

Tomodensitométrie axiale (scanner)

Introduction :

1. Le scanner :
 - 1.1. *Scanner versus IRM*
 - 1.2. *le déroulement du scanner*
 - 1.2.1. *Ce qu'il faut savoir et faire avant un scanner*
 - 1.2.2. *Pendant l'examen :*
 - 1.3. *Ses principales indications*
 - 1.4. *Technique*
 - 1.5. *Contre-indications et limitations*
 - 1.6. *Information diagnostique*
2. *Formation de l'image*
3. *Enregistrement des images*
4. *Principes de bases et fonctionnement :*
 - 4.1. *Les rayons X :*
 - 4.2. *Fonctionnement du scanner :*
 - 4.3. *Applications médicales*
5. *Tomodensitométrie du cerveau (scanner cérébral)*
 - 5.1. *Définition*
 - 5.2. *Comment cela se passe avec scanner cérébrale*
 - 5.3. *Principe.*
 - 5.4. *Objectifs*
 - 5.5. *Indications / Limitations*
 - 5.6. *Déroulement d'un examen de tomodensitométrie du cerveau (scanner cérébral)*
 - 5.7. *Illustrations (quelques pathologies détectées par tomodensitométrie du cerveau (scanner cérébral)).*
 - 5.8. *Indications/limitations/performances d'un examen de tomodensitométrie axiale*
6. *Principe du scanner helicoidal :*
7. *L'imagerie 2 D*
 7. *Reconstruction multi planaire bidirectionnelle (2D) :*
 - 7.1. *Principe*
 - 7.2. *Applications médicales :*
 - 7.3. *Application du mode « ciné » :*
8. *Reconstruction 3D*
 - 8.1. *Principe général :*
 - 8.2. *Reconstruction d'image 3D*
 - 8.2.1. *Reconstruction 3D surfacique :*
 - 8.2.2. *Reconstruction 3D volumique :*
9. *L'endoscopie virtuelle :*
10. *TDM de perfusion :*
11. *Prétraitements :*
 - 11.1. *Réduction de bruit :*
 - 11.2. *Filtrage linéaire stationnaire :*
12. *Segmentation :*
 - 12.1. *La segmentation d'image par croissance de région*
 - 12.2. *Segmentation basé contour :*
 - 12.3. *Contour actif*
 - 12.4. *Fusion de régions*

Introduction :

Le patient est allongé sur une table et celle-ci va se déplacer à travers un anneau. Cet anneau contient un tube à rayons X ainsi qu'un ensemble de détecteurs. Avec la tomодensitométrie axiale, c'est le faisceau de rayons X qui tourne autour du patient et, durant l'examen, le patient doit rester allongé, immobile sur la table. Les détecteur à rayons X constituent l'équivalent du film: ce sont eux qui vont recueillir les caractéristiques des faisceaux de rayons X qui ont traversé le corps du patient. Ces informations sont analysées par un ordinateur et vont permettre de créer une image.

• Historique

La radiographie fut la première technique d'imagerie médicale découverte à la fin du 19ème siècle grâce aux travaux du physicien allemand Röntgen (1845-1823). Les rayons X venaient d'être découvert, permettant de voir l'intérieur du corps humain sans avoir besoin de l'ouvrir. Depuis, de nombreuses améliorations ont été apportées à ce principe révolutionnaire, jusqu'à la radiographie aux rayons X telle que nous la connaissons aujourd'hui.

A l'aide de l'informatique et du traitement numérisé des images, le scanner fut mis au point en 1972, par les radiologues britanniques Allan Mc Cornack (1924-1998) et Godfrey N.Hounsfield (1918). Grâce à cette découverte ils obtiennent en 1979 le prix Nobel. Ce scanner est un scanner dit de « première génération » possédant un tube à rayons X et un seul détecteur. La durée d'acquisition d'une coupe prenait alors 5 minutes. Les premières images réalisées à l'aide de ce type de scanner furent celles d'un cerveau (1971). Par la suite, tout le reste du corps fut exploré. Depuis trois nouvelles générations de détecteurs ont vu le jour. La deuxième génération est apparue en 1975 avec une augmentation du nombre de récepteurs (10 à 60). Une coupe ne durait plus qu'une minute. En 1980, la troisième génération proposait une durée d'acquisition de 5 secondes par coupe. Puis, la dernière génération, apparue en 1990, est constituée d'un tube et d'une couronne de détecteurs où seul le tube est animé d'un mouvement de rotation. Une coupe ne prend alors qu'une seconde.

Par ailleurs, d'autres principes physiques ont été découverts permettant le développement de nouvelles techniques d'Imagerie (Echographie, Médecine Nucléaire, IRM, TEP). Ces techniques ne vont pas être un obstacle à l'évolution du scanner mais plutôt des techniques complémentaires pour le diagnostic médical. Ainsi, au jour d'aujourd'hui, le scanner se développe toujours, avec notamment des avancées au niveau du nombre de barrettes.

1. Le scanner

Le scanner ou tomодensitométrie (TDM) est un examen radiographique qui utilise les rayons X en faisceau très étroit, avec leur propriété de traverser les tissus en fonction de leur densité, pour réaliser des images en coupes axiales et fines du corps avec le plus souvent, l'utilisation de produit de contraste qui permet de renforcer les contrastes au niveau des viscères pleins.



Source : Servier Medical Art

1.1.Scanner versus IRM

Le scanner et l'IRM sont deux modalités qui utilisent des techniques différentes: les rayons X pour la première; les champs magnétiques pour la seconde. Par conséquent, ces modalités ne «voient» pas la même chose et, donc, les informations fournies sont différentes. Ce sont aussi deux modalités qui peuvent être complémentaires.

Chacune des deux modalités a ses forces et ses faiblesses:

- L'IRM a une sensibilité élevée de contraste (= possibilité de distinguer de multiples catégories de tissus mous) et elle excelle dans la recherche des lésions des systèmes musculosquelettiques ou du système nerveux cérébral.

A noter que l'IRM a une résolution inférieure à celle de la tomodensitométrie.

- La tomodensitométrie axiale fournit des images de très hautes résolutions de l'abdomen ou du thorax. Facilité d'installation des patients, bonne tolérance, rapidité d'acquisition des images sont des autres qualités de l'examen tomodensitométrique à mentionner. La tomodensitométrie excelle également dans la recherche des fractures, de calcium ou de sang dans les tissus. C'est pour toutes ces raisons que le scanner cérébral reste l'examen-roi dans les lésions traumatiques (hématome sous-dural) ou la recherche d'hémorragie.

à noter que la tomodensitométrie a une résolution de contraste très inférieure à celle de l'IRM.

1.2.le déroulement du scanner

Le scanner est un examen de radiologie permettant de reconstituer des images du corps en deux ou trois dimensions. Pour bien faciliter son déroulement, voici quelques recommandations importantes.

Un scanner (ou "tomodensitométrie") est un examen radiologique indolore. L'appareil émet des rayons X à faible dose, dirigés vers la partie du corps à analyser et produit des images en coupes (c'est-à-dire en "tranches") fines. Ces images sont traitées par un ordinateur qui permet une reconstitution en deux ou en trois dimensions.

Dans certains cas, la réalisation du scanner nécessite l'injection d'un produit de contraste (souvent à base d'iode). Il s'agit d'une substance qui opacifie certains éléments du corps, pour les rendre visibles sur les clichés pris durant l'examen.



1.2.1. Ce qu'il faut savoir et faire avant un scanner

Lorsque vous prenez rendez-vous pour un scanner, munissez-vous de l'ordonnance du médecin. Cela vous permet de formuler le plus clairement possible votre demande d'examen.

Si vous êtes enceinte ou pensez l'être, ou si vous allaitez, signalez-le aussi à votre interlocuteur. En effet, le scanner n'est pas indiqué en cas de grossesse (sauf avis contraire de votre médecin).

L'injection d'un produit de contraste iodé est souvent utile lors de l'examen ; le produit est habituellement bien supporté. Cependant, des réactions allergiques sont possibles.

Aussi, si vous souffrez d'allergies, en particulier à certains médicaments, d'urticaire, d'eczéma ou d'asthme, prévenez la personne qui vous donne votre rendez-vous. En effet, des mesures peuvent être prises pour le bon déroulement de l'examen, comme la prescription d'un traitement prévenant une éventuelle réaction allergique.

De même, indiquez si vous prenez des médicaments régulièrement, en particulier pour un diabète, ou si vous souffrez d'une maladie chronique. Selon le traitement utilisé, une interruption momentanée des prises est parfois nécessaire, ou un bilan biologique peut être utile.

1.2.2. Pendant l'examen :

vous êtes en contact permanent avec l'équipe médicale, installée derrière une vitre protectrice des rayons X. Le personnel de santé vous parle par l'intermédiaire d'un micro, et vous pouvez échanger avec lui à tout moment. Si nécessaire, l'équipe peut ainsi intervenir à tout instant ;

vous devez rester immobile et bloquer votre respiration quand on vous le demande, afin d'obtenir des clichés de qualité.

L'examen lui-même dure dix à quinze minutes. Il est réalisé par un technicien en radiologie, sous la responsabilité d'un médecin radiologue, et comprend plusieurs étapes :

Vous vous allongez sur la table d'examen (ou "lit") de l'appareil. Selon la zone étudiée, vous placez vos bras le long du corps ou derrière votre tête.

Le lit se déplace. La partie du corps à examiner se retrouve alors à l'intérieur d'un large anneau, ouvert à ses deux extrémités. Celui-ci contient un émetteur-récepteur de rayons X.

Dans l'anneau, l'émetteur-récepteur tourne autour de vous pour prendre une première image. Vous ne le voyez pas, mais vous l'entendez quand il se met à tourner. Ce bruit normal ne doit pas vous inquiéter.

Le médecin, qui surveille le déroulement de l'examen sur un écran d'ordinateur, prend des clichés aux moments voulus. Pour chaque image, l'émetteur-récepteur tourne à nouveau autour de vous. Puis, les radiographies réalisées (généralement une centaine de coupes) sont enregistrées.

Une fois l'examen terminé, on retire votre perfusion, le cas échéant. Pour éviter la formation d'un hématome, vous comprimez votre veine là où l'aiguille a été introduite, pendant au moins trois minutes. Ensuite, vous pouvez vous rhabiller.

1.3.Ses principales indications

Les traumatismes crâniens graves : pour chercher fractures, hématome, oedème, et leurs répercussions sur le cerveau.

Les maux de tête qui s'aggravent, les troubles neurologiques semblant d'origine centrale : pour chercher une tumeur, un anévrisme, un abcès, une maladie inflammatoire ou infectieuse, un trouble de la circulation du liquide céphalo-rachidien .

On explore aussi les voies optiques et auditives, mais c'est parfois rendu difficile par les interférences avec les images osseuses.

Les accidents vasculaires cérébraux : en urgence, il évalue l'importance des répercussions, et oriente vers une origine ischémique (interruption de la circulation du sang dans un territoire artériel) ou hémorragique, ce qui conditionne le traitement immédiat.

1.4.Technique

Le scan RX (tomodensitométrie) consiste à mesurer point par point l'absorption d'un fin faisceau de rayons X par les tissus qu'il traverse (os, tissu mou, eau, air, etc.). Les rayons X sont émis en quantité connue par un tube à rayons X, dont la rotation autour de la région d'intérêt permet le balayage d'un plan de coupe. Pour chaque diamètre de l'image, des détecteurs permettent de mesurer la quantité de rayons X reçue et donc, par différence, la quantité de rayons X absorbée. Pour chaque point (ou pixel) de la coupe, l'ordinateur calcule la valeur d'absorption des rayons X qui caractérise la matière et restitue une image en coupe où l'information morphologique a une valeur anatomique (on y reconnaît l'anatomie en coupes) et où l'absorption des rayons X est retranscrite en valeurs de gris.

Chaque coupe peut être acquise séparément, mais en « mode spiralé » l'acquisition est aujourd'hui volumique, par déplacement combiné du lit durant la rotation continue du tube de rayons X. Pour des raisons techniques, les coupes sont acquises perpendiculairement au grand axe du corps. L'informatique moderne permet de reconstruire ces coupes dans d'autres plans ou de traiter le volume d'acquisition des images. De nombreuses possibilités de « traitement des images » en découlent.

1.5.Contre-indications et limitations

Les contre-indications du scanner RX sont essentiellement liées aux risques des produits de contraste iodés. En revanche, il n'existe pratiquement pas de contre-indication à la réalisation d'un scan RX sans injection, dès lors qu'il existe une indication valable de le faire.

Les limitations sont essentiellement d'ordre dosimétrique, liées à l'utilisation de radiations faiblement ionisantes. Elles concernent d'abord la femme enceinte (ou susceptible de l'être) et le fœtus, et ensuite la répétition excessive de scans RX. Il existe quelques autres limitations liées à l'agitation, à une coopération insuffisante du patient ou à des matériels métalliques, sources d'artéfacts, dans la région d'intérêt.

1.6.Information diagnostique

L'information est tirée des différences d'absorption du rayonnement X entre le tissu normal et le tissu pathologique. Plus la différence d'absorption est importante, plus la lésion est facilement détectable. A l'inverse, si le tissu pathologique a des propriétés radiologiques voisines du tissu sain, il peut être difficilement identifiable.

L'injection intra veineuse de contraste apporte clairement une information supplémentaire. Elle apporte une information diagnostique:

- sur le plan anatomique (localisation des vaisseaux dans le thorax versus ganglion)
- sur le comportement angiodynamique des lésions
- la structure des lésions.

Cette information peut permettre de formuler une hypothèse sur la nature de la lésion observée (= caractérisation).

L'aspect tomodensitométrique d'un tissu est décrit en fonction de sa densité par rapport aux structures adjacentes.

Une lésion peut être décrite comme:

- hyper-dense (= couleur claire)
- hypo-dense (= couleur sombre) ou iso-dense (= couleur identique) par rapport au tissu de voisinage.

En général, une lésion iso-dense n'est découverte que par les anomalies anatomiques qui découlent de son expansion (compression de vaisseaux, déformation du contour des organes).

La densité d'une lésion peut varier ou non après injection intraveineuse de contraste. Lors de l'examen, l'aspect de la lésion peut varier en fonction du temps et c'est cet aspect dynamique qui permet de caractériser des lésions comme l'hémangiome hépatique

Lorsque la lésion est kystique, sa densité est située entre 0 et 10 unités Hounsfield. La densité du sang frais est aux alentours de 50-60 unités Hounsfield. A noter que la densité d'un hématome diminue progressivement au cours d'une à deux semaines. Pour la graisse, la densité se situe entre -40 et -140 unités Hounsfield.

2. Formation de l'image

À chaque rotation et pour chaque degré parcouru par le tube, les détecteur reçoivent une

information sur la quantité de rayons X traversant le patient. Les multiples données numériques reçues par le calculateur permettent de construire des images correspondant à des tranches successives de la région étudiée. Ces tranches successives correspondent à ce qu'on appelle scientifiquement des coupes axiales (fig.1).



