

La tomographie conventionnelle

Conventional Tomography

D Régent

CHU Nancy-Brabois, route de Neufchâteau, F-54500 Vandœuvre, France

Résumé. Après un appel théorique du principe fondamental de la tomographie, l'auteur étudie les principaux caractères de l'image tomographique et les facteurs qui les influencent. Sont ainsi abordés et illustrés, à l'aide des images fournies par le fantôme de Littleton [1] :

- l'effacement en tomographie,
- l'épaisseur de la couche de coupe,
- la définition des images du plan de coupe.

Les différents types de tomographie conventionnelle sont ensuite analysés, pour orienter le choix du radiologue en fonction de la qualité des images obtenues.

Key words : Conventional tomography — Tomography principles — Tomography technology

Née en France en 1921 des travaux d'un dermatologiste, Bocage, que les hasards de la première guerre mondiale avaient amené à la radiologie, la tomographie devait permettre en particulier en Europe un essor remarquable du radiodiagnostic dont elle représentait la première grande évolution technique.

Les développements technologiques ultérieurs devaient conduire à des appareils de plus en plus élaborés : le premier tomographe à trajectoire pluridirectionnelle de Sans et Porcher (1949), bientôt passé dans le domaine commercial (Polytome * Massiot 1951), ouvrait la voie aux appareils modernes de haute précision qui représentent, en particulier dans leurs adaptations neuro-radiologiques, un état proche de la perfection.

La technique de tomographie a cependant passé son apogée, car il est certain qu'elle va laisser place de plus en plus fréquemment à la scanographie aussi bien pour l'étude des régions profondes du corps que pour les analyses fines des structures osseuses.

Pour des raisons de facilité d'accès et de coût, la tomographie conventionnelle restera pourtant encore souvent employée en première intention. Ses conditions d'application et de mise en œuvre méritent donc d'être connues des radiologistes, car la qualité des résultats, tout comme l'analyse des images fournies, dépend étroitement des conditions de réalisation des clichés.

Caractères généraux

But de la tomographie

La tomographie est une technique radiologique qui vise à obtenir l'image d'une zone donnée d'un segment corporel en effaçant les images des structures qui lui sont superposées.

Le champ d'application de la tomographie

Il est très vaste mais comporte deux directions principales :

Dans la tomographie « de dégagement », on cherche à isoler une structure anatomique des éléments qui en gênent la visibilité radiologique sur des clichés standards. Par exemple : élimination des images du rachis cervical pour l'étude du larynx de face, élimination des images du médiastin et du squelette thoracique postérieur pour l'étude du sternum, élimination des images de la cavité péritonéale et des parois abdominales pour l'étude des reins.

Dans la tomographie d'analyse, on cherche à faire l'analyse plan par plan de la région étudiée pour obtenir un maximum de précision diagnostique. Par exemple :

tomographie du parenchyme pulmonaire et du médiastin, tomographies osseuses, en particulier des massifs pétreux.

Aspects historiques de la tomographie

Les principales étapes de l'histoire de la tomographie sont françaises et européennes et méritent d'être brièvement évoquées.

Dès 1909, le Polonais Karol Meyer tente d'effacer les images des côtes pour faciliter l'examen radiographique du cœur en déplaçant le tube à rayons X pendant la pose (autotomographie).

En 1915, l'Italien C Baese essaie de préciser la localisation radioscopique des corps étrangers métalliques en déplaçant le tube à rayons X rendu solidaire de l'écran. Il invente le principe de la tomoscopie qui devait être décrit 55 ans plus tard...

C'est au Français André Edmond Marie Bocage que revient la première description sérieuse du principe tomographique, et le brevet de cette invention, déposé à Paris le 3 juin 1921. Dans ce brevet sont évoqués ou résolus certains problèmes techniques fondamentaux :

- nécessité du maintien d'un rapport de distances constant entre tube et film durant le mouvement,
- nécessité d'utilisation d'une grille antidiffusante,
- importance de l'emploi d'un tube radiogène à petit foyer,
- évocation des possibilités de mouvements pluridirectionnels, de tomographie axiale transverse et de pantomographie.

Portes et Chausse, quelques mois plus tard, font breveter un appareil radiothérapique utilisant le même principe.

L'Italien Vallebona, dès 1930, réalise un appareil permettant l'autotomographie puis en 1933, un tomographe à trajectoire linéaire fournissant des clichés de qualité (stratigraphie).

Le Hollandais Ziedses des Plantes, entre 1931 et 1939, met au point le premier « planigraphe » à trajectoire spiralee et définit la zonographie, la tomographie simultanée et l'orthotomographie.

De nombreux auteurs vont contribuer au développement des appareils et des techniques de tomographie linéaire : Barthelinck en Hollande (1932), ou Grossmann en Allemagne (1935) qui fait une étude géométrique et mathématique très complète de la tomographie et construit un appareil appelé « Tomograph » qui donnera son nom à la technique.

L'Allemand Chaoul, en 1935, montre l'intérêt de la tomographie pulmonaire.

La tomographie axiale transverse mise au point par Watson en Angleterre (1937) et étudiée par Kieffer aux USA (1938) connaît son heure de gloire, couronnée par les travaux de Vallebona (1948) et Amisano (1948).

Durant toute cette période, les radiologistes français apportent une contribution majeure au développement clinique de la tomographie avec Didiée, Herdner, Tillier, tandis que Frain précise les possibilités de la tomographie horizontale du médiastin.

Enfin, depuis 1955, les techniques de tomographie « millimétrique » connaissent leur plein développement grâce aux appareils à trajectoire multidirectionnelle que nous utilisons actuellement, en général dans leur version « automatisée » (Polytome * : Massiot-Philips 1951; Multiplanigraph * 1962 puis Optiplanimat * : Siemens; Maxitome * : General Electric 1969; Stratomatic * : CGR 1970).

Bases théoriques de la tomographie

Les aspects géométriques et mathématiques de la tomographie, lorsqu'ils sont développés, effraient toujours le radiologiste qu'il soit jeune étudiant ou praticien chevronné. Il paraît donc souhaitable de se limiter à un rappel simplifié des faits qui peuvent avoir une conséquence sur la technologie ou la technique de la tomographie, au besoin en courant le risque de faire sourire ou de s'attirer le mépris des puristes...

L'homothétie

Un très bref rappel de l'homothétie est probablement utile, à l'heure des « mathématiques modernes » déjà chancelantes et de l'« informatique » envahissante.

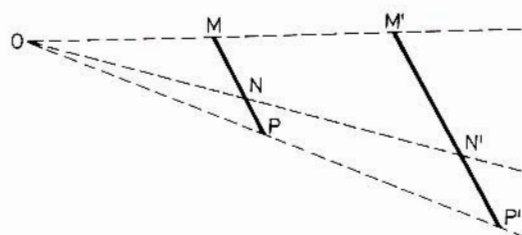
a) L'homothétie est une *transformation ponctuelle* dans laquelle, étant donné un point O (centre d'homothétie) et un rapport k (rapport d'homothétie), le transformé homothétique d'un point M est le point M' de la droite OM tel que $OM' = kOM$.



La transformation homothétique du point M dans un système de centre O et de rapport k se note $OM' = kOM$ $k = 2 \in (0,2)$.

b) L'homothétie d'une figure quelconque est obtenue par la transformation de l'ensemble des points de cette figure dans un système de centre et de rapport donnés.

