

COMPUTED TOMOGRAPHY Physical Principles, Clinical Applications, and Quality Control FOURTH EDITION

by Dr. Euclid Seeram · Language: FR

Summary by booksummaryai.com — <https://booksummaryai.com/country/fr/computed-tomography-physical-principles-clinical-applications-and-quality-control-fourth-edition-resume>

Summary

En 60 secondes

En 1971, un scanner à l'hôpital Atkinson Morley de Wimbledon confirme une tumeur au cerveau qu'aucune radiographie ne pouvait déceler, et la médecine change du jour au lendemain. Seeram vous conduit de ce prototype EMI encombrant — neuf jours de données, deux heures et demie pour reconstruire une seule image — aux machines qui effectuent une rotation complète en une seconde et capturent 320 coupes à la fois. En chemin, vous apprenez comment un ordinateur transforme des mesures d'ombres en unités Hounsfield, pourquoi la rétroprojection filtrée l'emporte sur le flou, et comment artefacts, dose et contrôle qualité maintiennent l'honnêteté des images. Le livre s'achève là où vit la radiologie : protocoles, biopsies, angiographies et la promesse ALARA faite aux patients.

Pourquoi le lire

Si vous touchez à un scanner TDM — étudiant, manipulateur ou radiographe préparant vos examens — c'est le livre de physique qui explique au lieu d'intimider. Seeram relie chaque bouton que vous tournez à un principe : les mAs au bruit, le pitch à la couverture, le noyau de convolution à la netteté. Même les patients curieux en ressortent en comprenant ce que signifient ces nombres « 0 ± 5 UH ». Il récompense quiconque veut défendre ses décisions d'imagerie avec assurance.

Les idées clés

Neuf jours pour une image : le pari qui a valu un prix Nobel

À l'Atkinson Morley's Hospital de Wimbledon, à Londres, en 1971, une patiente atteinte d'une suspicion de tumeur cérébrale est restée immobile pendant que le prototype de Hounsfield recueillait les données — un processus qui, lors des premiers essais sur banc, avait demandé environ neuf jours par image, l'ordinateur ayant besoin de 2,5 heures pour reconstruire une seule coupe. Le scanner a fonctionné : la lésion s'est clairement dessinée, et les résultats ont été présentés à la réunion de 1972 du British Institute of Radiology. Le scanner EMI d'origine ne faisait que la tête, couplé par un sac d'eau, sur une matrice de 80×80 , avec environ 5 minutes

par acquisition et 20 minutes de reconstruction, chaque voxel étant un bloc de 3 mm x 3 mm x 13 mm. Hounsfield et Allan Cormack ont ensuite partagé le prix Nobel de physiologie ou médecine 1979 pour la tomographie assistée par ordinateur.

La surprise vient de la lenteur de la première preuve de concept — neuf jours d'acquisition pour une seule image — et pourtant le principe tenait : des mesures de projection seules pouvaient reconstruire une image de l'intérieur. La première tomodensitométrie clinique a été réalisée en 1971 à l'Atkinson Morley's Hospital de Wimbledon, à Londres, sur une patiente chez qui on suspectait une tumeur cérébrale. Le sac d'eau, la matrice grossière, les attentes de 20 minutes ont tous disparu au fil des décennies, mais l'idée centrale — mesurer l'atténuation sous de nombreux angles, puis calculer — n'a jamais changé.

À essayer: La prochaine fois que vous examinez une ancienne TDM cérébrale, notez la taille de la matrice et l'épaisseur de coupe dans l'en-tête — puis comparez avec un protocole actuel pour voir de combien la taille des voxels s'est réduite depuis 3 x 3 x 13 mm.

L'eau vaut zéro : l'échelle qui nomme chaque ombre

Derrière chaque image TDM se cache une mesure du coefficient d'atténuation linéique μ , calculé voxel par voxel à partir des intensités transmises selon la loi de Beer-Lambert, $I = I_0 * e^{(-\mu * x)}$. Les valeurs d'atténuation du scanner EMI d'origine étaient calibrées de sorte que l'eau valait 0 et l'air -1000, standardisées plus tard sous le nom d'unités Hounsfield. Sur cette échelle, l'os dense atteint environ +1000 ou davantage, et chaque tissu trouve sa place entre l'air et l'os.

