

3. Tomografia computerizată cu raze X

3.1. Introducere

- Tomografie computerizată cu raze X sau CT (Figura 3.1) este o modalitate de imagistică care produce imagini ale secțiunii transversale reprezentând proprietățile de atenuare X-ray a corpului.

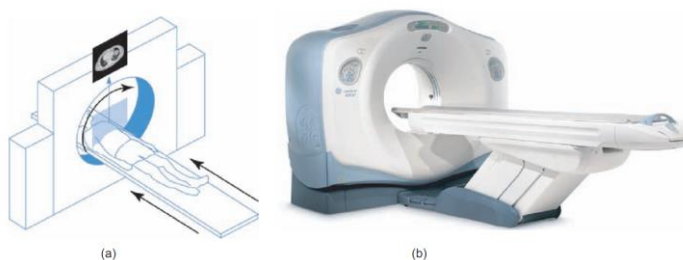


Fig. 3.1 (a) reprezentare schematică, și (b), fotografie de un scanner CT. (Amabilitatea GE Healthcare.)

- Cuvântul tomografie provine de la cuvintele grecești τομος (felie), și γραφειν (a scrie).
- Formarea imaginii secțiunii transversale se bazează pe următoarea procedură.
 - a. Razele X sunt produse de un tub X-ray, atenuate de către pacient și măsurate de către un detector de raze X.

- b. Utilizând fascicule subțiri de raze X, un set de linii este scanat care acoperă întregul domeniu de vedere (Figura 3.2 (a) prezintă o geometrie de raze paralele și figura 3.2 (b) prezintă o geometrie fascicul conic).

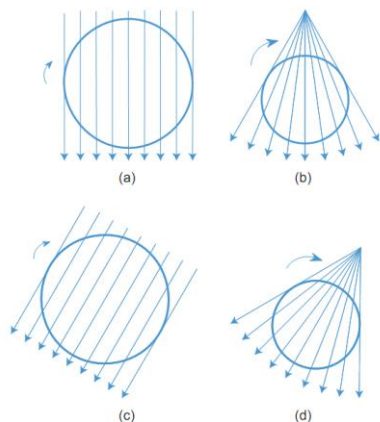


Fig. 3.2 Procedura de bază de scanare la CT.

Un set de linii sunt scanate care acoperă întregul domeniu de vedere: (a) geometrie fascicul paralel și (b) geometrie fan-fascicul. Acest proces se repetă pentru un număr mare de unghiuri (c și d).

- c. Acest proces se repetă pentru un număr mare de unghiuri (Figura 3.2 (c) și (d)), obținându-se măsurători de atenuare a liniei pentru toate unghiurile posibile și pentru toate distanțele posibile de la centru.
- d. Pe baza acestor măsurători, atenuarea reală a fiecărui punct de felie scanată poate să fie reconstruită.
- e. Deși modalitățile de formare a imaginii a Capitolelelor 4 și 5 (NMR, PET, și SPECT), de asemenea, reprezintă un fel de tomografie computerizată, termenul de CT (inițial CAT) este alocată pentru tomografie (axială) computerizată cu raze X. Fizica razelor X, producția lor, precum și interacțiunea cu țesutul au fost deja discutate în Capitolul 2.

3

• Istoria CT a început în 1895, când Wilhelm Konrad Röntgen a raportat descoperirea a ceea ce el a numit "un nou tip de raze." Röntgen a primit primul Premiul Nobel în Fizică în 1901.

• Reconstrucția unei funcții din proiecțiile sale a fost formulată prima dată de către Johann Radon în 1917. Înainte de a inventa tomografia computerizată, alte tipuri de tomografie au existat.

- a. tomografie liniară (Figura 3.3 (a)). Sursa de raze X și filmul se mișcă cu la viteză constantă în direcții opuse. În aceste condiții, o secțiune de pacient (planul P1-P2) este întotdeauna proiectată la aceeași poziție de pe film. În plus față mișcarea lineară tub și detector, căi curbate (circulare, eliptice, hypocycloidal, ...) au fost folosite.

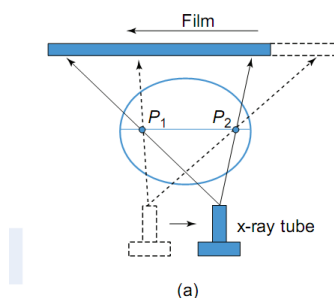


Fig. 3.1 Tomografie liniară. Sursa X-ray și filmul se mișcă cu viteză constantă în direcții opuse. (b) Tomografie Axială transversală. Filmul este poziționat orizontal, în partea din față a pacientului și ușor de mai jos de plan focal. Atât pacientul și filmul se rotesc la aceeași viteză fixă în jurul unei axe verticale în timp ce sursa de raze X rămâne staționară.

4

<http://vimeo.com/60007127>
<http://www.dentistry.unc.edu/depts/diag/cai/tomo/tomo.swf>

- b. tomografie transversală axială (Figura 3.3 (b)) Filmul este poziționat orizontal, în fața a pacientului și puțin mai jos de planul focal. Atât pacientul și filmul se rotesc la aceeași viteză fixă în jurul de o axă verticală în timp ce sursa de raze X rămâne staționară. În aceste condiții, planul focal în care pacientul rămâne în focalizare pe parcursul rotației, în timp ce toate celelalte planuri sunt mediate afară (averaged out).

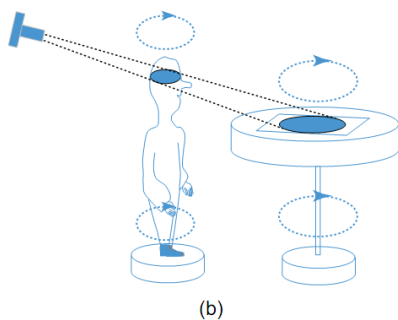


Fig. 3.1 (b) Tomografie Axială transversală. Filmul este poziționat orizontal, în partea din față a pacientului și ușor de mai jos de plan focal. Atât pacientul și filmul se rotesc la aceeași viteză fixă în jurul unei axe verticale în timp ce sursa de raze X rămâne staționară.

- **Primul** scanner CT (scanner IME) a fost realizat de către Godfrey N. Hounsfield în 1972. Lucrul lui a fost bazat pe metode matematice și experimentale, dezvoltate de A. M. Cormack un deceniu mai devreme.
- Hounsfield și Cormack au obținut Premiul Nobel în Medicină și Fiziologie în 1979.
- **Primul** scanner CT pentru întregul corp (scanner ACTA) a fost dezvoltat de Robert S. Ledley în 1974. De la introducerea CT elicoidale și multi-felie (respectiv în 1989 și 1998), CT a deschis calea spre imaginile 3D ale inimii și a făcut posibile studii dinamice (4D).
- În scanere CT moderne, imaginile constau din 512×512 pixeli, reprezentând *numărul CT*, care este exprimată în *unități Hounsfield* (HU). Numărul CT este definit ca

$$\text{CT number (in HU)} = \frac{\mu - \mu_{\text{H}_2\text{O}}}{\mu_{\text{H}_2\text{O}}} \cdot 1000 \quad (3.1)$$

- unde μ este coeficient de atenuare liniară.
- Cu această definiție, aerul și apa, au un număr CT, respectiv, 1000 HU și 0 HU.
- Osul se plasează pe scara pozitivă a numărului CT, dar nu are nici un număr unic de CT. Acesta variază în valoare de la cateva sute la peste 1000 de HU. Motivul este că μ de os (și toate celelalte țesuturi) depinde de compoziție și structură, de exemplu, corticală sau trabeculară, precum și energia razelor X absorbite. (figura 2.3).

7

- Unele aplicații clinice, reprezintă contrastul la hotarul aer-țesut sau țesut-os de ordinea 1000 HU, dar alte examene clinice pun accentul pe contraste mici ale țesuturilor moi de un număr mic de HU.
- O *percepție optimă* necesită o transformare adecvată de nivel gri. În practica clinică, acest lucru este efectuat un timp real prin transformarea fereastră/nivel. Fereastra și respectiv nivelul definesc lățimea și centrul intervalului afișat al nivelelor gri.
- Figura 3.4 prezintă un exemplu, o imagine CT de piept cu două setări diferite fereastră/nivel, primul pentru a vizualiza plămânii (a), iar al doilea pentru a sublinia țesuturile moi (b).