Dans le cas d'un segment de droite MNP, la conjugaison homothétique dans un système de centre O et de rapport k sera un segment de droite M'N'P' déterminé par la conjugaison de chacun des points M, N et P dans le système considéré.



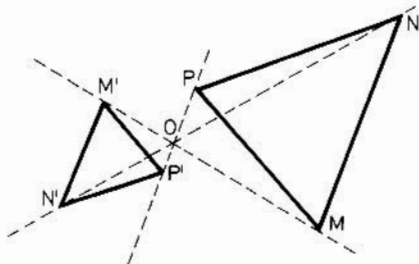
O, M, M' sont alignés $OM' = 2OM$

O, N, N' sont alignés $ON' = 2ON$

O, P, P' sont alignés $OP' = 2OP$

$\alpha \in (0, 2)$

Le rapport d'homothétie peut avoir une valeur négative (homothétie négative).



Le triangle $M'N'P'$ est le conjugué homothétique du triangle MNP dans le système de centre O et de rapport $k = -1/2$.

OMM' sont alignés $OM' = OM \times -1/2$

ONN' sont alignés $ON' = ON \times -1/2$

OPP' sont alignés $OP' = OP \times -1/2$

(La symétrie est un cas particulier d'homothétie négative, de rapport $k = -1$).

— Lorsque deux figures (cercles, ellipses, hypocycloïdes, spirales...) sont homothétiques dans un système de centre O, il existe toujours un rapport de grandeur constant k entre les distances séparant deux points conjugués de ces figures.

Principe de base de la tomographie

• La tomographie est un artifice mécanique qui maintient en position fixe sur le film la projection de certains points de l'objet, ce qui permet d'en obtenir une image nette. Les autres points de l'objet sont, dans les mêmes conditions, projetés sur une certaine surface et leur image est de ce fait rendue floue.

• Si l'on considère les trois éléments qui interviennent dans la réalisation d'une tomographie : le tube, l'objet et le film, il faut deux conditions pour obtenir une tomographie :

— deux des trois éléments doivent être animés de mouvements homothétiques et synchrones, dans un système dont le troisième élément contient le centre d'homothétie;

— le mouvement des deux éléments mobiles doit être un mouvement de translation, c'est-à-dire que ceux-ci doivent conserver la même orientation au cours de son déroulement.

Construction de l'image tomographique

Elle doit être envisagée dans différentes possibilités :

— Déplacement du tube et du film dans des plans parallèles — objet fixe; cas le plus fréquent.

— Déplacement du tube et de l'objet, dans des plans parallèles, le film restant fixe; ce mécanisme connaît essentiellement des applications dans les tables de radio-diagnostic pédiatrique.

— Déplacement de l'objet et du film dans les plans parallèles — tube fixe; cette disposition est utilisée dans la tomographie frontale, la tomographie axiale transverse.

— Déplacements du tube et du film de sens opposés, perpendiculairement au plan de coupe — objet fixe.

a) Déplacement du tube et du film

dans des plans parallèles — objet fixe (fig. 1)

Le tube et le film sont animés de mouvements de translation linéaires, homothétiques dans un système dont le centre est en position fixe au niveau de l'objet.

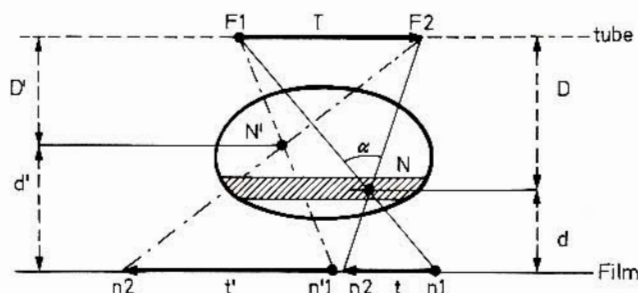


Fig. 1

— Lorsque le tube se déplace d'une longueur $F1F2 = T$ sur une droite parallèle au plan du film. L'image du point N se déplace de $n1$ à $n2$ sur le plan du film. Pour que la projection de N se fasse sur un point fixe du film, il faut donc que celui-ci soit déplacé d'un mouvement de translation synchrone, de sens opposé à celui du tube, d'une longueur $n1n2 = t$. Les triangles $F1NF2$ et $n1Nn2$ sont homothétiques dans un système de centre N et de rapport égal à D/d et t est le transformé homothétique de T dans ce système : $t = T \times \frac{d}{D}$.

Pour tous les points de l'objet situés dans le plan horizontal contenant N, le déplacement de l'image au niveau du plan du film est égal à t . Les images de ces

points sont donc projetées en position fixe sur le film et nettes.

— Si l'on envisage un point N' situé en dehors du plan horizontal contenant N , il va se projeter, lors du déplacement T du tube de $n'1$ à $n'2$ sur le plan du film. La distance $n'1n'2 = t'$ est nettement plus grande que t . Au lieu de se projeter en position fixe sur le film, l'image du point N' va être « étalée » sur une distance $|t' - t|$ et son image sera donc une « traînée » dont la longueur sera d'autant plus grande que $|t' - t|$ sera grande.

— Pour tous les points situés hors du plan de coupe, les résultats seront analogues et leur image d'autant plus floue, donc d'autant mieux effacée que la longueur de leur trace $|t' - t|$ sera importante.

— Sur le cliché tomographique, seules les images des points du plan contenant N seront nettes tandis que les images des autres points de l'objet seront d'autant mieux effacées (a) que les points considérés sont éloignés du plan contenant N (plan de coupe), (b) que les trajectoires des éléments mobiles (T et t) sont grandes, c'est-à-dire que l'angle α , compris entre les droites joignant les positions extrêmes du foyer au centre d'homothétie du système (angle de coupe) est grand.

— Dans un tel système, la position du plan de coupe est déterminée par la position de l'axe (ou centre) de pivotement du système tomographique. Le niveau du plan de coupe pourra donc être modifié

— soit en déplaçant la position de l'axe de pivotement si le plan d'appui du sujet est fixe,

— soit en déplaçant la position du plan d'appui du sujet si l'axe de pivotement est en position fixe.

b) Déplacement du tube et de l'objet dans des plans parallèles, le film restant fixe (fig. 2)

Le tube et l'objet sont animés de mouvements de translation linéaires synchrones, de même sens, homothétiques dans un système dont le centre est situé au niveau du film, en position fixe.

Lorsque le tube se déplace d'une longueur $F1F2 = T$, l'objet examiné subit une translation synchrone et de même sens dans une direction parallèle à

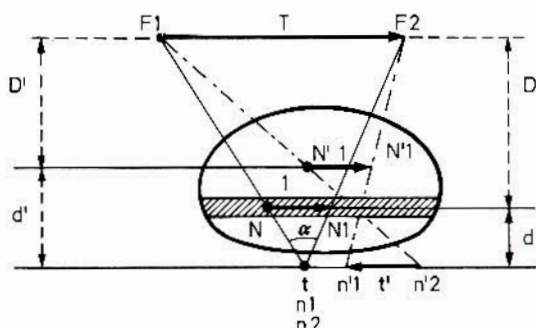


Fig. 2

celle du film, dont la longueur (l) est la transformation homothétique de T dans un système dont le centre est fixe, au niveau du film (t) et de valeur $l = T \times \frac{d}{D + d}$.

Le point N (comme tous les points de ce plan) se projette de façon constante en t sur le film durant le déplacement du tube et de l'objet, son image est donc nette.