Coupe axiale (fig.1)

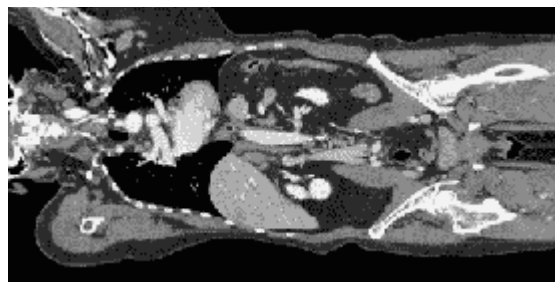
Note: C'est le mouvement lent (l'avancée) de la table à travers l'anneau (dans lequel tourne le tube à rayons X) qui permet l'acquisition continue/successive des coupes axiales de toute une région.

Avec le scanner, il n'y a plus de superposition des différents organes sur une même image comme avec une radiographie du thorax par exemple. Sur une coupe tomодensitométrique, les organes peuvent être étudiés individuellement (fig.2). La gamme de gris des images obtenues avec la tomодensitométrie permet de détecter des différences entre les tissus: os (blanc), parenchyme pulmonaire aéré (noir) et muscle (gris). La taille minimale de détection des lésions (résolution) est également grandement améliorée avec le scanner. Ces faits expliquent la supériorité de détection des lésions pulmonaires du scanner (tomодensitométrie) sur la radiographie standard du thorax.



Coupe axiale - tomодensitométrie (TDM) du thorax - fenêtre médiastinale (fig.2)

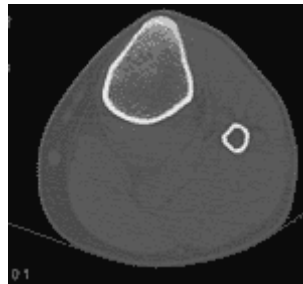
Les images fournies par le scanner sont dans le plan axial. Grâce aux données brutes stockées sur les disques durs du calculateur, les programmes informatiques permettent de reconstruire des images dans le plan sagittal ou coronal (fig.3). Plus les coupes axiales natives sont fines, meilleure est la résolution des reconstructions sagittales ou coronales.



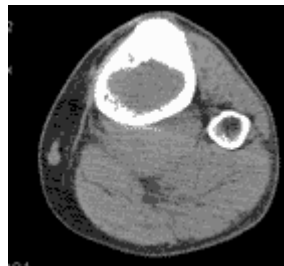
Reconstruction coronale du corps après une tomодensitométrie (fig.3)

Les images 4 et 5 proviennent d'un examen tomodensitométrique d'une jambe. Les images 6 et 7 proviennent d'un examen tomodensitométrique du thorax.

En manipulant les données numériques des images, de multiples et nouvelles informations peuvent être recueillies et l'on obtient une vision (donc des informations) différente d'un même organe. Voici deux coupes CT axiales d'une jambe: la première fois vue sous l'angle "osseux" (fig.4) puis la seconde fois sous l'angle "tissus mous" (fig.5). Ces manipulations numériques permettent d'acquérir simultanément des informations sur les structures osseuses et sur les parties molles de la jambe.



Tomodensitométrie de la jambe - coupe axiale ("fenêtre osseuse") (fig.4)

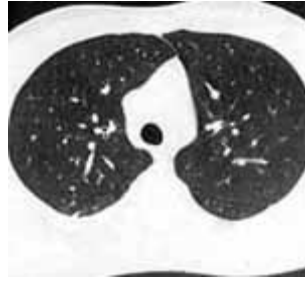


Tomodensitométrie de la jambe-coupe axiale ("fenêtre tissus mous") (fig.5)

Voici deux coupes tomodensitométriques du thorax: la première fois vue sous l'angle "médiastinale" (fig.6) puis la deuxième fois sous l'angle "parenchyme pulmonaire" (fig.7). Ces manipulations numériques nous permettent d'avoir simultanément des informations sur les structures médiastinales (ganglions, vaisseaux, etc.) et l'état du parenchyme pulmonaire (bulles d'emphysème, tumeur, etc.).



Tomodensitométrie thoracique - fenêtre tissus mous. (fig.6)



Tomodensitométrie thoracique - fenêtre parenchymateuse (fig.7).

3. Enregistrement des images

Les images obtenues lors d'un examen tomodensitométrique sont de type "numériques". Elles peuvent être donc stockées sur des supports comme un CD ou un DVD. Elles peuvent être fixées sur des "films" via une imprimante laser. Les examens tomodensitométriques peuvent être archivés dans des systèmes informatiques et de gestions d'informations médicales (PACS, RIS).

4. Principes de bases et fonctionnement :

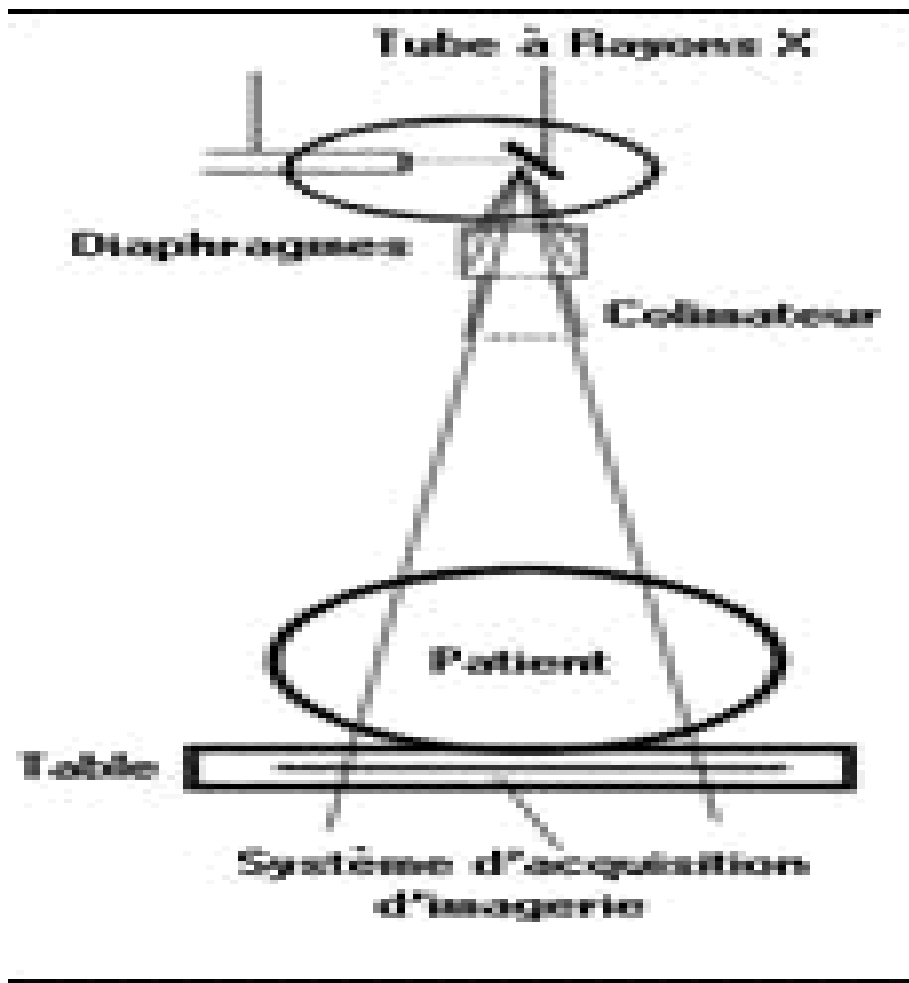
4.1. Les rayons X :

Le scanner (tomodensitométrie) repose sur l'utilisation des rayons X. Ces rayons X sont des ondes électromagnétiques qui possèdent différentes propriétés :

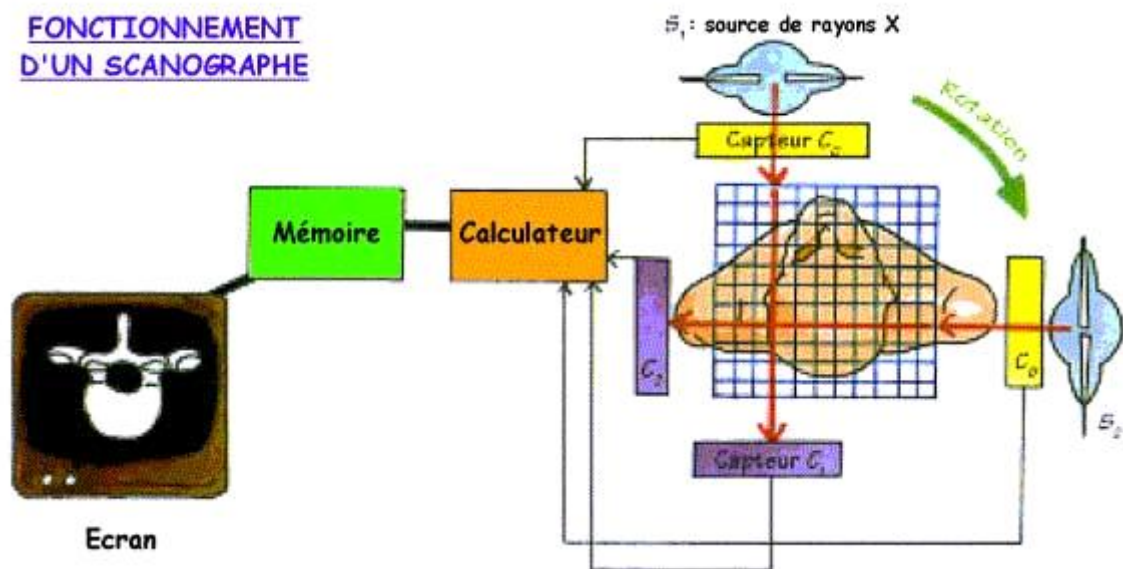
- *Ils sont absorbés par des substances solides.
- *Ils peuvent être atténués par toutes sortes de substances telles que les liquides et les gaz.
- *Ils peuvent traverser le corps humain.

Ces rayons X seront produits par des tubes à rayons X utilisant une différence de potentiel pour accélérer un flux d'électrons. Ce flux d'électron percutera une cible qui est l'anode du système. Cette anode, composé de Tungstène, émettra des rayons X qui seront utilisés pour l'acquisition d'images en scanner.

Pour l'application médicale, les rayons X seront envoyés sur le patient et traverseront le corps humain. Ils seront plus ou moins atténués selon la densité électronique des structures traversées



FONCTIONNEMENT D'UN SCANOGRAPHE

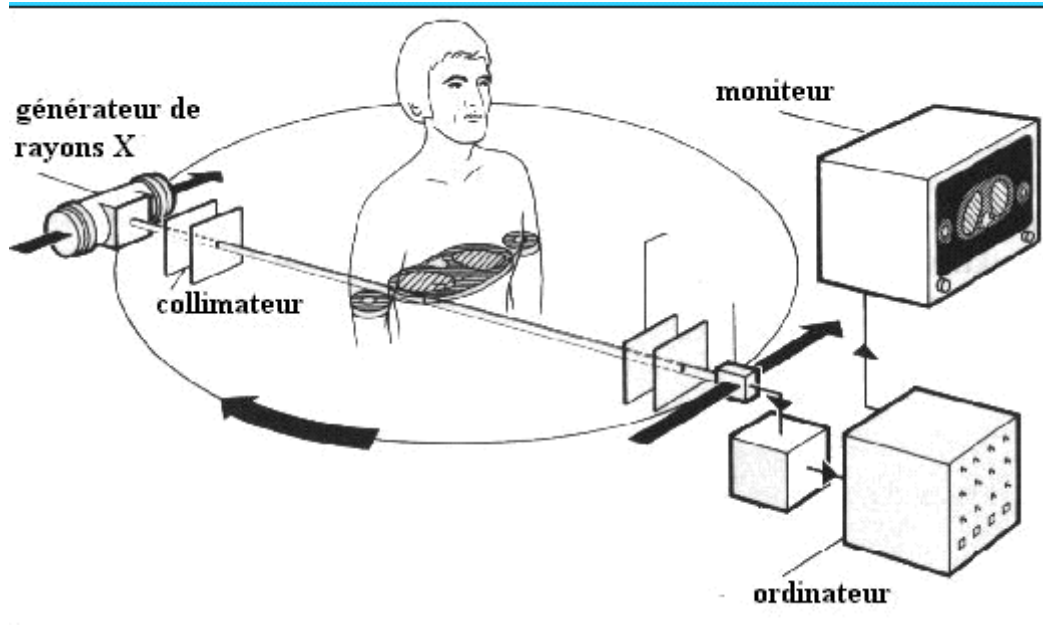


4.2. Fonctionnement du scanner :

Tout d'abord, le patient est placé sur une table qui se déplace dans le sens longitudinal à l'intérieur d'un court anneau. Celui-ci contient un tube à rayons X qui génère un faisceau d'une épaisseur de 1 à 10 millimètres et qui va tourner autour du patient. En face du tube sont disposés des milliers de détecteurs qui vont mesurer l'intensité résiduelle du faisceau qui a

traversé le corps.

En fait, une partie du rayonnement incident qui entre en contact avec le corps est absorbé par les tissus traversés. Le rayonnement qui ressort est capté par les détecteurs électroniques qui tournent en même temps que le tube. Les détecteurs électroniques recueillent donc le rayonnement résiduel après traversée de l'organe à explorer et, par comparaison avec un rayonnement témoin, mesurent l'atténuation des rayons X dans l'axe du pinceau. Les détecteurs convertissent les signaux des rayons X en signaux électroniques eux-mêmes convertis en informations numériques exploitables par les programmes de l'ordinateur.



Un peu plus de deux millions de données sont alors enregistrées en quelques secondes par l'ordinateur. Le programme de celui-ci permet de calculer l'absorption du rayonnement en chaque point de la coupe. Le scanner utilise l'absorption des rayons X en relation directe avec la densité des tissus que les rayons ont rencontrés. Les résultats sont alors mis en mémoire.

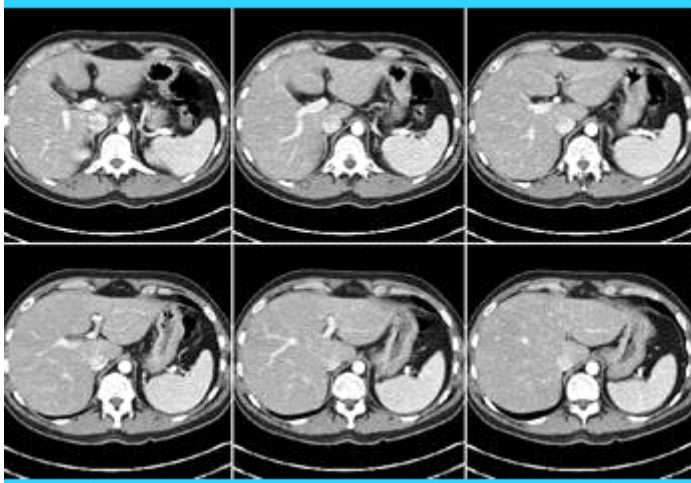
Un traitement informatique complexe permet ensuite de faire apparaître sur l'écran l'image reconstituée d'une coupe axiale de 1 à 10 millimètres d'épaisseur. Cette image traduit les variations d'absorption des tissus traversés auxquelles sont associées des variations de nuances (noir, gris, blanc) ou des couleurs conventionnelles.

Ce traitement informatique sera exécuté par les consoles de reconstruction (ou console de post-traitement).