Ancrer l'échelle sur l'eau a rendu les sorties des scanners comparables entre machines et entre décennies, car l'eau est stable et universellement disponible. La formule $HU = 1000 * (\mu - \mu_{eau}) / \mu_{eau}$ signifie que le nombre que vous lisez est une comparaison relative, pas une densité absolue.

À essayer: Placez une région d'intérêt sur de l'eau (un kyste, la vessie, ou votre fantôme quotidien) et confirmez qu'elle lit 0 ± 5 HU avant de faire confiance à toute autre mesure.

Filtrer d'abord, puis étaler : vaincre l'artéfact en étoile

Les méthodes de reconstruction itérative (IR), dont la technique de reconstruction algébrique (ART), ont été utilisées dans les premiers scanners TDM puis abandonnées au profit de la rétroprojection filtrée (FBP) en raison des exigences de calcul. La rétroprojection seule peint chaque projection sur toute la matrice d'image et produit un artéfact de flou en étoile ; la solution consiste à convoluer chaque projection avec un noyau de filtrage — le filtre Ram-Lak en fait partie — avant de rétroprojeter. Le théorème de convolution explique pourquoi cela fonctionne : la convolution dans le domaine spatial équivaut à une multiplication dans le domaine fréquentiel, si bien qu'un noyau net ou lisse choisi dans l'espace fréquentiel façonne directement l'image.

L'élégance tient à ce que le filtrage s'opère sur les données brutes, une dimension à la fois, avant l'étape de rétroprojection, lourde en calcul — un calcul bon marché qui prévient une laideur coûteuse. Choisir un noyau est une décision clinique déguisée en décision physique : les noyaux nets préservent le détail mais amplifient le bruit, les noyaux lisses apaisent l'image mais adoucissent les contours. Les algorithmes IR sont désormais de plus en plus utilisés pour réduire le bruit et la dose.

À essayer: Reconstituez le même jeu de données avec un noyau net et un noyau lisse et comparez le bruit dans une région homogène — voyez le compromis de vos propres yeux.

Du translate-rotate à la rotation en une seconde : quatre générations

Les scanners de première et deuxième générations utilisent une géométrie rotate-translate, construisant une coupe étape par étape. La troisième génération a entièrement changé la géométrie — tube à rayons X et barrette de détecteurs verrouillés ensemble dans un faisceau en éventail, tournant autour du patient comme un seul bloc. Cette conception rotate-rotate a ramené une rotation complète à 360 degrés à environ une seconde pour une seule coupe, une chute spectaculaire par rapport à la lenteur du rotate-translate. La quatrième génération utilise une géométrie à détecteurs stationnaires et rotation du tube, avec les détecteurs disposés en anneau fixe tandis que seul le tube tourne.

Chaque génération a résolu le goulot d'étranglement de la précédente — d'abord la couverture des détecteurs, puis l'enroulement des câbles, puis la vitesse.

À essayer: La prochaine fois que vous verrez une fiche technique de gantry, cherchez le temps de rotation et multipliez par le nombre de coupes par rotation — sentez combien d'histoire des générations tient dans un seul chiffre.

Couper le câble : les bagues collectrices libèrent les données

La technologie des bagues collectrices a rendu possible l'acquisition continue (spirale) en supprimant le besoin de câbles entre la partie rotative et la partie fixe du portique, grâce à des balais frottant sur des bagues tournantes pour transmettre l'alimentation et les données. Le portique n'a plus à inverser son sens de rotation. Il peut tourner en continu, et dès lors, la table peut avancer de façon régulière à travers un faisceau qui ne cesse jamais de tourner. C'est cela, l'acquisition spirale, ou hélicoïdale.

On attribue souvent l'acquisition hélicoïdale aux détecteurs ou aux ordinateurs, mais le matériel déterminant était électrique : un problème de connexion mécanique résolu par des contacts glissants.