Tous les autres points de l'objet, tels N' , vont subir la même translation l que N et vont se projeter au niveau du film sur une distance t' d'autant plus grande que N' est éloigné de N et que l'angle α est grand.

Dans cette disposition, la position du plan de coupe est déterminée par la situation fixe de l'axe de rotation du système au niveau du film. Le niveau du plan de coupe dans l'objet ne pourra donc être modifié qu'en déplaçant le plan d'appui du sujet par rapport au plan du film.

c) Tube fixe — Déplacement de l'objet et du film dans des plans parallèles (fig. 3)

Le tube F est en position fixe et constitue le centre d'homothétie du système. L'objet et le film se déplacent de mouvements linéaires synchrones, parallèles et de même sens. La longueur du déplacement du film t est la transformation homothétique de celle du déplacement de l'objet l dans un système de centre F .

$$t = l \times \frac{D + d}{D}$$

Dans ces conditions, les points du plan contenant N vont se projeter sur le plan du film de $n1$ à $n2$ au cours de la translation de l'objet d'une longueur l . Le déplacement du film d'une longueur t permettra que leurs projections soient en position fixe sur le film et donnent donc des images nettes.

Pour tous les points de l'objet situés en dehors du plan de N tels N' , la translation l va provoquer une projection des images sur une distance $n'1n'2 = t'$ supérieure à t . Ces images seront donc étalées sur une distance d'autant plus grande que $|t' - t|$ sera impor-

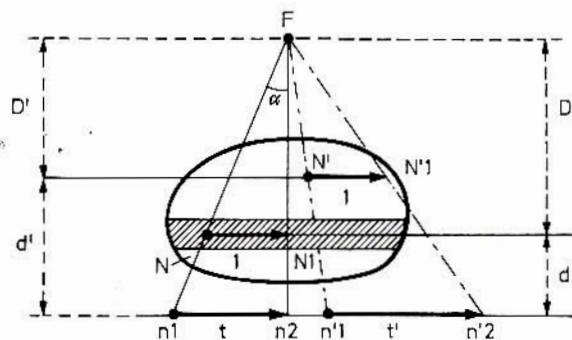


Fig. 3

tante, c'est-à-dire que la distance séparant N' du plan de coupe sera grande et que l'angle α sera grand.

Dans ce dispositif, la position du plan de coupe ne peut également être modifiée qu'en déplaçant le plan d'appui du sujet puisque le centre d'homothétie du système est en position fixe.

Dans les applications cliniques de ce principe, on n'utilise en général pas un déplacement linéaire des éléments mobiles (objet et film) mais un déplacement angulaire. Deux modalités principales ont été employées :

Tomographies frontales avec tube fixe, rayon directeur horizontal, sujet assis effectuant une rotation autour d'un axe vertical, film vertical effectuant une rotation identique, synchrone et de même sens.

Tomographies axiales transverses sur un sujet en station horizontale ou verticale avec tube fixe, incidence rasante du rayon directeur d'environ 20° ; film disposé perpendiculairement au grand axe du segment corporel examiné. Rotation angulaire synchrone et de même sens du segment corporel et du film.

d) *Déplacement à trois dimensions* — tube et film se déplacent dans un sens opposé et une direction perpendiculaire au plan de coupe (fig. 4)

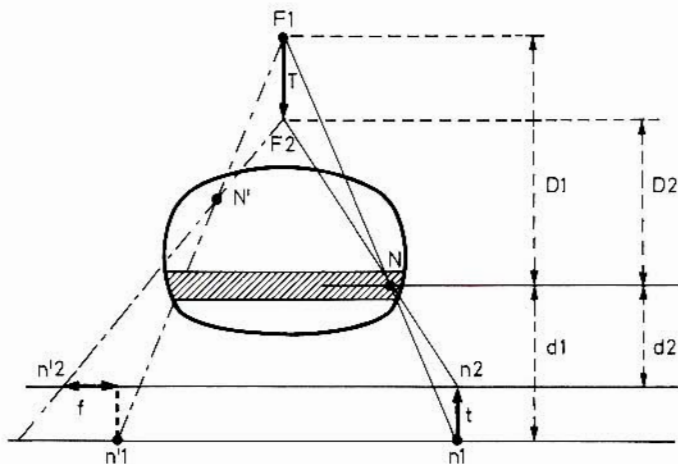


Fig. 4.

Le tube se déplace d'une longueur $F1F2 = T$ perpendiculairement au plan de coupe, dans sa direction. Le point N se projettera en position fixe sur le film si celui-ci subit de façon synchrone un déplacement t perpendiculaire au plan de coupe, dirigé vers lui, et tel que t soit le transformé homothétique de T dans un système de centre N .

$$t = T \frac{d1 - d2}{D1 - D2}$$

Dans ces conditions, tous les points de l'objet tels N' , situés en dehors du plan contenant N , vont voir leur

image se projeter, dans le plan du film, avec un flou f d'autant plus grand que la distance séparant N' du plan de coupe est importante et que les déplacements T et t sont grands.

Caractères de l'image en tomographie conventionnelle

Avant d'étudier les qualités habituelles de toute image argentique : netteté et contraste, il est nécessaire de préciser deux éléments fondamentaux en tomographie :

- la qualité de l'effacement des structures situées en dehors du plan de coupe,
- la notion d'« épaisseur » des coupes.

L'effacement en tomographie conventionnelle

Au niveau du segment corporel examiné en tomographie, seuls les points contenus dans un plan privilégié dont l'épaisseur théorique est nulle, se projettent sur le film sous forme de points et donnent donc une image parfaitement nette. Tous les points des autres plans du segment corporel examiné ont pour image une trace plus ou moins « étirée ». Cet étalement de l'image est d'autant plus long que le point considéré est plus éloigné du plan de coupe pour une trajectoire donnée des éléments mobiles du système tomographique.

Nous précisons plus loin la notion d'épaisseur de coupe et les facteurs qui la déterminent, mais nous considérerons dans ce paragraphe la coupe radiographiée au cours d'une tomographie comme une couche d'épaisseur régulière, parfaitement définie, parallèle au plan du film.

a) La qualité de l'effacement des structures situées hors de la couche de coupe

L'effacement des structures situées hors de la couche de coupe dépend de la longueur de la trace que ces structures vont laisser sur le film. Il est d'autant meilleur que cette trace est longue. La qualité de l'effacement est déterminée par quatre facteurs :

- la longueur de la trajectoire des éléments mobiles du système tomographique,
- la distance séparant la structure considérée du plan de coupe,
- la distance séparant la structure considérée du film,
- l'orientation de la trajectoire des éléments mobiles par rapport à celle de la structure à effacer.

1) *La longueur de la trajectoire des éléments mobiles.* La qualité de l'effacement est directement liée à la longueur du trajet des éléments mobiles du système tomographique.

— *En trajectoire linéaire*, c'est l'angle de coupe qui détermine la distance parcourue par le tube au cours du mouvement tomographique. Le choix de l'angle de coupe est un élément essentiel de la détermination de l'épaisseur du plan de coupe, mais il est également un facteur primordial de la qualité des clichés en tomographie linéaire puisqu'il conditionne l'effacement des structures situées hors du plan de coupe. La fig. 5 nous montre la qualité de l'effacement d'un objet-test fait de fils de cuivre arciformes et linéaires (« fantôme » tomographique de Littleton) en fonction de l'angle de coupe, en trajectoire linéaire. La surface d'étalement des images d'effacement augmente lorsque l'angle de coupe augmente; en même temps, on constate une diminution de la densité de ces images, donc une amélioration de leur effacement.