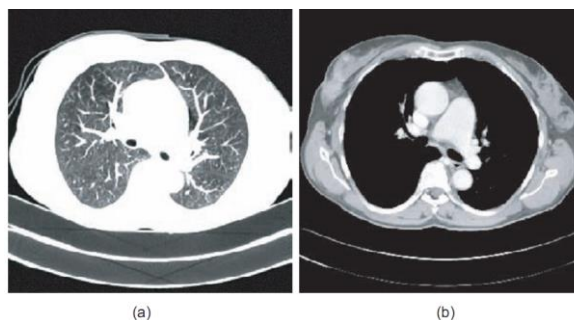


Fig. 3.4 Imagine CT de piept cu diferite setări de fereastră / nivel: (a) pentru plămâni (fereastră 1500 și nivelul 500), și (b) pentru țesuturile moi (fereastră 350 și nivelul 50).

8

3.2. Detectoare de raze X în CT

3.2.1. Detectoare de integrare a energiei

- Cele mai recente detectoare CT comerciale constau dintr-un cristal scintilator ($CdWO_4$, Y_2O_3 , CSi , Gd_2O_2S) în combinație cu o fotodiodă.
- Materialul scintilator transformă razele X în lumină vizibilă (scintilație), care lovește apoi fotodiodă, făcându-o să producă un curent electric. Piese scintilatoare individuale sunt asamblate într-o matrice reflectoare pentru a defini celulele detectoare.
- Scintilatoare sunt produse cu o calitate optică înaltă, astfel că câțiva milimetri în grosime necesită un nivel foarte ridicat de eficiență de absorbție (96%), de asemenea, un bun transfer al luminii la fotodiodă.

9

- Scintilatoare recente, de asemenea, oferă un timp de raspuns foarte rapid (de ordinea de microsecundelor). Datorită grosimii finite a septurilor în grila antiîmprăștiere, eficiența de absorbție a detector este limitată de către fracțiunea de umplere a suprafeței, de obicei, de ordinea 80%.
- Electronica de citire multicanal sau sistemul de achiziție de date (DAS) se conectează la fotodiodă. DAS integrează fotocurentul diodei și convertește semnalul de sarcina electrică în tensiune cu ajutorul unui amplificator transimpedanță.
- DAS efectuează, de asemenea, conversia analog-digitală cu rate tipice, de ordinea câțiva kHz.
- O limitare a acestor detectoare este sensibilitate la zgomot electronic introdus prin amplificator transimpedanță. Pentru detectoare care folosesc scintilator / fotodiode, zgomotul electronic domină zgomotului cuantic la niveluri scăzute de semnal, ceea ce duce la dungi zgomot în imagini.

10

3.2.2. Detectoare cu numărare de fotoni

- Recent, detectoare cu numărare de fotoni primesc o atenție sporită pentru CT. Acestea se bazează pe conversia directă (a se vedea radiografia directă).
- Un material de conversie directă, cum ar fi telurid de cadmiu (CdTe) sau cadmiu-zinc-tellur(CZT) convertește un foton X-ray într-o anumită sarcină electrică proporțională cu energia.
- Sarcina produsă în conversie directă este de aproximativ de zece ori mai mare ca cea produsă de combinația scintilator / fotodiodă și zgomotul electronic nu domină mai mult semnalul de la raze X individuale.
- Aceasta diferență permite circuitului electronic pentru a detecta aceste pachete de energie și de a determina numărul de fotoni. Faptul că aceste detectoare determină numărul de fotoni în loc de integrare a energiilor îmbunătățește SNR de la 10 la 20%.

11

- În primul rând, definirea cu atenție a pragului de detectare elimină impactul zgomotelor electronice.
- În al doilea rând, diferența dintre atenuarea a două țesuturi este mai mare, în general, pentru energii reduse de raze X. Prin urmare, SNR total poate fi mărit prin atribuirea o pondere mai mare a detectării fotonilor cu energie redusă a razelor X.
- Cu toate acestea, principalul motiv de a considera detectoarele numărătoare de fotoni este capacitatea lor de a măsura cantitatea de sarcină, și, prin urmare de energia razelor X corespunzătoare. Rezoluția în energie poate fi mult mai bună decât, de exemplu, la detectoarele scintilatoare dual layer, sau chiar ca la metodele cu dual kV pentru imagistica dual-energie. (vedea p. 21.).
- Provocările rămase pentru introducerea comercială a detectoarelor de conversie directă pentru aplicații CT includ stabilitatea, precum și limitele rata de numărare, și, prin urmare, încă în câțiva ani înainte detectoare pe bază de scintilator vor fi înlocuite în scanere CT comerciale.

12

3.3. Imagistica

3.3.1. Achiziția de date

3.3.1.1. Proiecție și transformata Radon

- Să considerăm geometria 2D fascicul-parallel în figura 3.5 (a) în care $\mu(x,y)$ reprezintă distribuția de coeficientului de atenuare liniară în planul xy.

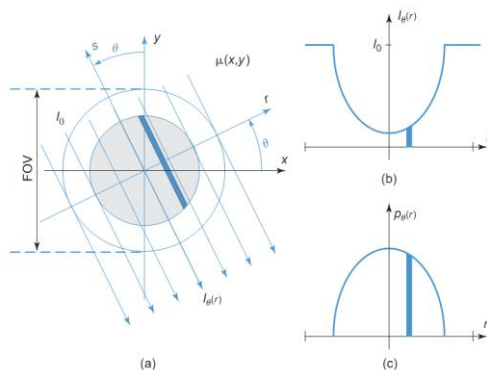


Fig. 3.5 (a), geometrie fascicul-parallel cu sisteme de coordonate. Razele X fac un unghi θ cu axa y și se află la distanța r de origine. (b) Un profil de intensitate $I_\theta(r)$ se măsoară pentru fiecare vizualizare (definită de un unghi θ). I_0 este intensitatea neamortizată. (c) profile de atenuare $p_\theta(r)$, obținute prin conversia log a profilului de intensitate $I_\theta(r)$, care sunt proiecțiile funcției $\mu(x,y)$ de-a lungul unghiului θ .

13

- Se presupune că pacientul se află de-a lungul axei z și că $\mu(x, y)$ este zero, în afara unui câmp circular de vedere cu diametrul de FOV.

- Razele X formează un unghi θ cu axa y. Intensitatea neamortizată a razelor X este I_0 . Un nou sistem de coordonate (r,s) este definit prin rotație (x,y) , cu unghiul θ . Aceasta oferă următoarele formule de transformare:

$$\begin{bmatrix} r \\ s \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \theta & \sin \theta \\ -\sin \theta & \cos \theta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix} \quad (3.2)$$

$$\begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \theta & -\sin \theta \\ \sin \theta & \cos \theta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} r \\ s \end{bmatrix}.$$

- Pentru un unghi fix θ , profilul de intensitate măsurată ca funcție de r este prezentat în Figura 3.5 (b) și este dată de

$$\begin{aligned} I_\theta(r) &= I_0 \cdot e^{-\int_{L_{r,\theta}} \mu(x,y) ds} \\ &= I_0 \cdot e^{-\int_{L_{r,\theta}} \mu(r \cdot \cos \theta - s \cdot \sin \theta, r \cdot \sin \theta + s \cdot \cos \theta) ds}, \end{aligned} \quad (3.3)$$

- unde $L_{r,\theta}$ este linia care face un unghi θ cu axa-y la o distanță r de origine. De fapt, spectrul tubului de raze X și de atenuarea depind de energie, obținând (a se vedea ecuația. (2.7))

$$I_\theta(r) = \int_0^\infty \sigma(E) \cdot e^{-\int_{L_{r,\theta}} \mu(E, r \cdot \cos \theta - s \cdot \sin \theta, r \cdot \sin \theta + s \cdot \cos \theta) ds} dE. \quad (3.4)$$

- Cu toate acestea, în practică, de obicei presupune că razele X sunt monocromatice, și ecuația (3.3) este folosită ca o aproximare*.
- Fiecare profil de intensitate este transformat într-un profil de atenuare:

$$I_{\theta}(r) = \int_0^{\infty} \sigma(E) \cdot e^{-\int_{L_{r,\theta}} \mu(E, r \cdot \cos \theta - s \cdot \sin \theta, r \cdot \sin \theta + s \cdot \cos \theta) ds} dE \quad \Rightarrow \quad p_{\theta}(r) = -\ln \frac{I_{\theta}(r)}{I_0} = \int_{L_{r,\theta}} \mu(r \cdot \cos \theta - s \cdot \sin \theta, r \cdot \sin \theta + s \cdot \cos \theta) ds, \quad (3.5)$$

unde $p_{\theta}(r)$ este *proiecția* funcției $\mu(x, y)$ la unghiul θ (Figura 3.5 (c)). Rețineți că $p_{\theta}(r)$ este zero pentru $|r| \geq \text{FOV} / 2$.