À essayer: Faites remonter le paramètre de pas d'un jeu de données hélicoïdal jusqu'à la rotation continue du portique et expliquez à un étudiant pourquoi la table ne s'arrête jamais au milieu de l'acquisition.

Le pas : jusqu'où la table ose avancer

En tomodensitométrie spirale, le pas est l'avance de la table par rotation divisée par l'épaisseur de coupe — ou, sur les appareils multidétecteurs, par la largeur totale de collimation. Un pas supérieur à 1 signifie que la table se déplace plus loin que la largeur du faisceau à chaque rotation.

Le pas est défini comme l'avance de la table par rotation divisée par l'épaisseur de coupe (ou la largeur de collimation du faisceau).

À essayer: Vérifiez le pas d'un protocole thoracique hélicoïdal, calculez l'avance de la table par rotation à partir de la collimation totale, et prédissez s'il existe des lacunes ou des recouvrements.

Plusieurs rangées, un seul battement de cœur : le bond de la TDM multidétecteurs

La tomodensitométrie multidétecteurs a mis en œuvre des matrices de rangées de détecteurs — 4, puis 16, puis 64, puis 320 coupes — acquérant plusieurs coupes par rotation, réduisant le temps d'acquisition, améliorant la résolution selon l'axe z, et augmentant considérablement la vitesse et la couverture volumique. Mais le cône de rayons X plus large a posé un nouveau problème : les rayons n'étaient plus confinés dans un plan parfait, provoquant des artefacts aux bords des rangées de détecteurs. Des algorithmes de reconstruction spécialisés pour faisceau en cône, comme la méthode de Feldkamp-Davis-Kress (FDK) — qui approxime le faisceau conique par une série de faisceaux en éventail — ont été nécessaires pour les corriger.

Plus on ajoute de rangées, plus la géométrie du faisceau conique s'écarte des hypothèses planes, et l'approximation de la FDK — traiter un cône comme des éventails empilés — y répond.

À essayer: Sur un appareil à large cône, imagez une mire uniforme et cherchez un ombrage près des bords selon l'axe z — la preuve d'effets de faisceau conique que l'algorithme ne domine qu'en partie.

Couper le corps de travers : reformations multiplanaires et 3D

La reformation multiplanaire est une technique de post-traitement qui utilise les données des coupes axiales pour générer des images dans des plans autres que le plan axial, comme des images coronales, sagittales ou obliques. Le rendu de surface tridimensionnel est également présenté comme technique de post-traitement.

La reformation multiplanaire et le rendu de surface 3D sont des techniques de post-traitement qui s'appuient sur les données existantes des coupes axiales.

À essayer: Prenez un jeu de données abdominal de routine et construisez une reformation coronale à travers les reins — remarquez combien il est plus facile d'expliquer l'anatomie à un patient de cette façon.

Paires de lignes et bas contraste : ce que signifie « bonne image »

La résolution spatiale est la capacité à distinguer des petits objets à contraste élevé placés près les uns des autres, mesurée avec des mires à paires de lignes ou par les fonctions d'étalement du

point et de transfert de modulation. La résolution en contraste est un autre savoir-faire : distinguer les différences d'atténuation entre des tissus de densités similaires, améliorée en augmentant l'épaisseur de coupe, en augmentant les mAs et en utilisant des pixels plus grands — et supérieure en tomodensitométrie par rapport à la radiographie conventionnelle. Le bruit, défini comme la variation aléatoire (écart-type) des nombres tomodensitométriques sur une région d'intérêt homogène, est inversement proportionnel à la racine carrée du nombre de photons détectés ; augmenter les mAs réduit le bruit mais accroît la dose au patient.

La résolution spatiale, la résolution en contraste et le bruit sont des mesures distinctes de la qualité d'image, chacune avec sa propre méthode de mesure et ses propres compromis.

À essayer: Mesurez l'écart-type dans une région homogène lors de votre prochain contrôle qualité, puis divisez les mAs par deux sur une mire et observez le bruit augmenter d'environ la racine carrée de deux.