4.3.Applications médicales

Le scanner est donc une technique permettant d'établir une succession d'image « de coupe » de la zone scannée. Ces images sont le résultat d'un traitement et d'une reconstruction informatique de l'information reçue par les capteurs de l'appareil.

Le scanner permet de visualiser des modifications de volume ainsi que des anomalies de structure au niveau des tissus ou des organes. Cette technique est utilisée dans divers domaines d'application :



*La cancérologie pour la détection de nodules, le contrôle de la réponse à la chimiothérapie et le bilan d'extension des cancers (pulmonaires, bronchiques, pelviens, ORL).

*La chirurgie pour localiser précisément la zone où l'on envisage l'intervention.

*La traumatologie pour l'étude de traumatismes et de fractures.

Beaucoup d'autres domaines d'applications utilisent cette technique d'imagerie. Afin d'étudier certains organes, l'injection par voie intraveineuse ou l'ingestion d'un « produit de contraste » à base d'iode, opaque aux rayons X sera nécessaire.

Bien que le scanner puisse effectuer ces diverses opérations, il ne permet pas de préciser la nature des lésions observées. Dans ce cas, nous compléterons cet examen en faisant un examen IRM.

5. Tomodensitométrie du cerveau (scanner cérébral)

5.1.Définition

Le scanner cérébral est un examen au scanner de la boîte crânienne, du cerveau, des **nerfs** auditifs et optiques, de l'**hypophyse**. On peut le faire sans ou avec injection de produit de contraste. Le cas échéant, si l'injection est probable, on installe à l'avance dans une veine un petit cathéter (fin tuyau souple) pour pouvoir envoyer facilement le produit.



5.2.Comment cela e passe avec scanner cérébrale ?

* Il se pratique d'abord sans préparation, puis avec injection de **produit de contraste** , il faut donc prévenir le radiologue de vos allergies, et être à jeun depuis 3-4 heures pour diminuer le risque de malaise désagréable.

* Comme il faut être immobile dans l'appareil il faut parfois obtenir une légère sédation chez l'enfant.

* On passe ensuite à l'injection du produit de contraste, qui va rehausser l'image de tout ce qui est très vascularisé ou des hématomes, pour préciser les images. C'est important pour voir les zones atteintes d'une interruption de l'irrigation dans les accidents vasculaires, ou un **hématome** encore récent, pour différencier certaines tumeurs...

5.3.Principe

Permet de visualiser les os et les vaisseaux du crâne, du cerveau, des méninges et des cavités du cerveau.

5.4.Objectifs

Dépister une anomalie infectieuse, une malformation ou une tumeur.

Apprécier le retentissement d'un traumatisme crânien s ou d'un accident vasculaire cérébral sur les autres structures cérébrales.

5.5.Indications / Limitations

La tomodensitométrie du cerveau utilise une technique d'imagerie:

- facilement accessible, disponible, relativement bon marché.
- rapide (temps d'acquisition des images de l'ordre de 30 secondes par série). Il est donc possible d'avoir une imagerie exempte ou avec peu d'artéfacts cinétiques (flou des images provoqué par des mouvements) chez des patients inconscients.
- dont l'environnement (absence de champ magnétique) permet d'effectuer un geste interventionnel ou diagnostique, une réanimation sans matériel spécial ou coûteux, et d'examiner des patients porteurs d'un stimulateur cardiaque ou d'un clip ferromagnétique.
- ayant un haut pouvoir de résolution et d'obtenir des reconstructions dans les trois plans de l'espace.
- L'IRM a une sensibilité de contraste qui lui confère des performances supérieures à la tomodensitométrie dans la plupart des pathologies cérébrales ou rachidiennes. Toutefois, la tomodensitométrie excelle dans la recherche des hémorragies sous-arachnoïdiennes ou des saignements, ainsi que dans la recherche des lésions osseuses.
- Au total, la tomodensitométrie est surtout utilisée dans un contexte de traumatologie (recherche d'hématome sous-dural/extra-dural), d'hémorragie sous-arachnoïdienne ou intra-parenchymateuse. Dans les pays où l'IRM n'est pas largement disponible, la tomodensitométrie cérébrale est aussi utilisée pour la recherche, le bilan de lésions infectieuses ou tumorales.

5.6.Déroulement d'un examen de tomodensitométrie du cerveau (scanner cérébral)

Le patient est allongé sur le dos avec les bras placés le long du corps, la tête étant immobilisée dans une têtère.

La recherche d'une lésion hémorragique dans le cadre d'un accident sur la voie publique (recherche d'hématome sous-dural) ou d'un bilan avant thrombolyse (accident vasculaire cérébral) ne nécessite généralement pas d'injection intra-veineuse de produit de contraste iodé.

Par contre, l'utilisation d'un produit de contraste iodé est bien souvent nécessaire pour bilancer une tumeur ou une lésion infectieuse et, obligatoire pour mettre en évidence une thrombose ou un anévrisme.

L'examen dure moins de 5 minutes (temps d'installation non compris)

5.7.Illustrations (quelques pathologies détectées par tomodensitométrie du cerveau (scanner cérébral)).



Image 2. Cas 1. Scanner cérébral sans injection de contraste.
Hyperdensité (flèche) visible, par exemple, aux niveaux des citernes ininterhémisphériques et de la base du crâne: hémorragie-sous arachnoïdienne. 1. Globe oculaire droit. 2. Nez. 3. Globe oculaire gauche. 4. Plexus choroïde. 5. Citernes de la plaque quadrigéminal.

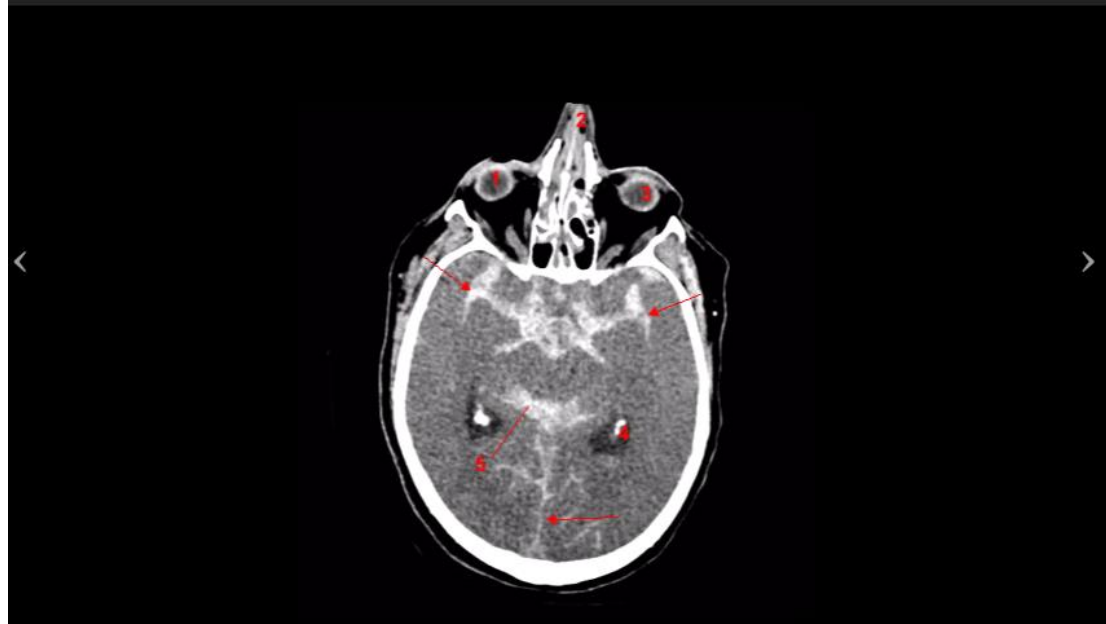


Image 3. Cas 2. Scanner cérébral sans injection de contraste.
Collection spontanément hyperdense péri-cérébrale en forme de croissant, avec calcifications périphériques : hématome sous-dural chronique (flèche). 1. Ventricule latéral. 2. Lobe frontal droit.

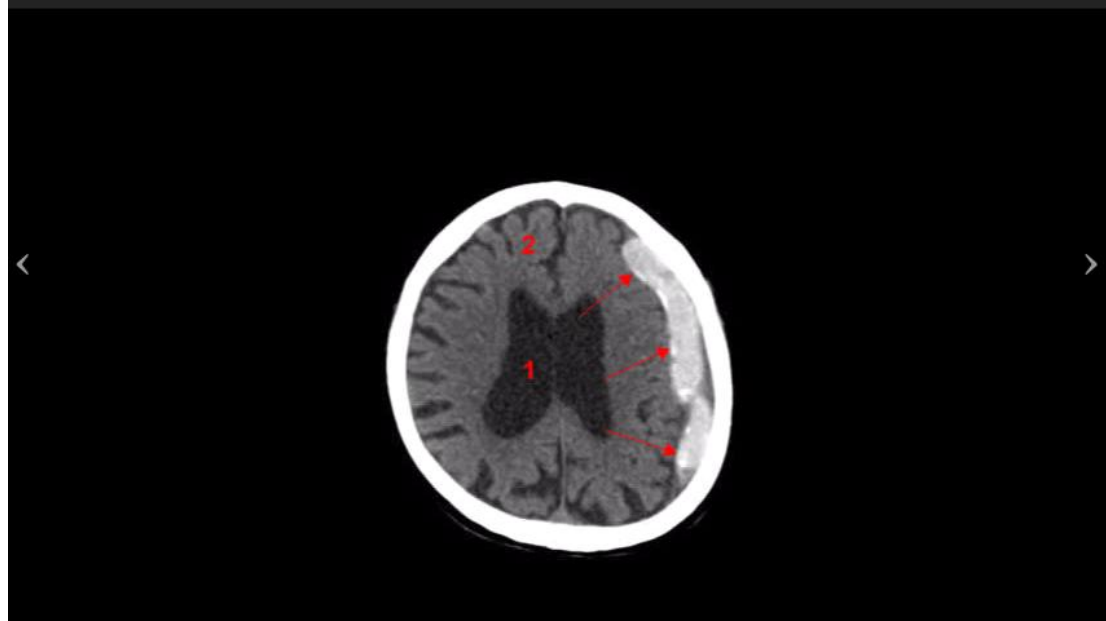


Image 4. Cas 3. Scanner cérébral sans injection de contraste.
Hématome extra-dural. Le sang est spontanément hyperdense (saignement aigu). L'hématome extra-dural est une accumulation traumatique de sang entre l'os crânien et la dure-mère (une des composantes des méninges). (flèche). 1. Cavité orbitaire droite. 2. Sinus frontal. 3. Cavité orbitaire gauche. 4. Lobe temporal gauche.



Image 5. Cas 3. Scanner cérébral sans injection de contraste.
Hématome extra-dural. En jouant sur les niveaux de gris (fenêtre) des images fournies par le scanner, l'hématome extra-dural devient encore plus visible (flèche).

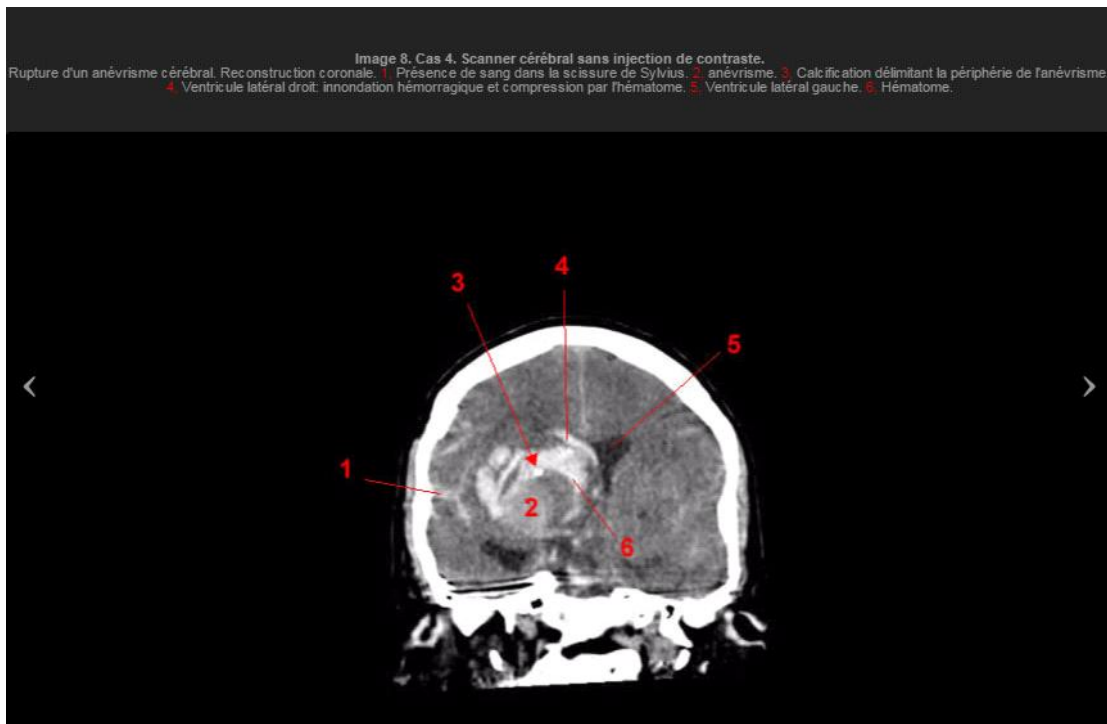


Image 6. Cas 4. Scanner cérébral sans injection de contraste. Rupture d'un anévrisme cérébral. Reconstruction axiale. 1. Cavité orbitaire droite, 2. Sinus frontal, 3. Système ventriculaire; inondation hémorragique... 4. Calcification délimitant la périphérie d'un anévrisme, 5. Sang dans la scissure de Sylvius, 6. Hématome.



Image 7. Cas 4. Scanner cérébral sans injection de contraste. Rupture d'un anévrisme cérébral. Reconstruction sagittale. 1. Sinus frontal, 2. Cervelet, 3. Pôle occipital, 4. Système ventriculaire; inondation hémorragique, 5. Hématome, 6. Calcification délimitant la périphérie d'un anévrisme.





5.8.Indications/limitations/performances d'un examen de tomodensitométrie axiale

Pour l'exploration cérébrale, dans les régions où l'IRM est facilement accessible, le scanner est un peu tombé en désuétude. Ses indications concernent aujourd'hui essentiellement les patients ayant eu un traumatisme crânien ou chez qui l'on soupçonne une hémorragie intracrânienne. Cet examen est aussi effectué avant une ponction lombaire pour exclure une hypertension intra crânienne. L'imagerie par résonance magnétique donne un tel luxe de détails dans la description de l'anatomie, de la matière grise/blanche, des noyaux cérébraux qu'elle a supplanté le scanner dans la recherche de pathologies cérébrales non traumatiques.

Pour l'exploration du thorax, le scanner reste encore aujourd'hui le meilleurs examen radiologique. Il permet une excellente appréciation du parenchyme pulmonaire ainsi que du médiastin. Comme la question a été posée à de multiples reprises, on souligne que la résolution d'un scanner dédié à l'étude du thorax ne permet pas de détecter un petit cancer du sein. (Point barre!)