- $p_{\theta}(r)$ poate fi măsurat pentru θ variind de la 0 la 2π . Deoarece fasciculele paralele care provin de la site-uri plasate opus, teoretic, se produc măsurători identice, profile de atenuare achiziționate de la părți opuse conțin informații redundante. Prin urmare, în măsura în care geometria fluxului este paralelă, este suficient de a măsura $p_{\theta}(r)$ pentru θ variind de la 0 la π .

* CT Dual-energie este dezvoltă recent

15

Stivind toate aceste rezultate de proiecții $p_{\theta}(r)$, într-un set de date 2D $p(r, \theta)$, numit sinogramă (vezi Figura 3.6). Să presupunem o distribuție $\mu(x, y)$, care conține un singur punct, ca în Figura 3.7 (a) și (b).

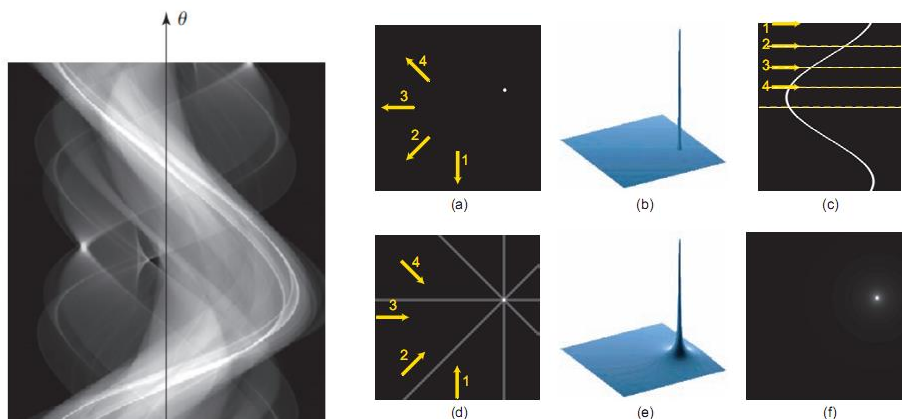


Fig. 3.6 O sinograma este un set 2D de date $p(r, \theta)$ obținut prin stivuirea 1D a proiecțiilor $p_{\theta}(R)$.

Fig. 3.7 (a), geometrie fascicul-paralel cu sisteme de coordonate. Razele X fac un unghi θ cu axa y și se află la distanța r de origine. (b) Un profil de intensitate $I_{\theta}(r)$ se măsoară pentru fiecare vizualizare (definită de un unghi θ). I_0 este intensitatea neamortizată. (c) profile de atenuare $p_{\theta}(r)$, obținute prin conversia log a profilului de intensitate $I_{\theta}(R)$, care sunt proiecțiile funcției $\mu(x, y)$ de-a lungul unghiului θ .

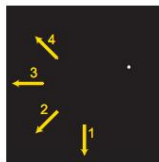
16

• Funcția de proiecție corespunzătoare $p(r, \theta)$ (Figura 3.7 (c)) are o formă sinusoidală, care explică originea numelui sinogramă.

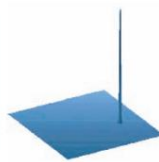
• În matematică, transformarea oricărei funcții $f(x, y)$, în sinograma sa $p(r, \theta)$, se numește transformare Radon:

$$p(r, \theta) = \mathcal{R}\{f(x, y)\}$$

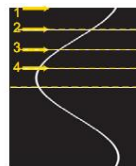
$$= \int_{-\infty}^{\infty} f(r \cdot \cos \theta - s \cdot \sin \theta, r \cdot \sin \theta + s \cdot \cos \theta) ds. \quad (3.6)$$



(a)



(b)



(c)

3.3.1.2. Prelevarea de probe

• Până acum, am presupus că datele sunt disponibile pentru toate unghiurile θ și distanțe r posibile. În practică, avem un număr limitat de proiecții M sau vederi și un număr N limitat de probe de detector N .

• Prin urmare, sinograma discretă $p(n\Delta r, m\Delta\theta)$, poate fi reprezentată ca o matrice cu M rânduri și N coloane; Δr este distanță de eșantionare a detectorului și $\Delta\theta$ este intervalul de rotație între vizualizări succesive.

• Luând în considerare faptul că $p(r, \theta)$, devine zero, pentru $|R| \geq \text{FOV} / 2$, și asumând o lățime de fascicul de Δs , pot fi calculate numărul minim de probe ale detectorului.

17

• https://www.youtube.com/watch?v=JrWfk6ih_nI

• Figura 3.8 prezintă o proiecție (a) și Transformarea Fourier (FT) (b).

• Presupunând apertura fascicolului că în formă de bloc (c), proiecția este *convoluționată* cu acest bloc, rezultând într-o proiecție netezită (e).

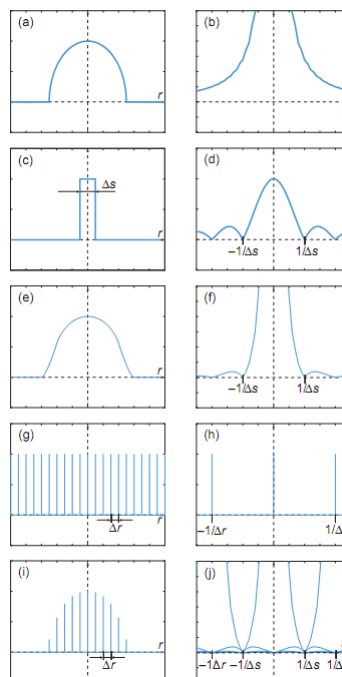
• Corespunzător, FT (b) se *înmulțește* cu o funcție sinc (d), rezultând într-o FT (f) cu conținut puternic redus frecvențe înalte.

• Natura discretă a măsurătorilor rezultă din limita numărului probelor detectorului este modelată prin *înmulțirea* datele *convoluționate* (e), cu un șir de impulsuri (g), obținându-se semnalul eșanționat (i).

• Aceasta corespunde *convoluției* FT (f), cu un șir de impulsuri de reciprocitate (h). Spectrul de frecvențe rezultat (j), se obține prin deplasarea și adăugarea spectrului de frecvențe (f). O anumită cantitate de aliere este inevitabilă.

• Pentru a limita alierea, contribuțiile (f) la (j) trebuie să fie separate pe cât este posibil, sau cel puțin suficient de departe pentru a permite primul zero de trecere să coincidă.

Fig. 3.8 Ilustrație de prelevare de probe : (a) proiecție, (c) fascicul de deschidere, (e) proiecție netezită, (g) tren de impulsuri, (i) eșanțion de semnal; (b, d, f, h, j), FTS corespunzătoare.



19

• Fie - lățimea fasciculului (a se vedea litera (c)), apoi, lățimea petalei principale în (d) și (f) este de $2/\Delta s$. Acest lucru înseamnă că distanța între impulsuri de la (h), care este de $1/\Delta r$, trebuie să fie cel puțin egală cu $2/\Delta s$

$$\frac{1}{\Delta r} \geq \frac{2}{\Delta s} \quad (3.7) \quad \text{sau} \quad \Delta r \leq \frac{\Delta s}{2}, \quad (3.8)$$

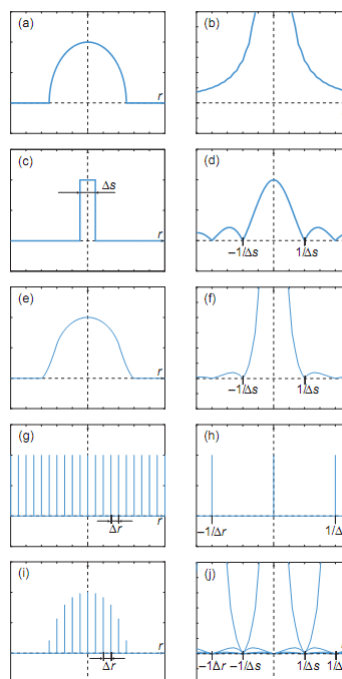
• deci, distanța de eșanționare Δr nu trebuie să depășească $\Delta s/2$, sau cel puțin două mostre pe lățimea fasciculului sunt necesare.