Quand l'image ment : nommer les artefacts

Un artefact est toute discordance entre les nombres tomodensitométriques de l'image reconstruite et les véritables coefficients d'atténuation de l'objet, et le chapitre classe les artefacts par cause : ceux d'origine physique comme le durcissement du faisceau, le volume partiel et le bruit quantique ; ceux liés au patient comme le mouvement et le métal ; ceux liés à l'appareil comme les artefacts en anneau dus à un mauvais étalonnage des détecteurs.

Classer les artefacts par cause — physique, patient ou appareil — oriente vers la correction appropriée.

À essayer: Rouvrez votre dernière image présentant un artefact en anneau, consignez-le, et consultez l'historique d'étalonnage des détecteurs — reliez le motif visuel à sa cause liée à l'appareil.

Compter la dose : CTDI, PDL et le crayon de 100 mm

La dose de rayonnement en tomodensitométrie est suivie au moyen de descripteurs : l'indice de dose scanographique (CTDI), le produit dose-longueur (PDL) et la dose moyenne pour balayages multiples (MSAD). Le CTDI₁₀₀ est mesuré avec une chambre à ionisation de type crayon longue de 100 mm dans des fantômes normalisés — un fantôme en acrylique de 16 cm pour les examens de la tête, un fantôme de 32 cm pour les examens du corps — et le CTDI pondéré combine le centre et la périphérie selon la formule $(1/3) * \text{CTDI}_{100}(\text{centre}) + (2/3) * \text{CTDI}_{100}(\text{périphérie})$. Le PDL multiplie ensuite le CTDI_{vol} par la longueur de la coupe, en mGy·cm, ce qui reflète l'énergie totale de rayonnement délivrée pour une série de coupes.

La répartition 1/3 et 2/3 de la formule pondérée reflète le fait que les mesures périphériques pèsent plus lourd que les mesures centrales. Le CTDI décrit l'intensité d'une coupe unique ; le PDL ajoute la dimension de longueur.

À essayer: Repérez le PDL imprimé sur le rapport de dose de votre prochain examen et divisez-le par la longueur de la coupe pour retrouver le CTDI_{vol} — vérifiez ainsi l'arithmétique de la machine elle-même.

Les enfants d'abord : ALARA comme promesse, non comme slogan

La plus grande sensibilité des enfants aux rayonnements et leur plus longue espérance de vie, qui laisse le temps aux risques de se manifester, rendent l'optimisation de la dose en tomodensitométrie pédiatrique particulièrement importante. L'ouvrage fait du principe ALARA — As Low As Reasonably Achievable, aussi bas que raisonnablement possible — le pivot de l'optimisation de la dose : chaque paramètre est choisi pour répondre à la question clinique avec le moins de rayonnement possible tout en produisant une image diagnostique.

ALARA redéfinit la réduction de dose comme un principe : le but est l'image suffisante, non la plus belle.

À essayer: Examinez un protocole pédiatrique cette semaine et vérifiez si les mAs, les kVp et la longueur de la coupe sont réellement adaptés à la taille du patient plutôt que copiés des valeurs par défaut des adultes.

Synchroniser le bolus : l'angio-TDM et le regard de l'aiguille

L'angio-TDM exige une synchronisation précise de l'injection de contraste, souvent au moyen d'une technique de suivi de bolus avec une région d'intérêt placée dans l'aorte ascendante pour caler l'injection en vue d'une opacification artérielle optimale. Les protocoles hépatiques en TDM multiphase comprennent une acquisition sans contraste, une phase artérielle (délai d'environ 25-30 s) et une phase veineuse porte (délai d'environ 60-70 s) pour caractériser des lésions comme les hémangiomes ou le carcinome hépatocellulaire.

La TDM avec contraste dépend du chronométrage : les tissus se rehaussent à des rythmes différents, et la phase capturée détermine ce que la lésion révèle.

À essayer: Observez le déroulement d'un examen avec suivi de bolus et notez la position de la ROI dans l'aorte ascendante — puis vérifiez comment le seuil de déclenchement a façonné l'image de la phase artérielle.