6. Principe du scanner hélicoïdal :

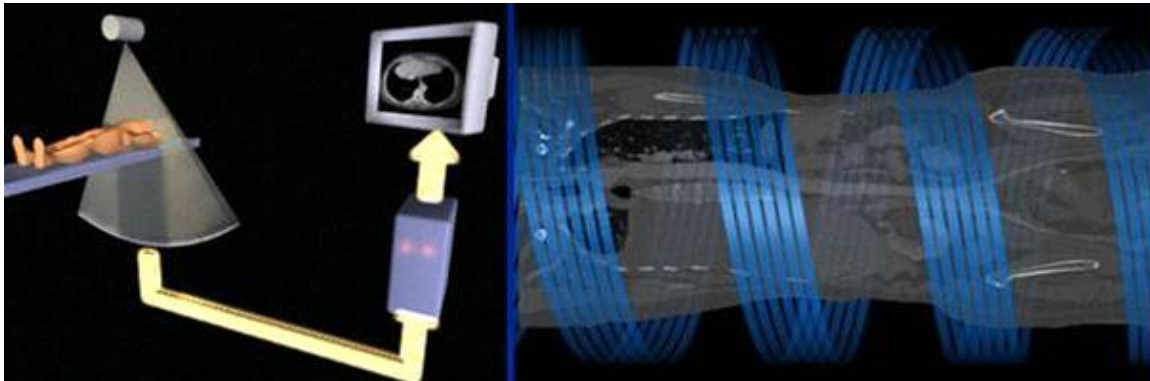
Le scanner hélicoïdal est caractérisé par la rotation continue du couple tube détecteurs autour d'un lit d'examen, se déplaçant à vitesse constante durant l'acquisition. Le tube à rayons X réalise ainsi un déplacement en hélice, décrivant un cylindre si on se place dans un repère lié à la table. Les avantages de cette acquisition hélicoïdale volumique sont multiples et en particulier en ce qui concerne la reconstruction tridimensionnelle.

*Le balayage hélicoïdal en scanner est permis par deux paramètres :

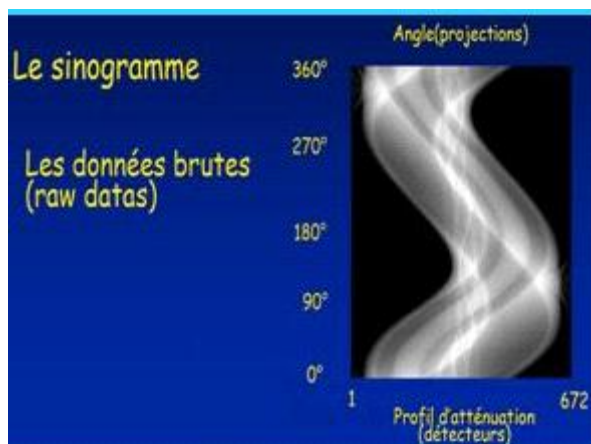
*Le premier est représenté par la rotation continue d'un tube à rayons X. Elle est étroitement couplée à un système de détecteurs répartis en couronne autour du lit où repose le patient. Lorsque le faisceau de RX tourne autour de l'objet, on obtient une grande quantité de projections et de mesures, dans le plan de référence avec différents angles de projections de a.

Le second par la progression à vitesse constante du lit. Ainsi ce balayage nous permet

d'accéder très rapidement à l'acquisition d'informations concernant un volume, puis aux différents traitements secondaires de ces mêmes informations



En scanner hélicoïdal, les données brutes (projections numérisées) ne peuvent être utilisées directement (contrairement au mode séquentiel) en raison du déplacement continu du patient durant l'acquisition. Si l'on reconstruit les images directement à partir des données ainsi recueillies, la qualité des images sera altérée par des artefacts de mouvement. Il est donc indispensable de calculer des données brutes planes à partir des données volumiques. Ce calcul est réalisé grâce à des algorithmes d'interpolation.

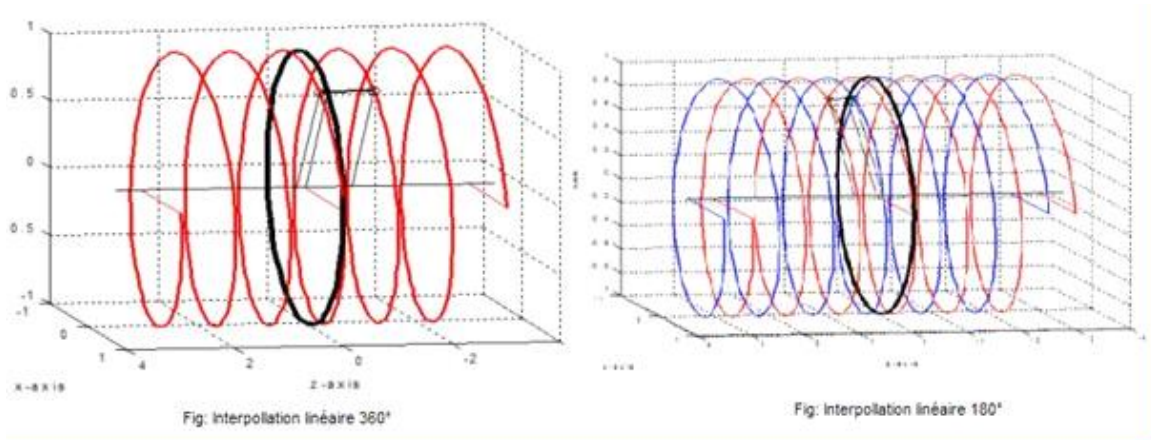


La projection des données d'une hélice peut être représenté sous forme d'une ligne oblique. Chaque point de la ligne représente une projection. Chaque point est indexé à l'axe Oz en raison du déplacement du lit et correspond à un angle de rotation précis. Si l'on considère un plan de reconstruction à une position précise dans l'axe Oz, un seul point de l'hélice croise le plan de reconstruction : une seule projection est réellement mesurée. Il faut calculer par interpolation toutes les autres projections du plan de coupe d'angle 0° à 360°.

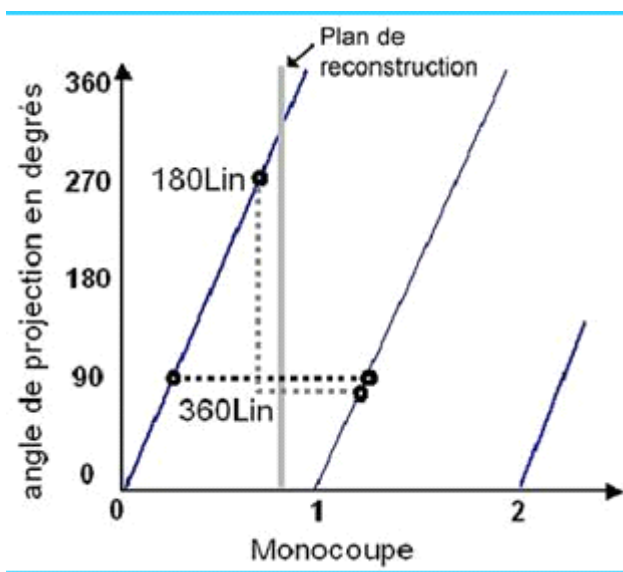
En scanner monocoupe, les deux algorithmes d'interpolation les plus fréquemment utilisés sont :

- l'algorithme 360° linéaire : il interpole les données mesurées à deux positions angulaires identiques avant et après la position du plan de reconstruction. Il utilise donc les données de deux rotations de 360°.
- l'algorithme 180° linéaire : il est similaire à celui utilisé en 360° linéaire mais n'emploie que

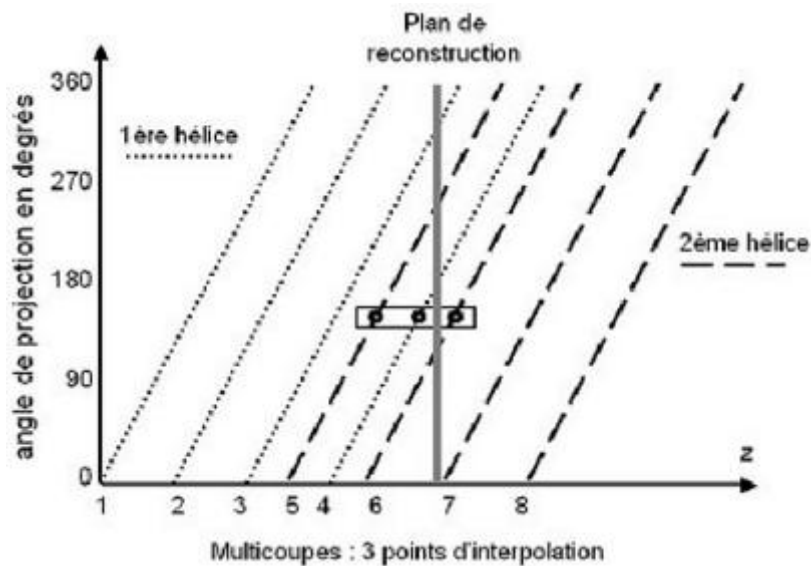
les données acquises durant une rotation de 360° . Les projections manquantes sont considérées comme similaires à celles mesurées avec l'angle symétrique. Par exemple les données obtenues à 270° ($90^\circ + 180^\circ$) sont similaires à celles recueillies à 90° .



Ces deux types d'interpolation permettent de reconstruire des coupes à n'importe quel niveau le long de l'axe de déplacement longitudinal du lit d'examen. Les données brutes acquises constituent une représentation fidèle du volume balayé.

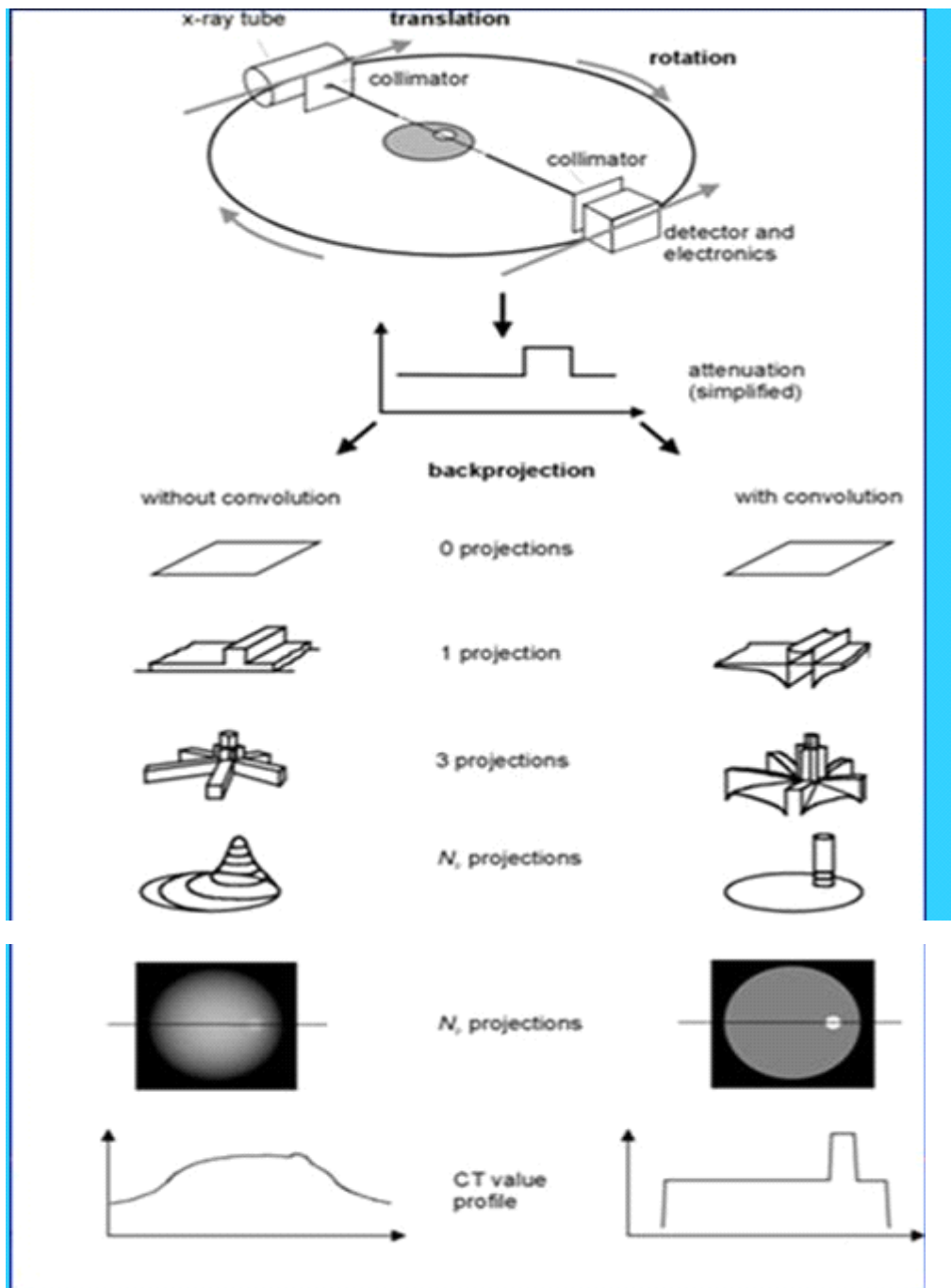


D'autre part, en ce qui concerne les scanners multicoupes, 4 mesures peuvent être recueillies à chaque position angulaire par rotation de 360° . L'interpolation n'est plus limitée à deux mesures comme en monocoupe mais peut être réalisée à partir de plusieurs points. Il existe certains pitches où une partie des données de deux hélices successives se chevauchent et sont redondantes. Ces pitches sont peu favorables pour l'interpolation optimale des données. Ceci explique que certaines machines ne proposent pas toutes les valeurs de pitch.

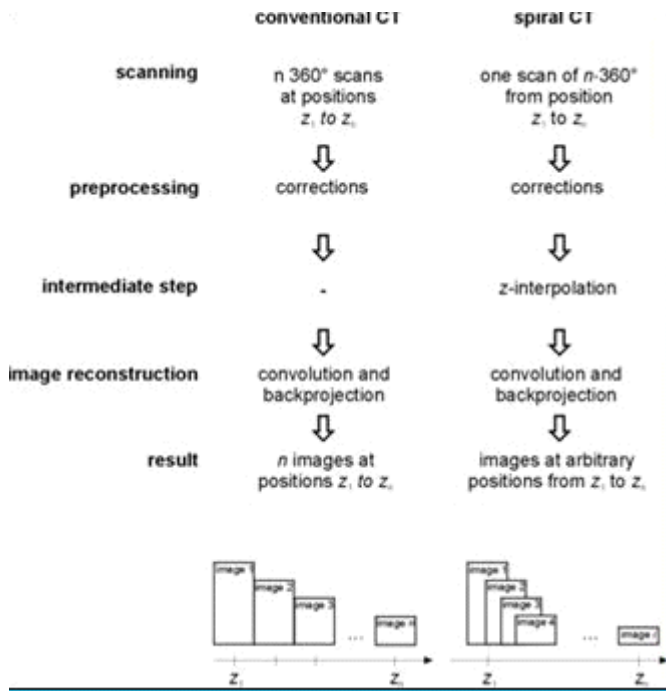


Comme nous l'avons expliqué auparavant, nous obtenons des profils d'atténuation qui seront convertis par une transformée de Fourier en une gamme de fréquence. Une rétroprojection sera ensuite appliquée. L'étape suivante consiste à effectuer une convolution afin d'améliorer la qualité d'image de l'objet reconstruit. Les spectres fréquentiels subissent une fonction de filtrage. La sélection des fréquences élevées par des filtres « durs » ou spatiaux privilégie la représentation des limites anatomiques des structures tout en rendant plus visible le bruit de l'image. A l'inverse, l'élimination des fréquences élevées par des filtres « mous » ou de densité atténue le bruit et la visibilité des contours permettant une meilleure discrimination des structures à faible écart de densité.