• Ecuația (3.8), de asemenea, rezultă din criteriul Nyquist. Pentru de exemplu, un câmp de vedere de 50 cm și o lățime de fascicul 1 mm necesită aproximativ 1000 de canale de detectoare.

• O determinare riguroasă a numărului minim de vederi este mai simplă [5]. De obicei numărul de vizualizări pe 360° este de ordinul numărului de canale-detector.

• De exemplu, scanere GE cu 888 de canale-detector achiziționează 984 de vizualizări pe rotație, scanere Siemens, cu celule de detectoare 768 utilizează 1056 vizualizări la fiecare 360° .

• Mijloacele de îmbunătățire a prelevării de probe includ ofsetul cu un sfert a detectorului și clătina spotului în plan focal sau deviere.



20

3.3.2. Reconstruirea imaginii 2D

3.3.2.1. Retroproiecția (backprojection)

• Având o sinogramă $p(r, \theta)$, întrebarea este cum să reconstruim o distribuție $\mu(x, y)$ (sau, generic, funcția $f(x, y)$). Intuitiv, s-ar putea gândi următoarea procedură. Pentru o anumită linie (r, θ) , de a atribui valoarea $p(r, \theta)$, la toate punctele (x, y) , de-a lungul acestei linii. Repetați acest lucru (adică, să se integreze) pentru θ variind de la 0 la π . Aceasta procedură se numește retroproiecția și este dată de

$$\begin{aligned} b(x, y) &= \mathcal{B}\{p(r, \theta)\} \\ &= \int_0^\pi p(x \cdot \cos \theta + y \cdot \sin \theta, \theta) d\theta. \end{aligned} \quad (3.9)$$

• Figura 3.7 (d-f) ilustrează retroproiecția pentru un punct.

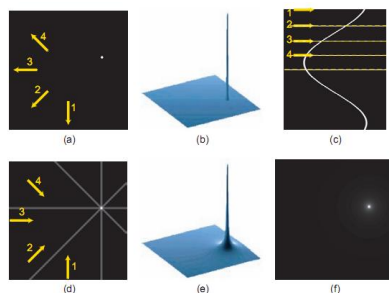
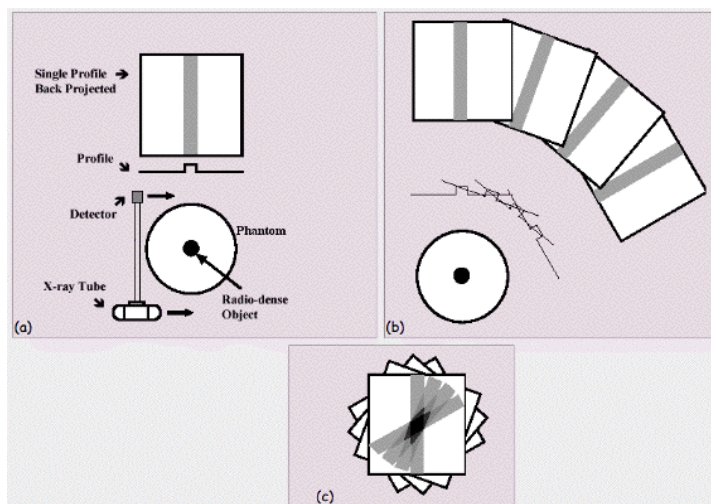


Fig. 3.7 (a), geometrie fascicul-paralel cu sisteme de coordonate. Razele X fac un unghi θ cu axa y și se află la distanța r de origine. (b) Un profil de intensitate $I_0(r)$ se măsoară pentru fiecare vizualizare (definită de un unghi θ). I_0 este intensitatea neamortizată. (c) profile de atenuare $p_0(r)$, obținute prin conversia $\log$ a profilului de intensitate $I_0(R)$, care sunt proiecțiile funcției $\mu(x, y)$ de-a lungul unghiului θ .

21



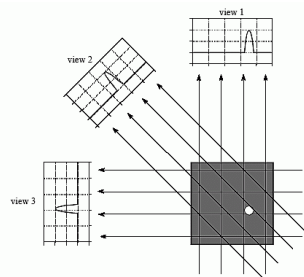


FIGURE 25-15
CT views. Computed tomography acquires a set of views and then reconstructs the corresponding image. Each sample in a view is equal to the sum of the image values along the ray that points to that sample. In this example, the image is a small pulbox surrounded by zeros. While only three views are shown here, a typical CT scan uses hundreds of views at slightly different angles.

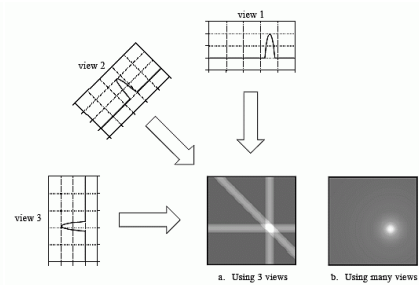


FIGURE 25-16
Backprojection. Backprojection reconstructs an image by taking each view and *smearing* it along the path it was originally acquired. The resulting image is a blurry version of the correct image.

[ctrecon.mov](#)
[phantmov.mpg](#)

• Retroproiecția doar a **câteva proiecții** se obține imaginea arătată în Figura 3.7 (d). Retroproiecția a toate proiecțiile este prezentată în Figura 3.7 (e) și (f).

• Imaginea este neclară în comparație cu originalul. Vârful îngust a punctului original are o formă con după reconstrucție. De la acest exemplu, este clar că o **simplică retroproiecție este nesatisfăcătoare**. Versiunea discretă a backprojection devine

$$b(x_i, y_j) = \mathcal{B}\{p(r_n, \theta_m)\} = \sum_{m=1}^M p(x_i \cos \theta_m + y_j \sin \theta_m, \theta_m) \Delta \theta. \quad (3.10)$$

• Notăm, totuși, că valorile $(x_i \cos \theta_m + y_j \sin \theta_m)$ în general, nu coincid cu pozițiile discrete r_n .

• **Interpolare este, prin urmare, necesară.** Figura 3.9 ilustrează acest lucru. Pentru fiecare vizualizare, o linie de proiecție, prin fiecare pixel este determinată. Intersecția acestei linii cu matricea detector este apoi calculată, și valoarea de proiecție corespunzătoare se calculează prin interpolarea între valorile sale vecine măsurate.

• Aceasta se numește **pixel-driven or voxel-driven backprojection** cu interpolare liniară. În 3D, principiul este același, dar interpolare devine biliniară.

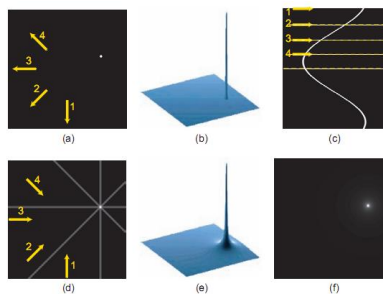


Fig. 3.7 Backprojection discretă cu interpolare. Pentru fiecare vedere, o linie de proiecție prin fiecare pixel este desenată. Intersecția acestei linii cu matricea detector este calculată și valoarea corespunzătoare de proiecție este calculată prin interpolare între valorile măsurate ale vecinilor ei.