— *Les trajectoires complexes* ont pour seul rôle d'améliorer la qualité de l'effacement des structures situées en dehors du plan de coupe en augmentant l'« étalement » de leur trace. Pour une épaisseur de coupe (donc un angle de coupe) donnée, la longueur de l'« étalement » par rapport à celui obtenu avec une trajectoire linéaire est :

pour le balayage elliptique environ 2,5 fois plus grande,
pour le balayage circulaire environ 3 fois plus grande,
pour le balayage hypocycloïdal environ 5 fois plus grande,
pour le balayage spiralé environ 3 à 6 fois plus grande.

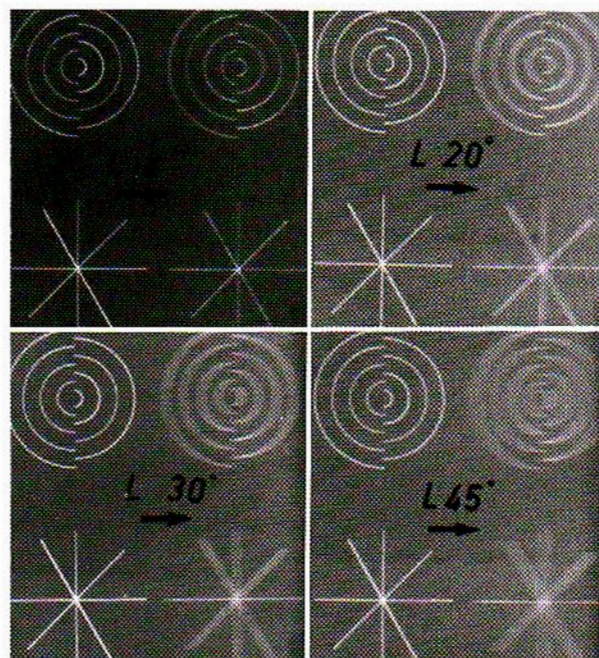


Fig. 5. Etude de l'étalement des images d'effacement en fonction de l'angle de coupe en tomographie linéaire

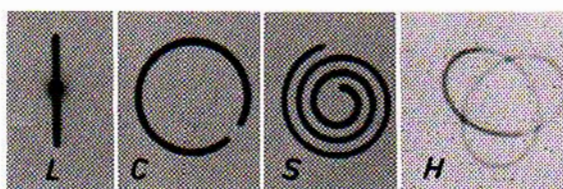


Fig. 6. Trajectoires tomographiques étudiées par la méthode du sténopé, pour des angles de coupe de 45° . L linéaire, C circulaire, S spiralée, H hypocycloïde

La fig. 6 montre diverses trajectoires étudiées par la méthode du sténopé, pour des angles de coupe de 45° .

En plus de la longueur de la trajectoire, de sa symétrie par rapport à la verticale pour le balayage linéaire, cette méthode permet de préciser la régularité de l'exposition par l'homogénéité du noircissement de la trace obtenue. Remarquez ici plusieurs anomalies :

- la trajectoire circulaire est interrompue avant que la boucle ne soit fermée par coupure prématurée de l'émission des rayons X,
- le noircissement de la courbe hypocycloïde est très irrégulier.

La fig. 7 montre la qualité de l'effacement obtenu pour des angles de 45° en trajectoire linéaire, circulaire et spiralée, sur un fantôme constitué par une tête humérale présentant une géode au niveau du plan de coupe.

La qualité de l'effacement est nettement améliorée par les trajectoires complexes (circulaire, spiralée, hypocycloïde) par rapport aux images obtenues en trajectoire linéaire, bien que les angles de coupe, donc les épaisseurs des couches de coupe, soient identiques.

L'image obtenue en trajectoire hypocycloïde est plus agrandie car la modification de la position du plan de coupe se fait ici par déplacement du plan d'appui de l'objet. L'agrandissement est donc constant pour les différentes coupes mais relativement important (de l'ordre de 1,3).

2) *La distance séparant la structure considérée du plan de coupe.* Elle représente un élément important de la qualité de l'effacement : plus une structure est éloignée du plan de coupe, mieux elle est effacée, mais on ne peut qu'exceptionnellement utiliser ce fait puisque les rapports anatomiques des structures étudiées ne peuvent en règle être modifiés.

3) *La distance séparant la structure considérée du film.* A distance égale du plan de coupe, les structures les plus éloignées du film sont mieux effacées que les structures les plus proches de ce film. Lors du positionnement du sujet, il faut donc veiller à éloigner au maximum les structures difficiles à effacer et en particulier les éléments squelettiques épais.

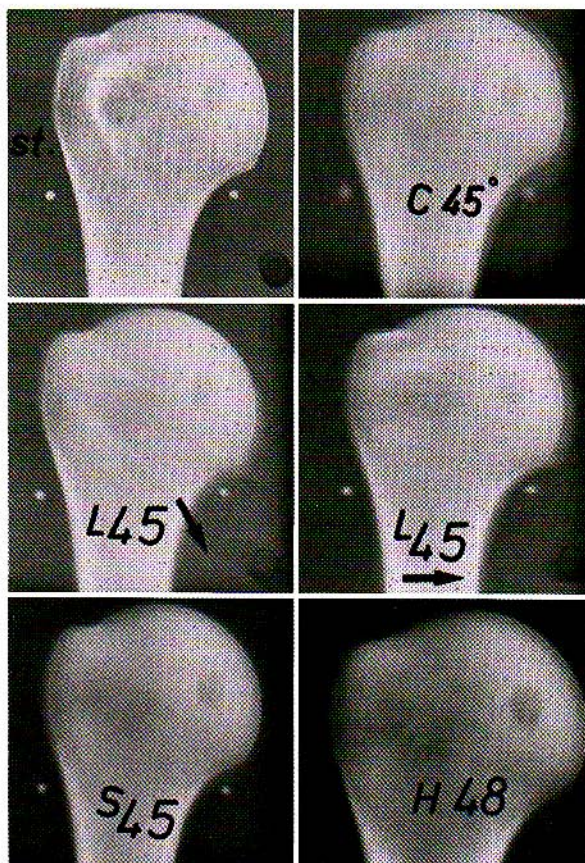


Fig. 7. Qualité de l'effacement en fonction du type de trajectoire pour des angles de coupe de 45° . Trajectoires circulaire (C), linéaire (L), spirale (S), hypocycloïde (H)

4) *L'orientation de la trajectoire des éléments mobiles par rapport à celle des structures étudiées.* C'est un des facteurs essentiels de la qualité de l'effacement des structures situées hors du plan de coupe, en particulier pour les éléments osseux denses.

De nombreux segments osseux sont longs, étroits et ont de ce fait un axe longitudinal. Lorsque la trajectoire du balayage est parallèle à cet axe, l'effacement obtenu est très mauvais ou nul, même si l'élément est situé nettement à distance de la couche étudiée. Au contraire, l'effacement est maximum lorsque la trajectoire du balayage croise perpendiculairement l'axe de la structure osseuse à effacer.