Donc, ces filtres optimisent l'image reconstruite selon la structure étudiée. Les filtres « mous » sont adaptés aux structures à faible contraste et les filtres durs aux structures à contraste naturel élevé, telles que l'os, le poumon. Ci-dessous, nous pouvons constater l'utilité de cette étape en comparant un traitement avec ou sans convolution.



Ci-dessous, le tableau récapitule les étapes pour l'obtention d'une image 2D entre un scanner conventionnel et un scanner hélicoïdal. On remarque qu'en mode spiralée, une étape supplémentaire est nécessaire à la reconstruction :

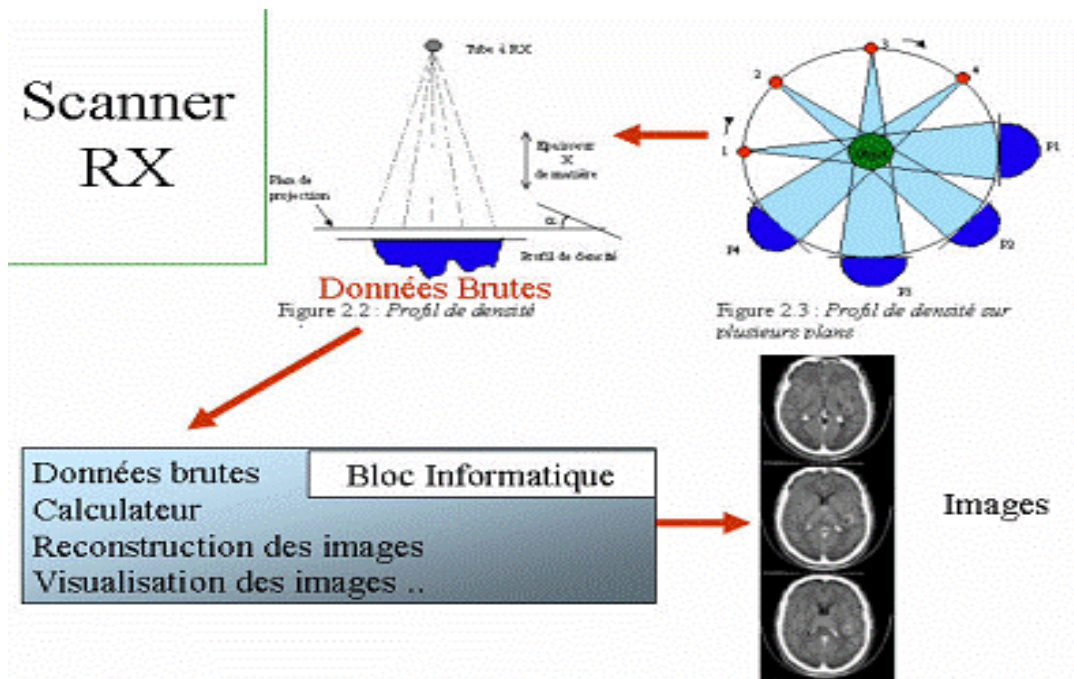


Un des avantages des scanners hélicoïdaux, est la parfaite continuité des différentes coupes transversales, du volume balayé. Ainsi le traitement secondaire des informations acquises, va permettre de faire des reconstructions, 2D multiplanaires (MPR Multiplanar Reconstruction), 3D surfacique, 3D volumique, ou bien encore de l'endoscopie virtuelle d'excellente qualité. Voyons donc maintenant les techniques nous permettant d'obtenir les images en 3D.

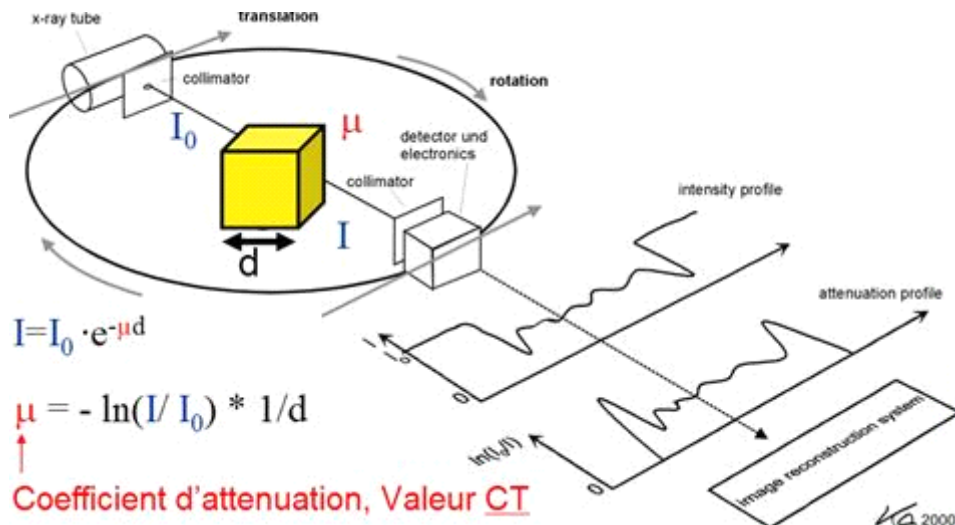
7. L'imagerie 2 D

• Acquisition de données brutes

La tomodensitométrie repose sur le principe de mesure de la densité de tissus traversés par un faisceau de rayons X à partir du calcul du coefficient d'atténuation. En effet, en tournant autour du patient (objet sur le schéma) le couple tube RX – Détecteurs permet d'obtenir une succession de projection de la « transparence » du patient selon différents angles répartis sur 360°. Cette information est captée par les détecteurs électroniques et transformée en données numériques. Ces différents histogrammes numériques constituent les données brutes (Raw Data) ou profil de densité qui sont analysées par un ordinateur et qui, après calcul, produit les images CT. Le déplacement horizontal du patient permet d'obtenir autant de coupes que nécessaire pour faire le diagnostic.

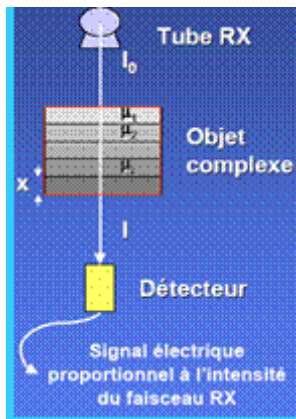


oyons maintenant comment est faite la mesure des coefficients d'atténuation. Prenons premièrement le cas où l'objet étudié est en fait un objet homogène



Soit I_0 , l'intensité initiale du faisceau de rayons X. Si le faisceau (I) de rayon X, à la sortie de l'objet d'épaisseur d , est rendu monochromatique ou quasi-monochromatique par une filtration appropriée, on peut calculer le coefficient d'atténuation μ correspondant au volume de tissu irradié, par application de la formule générale d'absorption des rayons X dans la matière.

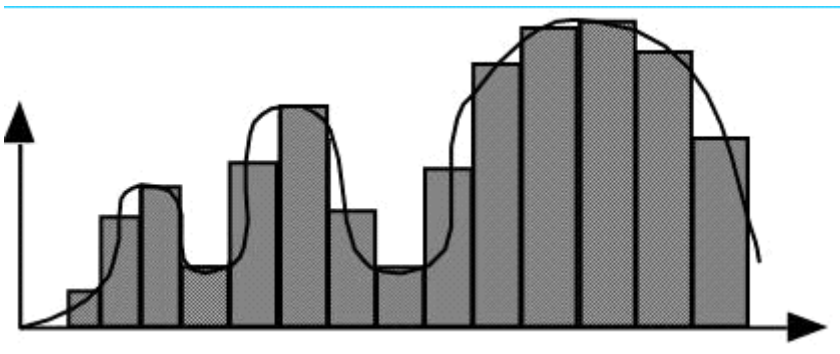
Dans l'application médicale, l'objet étudié est le corps humain. Ce volume est loin d'être un volume homogène. Par conséquent, afin d'évaluer l'atténuation du faisceau de rayons X, il sera important d'évaluer le coefficient d'atténuation pour un objet complexe. En effet, l'atténuation le long d'un rayon est déterminée par la moyenne des coefficients d'atténuation linéique, μ , le long de celui-ci.



$$I = I_0 \cdot \exp[(-\mu_1 \cdot x) + (-\mu_2 \cdot x) + \dots]$$

$$\mu_i = \left(\frac{1}{x} \right) \cdot \ln \left(\frac{I_0}{I} \right)$$

Donc en résumé, le détecteur transforme les photons X en signal électrique. Ce signal est directement proportionnel à l'intensité du faisceau de rayons. D'autre part, le profil d'atténuation ou projection correspond à l'ensemble des signaux électriques fourni par la totalité des détecteurs pour un angle de rotation donné. Un mouvement de rotation autour du grand axe de l'objet à examiner, permet d'enregistrer une série de profils d'atténuation de la traversée de la même coupe selon différents angles de rotation (de l'ordre de 1000 mesures par rotation). Pour finir, ces informations seront converties en données numériques. Cette numérisation consiste à transformer le signal de type analogique en données chiffrées qu'un ordinateur peut classer, stocker dans une matrice de reconstruction et traiter ensuite (échantillonnage et quantification).



Nous avons donc des données converties ou données brutes qui sont des valeurs numériques avec une adresse spatiale. Il nous est donc possible maintenant, à partir de n projections obtenues selon des angles différents, de reconstruire une image du plan de coupe étudié. Ces projection sont rétro projetées sur une matrice de reconstruction. Chaque profile d'atténuation est projeté selon le même angle qu'à l'acquisition. A partir des valeurs d'atténuation mesurées par chaque détecteur, l'ordinateur calcule la densité de chaque pixel de la matrice. Ces calculs complexes reposent sur un principe simple : connaissant la somme des chiffres d'une matrice selon tous ses axes (rangées, colonnes et diagonales), on peut en déduire tous les chiffres contenus dans la matrice.

Cette matrice est un tableau composé de n lignes et n colonnes définissant un nombre de carrés élémentaires ou pixels. Les matrices actuelles sont le plus souvent en 5122. A chaque pixel de la matrice de reconstruction correspond une valeur d'atténuation ou de densité. En fonction de sa densité, chaque pixel est représenté sur l'image par une certaine valeur dans l'échelle des gris. Les coefficients de densité des différents tissus sont exprimés en unités Hounsfield UH. Voyons donc maintenant comment fonctionne cette échelle.

Afin de déterminer les différents types de tissus présents dans chaque pixel, Hounsfield a mis en place une échelle qui affecte aux quatre densités fondamentales les valeurs suivantes :

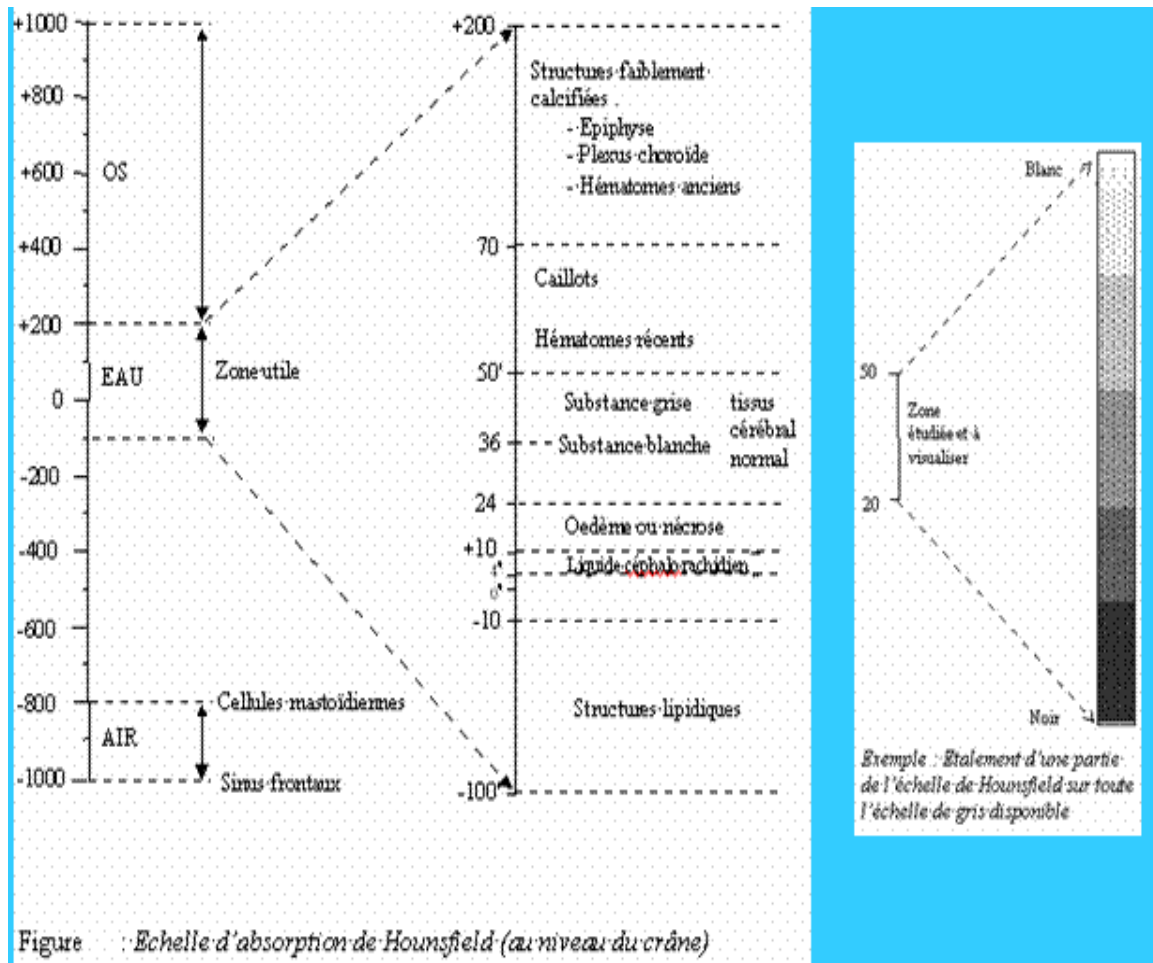
- Air = -1000
- Graisse = -60 à -120
- Eau = 0
- Os = +1000

Ainsi, on définit l'indice Hounsfield (IH) par la formule mathématique suivante :

$$I_H = \frac{\mu - \mu_{eau}}{\mu_{eau}} \times 1000$$

Les images comportent alors des niveaux de gris qui traduisent les coefficients Hounsfield.