3.3.2.2. Teorema de proiecție

Avem nevoie de un răspuns matematic în loc de intuitiv la întrebarea "ne arată sinograma $p(r, \theta)$ ceea ce este în funcția originală $f(x, y)$ "? Acest lucru înseamnă că e nevoie de o expresie matematică pentru transformarea Radon inversă

$$f(x, y) = \mathcal{R}^{-1}\{p(r, \theta)\}. \quad (3.11)$$

Teorema de proiecție, de asemenea, numită teorema fetei centrale, dă un răspuns la această întrebare. Fie $F(k_x, k_y)$ este 2D FT a $f(x, y)$

$$F(k_x, k_y) = \iint_{-\infty}^{\infty} f(x, y) e^{-2\pi i(k_x x + k_y y)} dx dy \quad (3.12)$$

și $P_\theta(k)$ este 1D FT de $p_\theta(r)$

$$P_\theta(k) = \int_{-\infty}^{\infty} p_\theta(r) e^{-2\pi i(k \cdot r)} dr. \quad (3.13)$$

Fie θ este variabilă. Apoi, $P_\theta(k)$ devine o funcție 2D $P(k, \theta)$.

Teorema de proiecție acum afirmă că $P(k, \theta) = F(k_x, k_y)$

$$P(k, \theta) = F(k_x, k_y) \quad (3.14) \quad \text{cu} \quad \begin{cases} k_x = k \cdot \cos \theta \\ k_y = k \cdot \sin \theta \\ k = \sqrt{k_x^2 + k_y^2} \end{cases} \quad (3.15)$$

deci, 1D FT cu privire la variabila r a transformării Radon a unei funcții 2D este 2D FT a acestei funcții.

Prin urmare, este posibil să se calculeze $f(x, y)$ pentru fiecare punct (x, y) , pe baza tuturor proiecțiilor sale $p_\theta(r)$, θ variind între 0 și π .

3.3.2.3. Reconstrucția Fourier directă

• Pe baza teoremei de proiecție, se poate folosi următorul algoritm pentru a calcula $f(x, y)$.

1. Calculați 1D FT F_1 a tuturor proiecțiilor $p_\theta(r)$: $\mathcal{F}_1\{p_\theta(r)\} = P_\theta(k)$. (3.23)

2. Puneți toate valorile 1D funcției $P_\theta(k)$ pe o grilă de polară pentru a obține 2D funcția $P(k, \theta)$ (Figura 3.10 (a)). Probele de date trebuie să fie interpolate la o rețea Carteziană (Figura 3.10 (b)), în scopul de a obține $F(k_x, k_y)$.

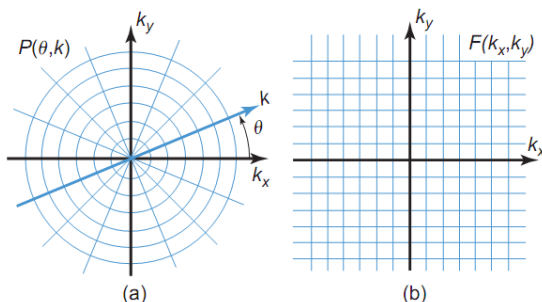


Fig. 3.7 (a) funcția $P(k, \theta)$ este eșantionată pe o grilă Polară. (b) Probele de funcția $F(k_x, k_y)$, pe o grilă carteziană sunt necesare pentru reconstrucția Fourier directă.

$$\begin{cases} k_x = k \cdot \cos \theta \\ k_y = k \cdot \sin \theta \\ k = \sqrt{k_x^2 + k_y^2} \end{cases}$$

3. Calculați IFT 2D F^{-1}_2 din $F(k_x, k_y)$: $\mathcal{F}_2^{-1}\{F(k_x, k_y)\} = f(x, y)$. (3.24)

• Interpolare în pasul 2 poate provoca artefacte, făcând reconstrucția Fourier directă mai puțin populară decât reconstrucția de backprojection filtrată, care este discutată mai jos.

3.3.2.4. Backprojection filtrată (FBP)

Pentru a evita interpolare, versiunea polară a 2D FT inversă poate fi utilizată:

$$f(x, y) = \int_0^\pi \int_{-\infty}^{\infty} P(k, \theta) |k| e^{i2\pi kr} dk d\theta, \quad (3.25)$$

cu $r = x \cos \theta + y \sin \theta$. Definind $P^*(k, \theta) = P(k, \theta) \cdot |k|$ (3.26)

și $p^*(r, \theta) = \int_{-\infty}^{+\infty} P^*(k, \theta) e^{i2\pi kr} dk$, (3.27)

Ecuția. (3.25) devine

$$f(x, y) = \int_0^\pi p^*(r, \theta) d\theta. \quad (3.28)$$

Prin urmare, funcția $f(x, y)$ poate fi reconstruită prin retroproiecția $p^*(r, \theta)$, care este FT 1D inversă din $P^*(k, \theta)$ cu privire la k . Funcția $P^*(k, \theta)$ este obținută prin înmulțirea $P(k, \theta)$, cu filtrul rampa $|k|$. Aceasta explică numele *retroproiecția filtrată*. Deoarece o multiplicare în domeniul Fourier poate fi scrisă ca o convoluție în domeniul spațial, $p^*(r, \theta)$, poate fi de asemenea, să fie scris ca

$$p^*(r, \theta) = \int_{-\infty}^{+\infty} p(r', \theta) q(r - r') dr' \quad (3.29) \quad \text{cu} \quad \begin{aligned} q(r) &= \mathcal{F}^{-1}\{|k|\} \\ &= \int_{-\infty}^{+\infty} |k| e^{i2\pi kr} dk. \end{aligned} \quad (3.30)$$

Funcția $q(r)$ se numește nucleu de convoluție. Acest lucru dă schema de reconstrucție:

1. Se filtrează sinograma $p(r, \theta)$:

$$\forall \theta \quad p_{\theta}^*(r) = p_{\theta}(r) * q(r), \text{ or}$$

$$P_{\theta}^*(k) = P_{\theta}(k) \cdot |k|. \quad (3.31)$$

2. Se efectuează retroproiecția de la sinograma filtrată $p^*(r, \theta)$:

$$f(x, y) = \int_0^{\pi} p^*(x \cos \theta + y \sin \theta, \theta) d\theta. \quad (3.32)$$

• Datorită naturii sale divergente, filtrul continuu $|k|$ nu este util în practică.

• Cu toate acestea, de la Figura 3.8 (j), rezultă că pentru date discrete de proiecție, conținutul Fourier util este limitat la frecvențe mai mici decât $k_{\max} = 1/\Delta s = 1/2 \Delta r$. Prin urmare, filtrul de rampă $|k|$ poate fi limitat la aceste frecvențe și se taie la $k_{\max}$ (Figura 3.11 (a)). Acest filtru, numit filtrul Ram-Lak după inventatorii lui Ramachandran și Lakshminarayanan, poate fi scris ca diferența de un bloc și un triunghi (Figura 3.11 (b) și (c)).

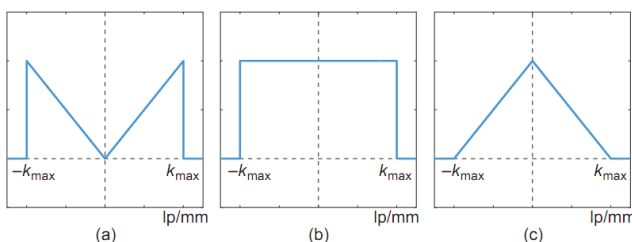
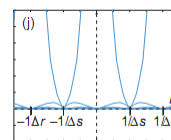


Fig. 3.11 (a) Pentru o implementare discretă, filtrul de rampă $|k|$ este tăiat la frecvența $k_{\max}$. Filtrul rezultat este diferența de o funcție de impuls dreptunghiular (b) și o funcție triunghiulară (c).

29

FT inversă a lor:

$$q(r) = \frac{k_{\max} \sin(2\pi k_{\max} r)}{\pi r} - \frac{1 - \cos(2\pi k_{\max} r)}{2\pi^2 r^2}. \quad (3.33)$$

De obicei, frecvențele ușor de mai jos de $k_{\max}$ sunt nesigure din cauza alierii și zgomotului.

Aplicarea unei fereastre de netezire (Hanning, Hamming, Shepp-Logan, Butterworth) suprimă cele mai mari frecvențe spațiale și reduce aceste artefacte. De exemplu, fereastra

$$H(k) = \begin{cases} \alpha + (1 - \alpha) \cos\left(\frac{\pi k}{k_{\max}}\right) & \text{for } |k| < k_{\max} \\ 0 & \text{for } |k| \geq k_{\max} \end{cases} \quad (3.34)$$

cu $\alpha = 0,54$ este fereastra Hamming, și cu $\alpha = 0,5$ fereastra Hanning (Figura 3.12 (a)). Figura 3.12 (b) arată produsele de un filtru de rampă și o fereastra Hamming-Hanning.