La fig. 8 nous permet de préciser l'importance de l'orientation des structures à effacer par rapport à la trajectoire de balayage utilisée. Les angles de coupe étant identiques (45°), on constate que selon l'orientation de la trajectoire linéaire, on observe un étalement maximum des images d'effacement des structures linéaires orientées perpendiculairement au grand axe de balayage (flèche). L'étalement est minimum pour les images des structures abordées parallèlement par la trajectoire de balayage; il a une valeur intermédiaire pour les segments dont le grand axe fait un angle de 45° avec celui du balayage.

b) *Les images d'effacement*

L'utilisation du « fantôme tomographique » de Littleton permet d'analyser l'aspect des images d'effacement en fonction du type de trajectoire tomographique utilisé (fig. 9).

Avec une trajectoire tomographique linéaire (L), les images d'effacement des fils métalliques sont parfaitement homogènes, sans renforcement de densité sur les bords.

Avec une trajectoire circulaire (C), les images d'effacement ne sont plus homogènes et apparaissent nettement renforcées sur leurs bords. La fig. 10 nous explique ce phénomène [3].

La trajectoire circulaire du tube fait qu'à certains moments (a), elle aborde perpendiculairement le grand axe du fil métallique rectiligne et donne alors des images d'effacement maximal. A d'autres moments au contraire (b), la trajectoire est grossièrement parallèle au fil,

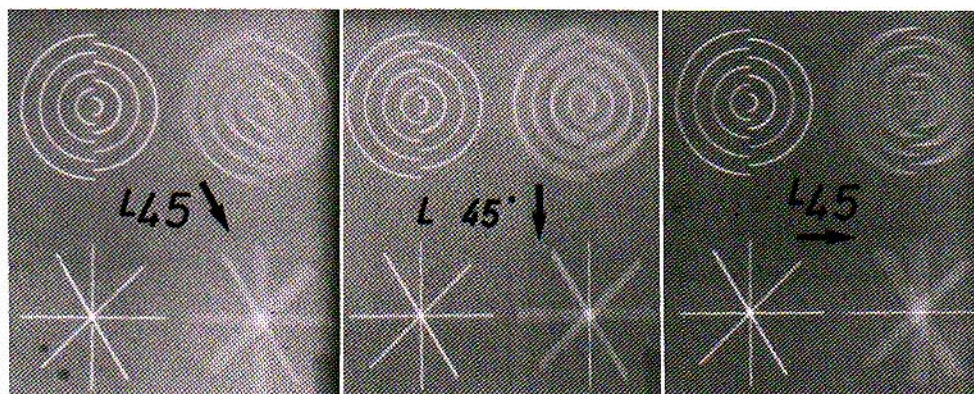


Fig. 8. Etude de l'étalement en fonction de l'orientation des structures étudiées en trajectoire linéaire (L)

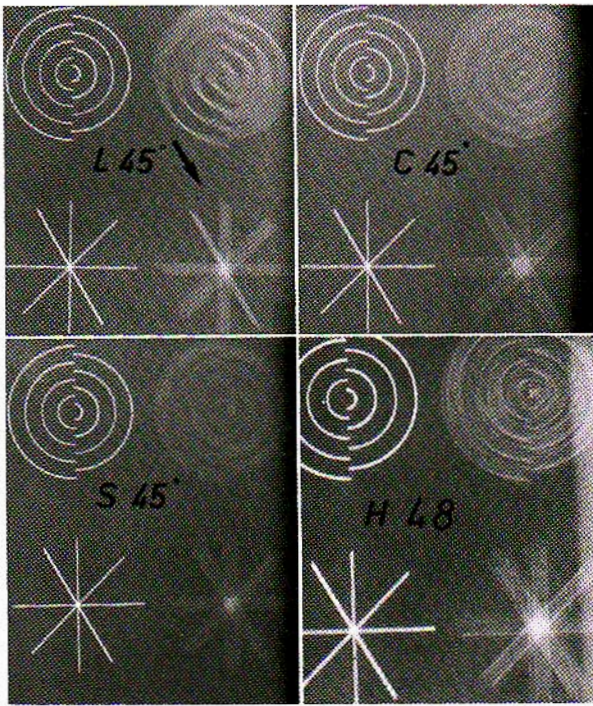


Fig. 9. Etude analytique des images d'effacement en fonction du type de trajectoire : L linéaire, C circulaire, S spiralee, H hypocycloïde

l'effacement est alors minime et cette image du fil « mal effacé » se projette sur les bords des images d'effacement maximal dont elle renforce la densité et donc la visibilité.

Avec les trajectoires spiralées (S), ou hypocycloïdes (H), les images d'effacement sont plus homogènes que celles fournies par les trajectoires circulaires, elles comportent des renforcements de densité, mais ceux-ci ne coïncident pas avec leurs bords.

c) Les « images fantômes »

Les « images-fantômes » sont des densités apparaissant sur les clichés tomographiques et qui ne correspondent à

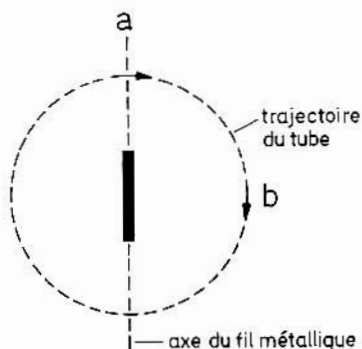


Fig. 10

aucune structure anatomique. Elles peuvent simuler des lésions pathologiques et doivent donc être connues. Elles sont totalement « fabriquées » par les images d'effacement des structures situées en dehors du plan de coupe et sont surtout visibles lorsque deux images d'effacement viennent se superposer (fig. 11) [3].

On rencontre très fréquemment de telles « images-fantômes » lorsqu'on utilise une trajectoire circulaire pour tomographier une structure dense arrondie, de grande taille (fig. 12).

Ces « images-fantômes » doivent être différenciées des « traînées parasites » qui s'observent en tomographie à trajectoire linéaire et correspondent à l'effacement insuffisant des structures situées hors du plan de coupe, mais ayant une réalité anatomique.

Un autre type d'« image-fantôme » peut s'observer lorsque les images d'effacement d'une structure située hors du plan de coupe forment des zones de moindre densité qui simulent une atteinte pathologique sur le cliché tomographique. Ceci s'observe surtout avec certaines trajectoires tomographiques (circulaire en particulier) dans le cas où la structure située hors du plan de coupe a une surface ou un volume suffisant. En pareil cas, l'« ombre projetée » de la structure située hors du plan de coupe se déplace et se déforme au niveau du film, lors des déplacements du tube. Une certaine zone du film sera constamment comprise dans l'« ombre projetée », formant le noyau de l'image tandis qu'autour, la zone de halo, de moindre densité, représente des régions du film où l'« ombre projetée » de la structure située hors du plan de coupe s'est déplacée pendant une fraction de l'exposition du cliché tomographique. Même avec des trajectoires complexes, une structure dense située à distance du plan de coupe peut donner naissance à des images-fantômes dont il faut connaître l'existence pour pouvoir analyser les clichés obtenus dans les applications cliniques des tomogra-

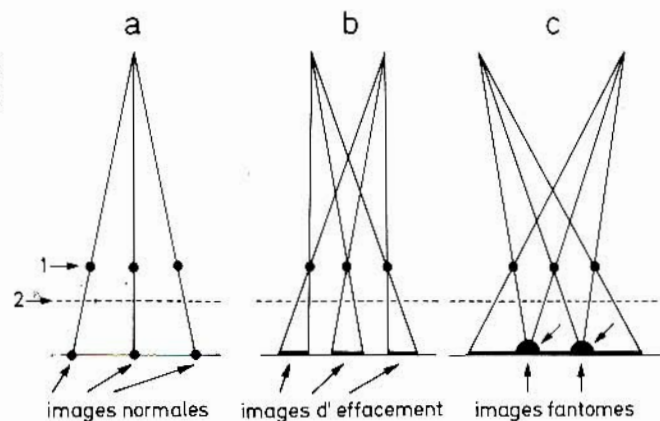


Fig. 11. a Cliché standard. b Tomographie avec petit angle de coupe. c Tomographie avec angle de coupe plus grand. 1 fils métalliques du fantôme en vue axiale, 2 plan de coupe