D'autre part, compte tenu de la dynamique propre des appareils vidéo et des performances de l'oeil humain, il est nécessaire de se limiter à l'étude d'une fraction des densités qui peuvent s'étaler sur une large échelle de -1000 à +1000. Le scanner permet de projeter une fraction de l'échelle de densité sur toute l'échelle de gris de l'écran vidéo grâce à la fonction de fenêtrage (redistribution des niveaux de gris)



Dans l'exemple, on fait glisser la fenêtre de largeur 30 (20-50) sur l'ensemble des valeurs de Hounsfield pour pouvoir analyser ou voir des zones de densité différentes proches. Par ailleurs, cette échelle sera également utilisée dans la reconstruction 3D.

A l'aide des scanners hélicoïdaux, la reconstruction 3D s'est développée considérablement. Voyons donc maintenant, quelles sont les principales caractéristiques de ce type de scanner.

8. Reconstruction multi planaire bidirectionnelle (2D) :

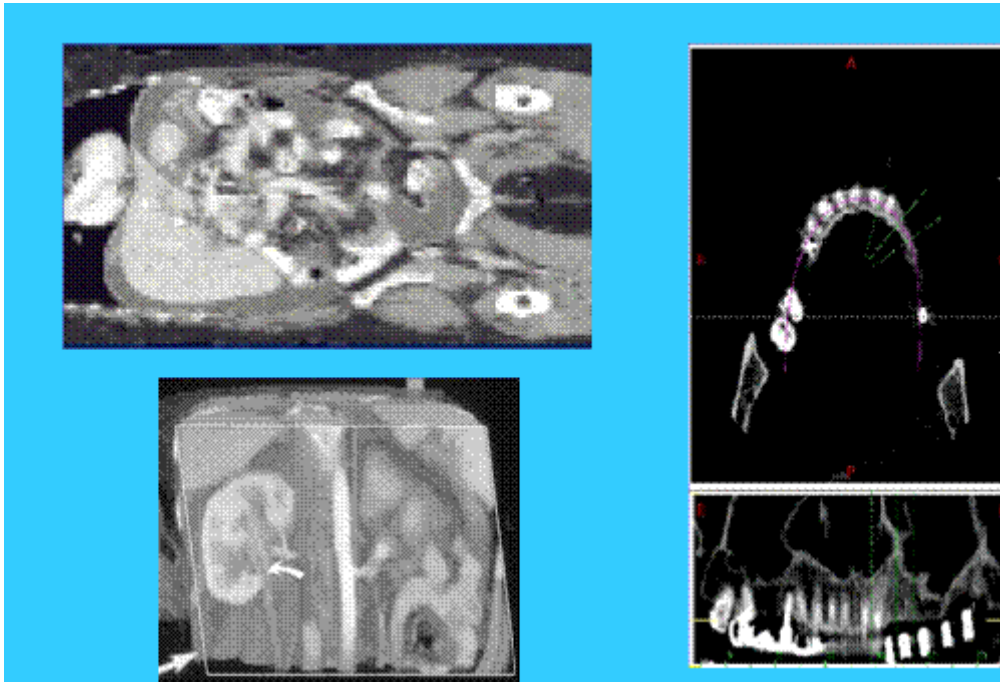
8.1.Principe

Il s'agit d'un mode de traitement de l'image facilement accessible sur la console du scanner. Cette reconstruction multi planaire 2D permet en effet de réaliser à travers le volume d'acquisition des coupes bidirectionnelles frontales, sagittales, obliques ou curvilignes. Il permet, notamment, de mettre dans un plan toute courbe arbitraire dans le patient. Pour obtenir des images analysables, en particulier pour éviter l'aspect en "marches d'escalier", il est souhaitable de réaliser à l'acquisition des coupes jointives avec un pitch égal à 1 et de reconstruire en chevauchant les coupes (overlap). Ce mode d'analyse est immédiatement accessible sur la console du scanner et ne consomme pratiquement pas du temps médecin.

8.2.Applications médicales :

Cette technique de reconstruction 3D se révèle très utile pour l'étude de l'arbre trachéo-bronchite, des régions frontières (diaphragme et apex pulmonaire) et de la paroi. Le mode multi planaire bidirectionnel 2D présente néanmoins certaines limites en particulier lorsqu'on utilise le mode curviligne. En effet dans ce cas, la situation dans l'espace de certains éléments

anatomiques ou pathologiques peut être erronée. Mais ce mode s'avère utile pour suivre un vaisseau sanguin ou un maxillaire (ou une mandibule) en CT dentaire.



Figures gauches : Coupe frontale et coupe en biais du tronc d'un Homme.

Figure droite : Passage d'une maxillaire courbe à une maxillaire plan.

8.3. Application du mode « ciné » :

Il est possible de rapprocher le mode multi planaire 2D et le mode "ciné", qui est une vision dynamique sur la console de traitement. En agissant sur la souris de l'ordinateur, il est possible de faire défiler à la vitesse voulue les différentes coupes transversales acquises en mode spiralé, de bas en haut ou de haut en bas. Ce mode est très intéressant pour étudier les artères pulmonaires dans l'embolie pulmonaire. Dans le cadre du cancer bronchique il peut être utilisé pour préciser les rapports vasculaires d'une tumeur.

9. Reconstruction 3D

9.1.Principe général :

Nous allons voir maintenant comment il est possible d'obtenir une image 3D ainsi que les principales applications permettant d'exploiter au maximum ce type d'imagerie.

Nous avons donc une série de coupes qui ont été acquises par un scanner de type hélicoïdale. Ces coupes sont des coupes de type jointives qui vont être empilées les unes sur les autres afin de pouvoir reconstituer un volume.

D'autre part, dans le but de joindre complètement toutes les coupes, il sera possible d'utiliser une méthode d'interpolation. Pour trouver la valeur d'un voxel entre deux coupes, cette méthode utilise la valeur du point correspondant de la coupe précédente et suivante.

Dans le volume de données ainsi obtenu, il est possible d'appliquer divers traitements informatiques permettant les reconstructions suivantes :

- *La reconstruction multi planaire bidirectionnelle (2D) et mode « ciné ».
- *La reconstruction 3D surfacique.
- *La reconstruction 3D volumique.
- *L'endoscopie virtuelle.

9.2. Reconstruction d'image 3D :

Dans le milieu des spécialistes en imagerie médicale, il est courant d'entendre que la qualité de formation d'une image tridimensionnelle dépend beaucoup de la qualité des données initiales et des techniques de reconstructions tridimensionnelles employées. En effet, le fait d'avoir des données de mauvaise qualité à l'entrée du système (scanner) aura un effet non négligeable sur la qualité des images à la sortie (écran de visualisation). Il y a plusieurs paramètres principaux qui ont besoin d'être optimisés afin de pouvoir obtenir les meilleures données possibles :

La synchronisation d'injection du produit de contraste et de l'acquisition d'images (Directive EURATOM sur les protocoles de dosimétrie).

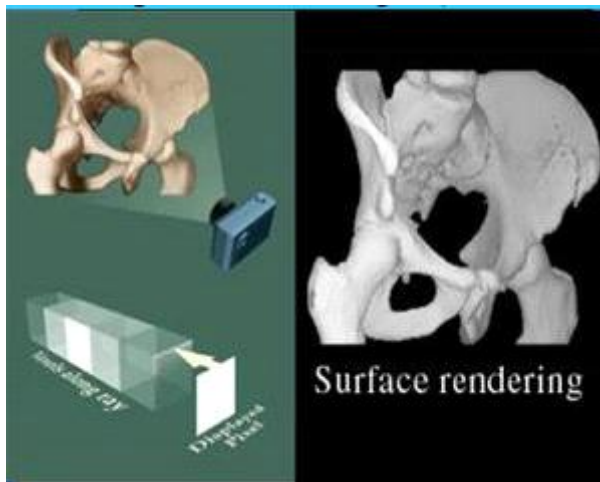
La parfaite continuité des différentes coupes transversales du volume balayé, ce qui avec les progrès technologiques et les recherches effectuées dans le domaine de l'informatique, de l'imagerie et de l'électronique, a été rendu possible au travers d'une nouvelle génération de machine : le scanner hélicoïdal ou encore appelé le scanner à rotation continue.

9.2.1. Reconstruction 3D surfacique :

Principe :

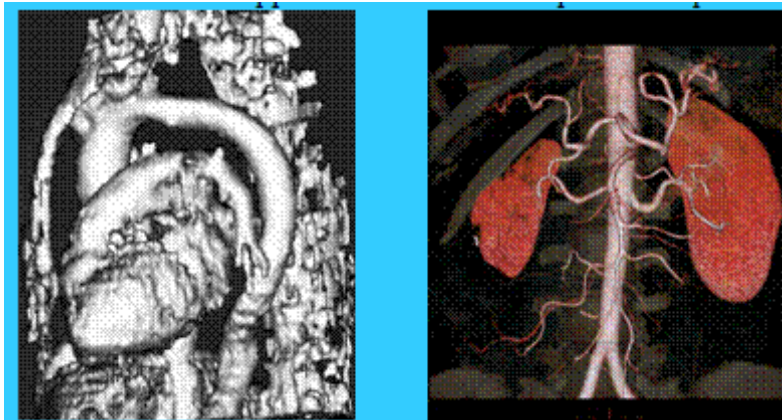
Le mode 3D surfacique est un mode d'imagerie spectaculaire qui a l'honneur de tous les médias médicaux. Il procure une vision tridimensionnelle extérieure d'éléments anatomiques et pathologiques. Il nécessite plusieurs traitements de l'image, dont le plus important est la détermination du seuillage des voxels. Ce seuillage permet de sélectionner certains éléments anatomiques ou pathologiques dont la densité correspond aux pixels choisis. Les surfaces sont créées en reliant tous les pixels correspondant à la même atténuation. Selon l'échelle de pixels choisis, nous pouvons obtenir un moule positif ou négatif de l'objet étudié. Sur l'image ainsi obtenue, il est possible grâce à un bistouri électronique de se débarrasser des éléments anatomiques qui gênent la lecture. Il est possible également d'appliquer une lumière imaginaire, se reflétant sur les surfaces, leur permettant d'apparaître sous différents niveaux colorimétriques.

L'image obtenue est très impressionnante, surtout lorsqu'on l'observe sur la console de post-traitement. En effet, sur l'écran, un mouvement alternatif de droite à gauche permet une vision tridimensionnelle dynamique. Il est possible de basculer l'image sous tous ses angles (de haut en bas, d'avant en arrière et de droite à gauche).



Applications médicales :

En pratiquant un double seuillage, on peut obtenir un effet de paroi comme par exemple pour la paroi trachéale. Grâce aux diverses manipulations informatiques, il est possible d'isoler totalement la trachée de son environnement et de l'observer sous tous ses angles. En segmentant l'image par différentes coupes d'usure, on peut pénétrer à l'intérieur de la lumière trachéale et apprécier ainsi l'effet de paroi créé par le double seuillage. Cette étude de la trachée est particulièrement démonstrative dans le cas des sténoses trachéales.



Bien que très spectaculaire l'imagerie en 3D surfacique a plusieurs inconvénients. C'est une technique opératoire dépendante qui construit une image 3D à partir d'un seuillage arbitraire de pixels. A ce seuillage automatique, peut s'ajouter un seuillage anatomique grâce à un "bistouri électronique" qui permet d'éliminer manuellement des voxels gênants.

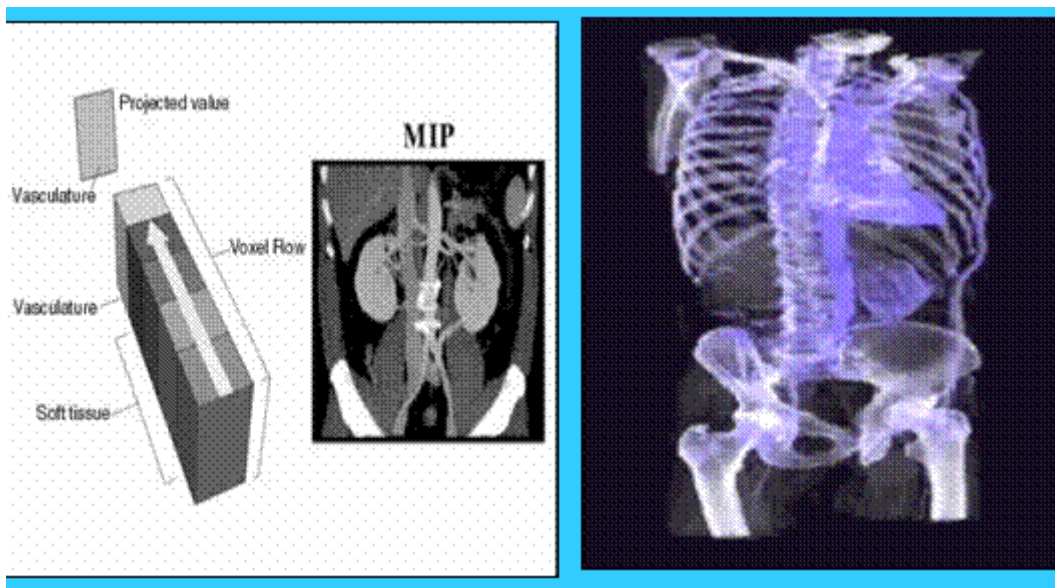
L'objet 3D surfacique correspond en fait à une vision extérieure "d'un moulage" qui ne tient pas compte des éléments anatomiques ou pathologiques de l'objet reconstruit. Sans être forcément un objet "manipulé" il n'a pas la spontanéité et la richesse d'information d'une série de coupes tomodensitométriques. Les traitements de l'image pour aboutir à un objet 3D demandent actuellement un temps médecin compris entre 20 et 30 minutes.

Ainsi l'imagerie en 3D surfacique n'est utilisée en pathologie thoracique que dans certaines indications. En dehors des fistules artério-veineuses pulmonaires qui bénéficient de cette technique, les principales indications sont l'étude de l'arbre trachéo-bronchique, en particulier la trachée et l'étude de la paroi.

9.2.2. Reconstruction 3D volumique :

- **Principe:**

Le rendu volumique attribue des opacités et des couleurs aux différents tissus en fonction de leur atténuation. Afin de normaliser l'opacité et les couleurs de ce rendu, une technique de « rayon » est appliquée sur celui-ci. De plus il est possible d'enlever certains organes en définissant une certaine fenêtre de seuils ou en les enlevant à l'aide d'un crayon électronique. Des algorithmes de reconstructions complémentaires sont possibles telles que le Maximum Intensité Projection (MIP) qui sélectionne tous les pixels d'intensité maximale et le minimum Intensité Projection (mIP) qui sélectionne tous les pixels d'intensité minimum.