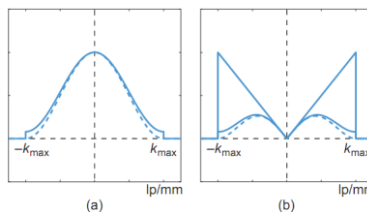
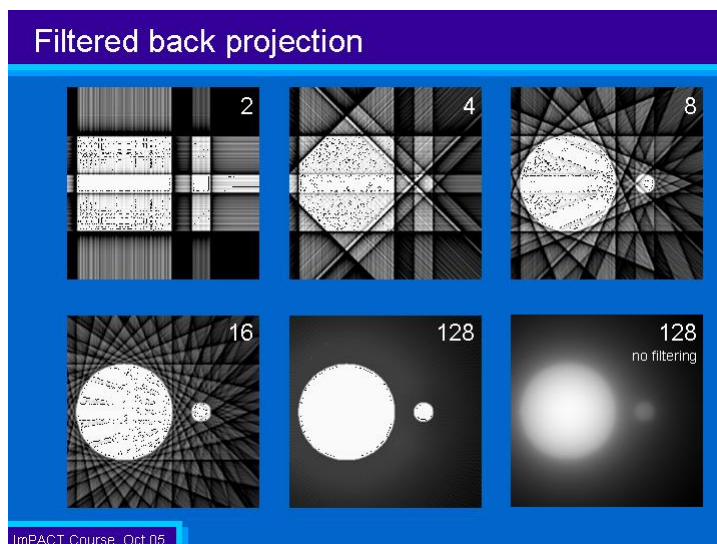


Fig. 3.12 (a) fereastra Hamming cu $\alpha = 0,54$ și fereastra Hanning (linia punctată) cu $\alpha = 0,5$. (b) filtrul de rampă și a produsul său cu o fereastra Hamming și o fereastra Hanning (linia punctată). (c).

30

CT
[wolfram\ComputedTomographySimulationUsingTheRadonTransform \(1\).cdf](#)
<http://bigwww.epfl.ch/demo/jtomography/demo.html>



3.3.2.5. Fascicul conic (fan-beam) FBP

- Algoritmii anteriori de reconstrucție, sunt bazați pe ipoteza în care datele au fost dobândite în o geometrie fascicule-paralel.
- În a treia și a patra generație de scanere CT, datele obținute nu sunt ordonate sub seturi paralele, dar în fascicul conic (Figura 3.2). Figura 3.13 (a) prezintă coordonatele (r, θ) , utilizate în geometrii fascicule-paralel, împreună cu coordonatele (γ, β) folosite în geometria fascicul conic cu detectoare plasate de-a lungul unui arc de cerc, β este unghiul dintre sursa și axa y , iar γ este unghiul dintre raza prin (x, y) și linia de centru a conului asociat.

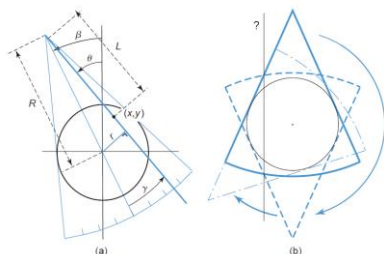
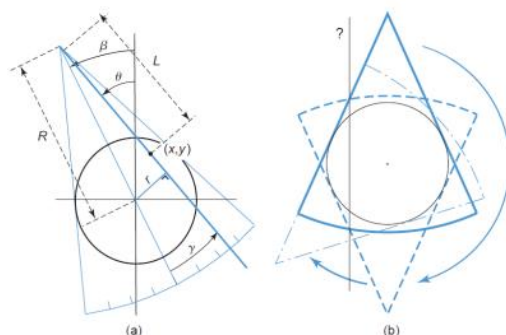


Fig. 3.13 a) Geometrie con-fascicul cu detectoare amplasate pe un arc de cerc: beta β este unghiul dintre linia de centru a conului și axa y , γ este unghiul între linia de centru și raza prin punctul (x, y) . L este distanța de la sursa de la (x, y) . (b) cu geometrie con-fascicul o măsurare de la $\beta = 0$ la $(\pi + \text{fan-unghi})$ este necesară pentru a dobândi toate proiecțiile de linii.



- După cum se poate observa în Figura 3.13 (b), măsurătorile pentru β variind de la 0 la π nu includ toate măsurările de linie posibile în cazul geometriei de un con-fascicul.
- De exemplu, în cazul în care tubul de raze X pornește de mai sus de pacient ($\beta = 0$) și se rotește în sensul acelor de ceasornic peste 180° , linia verticală cu semn de întrebare în Figura 3.13 (b) nu este măsurată total.
- De fapt, o gamă de la **0 la $(\pi + \text{fan-unghi})$** , este necesară în scopul de a include toate măsurătorile de linie. Pentru simplitate, vom presupune faptul că datele pentru β cuprinse între 0 la 2π sunt disponibile (achiziție 360°).

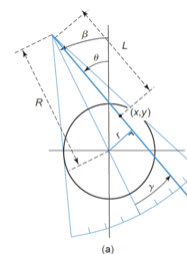
33

Două abordări posibile de reconstrucție există.

- Redepasarea (rebinning) implică reordonarea datelor în date paralele și necesită interpolare.
- O ecuație adaptată pentru backprojection filtrată poate fi folosită.

Înlocuind ecuația (3.29) în ecuația (3.28) și limitând r' în integralul $[-\text{FOV}/2, \text{FOV}/2]$, obținem

$$p^*(r, \theta) = \int_{-\infty}^{+\infty} p(r', \theta) q(r - r') dr' \quad \Rightarrow \quad f(x, y) = \frac{1}{2} \int_0^{2\pi} \int_{-\text{FOV}/2}^{+\text{FOV}/2} p(r', \theta) \cdot q(x \cos \theta + y \sin \theta - r') dr' d\theta. \quad (3.35)$$



Factorul de 1/2 compensează modificările limitelor de integrare de la 0 la 2π . Utilizarea coordonatelor (γ, β) , pentru geometria fan-beam (Figura 3.13 (a)), următoarele transformări de coordonate pot fi derivate:

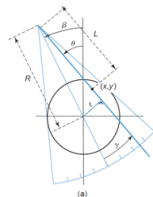
$$\theta = \gamma + \beta \quad (3.36)$$

$$r = R \sin \gamma,$$

unde R este distanța de la partea de sus a conului, și mai precis poziția de sursă, la centrul de FOV. Introducerea acestor noi coordonate în ecuația (3.35) rezultă

$$f(x, y) = \frac{1}{2} \int_0^{2\pi} \int_{-\frac{\text{fan-angle}}{2}}^{+\frac{\text{fan-angle}}{2}} p(\gamma', \beta) \cdot q(x \cos(\gamma' + \beta) + y \sin(\gamma' + \beta) - R \sin \gamma') \cdot R \cos \gamma' d\gamma' d\beta. \quad (3.37)$$

34



După câteva calcule [6], următoarea formulă de reconstrucție fan-fascicul poate fi derivată:

$$f(x, y) = \frac{1}{2} \int_0^{2\pi} \int_{-\frac{\text{fan-angle}}{2}}^{+\frac{\text{fan-angle}}{2}} p(\gamma', \beta) \cdot q(x \cos(\gamma' + \beta) + y \sin(\gamma' + \beta) - R \sin \gamma') \cdot R \cos \gamma' d\gamma' d\beta. \quad (3.37)$$

$$f(x, y) = \int_0^{2\pi} \frac{1}{L^2} \int_{-\frac{\text{fan-angle}}{2}}^{+\frac{\text{fan-angle}}{2}} [R \cos \gamma' \cdot p(\gamma', \beta)] \cdot \frac{1}{2} \left(\frac{\gamma - \gamma'}{\sin(\gamma - \gamma')} \right)^2 q(\gamma - \gamma') d\gamma' d\beta, \quad (3.38)$$

unde L este distanța de la punctul de imagine (x,y) la partea de sus a conului.

