d'images sans échauffement nécessitant un arrêt abrupt de l'examen et plus. Les conséquences immédiates de ces avancées technologiques sont une augmentation de la rapidité du temps d'acquisition de l'image ainsi l'obtention d'une imagerie haute résolution. La rapidité de l'acquisition des images permet d'examiner une région nettement plus importante que précédemment avec un temps d'inspiration suspendue réduit. La qualité de l'examen est donc amélioré chez les polytraumatisés, les enfants ou toutes personnes ayant des difficultés respiratoires. Aujourd'hui on trouve des scanners pouvant acquérir 64 images de 0.5mm avec un temps de rotation de 400msec. De telles performances permettent d'envisager de nouvelles applications. L'une des plus enthousiasmantes est celle de pouvoir examiner des structures vasculaires jusqu'alors inaccessible et de petit diamètre comme les artères coronaires.

- **Remarques importantes:**

Comme on l'a vu, le mot scanner reflète une variété d'appareils ayant des performances extrêmement différentes. Il convient donc lorsque l'on se réfère à la littérature médicale pour rechercher les performances d'un scanner dans une application donnée d'examiner le type de scanner employé (4 barrettes avec une rotation de 0.75s, 4 barrettes avec une rotation de 0,5s; 16 barrettes,..., 64 barrettes). Par exemple, il est en effet peu vraisemblable de pouvoir étudier correctement des artères coronaires avec un scanner ne comportant pas au moins 16 barrettes

CONCLUSION

La TDM a profité du développement de l'informatique et du traitement de signal

- Elle permet d'accéder à des coupes éliminant le problème de superposition d'organe.
- Elle permet d'améliorer la résolution en densité d'autant plus avec les techniques de fenêtrage de l'échelle de Hounsfield.

-Elle est particulièrement bien adaptée pour l'exploration des os et des tissus mous.

Les scanners multicoupes permettent une imagerie rapide, avec une bonne résolution et la possibilité de reconstruction 3D temps réel et peut permettre la simulation d'une endoscopie.

Elle est très utilisée en imagerie diagnostique. Elle aussi utile au chirurgien pour planifier son acte.

Au radiothérapeute pour planifier son traitement. Et on voit de plus en plus l'intégration de cette technique dans une gamma caméra (TEMP/TDM) et caméra TEP (TEP/TDM) pour la correction de l'atténuation et le repérage anatomique des lésions fixant le radiotraceur..

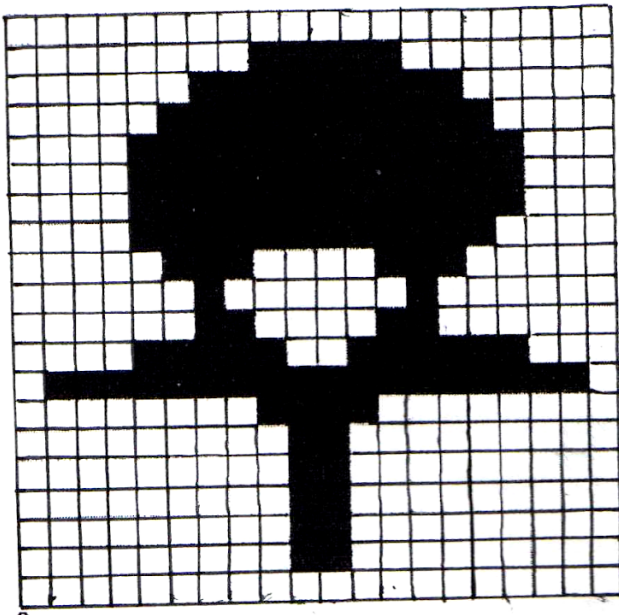
✓

La transformation numérique analogique des valeurs matricielles « système binaire »

A

0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	0
0	0	0	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0
0	0	0	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0
0	0	0	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0
0	0	0	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0
0	0	0	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0
0	0	0	0	0	1	1	1	0	0	0	0	1	1	1	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	1	1	0	0	0	0	1	1	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	1	1	1	1	1	0	0	1	1	1	1	1	0	0	0	0
0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0
0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0

B



A : Matrice numérique 20 x 20 obtenue par conversion en valeurs 0 des zones à dominante blanche et en valeurs 1 des zones à dominante noire.

B : Image matricielle 20 x 20 obtenue à partir de la matrice A par conversion de chacun de ses éléments chiffrés dans la tonalité correspondante.