- **Applications médicales**

Ainsi lorsqu'il est pratiqué une Haute Résolution volumique avec Maximum Intensité Projection (MIP) sont essentiellement sélectionnés les pixels des vaisseaux pulmonaires et des parois des bronches. L'imagerie des vaisseaux pulmonaires périphériques est extrêmement précise et permet de distinguer des micro-nodules indiscernables sur les coupes en Haute Résolution classique car confondus avec des coupes vasculaires. A l'opposer, le mode minimum Intensité Projection (mIP) permet d'apprécier de faibles variations de densité du parenchyme pulmonaire comme par exemple, la mise en évidence d'un aspect en "mosaïque" ou la détection de petites bulles

10. L'endoscopie virtuelle :

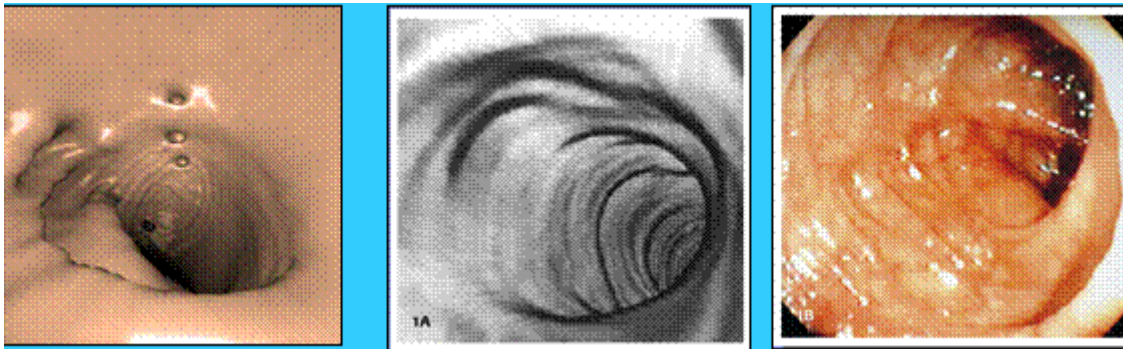
- **Principe et application médicale**

L'endoscopie virtuelle représente le dernier développement des nouvelles techniques d'imagerie médicale dérivées du mode spiralé en tomodensitométrie. L'endoscopie virtuelle procure une vision endoscopique "virtuelle" de l'arbre trachéo-bronchique. Pour cela plusieurs opérations sont nécessaires :

*acquisition d'un volume en mode spiralé avec un pitch égal à 1 et une épaisseur de coupe faible.

*Reconstruction de ce volume en chevauchant les coupes (overlap).

*Segmentation de ce volume grâce à un seuillage des pixels et sélection des voxels retenus participant à la création de la vue endoluminale.



L'impression de relief est produite selon une technique d'éclairage et d'ombrage qui est fonction de l'éloignement et de la position du voxel considéré comme l'objectif de l'endoscope virtuel à chaque niveau endoluminal, le logiciel peut reconstruire la paroi et l'environnement sur 360°. Il est donc possible de naviguer dans la lumière explorée en temps réel grâce à l'interactivité et à la puissance des logiciels.

En déplaçant le curseur sur une coupe bidirectionnelle 2D frontale, passant par la trachée et les bronches, il est possible d'obtenir une vision circonférentielle à chaque niveau.

Par rapport à l'endoscopie classique, l'endoscopie virtuelle présente plusieurs avantages et bien sûr des inconvénients. Le principal intérêt de l'endoscopie virtuelle est d'être non invasive ce qui est bien sûr très apprécié par les malades. Ensuite, elle permet une étude des bronches au-delà des sténoses bronchiques infranchissables par l'endoscope optique. Compte tenu de la possibilité de vision à 360° par rapport au point d'observation, il est possible par exemple, d'obtenir une vision rétrograde d'une lésion bronchique. Enfin, l'endoscopie virtuelle s'intègre dans une exploration tomodensitométrique globale du thorax où tous les modes de traitements de l'image précédemment décrite peuvent être utilisés.

Malheureusement l'endoscopie virtuelle présente d'importantes limites. Tout d'abord, il s'agit d'une image reconstruite avec un seuillage de pixels arbitraire. Ainsi même si on effectue un coloriage de l'image, l'aspect de la muqueuse bronchique est tout à fait artificiel et ne correspond pas à la vision endoscopique optique. En effet, l'imagerie de la muqueuse bronchique en endoscopie virtuelle est obtenue à partir d'un seuillage arbitraire situé à environ - 500 UH. Ce seuillage correspond grossièrement à la limite entre la muqueuse bronchique et l'air. D'éventuelles lésions situées sur la muqueuse bronchique et dont la densité serait inférieure à -500 UH sont éliminées et invisibles. Pour permettre une meilleure observation des bronches périphériques, un seuillage dégressif pourrait être utilisé dans l'avenir. Dans certains cas, la survenue d'artéfacts respiratoires et vasculaires gêne l'observation. Une autre limite de la méthode est représentée par sa consommation temps médecin qui reste assez élevée : entre 15 minutes et 30 minutes.

11. TDM de perfusion

Principe :

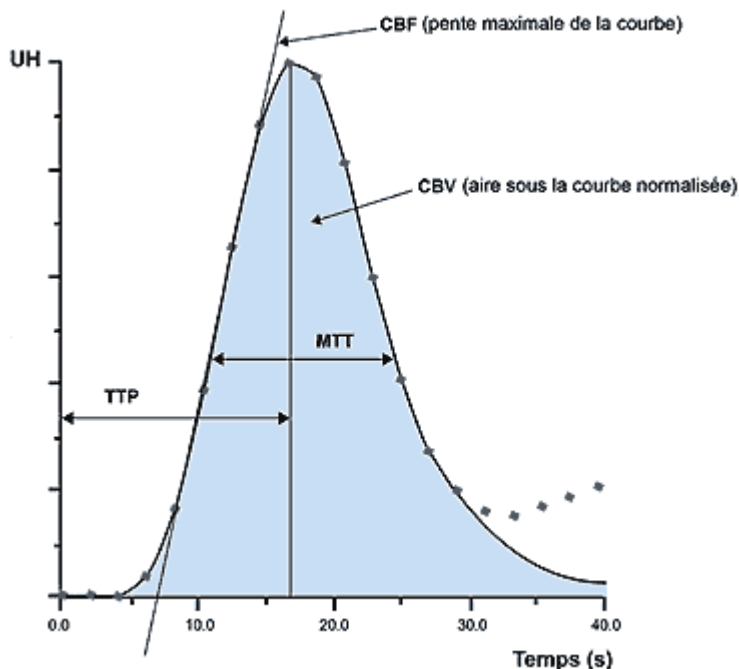
Le principe de la TDM de perfusion est fondé sur l'analyse de l'évolution du produit de contraste lors du premier passage d'un bolus intravasculaire d'un agent exogène non diffusible :

l'iode. Une information sur des paramètres hémodynamiques cérébraux est ainsi disponible, dont la lecture est rendue facile par des cartes fonctionnelles en couleurs.

L'acquisition se fait grâce à un scanner en mode dynamique, pendant l'injection périphérique intraveineuse d'un agent de contraste iodé. À partir des images obtenues lors de l'acquisition dynamique, un logiciel d'analyse d'images permet d'obtenir des informations fonctionnelles quantitatives des paramètres relatifs à la perfusion cérébrale. Il calcule automatiquement les paramètres caractéristiques de la perfusion cérébrale selon un modèle mathématique.

Les aspects théoriques de la TDM de perfusion ont été développés il y a plus de vingt ans, et validés chez l'animal et lors d'expérimentations cliniques, par rapport à la TDM-Xenon et à l'IRM de perfusion.

Les quatre paramètres caractéristiques de la perfusion cérébrale calculés sont représentés sur une courbe (*fig. 2*) :



Courbe de densité temporelle. Elle montre la variation des valeurs de pixel en UH en fonction du temps, lors de l'injection d'un produit de contraste iodé en bolus intravasculaire. Un modèle mathématique, fondé sur le principe du volume central, permet le calcul des données fonctionnelles quantitatives des 4 paramètres de la perfusion cérébrale : le TTM, le VSC, le DSC et le TTP.

- le TTM (Mean Transit Time, MTT), en secondes, représente l'intervalle de temps moyen nécessaire à un bolus de produit de contraste iodé pour traverser le réseau capillaire cérébral ;
- le VSC (Cerebral Blood Volume, CBV) en ml/100 g de tissu, désigne la fraction de parenchyme occupée par les vaisseaux sanguins ;
- le DSC (Cerebral Blood Flow, CBF) en ml/100 g de tissu/mn ;
- le temps jusqu'au pic de rehaussement maximal de contraste ou Time To Peak (TTP), en secondes.

Il existe trois modèles mathématiques permettant le calcul des données temps-intensité :

- le modèle de la pente maximale, utilisé par Siemens. Fondé sur le principe de Fick, le DSC est calculé en fonction de la pente maximale de la courbe de chaque voxel divisée par le rehaussement maximal artériel (évalué en fait par la mise en place d'une zone d'intérêt veineuse sur le sinus sagittal supérieur, corrigeant ainsi l'effet de volume partiel). Ce modèle sous-estime les valeurs de débit sanguin cérébral régional et ne souligne pas le contraste entre la perfusion de la substance grise et celle de la substance blanche, même en cas de post-processing adéquat des données ;
- le modèle indicateur équilibrant qui s'applique principalement aux indicateurs diffusibles, utilisés en médecine nucléaire et avec le Xenon CT ;
- le principe du volume central, développé par Philips Medical Systems, modèle utilisé par notre équipe. Il est fondé sur le calcul du TTM qui résulte d'une opération mathématique de déconvolution des courbes de rehaussement parenchymateux par une courbe artérielle de référence, sélectionnée en général au niveau de l'artère cérébrale antérieure.

Le second paramètre évalué est le CBV, dont le calcul repose sur l'effet de volume partiel. Il est représenté par l'aire sous la courbe d'un pixel au niveau du parenchyme divisée par celle d'un pixel de référence dénué d'effet de volume partiel (fonction de sortie veineuse prise au niveau du sinus sagittal supérieur). Son calcul définitif est effectué en tenant également compte de l'hématocrite.

Le débit sanguin cérébral est finalement calculé selon la formule $DSC = VSC/TTM$.

Pour les protocoles de TDM de perfusion impliquant de faibles débits d'injection ($\ll 5$ ml/sec) de produit de contraste, le meilleur modèle d'analyse des données de la TDM de perfusion serait celui reposant sur le principe du volume central.

Avantages et inconvénients :

La TDM de perfusion est facilement accessible, particulièrement en urgence, et peut s'intégrer dans le bilan lésionnel initial du patient fait avec la TDM conventionnelle ; elle fournit des données absolues de perfusion cérébrale. Ces propriétés sont des atouts majeurs par rapport aux autres techniques d'imagerie de perfusion. Dans de bonnes conditions d'acquisition et d'analyse, la TDM de perfusion donne des résultats précis et fiables. La résolution spatiale est excellente (1-2 mm). Les résultats de la TDM de perfusion sont disponibles en quelques minutes.

Le champ anatomique exploré reste faible pour le moment (une zone de 20 mm d'épaisseur avec un équipement à quatre barrettes de détection, une zone de 80 mm avec un équipement à 16 barrettes). Il est possible cependant d'effectuer deux acquisitions successives, doublant le champ exploré. De plus, les vaisseaux de gros calibre présents dans certains pixels influencent les calculs, entraînant une surestimation des valeurs du VSC et donc du DSC dans ces pixels . Une fonction de calcul permet éventuellement de les éliminer automatiquement.

12. Prétraitements

- permettre une meilleure visualisation de l'image
- faciliter les traitements ultérieurs

• Traitements photométriques et colorimétriques :

12.1. Réduction de bruit :

Les régions formant l'image sont caractérisées par leur intensité moyenne. Les fluctuations autour de cette intensité moyenne proviennent

- du dispositif d'acquisition (caméra, amplificateur, quantification...)
- de la scène elle-même (poussières, rayures...)

→ Perturbations affectant la qualité des traitements = bruit.

Echelle spatiale des fluctuations relativement faible par rapport aux dimensions des régions) haute fréquence.

Dans la plupart des cas, le bruit d'image est considéré comme étant aléatoire, centré et additif.

12.2. Filtrage linéaire stationnaire :

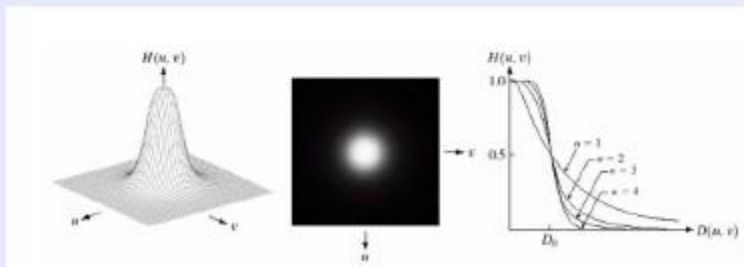
- **Filtre Butterworth passe-bas**

Coupe graduellement les hautes fréquences selon D_0 et n

$$H(u, v) = \frac{1}{1 + \left[\frac{D(u, v)}{D_0} \right]^{2n}}$$

avec

$$D(u, v) = \sqrt{\left[\left(u - \frac{M}{2} \right)^2 + \left(v - \frac{N}{2} \right)^2 \right]}$$



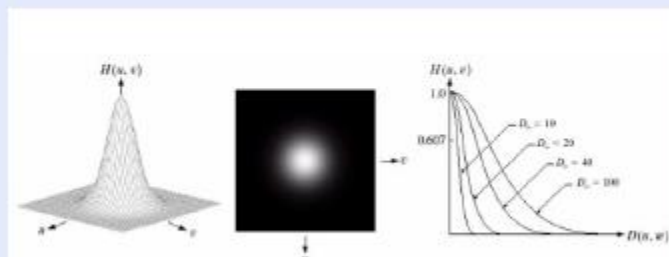
D_0 est choisie pour $H(u, v) = 0.5$

- **Filtre Gaussien passe-bas**

Coupe graduellement les hautes fréquences selon σ

$$H(u, v) = e^{-\frac{D^2(u, v)}{2\sigma^2}}$$

$\sigma = D_0$



$D(u, v) = D_0$ quand $H(u, v) = 0.607$

13. Segmentation :

La stratégie de segmentation peut être expliquée par les étapes suivantes:

Première étape: La région des intérêts segmentés doit être identifiée et étiquetée. La région des intérêts (ROIs) pourrait être une lésion, une tumeur, un tissu normal, les os, ou toute autre question pertinente; Par exemple, il pourrait être la substance blanche, la matière grise, le liquide céphalorachidien, le site des hémorragies, etc. En outre, le type de régions d'intérêt à segmenter dépend du type d'application dans laquelle l'utilisateur est intéressé.

Deuxième étape: Après avoir spécifié le retour sur investissement, échantillon de modèle est sélectionné en plaçant la fenêtre de sélection de modèle sur la même ROI.

Troisième étape: Les caractéristiques de texture (comprenant à la fois du premier et du second ordre des caractéristiques statistiques) de la modèle primitive sélectionné calculé.

Quatrième étape: caractéristiques de texture sont calculées autour de chaque pixel dans le quartier spécifiée de l'image à segmenter pour sélectionné ROIs.

Cinquième étape: type BAM ANN classe ensuite les pixels correspondant aux caractéristiques de ROIs comme indiqué, d'une manière supervisée, à l'étape 2.

Sixième étape: Sur la base de la classification de pixels, l'image segmentée est reconstruite.