Rețineți că această expresie este o FBP modificată ponderată cu $1/L^2$. Integralul interior este o convoluție de $p(\gamma, \beta)$ ponderată cu $R \cos \gamma$ cu un nucleu de filtru modificat $1/2 (\gamma/\sin \gamma)^2 q(\gamma)$.

$$f(x, y) = \int_0^{2\pi} \frac{1}{L^2} \int_{-\frac{\text{fan-angle}}{2}}^{+\frac{\text{fan-angle}}{2}} [R \cos \gamma' \cdot p(\gamma', \beta)] \cdot \frac{1}{2} \left(\frac{\gamma - \gamma'}{\sin(\gamma - \gamma')} \right)^2 q(\gamma - \gamma') d\gamma' d\beta,$$

35

- O ecuație similară poate fi derivată pentru cazul în care detectoarele se află pe o linie dreaptă perpendiculară la linia de centru a fan.
- În această configurație coordonatele (t, β) sunt utilizate (figura 3.14), t este distanța de la origine la raze prin (x, y) , măsurată paralel cu matricea detector. Poate fi indicat [6], că FBP ponderată poate fi scris ca

$$f(x, y) = \int_0^{2\pi} \frac{1}{(U/R)^2} \int_{-\infty}^{+\infty} \left[\frac{R}{\sqrt{R^2 + t'^2}} \cdot p(t', \beta) \right] \cdot \frac{1}{2} q(t - t') dt' d\beta, \quad (3.39)$$

unde U este proiecția distanței sursă-la-punct de pe raza centrală a conului.

- În aplicații dinamice, (CT cardiace, discutate mai jos), este important să se păstreze segmentul de scanare cât mai scurt posibil, pentru a minimiza petele de mișcare. Întrucât (3.38) și (3.39), se bazează pe valori de date 360° , o formulă diferită de reconstrucție este de dorit pentru imagistica cardiacă

- O metodă răspândită pe scară largă, este așa-numita ponderare Parker, care utilizează 180° plus valoare fan-unghi a datelor și aplică un termen de ponderare pentru downweight liniile de proiecție care sunt măsurate de două ori [7].

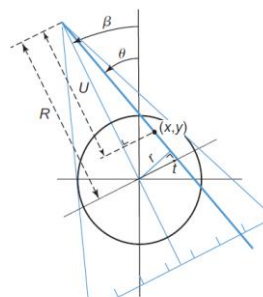


Fig. 3.14 Geometrie fan-fascicul cu detectoare colineare: β beta este unghiul dintre linia de centru a ventilatorului și axa y. t este distanța de la origine la raze prin punctul (x, y) , măsurată în paralel cu direcția matricei-detector. U este proiecția distanței sursă-la-punct de pe raza centrală a fan.

36

3.3.3. Imagistica în trei dimensiuni

3.3.3.1. CT felie unică (Single-slice)

- Cel mai simplu mod de a obține imaginea unui volum întreg este de a scana un număr de felii consecutive prin rotații circulare de tub-detector alternat cu mici schimbări de masa.
- Acest lucru este, de asemenea, cunoscut sub numele de scanare axială. Pentru achiziționarea unui set de date 3D complet și a nu pierde nici o rezoluție la această eșantionare axială, criteriul Nyquist ar trebui să fie îndeplinit (vezi Figura 3.8).
- Distanța maximă între felii consecutive depinde de grosimea efectivă a feliei, care este de obicei reprezentată de către întreaga lățime la jumătate de maximum (full width at half maximum - FWHM) din profilul de sensibilitate a profilului (slice sensitivity profile -SSP) la centrul câmpului de vizualizare (field of view FOV).
- Dacă vom asuma o SSP dreptunghiulară cu lățimea Δz , datele trebuie să fie convoluționate cu o funcție bloc cu lățimea Δz . Distanța maximă între două felii este atunci de $\Delta z/2$, care este, cel puțin două felii pe grosime de flux trebuie să fie achiziționate, în scopul de a reduce alierea la prelevarea de probe axiale (vezi ecuația. (3.8)).

CT Elicoidală

O tehnica, care este utilizată pe scară largă în zilele noastre este CT elicoidală. Tubul de raze X se rotește în jurul pacientului continuu, la fel ca și în 2D CT.

- În același timp, pacientul este lent tradus prin portal. Prin urmare, tubul descrie o orbita elicoidală (ca un șurub) față de pacient. Aceasta explică originea termenului CT elicoidală. În timp ce termenul de elicoidal CT este matematic mai exact, CT spirala este, de asemenea, în uz comun, ca sinonim.

37

- **Table feed** (table feed - TF) este distanța axială pe care o parcurge masă în timpul unei rotații complete de tub 360° .
- **Raportul de pitch** (pas) - sau pur și simplu pas - este raportul între Table feed și grosime de felie.
- **Figura 3.15 compară CT circulară și spirală**; β este poziția unghiulară a tubului de raze X și z poziția sa axială față de pacient. În CT circulară (Figura 3.15 (a)) datele sunt achiziționate pentru poziții axiale discrete {pozițiile $z_1, z_2, \dots$ } și pentru pozițiile de tub unghiulare β variind de la 0 la 2π . În CT elicoidale (Figura 3.15 (b) și (c)) datele sunt obținute în timp ce β și z cresc simultan.

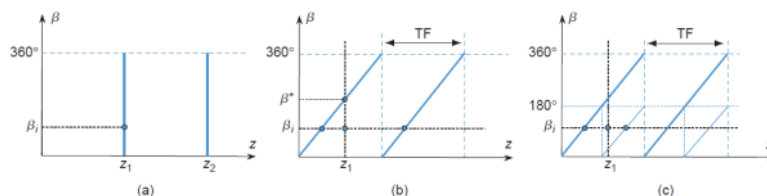
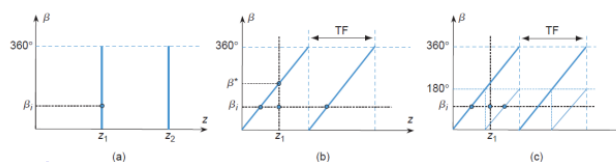


Fig. 3.12 (a) În CT circulară, datele sunt achiziționate de la pozițiile discrete axiale $\{z_1, z_2, \dots\}$ și pentru poziții de tub unghiulare β variind de la 0 la 2π . (b și c) În CT elicoidale, datele sunt achiziționate în timp ce β și z cresc simultan. La litera (b) interpolare liniară de 360° este utilizată și în (c) interpolare liniară de 180° este folosită pentru a obține un set de date complet la un anumit z_1 poziție axială..

- Să presupunem că vrem să reconstituim o felie de la o poziția axială particulară z_1 . Datele pentru β variind de la 0 la π (Plus fan-unghi), sunt necesare la această poziție, în timp ce doar o vedere la unghiul β^* este disponibilă.
- Această problemă este rezolvată prin interpolare de la măsurători de la poziții axiale adiacente. Puncte în Figura 3.15 (b) ilustrează acest lucru pentru 360° interpolare liniară.

38



- Acum să luăm în considerare doar vederea de la unghi β_i . Distanța de prelevare de probe axiale pentru astfel de vederi este TF.
- Ca și în CT circulară, datele reale sunt convoluționate cu SSP axială. Presupunând o SSP dreptunghiulară de lățimea Δz și urmărind același raționament ca și pentru CT circulară, ajungem la concluzia că distanța maximă de eșantionare este de $\Delta z / 2$. Prin urmare, pentru o grosime de felie Δz , table feed maxim este $TF = \Delta z / 2$ (pitch = 0,5).
- Luând în considerare faptul că raze concomitente, dar opuse produc măsurări identice (Figura 3.15 (c)), densitatea de prelevare axială poate fi dublată prin utilizarea interpolare 180°.
- Distanța de eșantionare, apoi devine $TF / 2$, și table feed maxim $TF = z$ (pitch = 1,0). Creșterea pitch la o valoare de mai sus reduce timpul de scanare, cu toate acestea, la costul de calitate a imaginii.*
- Rețineți că, cu o geometrie fan beam, razele opuse nu sunt separate exact de $TF / 2$, iar distanța axială de la o rază particulară la o rază opusă depinde de poziția ei în cadrul conului.