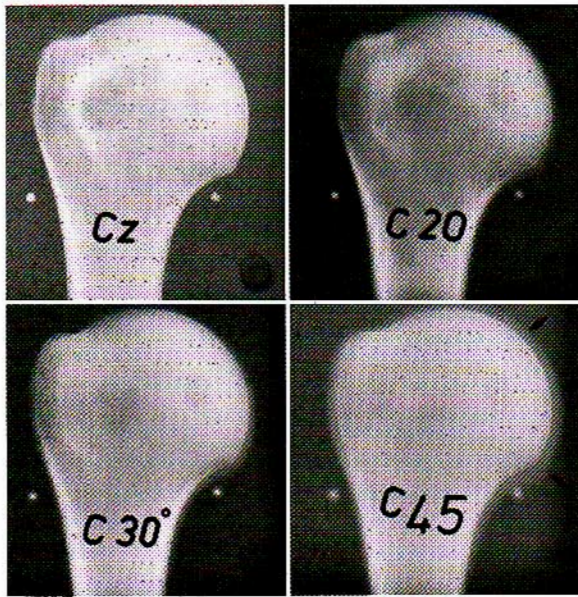


Fig. 12

phies. La fig. 13 est la représentation des images d'effacement obtenues lorsqu'on déplace une pièce de 5 francs à 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11 et 12 cm du plan de coupe en trajectoire spiralée.

On conçoit que la superposition de telles images d'effacement à celles de la couche de coupe puisse créer l'illusion de structures anatomiques n'ayant pas d'existence réelle.

L'épaisseur de la couche de coupe en tomographie conventionnelle

a) Définition

En théorie, seuls les points d'un plan, d'épaisseur théorique nulle sont vus nettement sur le cliché tomographique. En fait, les images des points appartenant aux plans situés à proximité du plan de coupe se projettent sur le film avec un degré de flou très faible, inappréciable à la vue. Il n'y a pas de discontinuité brutale entre le plan net et les plans qui en sont proches et l'on

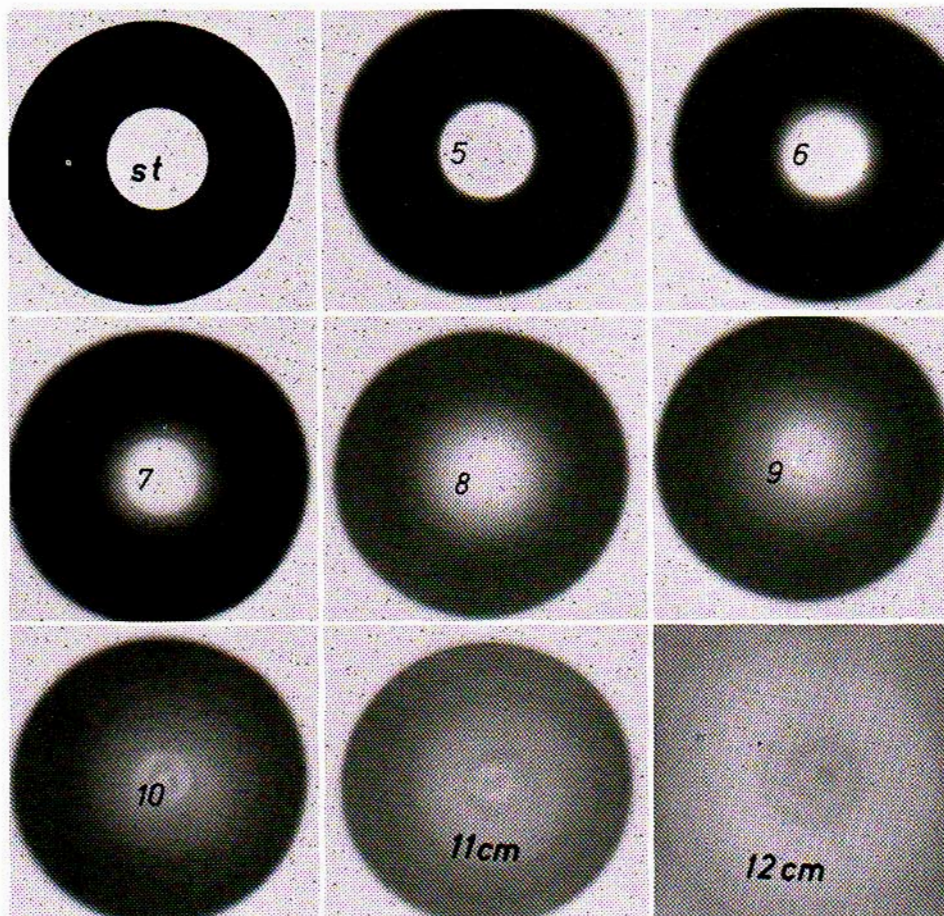


Fig. 13. Images d'effacement d'un objet dense situé à distance variable (5, 6, 7, 8, 9, 10, 11 et 12 cm) du plan de coupe en trajectoire spiralée

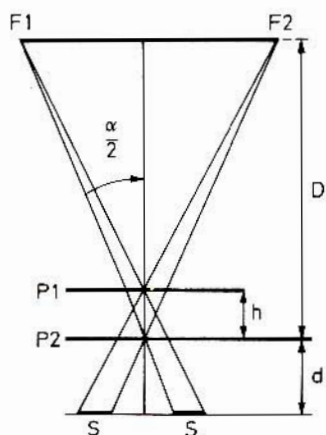


Fig. 14. Détermination de l'épaisseur de la couche de coupe

observe une détérioration graduelle et progressive de la qualité des images des différentes structures, au fur et à mesure qu'on s'éloigne du plan de coupe théorique.

Au niveau du segment corporel tomographié, il existe donc un certain volume, la couche de coupe, dont les points sont perçus nettement sur le film, c'est-à-dire que leurs images subissent un « étalement » très faible, inférieur au « flou maximum admissible ».

La valeur du « flou maximum admissible » (symbolisé 2 S), subjective, est arbitrairement fixée et varie selon les auteurs de 0,2 à 1,5 mm. Elle est en fait dépendante de l'opacité aux rayons X des structures considérées et de celle du milieu dans lequel elles se trouvent, c'est-à-dire du contraste propre des éléments intéressés par la tomographie.

b) Facteurs déterminant l'épaisseur de la couche de coupe

Les relations trigonométriques élémentaires nous permettent de préciser les facteurs qui interviennent dans la détermination de l'épaisseur de la couche de coupe (fig. 14).

Il faut préciser la valeur de la distance h séparant les deux plans parallèles au plan de coupe P1 et P2 tels que, la longueur de la trace des images des points situés dans la couche limitée par P1 et P2 soit inférieure au flou maximum admissible.