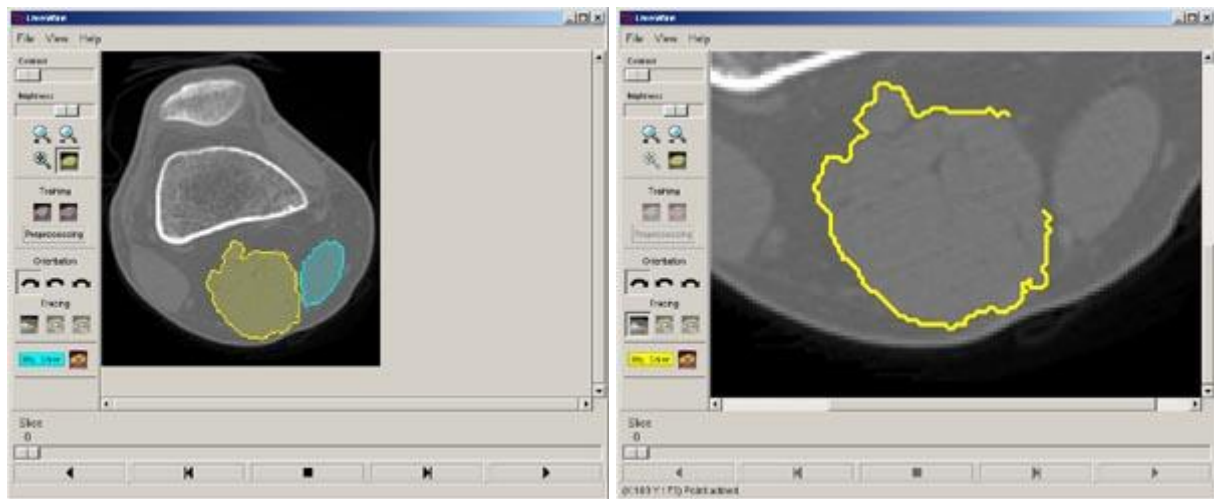
13.1. La segmentation d'image par croissance de région

La segmentation d'image par croissance de région est une méthode permettant de localiser et d'extraire un objet dans une image. Pour répondre aux difficultés de la segmentation, nous sommes intéressés à l'intégration d'a priori de forme dans la croissance de région. Deux contributions originales sont présentées dans ce manuscrit. La première contribution consiste à proposer une nouvelle vision de la croissance de région en décrivant son processus dans un cadre variationnel. Dans cette approche, la région est modélisée par une fonction caractéristique discrète. Nous déterminons l'équation d'évolution de cette fonction en adoptant une approche variationnelle. La croissance de région variationnelle se distingue des croissance de région classiques, qui évoluent tant qu'un critère d'homogénéité est respecté, en intégrant une minimisation d'énergie dans son processus d'évolution. Cette stratégie lui assure une convergence, sans avoir à fixer un seuil minimal d'homogénéité. Dans la deuxième contribution, nous définissons une contrainte géométrique tridimensionnelle pour la segmentation, basée sur des descripteurs région. La contrainte de forme proposée est construite à partir des moments de Tchebychev. Un terme de pondération permet d'optimiser notre a priori et de tenir compte de la hiérarchie des moments de Tchebychev. Nous mettons en avant nos contributions en intégrant la contrainte de forme dans la croissance de région variationnelle. L'évaluation qualitative et quantitative de la croissance de région variationnelle est réalisée à partir de tests effectués sur des images synthétiques et biomédicales. Les résultats mettent en évidence l'amélioration apportée par l'a priori de forme et notamment comment celui-ci réussit à contraindre l'évolution de la croissance.

Croissance de région variationnelle et contraintes géométriques tridimensionnelles pour la segmentation d'image

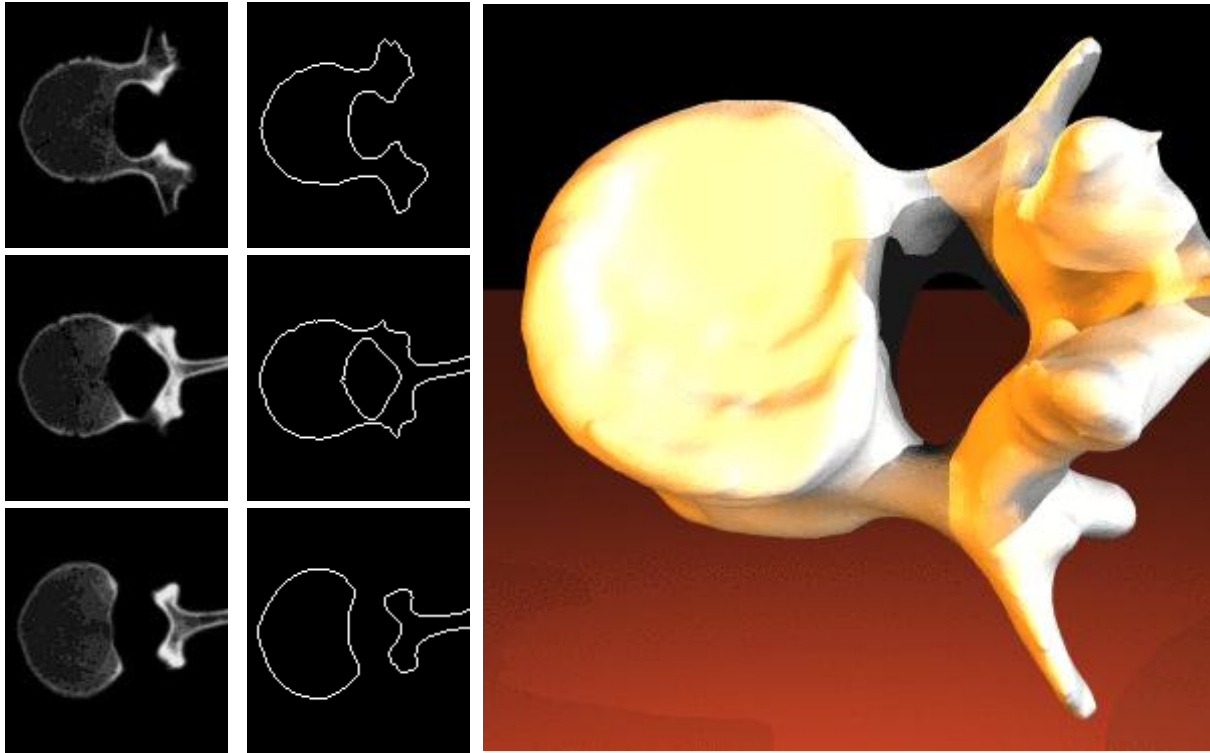
13.2. Segmentation basé contour :

Vous connaissez peut-être la "baguette magique" de PhotoShop, un outil qui permet de délimiter les contours d'un objet d'intérêt dans une image (visage, silhouette, etc). Cette opération de traitement d'image s'appelle la *segmentation*, il s'agit d'un problème difficile qui dans bien des cas ne peut être résolu de manière complètement automatique, d'où l'intérêt de méthodes interactives. De tels outils sont utilisés en particulier en imagerie médicale, pour permettre aux médecins d'effectuer des mesures (taille, couleur...) utiles pour affiner un diagnostic, ou pour évaluer l'efficacité d'un traitement.



Dans ce projet, vous aurez à concevoir et implémenter un outil interactif de segmentation basé sur le concept de "fil magique", proposé il y a quelques années par une équipe de chercheurs brésiliens (Alexandre Falcao et al.). L'idée est de partir d'un point du contour de l'objet d'intérêt, et d'indiquer avec la souris un autre point du contour situé plus loin. Un calcul de plus court chemin, du même type que ceux étudiés dans l'unité ["graphes et algorithmes"](#), est alors effectué pour compléter le contour entre ces deux points. Les poids attribués aux arcs du graphe sous-jacent sont fonction de la probabilité d'être situés sur un contour de l'image d'origine, autrement dit ils correspondent à une dérivée spatiale (gradient), ce qui fait que le plus court chemin n'est pas une ligne droite en général mais une courbe qui épouse le contour en question.

L'outil pour être facilement utilisable doit montrer en temps réel, sur simple déplacement de la souris, la portion de contour qui serait validée si l'utilisateur cliquait à cet instant. Il permet de segmenter des objets comme ceux montrés ci-dessus en quelques clics (typiquement 3 ou 4). Il peut être l'objet de nombreuses variantes et améliorations, et complété par des fonctionnalités comme le calcul du périmètre, de la surface d'un objet délimité, de statistiques sur sa teinte, etc. Il est également possible de l'utiliser pour effectuer la segmentation d'objets 3D dans des images de scanner ou d'IRM. Dans ce cas les segmentations des différentes coupes 2D sont regroupées pour constituer un modèle géométrique à trois dimensions (voir ci-dessous).



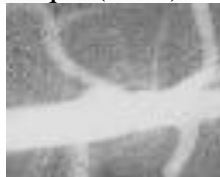
*Quelques coupes
2D d'une vertèbre
extraites d'un
scanner X*

*Coupes
segmentées*

Visualisation du modèle 3D reconstitué

13.3. Contour actif

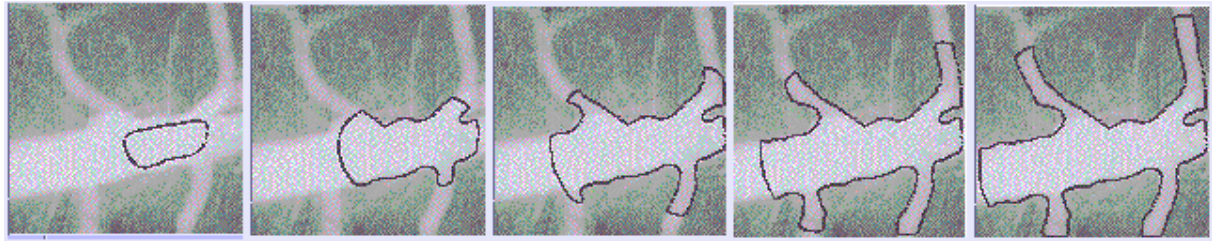
Imaginez que vous êtes donné une image, disons un examen médical (IRM ou TDM). Voici une angiographie par soustraction numérique (DSA):



Supposons que vous voulez extraire la caractéristique importante dans l'image; dans ce cas, le contour de l'artère. Une idée est de chercher des endroits où il y a un grand saut d'intensité entre les pixels voisins. Cependant, il est difficile de choisir une bonne valeur pour le saut; trop petite et vous obtenez des limites supplémentaires; trop grande et que vous manquez tout le spectacle. Un autre problème est que vous pouvez vous laisser berner par de grands pics de bruit.

Une approche Interface évolué à Contours actifs

Une approche différente est de l'initialisation d'un petit cercle à l'intérieur de la région d'intérêt, et lui permettant de pousser vers l'extérieur jusqu'à ce qu'il atteigne la limite souhaitée.



13.4. Fusion de régions

Inverse des méthodes de partition.

Méthodes ascendantes pendant lesquelles tous les pixels sont visités.

- Pour chaque voisinage de pixel, P est testé
- s'il est vérifié les pixels correspondants sont regroupés dans une région.

Après le parcours de toute l'image, les groupes de voisinages se voient appliquer le même test, et se voient réunir si P est vérifié. Le processus itère jusqu'à stabilité. Tests de réunion de région _ tests statistiques.

On se place souvent dans l'hypothèse de bruit gaussien sur des fonctions à valeur moyenne constante, et dans ce cas les tests statistiques usuels sont le χ^2 , le test de Wilcoxon, le test de Student ou de Fisher-Snedecor.

références

* article Larousse Médicale

*IMED : IMAGERIE MÉDICALE

SAINT NAZAIRE, MONTOIR DE BRETAGNE, PONTCHATEAU

• AG Osborn, SI Blaser, KL Salzman. Diagnostic Imaging: Brain. 1st ed. Salt Lake City. Amirsys. 2004.

• AG Osborn. Diagnostic neuroradiology. Mosby. St Louis, 1994.

*Traitement numérique d'images médicales de Lerallut, Jean-francois - 2001 - Cours

Société française de radiologie. Scanner. Site internet : sfrnet.org. Paris ; 2012 [consulté le 30 septembre 2013]

Info-radiologie.ch. Tomodensitométrie axiale (scanner). Site internet : info-radiologie.ch. Genève ; 2013 [consulté le 30 septembre 2013]

Mon-radiologue.fr. Vous allez passer un scanner. Site internet : mon-radiologue.fr. Paris ; 2013 [consulté le 30 septembre 2013]

Cancer Info. Comment se déroule un scanner ? Site internet : e-cancer.fr. Paris ; 2009 [consulté le 30 septembre 2013]

•Docteur Alain Potier,Médecin généraliste,Dernière mise à jour, le 16/07/2010

•A *Topology Independent Shape Modeling Scheme* , Malladi, R., Sethian, J.A., and Vemuri, B., Proceedings of SPIE Conference on Geometric Methods in Computer Vision II, Vol. 2031, San Diego, California, pp. 246--258, July 1993.

• *Shape Modeling with Front Propagation: A Level Set Approach* , Malladi, R., Sethian, J.A., and Vemuri, B., IEEE Trans. on Pattern Analysis and Machine Intelligence, Vol. 17, No. 2, February 1995.

• 2010 ESIEE - Michel Couprie.

Jean-Loïc Rose, Thèse de doctorat en Images et systèmes

Sous la direction de Chantal Revol-Muller et de Christophe Odet.

Soutenue en 2008 à Villeurbanne, INSA .

• Nabavi DG, Cenic A, Dool J, Smith RM, Espinosa F, Craen RA et al. Quantitative assessment of cerebral hemodynamics using CT: stability, accuracy, and precision studies in dogs. J Comput Assist Tomogr 1999;23:506-15.

• Wintermark M, Thiran JP, Maeder P, Schnyder P, Meuli R. Simultaneous measurement of regional cerebral blood flow by perfusion CT and stable xenon CT: a validation study. AJNR Am J Neuroradiol 2001;22:905-14.

• Eastwood JD, Lev MH, Wintermark M, Fitzek C, Barboriak DP, Delong DM et al. Correlation of early dynamic CT perfusion imaging with whole-brain MR diffusion and perfusion imaging in acute hemispheric stroke. AJNR Am J Neuroradiol 2003;24:1869-75.

• Wintermark M, Maeder P, Thiran JP, Schnyder P, Meuli R. Quantitative assessment of regional cerebral blood flows by perfusion CT studies at low injection rates: a critical review of the underlying theoretical models. Eur Radiol 2001;11:1220-30.

• Kudo K, Terae S, Katoh C, Oka M, Shiga T, Tamaki N et al. Quantitative cerebral blood flow measurement with dynamic perfusion CT using the vascular-pixel elimination method: comparison with H2(15)O positron emission tomography. AJNR Am J Neuroradiol 2003;24:419-26.

• Cohan RH, Dunnick NR, Leder RA, Baker ME. Extravasation of nonionic radiologic contrast media: efficacy of conservative treatment. Radiology. 1990 Jul;176(1):65-7.

• Birnbaum BA, Nelson RC, Chezmar JL, Glick SN. Extravasation detection accessory: clinical evaluation in 500 patients. Radiology. 1999; 212:431-438.

• Wang CL, Cohan RH, Ellis JH, Adusumilli S, Dunnick NR. Frequency, management, and outcome of extravasation of nonionic iodinated contrast medium in 69,657 intravenous injections. Radiology. 2007 Apr;243(1):80-7.

Article créé, modifié ou vérifié par Docteur Alain Potier , Médecin généraliste , Dernière mise à jour, le 16/07/2010