Le fantôme qui vous garde honnête : contrôle qualité et test ACR

On scanne un fantôme d'eau uniforme et le nombre CT moyen doit être de 0 ± 5 UH, l'écart type (bruit) devant rester dans les limites acceptables ; tout écart signale un problème d'étalonnage. Les vérifications de l'alignement, de l'épaisseur de coupe et de la précision de l'incrément de table font aussi partie de la routine. Pour des tests complets, le fantôme d'accréditation en tomodensitométrie de l'American College of Radiology (ACR) comporte des modules pour l'exactitude des nombres CT, la résolution en faible contraste, la résolution en haut contraste, l'uniformité, l'épaisseur de coupe et la dose de rayonnement.

Le contrôle qualité vérifie que les chiffres du scanner restent dignes de confiance : le fantôme d'eau ancre l'échelle des UH, et le fantôme ACR regroupe les tests de qualité d'image en un seul objet.

À essayer: Effectuez ou relisez le contrôle quotidien du fantôme d'eau du jour et confirmez que la moyenne se situe bien dans 0 ± 5 UH avant le premier patient de la journée.

Là où la TDM prouve sa valeur : tête, thorax, os

La TDM de la tête sans contraste est utilisée pour les traumatismes aigus, l'accident vasculaire cérébral (hémorragie) et les céphalées, visualisant les fractures, les hémorragies et le déviation des lignes médianes. La TDM haute résolution (HRCT) du thorax est utilisée pour les maladies pulmonaires interstitielles, avec des coupes fines (1-2 mm) et un algorithme de reconstruction à haute fréquence spatiale pour visualiser les fins détails pulmonaires. La TDM est supérieure à la radiographie pour évaluer les fractures complexes, notamment dans des régions comme le bassin, l'acétabulum, le rachis et le poignet (par exemple les fractures du scaphoïde) ; c'est la modalité de choix pour évaluer les fractures complexes, telles que les fractures du plateau tibial, car elle fournit une information 3D détaillée, avec le système de classification de Schatzker utilisé pour répartir les fractures du plateau tibial en six types.

Chaque application plie la technologie à une vertu différente : la TDM de la tête privilégie la vitesse et la sensibilité aux hémorragies en urgence ; la HRCT sacrifie la couverture au profit de la fine texture pulmonaire ; la TDM musculosquelettique fournit la géométrie 3D nécessaire aux fractures complexes.

À essayer: Sortez un cas de HRCT thoracique et confirmez que l'épaisseur de coupe est de 1-2 mm avec un algorithme net — puis visualisez les mêmes données lissées pour voir quels fins détails disparaissent.

Les meilleures citations

- "tomographie assistée par ordinateur" - Godfrey Hounsfield et Allan Cormack, citation du prix Nobel (1979)
- " 0 ± 5 UH" - critère d'acceptation quotidien du fantôme d'eau
- "Aussi bas que raisonnablement possible" - principe ALARA
- " $I = I_0 * e^{(-\mu * x)}$ " - loi de Beer-Lambert

Limites

Le livre est un manuel, et il se lit comme tel : protocoles, formules et listes de contrôle qualité exigent un lecteur en quête de profondeur documentaire, non de récit. Les spécifications du matériel vieillissent vite — le nombre de détecteurs et les temps de rotation décrits ici appartiennent à l'époque de cette édition, et les développements actuels en comptage de photons ou en reconstruction par apprentissage profond dépassent son périmètre. Les chapitres

cliniques survolent les applications sans enseigner l'interprétation, si bien que la lecture des images exige d'autres ressources. Les lecteurs réfractaires à la physique pourront trouver les sections mathématiques denses sans un enseignant à leurs côtés.

En une phrase

La TDM est l'art de transformer des mesures d'ombres en chiffres dignes de confiance — et Seeram vous montre chaque molette, chaque formule et chaque vérification qui maintiennent ces chiffres honnêtes.

Pour qui

Les étudiants en radiographie, les manipulateurs TDM préparant une certification et les résidents en radiologie qui ont besoin d'une physique applicable en salle de console. Idéal aussi pour les enseignants en quête d'un cursus TDM clair et complet en un seul volume.