L'application de règles trigonométriques simples permet de montrer que

$$h = \frac{2S}{\gamma \cdot \tan \frac{\alpha}{2}}$$

h = épaisseur de la couche de coupe
avec 2 S = flou maximum admissible

γ = rapport d'agrandissement $\frac{D+d}{D}$
 $\frac{\alpha}{2}$ = demi-angle de coupe.

L'épaisseur de la couche de coupe en tomographie est :

- inversement proportionnelle à l'agrandissement géométrique du système; elle variera donc lorsque ce rapport d'agrandissement sera modifié;
- inversement proportionnelle à la tangente du demi-angle de coupe. Celui-ci étant toujours inférieur à 25°, la valeur de la tangente est approximativement proportionnelle à celle de l'angle et l'on peut considérer que l'épaisseur de coupe est inversement proportionnelle à l'angle de balayage.

Il faut insister sur deux faits :

- 1) Un certain nombre d'éléments ne peuvent en fait être parfaitement définis : du fait de son caractère subjectif, le « flou maximum admissible »; l'agrandissement géométrique, variable d'une coupe à l'autre sur tous les tomographes dont le choix du plan de coupe se fait par déplacement de l'axe de rotation du système (c'est-à-dire du centre d'homothétie); la définition de l'angle de coupe, toujours imparfaite puisqu'en fait l'angle de coupe réel correspond à l'angle délimité par le début de l'émission des rayons X et la fin de l'émission des rayons X au cours du balayage.

Il faut donc se garder d'un calcul trop précis de l'épaisseur de coupe, qu'il faudrait d'ailleurs encore corriger de façon beaucoup plus complexe pour tenir compte de variations locales, souvent très importantes, liées à l'orientation des structures à effacer par rapport à la trajectoire des éléments mobiles et au contraste propre de ces mêmes structures.

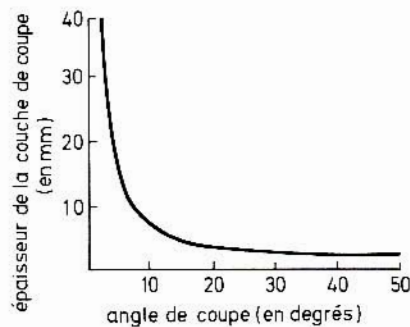
La notion même de couche de coupe est tout à fait discutable mais elle garde l'intérêt de fixer les idées et de donner un ordre de grandeur de l'épaisseur de la zone explorée au cours d'une tomographie.

La sélectivité d'un tomographe est une tentative de substituer au concept flou d'épaisseur de la couche de coupe, une mesure mathématique et rigoureuse de la qualité de l'effacement obtenu. La sélectivité S est la longueur du déplacement (trajectoire linéaire) ou le diamètre de la figure parcourue (trajectoire complexe) par l'image d'un point situé à un centimètre au-dessus ou au-dessous du plan de coupe.

- 2) L'étude des variations de l'épaisseur de la couche de coupe en fonction de l'angle de balayage pour des valeurs données de l'agrandissement et du flou maximum admissible montre que cette épaisseur de la couche de coupe varie de façon très importante pour les petits angles de coupe, alors que ses variations sont minimales pour les angles de valeur élevée (fig. 15) [3].

Ceci aboutit en pratique à considérer trois groupes d'épaisseur de coupes :

- la zonographie (coupes très épaisses, supérieures à 10 mm) avec des angles voisins de 5°, utilisée en tomographie « de dégagement »;



Angle	Epaisseur de coupe
5°	15-20 mm
10°	7- 8 mm
25°	3- 4 mm
45°	1- 1,5 mm

Fig. 15. Variation de l'épaisseur de la couche de coupe en fonction de l'angle de coupe pour des valeurs moyennes de l'agrandissement et du flou maximum admissible

- les coupes épaisses 5 à 3 mm avec des angles de l'ordre de 10 à 25°,
- les coupes fines « millimétriques » (2 à 1 mm) avec des angles supérieurs à 40°, utilisées en tomographie d'analyse.

c) Signification de l'épaisseur de la couche de coupe

Il faut envisager deux aspects à ce problème important.

1) *Le contraste des images tomographiques.* Les deux facteurs essentiels du contraste des images tomographiques sont :

- la densité aux rayons X de la structure radiographiée,
- l'épaisseur de la couche étudiée au sein de cette structure.

Il est bien évident qu'une couche millimétrique n'aura un « contraste-objet » suffisant que dans la mesure où elle intéressera une structure très opaque aux rayons X comme l'os par exemple, tandis qu'il faudra une épaisseur plus importante de parenchyme pulmonaire si l'on veut obtenir un contraste suffisant sur les tomographies.

2) *L'espacement des coupes en tomographie.* Lorsqu'on réalise des coupes fines, celles-ci doivent théoriquement être jointives si l'on ne veut pas méconnaître une structure pathologique de petite taille. Cet aspect, d'ailleurs inquiétant également en scanographie, devrait théori-

quement faire multiplier les coupes et poserait des problèmes d'irradiation, de coût et de temps de réalisation.

En fait, le bon sens doit l'emporter et les coupes fines jointives ne se justifient qu'en tomographie d'analyse, au niveau des structures complexes dans lesquelles certaines lésions ou certains détails anatomiques sont de l'ordre du millimètre; le seul exemple est représenté par les tomographies de l'oreille interne. Dans les autres cas, il est logique d'espacer les coupes fines d'une distance égale à la taille de la plus petite lésion que l'on pourra découvrir au niveau de la structure étudiée. Par exemple, si la plus petite lacune osseuse pathologique dont on puisse affirmer l'existence sur le plan anatomique a une taille de l'ordre de 5 mm, les coupes pratiquées peuvent être espacées de cette distance. Le même raisonnement doit être appliqué avec les coupes plus épaisses au niveau d'organes dont le contraste propre est moindre.

La définition des images tomographiques

Par son principe même, la tomographie crée un flou puisque l'effacement des images des plans situés à proximité immédiate de la couche de coupe n'est que très progressif.

A ce flou « tomographique » propre viennent se surajouter les causes habituelles du flou en radiographie, majorées par les conditions techniques de réalisation des tomographies.

a) *Le flou géométrique* est accentué par rapport à un cliché standard puisque le rapport d'agrandissement est toujours plus important en tomographie. On ne peut ramener ce flou géométrique à une valeur inférieure qu'en choisissant un foyer assez fin, qui conserve cependant une puissance suffisante pour ne pas être obligé d'augmenter la tension aux bornes du tube, ce qui nuirait au contraste des clichés. Il semble donc qu'un foyer de 0,6 mm représente le meilleur compromis en tomographie.

b) *Le flou de détection* est majoré de façon importante en tomographie, essentiellement en raison de l'inclinaison variable du rayon directeur sur les écrans renforceurs et les deux couches d'émulsion du film. Ceci accroît beaucoup l'effet de parallaxe et le flou qui en résulte.

c) *Le flou cinétique* est souvent gênant en raison de la durée des expositions, surtout lorsqu'on utilise des trajectoires complexes. Il est parfois majoré par des facteurs mécaniques : vibrations intempestives d'un des éléments mobiles, déplacement d'une cassette mal arrimée, déplacements saccadés des éléments mobiles conduisant à une succession d'images radiographiques standard de mauvaise qualité décalées sur le cliché.

Le choix des techniques en tomographie conventionnelle

Les problèmes qui se posent, à l'heure actuelle, ne sont plus liés au matériel puisque la plupart des radiologues européens disposent :

- au minimum d'une adaptation de tomographie linéaire sur une table télécommandée,
- au mieux d'un statif spécialisé permettant les trajectoires complexes et différentes orientations de balayage linéaire.

Il faut seulement connaître les limites de son matériel et les principaux critères de choix d'une technique donnée en fonction du type d'examen pratiqué.

La tomographie en trajectoire linéaire

Il faut insister sur plusieurs points importants en pratique.

a) Le choix de l'angle de coupe a deux conséquences sur le type d'image obtenu.

— Par son retentissement sur l'épaisseur de la couche de coupe, il détermine le contraste des images obtenues et permet de choisir de façon adéquate l'espacement des coupes.

— Mais par son retentissement sur la longueur de la trajectoire, il détermine la qualité de l'effacement des structures, donc la « pureté » de l'image tomographique obtenue.

Avec des petits angles de coupes, et en particulier en zonographie linéaire, on a toujours un effacement médiocre ou franchement mauvais des structures situées à proximité de la couche de coupe et les « traînées » parasites sont fréquentes si ces structures ont une radiopacité importante.

b) L'orientation du segment corporel examiné par rapport à l'axe de la trajectoire du mouvement tomographique est fondamentale. Seules les structures abordées perpendiculairement par une trajectoire linéaire seront correctement effacées tandis que les éléments disposés parallèlement au trajet du faisceau ne seront jamais effacés, même s'ils siègent à distance de la couche de coupe.

c) Avec un grand angle de coupe en trajectoire linéaire, on obtient l'étalement maximum, donc le meilleur effacement des structures situées en dehors de la couche de coupe. Par contre, dans ces conditions, les différentes causes de flou — géométrique, de parallaxe, et cinétique — ont leur importance maximale.

En résumé, la tomographie linéaire avec grand angle de coupe explore de fines couches du segment corporel

examiné. Les images obtenues sont faiblement contrastées, elles ont un maximum de pureté mais également un maximum de flou.

La tomographie en trajectoire circulaire

a) Le balayage circulaire est la plus simple des trajectoires non linéaires. Son principal avantage est de procurer un effacement homogène des différentes structures situées hors de la couche de coupe, quelle que soit leur orientation. Elle permet donc l'exploration d'une coupe d'épaisseur uniforme.

b) Son inconvénient majeur est lié à la netteté des bords des images d'effacement qui conduit à la formation fréquente d'images-fantômes particulièrement redoutables lorsqu'on explore des éléments anatomiques sphériques (épiphyse des os longs des membres).

c) La trajectoire circulaire est souvent utilisée en zonographie, car elle permet de pallier le défaut d'effacement par insuffisance de longueur de la trajectoire d'étalement que connaît la zonographie en trajectoire linéaire.

La zonographie en trajectoire circulaire expose particulièrement aux images-fantômes lorsqu'on explore des structures arrondies.

La tomographie en trajectoire elliptique

La trajectoire elliptique est un compromis entre les mouvements de balayage linéaire et circulaire. Elle est plus longue à angle égal que la trajectoire linéaire et fournit donc un meilleur effacement des structures situées en dehors de la couche de coupe.

Elle est moins susceptible de créer des images-fantômes que le balayage circulaire, et privilégie l'effacement des structures orientées perpendiculairement au grand axe de l'ellipse.

La tomographie en trajectoires complexes

Les trajectoires complexes à courbes de Lissajous, tri-spirale, hypocycloïde sont destinées à améliorer la pureté des images, c'est-à-dire l'effacement des structures situées en dehors de la couche de coupe par un allongement de la longueur du trajet des éléments mobiles.

Si l'on réalisait avec les balayages suivants des angles de 48°, la longueur des trajectoires théoriques serait :

- en balayage elliptique 222 cm
- en balayage circulaire 292 cm

— en balayage hypocycloïdal 450 cm
 — en balayage trispiralé 580 cm
 soit respectivement 2,4 - 3,9 - 4,9 et 6 fois plus que le balayage linéaire avec le même angle qui représente une longueur de 92 cm.

Ce n'est pas seulement l'augmentation de la longueur du balayage qui améliore l'effacement (en effet, on pourrait alors effectuer plusieurs balayages linéaires aller et retour, ce qui serait mécaniquement plus simple) mais le fait que les trajectoires complexes permettent de « voir » les différentes structures du segment corporel examiné sous des angles très variés.

Le meilleur effacement est obtenu lorsque le rayon aborde tangentiellement le plus grand nombre des structures du plan de coupe. Les trajectoires hypocycloïdales et spirales permettent ces abords tangentiels multiples et augmentent donc par cette qualité intrinsèque la valeur des images fournies.

La principale contrepartie des trajectoires complexes est liée à la durée des temps de balayage qui est de 3 à 6 s.

Bien entendu, la complexité technique de matériels, donc leur prix, est ici à son maximum.

L'angle de coupe utilisé avec ces trajectoires complexes est fixe, de valeur élevée (supérieure ou égale à 45°) et ne permet donc que la réalisation de coupes très fines et très pures. Pour que les images gardent un contraste suffisant, la coupe devra intéresser des structures de grande densité aux rayons X, en particulier des éléments osseux.

La scanographie « haute-résolution », permise par les appareils actuels, fournit des coupes de 1 ou 1,5 mm d'épaisseur et devient une concurrente directe et privilégiée de la tomographie conventionnelle à trajectoire complexe. Elle permet, par le maniement des échelles de densité, l'obtention d'image de contraste approprié pour tous les éléments anatomiques intéressés par la coupe et détrônera donc inévitablement la tomographie à balayage complexe dans l'exploration des structures osseuses fines.

Conclusion

De nombreux aspects de la tomographie n'ont pas été envisagés dans cette étude :

- les divers types de tomographes conventionnels,
- les méthodes proches de la tomographie comme l'autotomographie et surtout la radiographie panoramique « à fente »,
- les problèmes posés par la régulation automatisée de l'exposition en tomographie, facteur important de la qualité des résultats obtenus,
- certains aspects prometteurs ou voies de recherche engageantes comme l'amplitomographie, et surtout la tomoscopie télévisée, récemment exposée à l'« International Congress of Radiology » de Bruxelles (1981).

Il nous a paru préférable d'insister sur la formation de l'image en tomographie conventionnelle afin que chacun d'entre nous puisse faire un choix raisonné dans les matériels et dans sa pratique radiologique quotidienne.

Bibliographie

1. Littleton JT (1976) Tomography : Physical principles and clinical applications. Golden's diagnostic radiology. Williams and Wilkins, Baltimore, 842 p
2. Duhamel J, Vignaud J, Dutreix J, Bismuth V (1969) La tomographie. In : Traité de radiodiagnostic, tome 1. Masson, Paris, 537 p
3. Christensen EE, Curry T, Dowdy JE (1978) An introduction to the physics of diagnostic radiology, 2nd ed. Lea and Febiger, Philadelphia, 428 p
4. Schmidt R (1976) Tomographie — Principes et théorie. Cours polygraphié, Massiot-Philips, Paris

N.B. : Le « fantôme tomographique » de Littleton qui permet la vérification périodique des principales caractéristiques d'un tomographe :

- homogénéité de l'émission des rayons X sur la trajectoire,
- régularité géométrique de la trajectoire,
- niveau du plan de coupe,
- épaisseur de la couche de coupe,
- résolution spatiale,

est diffusé en France par les établissements PRANA « Recherche et Développement », F-91680 Bruyères le Châtel, Tél. 16 (1) 490 27 99