* Teoretic, doza pacientului se reduce pe măsură ce crește pitch-ul, dar, în practică, doza este de multe ori menținută constantă prin creșterea mAs și pentru a menține CNR.

39

3.3.3.2. CT multi-felii

- În scanere CT moderne, matricea de detectori constă din mai multe rânduri de detectoare, în scopul de a evalua mai multe felii pe rotație a tubului de raze X (figura (3.16)).
- Numărul de felii, de asemenea, poate fi sporit prin combinarea mai multor rânduri de detectoare cu clătinarea unui spot focal longitudinal, oferind felii intercalate.
- În acest fel, de exemplu, un scanner CT cu 32-rânduri este realizat ca un scanner cu 64-felii.

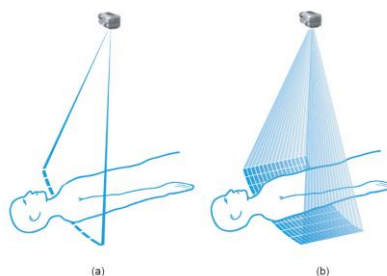


Fig. 3.16 (a) CT Single-slice față de (b) CT multi-slice: un scanner multi-slice o felie multi-CT poate dobândi mai multe felii simultan prin utilizarea a mai multe rețele de detectoare adiacente. (Retipărit cu permisiunea de RSNA).

40

- Pasul (pitch) poate fi definit aici ca raportul dintre table feed către grosimea totală a fasciculului de raze X, adică, grosime de stiva completă de felii.

- Utilizarea aceleiași valori de pas ca și în CT de o singură felie, rezultă în reducerea timpului de scanare cu numărul de rânduri detectoare, rezultând în reducerea artefactelor de mișcare. †

- Folosind, de exemplu, un sistem de 64 de rânduri, cu detectoare de 0,5 mm (menționate la isocenter), un pitch de 1,0 și o rotație 0.33 sec, este posibil să se obțină o CT a plamanilor (De exemplu, 40 cm), în aproximativ 4 secunde.

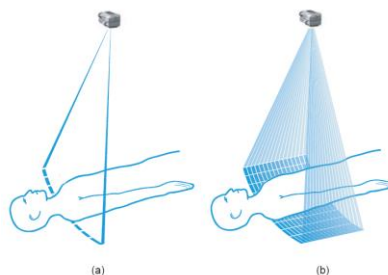
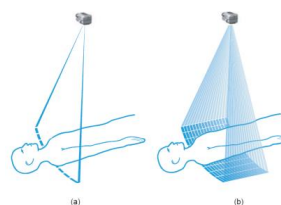


Fig. 3.16 (a) CT Single-slice față de (b) CT multi-slice; un scanner multi-slice o felie multi-CT poate dobândi mai multe felii simultan prin utilizarea a mai multe rețele de detectoare adiacente. (Retipărit cu permisiunea de RSNA).

41



- În cazul în care distanța dintre tubul de raze X și matricea detectoare este mare, sau lățimea axială a detectoarelor este limitată, sau ambele, toate liniile de proiecție pot fi se presupune a fi paralele cu planul central.

- În acest caz, problema se reduce la reconstrucția unei serii de imagini 2D. Acesta este cazul, de exemplu, dacă există doar patru rânduri adiacente detectori.

- Pentru scanere 16-felii, cu toate acestea, această ipoteză nu acționează mai mult. O soluție aproximativă constă în o înclinare de fiecare plan de imagine pentru a reduce Z-distanța medie de la sursa X-ray până a pozițiile implicate în reconstrucția acelui plan. După reconstrucția 2D a planului de imagine înclinat, felii axiale sunt realizate prin interpolare. Aceasta tehnica se numeste reconstrucție plan înclinat.

42

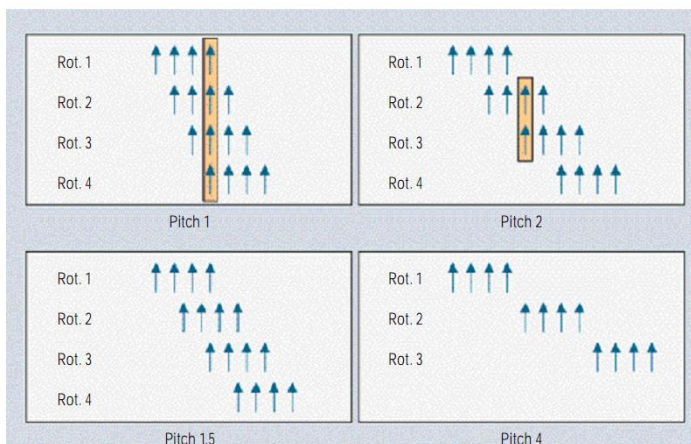
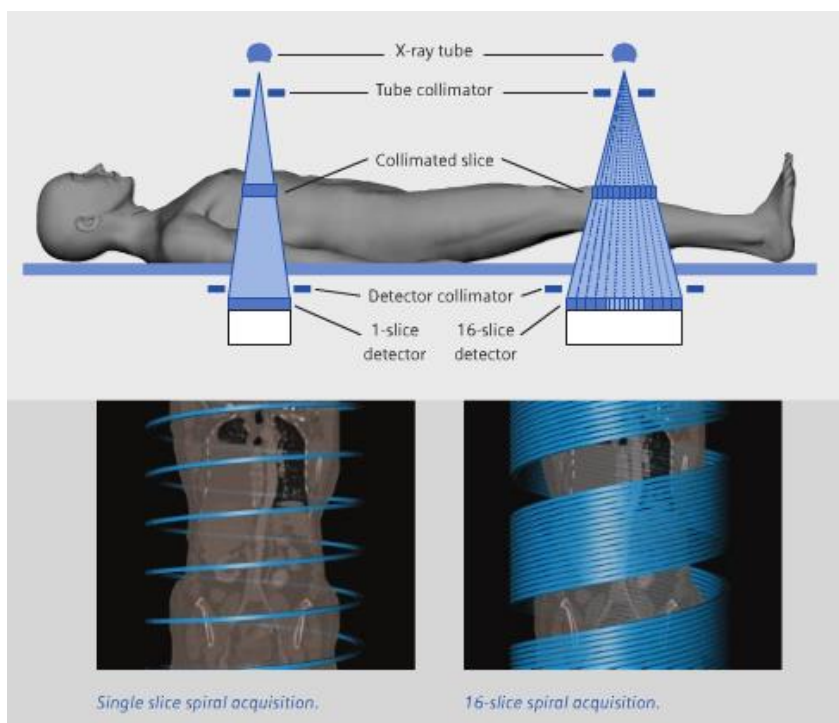


Figure 1
Sampling Patterns of a 4-slice spiral scan at different pitch values. At pitch 1 and 2, each z-position is sampled 4 and 2 times respectively.

The spacing between samples decreases from d to $d/2$ when going from pitch 1 to pitch 1.5, then increases again to d when increasing the pitch to 2.

At a pitch of 4, each sample is acquired once and the sampling distance is d (d denotes the slice collimation).



3.3.3.3. CT Volumetrică

- Un număr crescut de rânduri detector este bun pentru a reduce timpul de scanare și imagistica cardiacă în special. *Un volum întreg poate fi dobândit chiar în o singură orbită de tub de raze X.*
- Cu toate acestea, aceasta de asemenea vine cu o creștere a unghiului de con. Din păcate, cu excepția planului central, datele in-plane necesare pentru reconstrucție 2D nu sunt măsurate și 3D reconstrucția este necesară.
- În trei dimensiuni, teorema de proiecție prevede că transformata Fourier 3D de o funcție în direcția k este egală cu transformata Fourier 1D de-a lungul aceași direcții a integralelor planului perpendicular la această direcție.

45

•Din aceasta transformarea Radon inversă 3D poate fi derivată. *Teorema de proiecție oferă o soluție matematică pentru reconstrucția 3D adevărată*, în cazurile în care traiectoriile sursei sunt suficiente pentru a furniza toate integralele de plan Radon și unde nu există nici o trunchiere pe detector.

• Cu toate acestea, *trunchierea axială nu poate fi evitată în CT clinică în care pacienții sunt mult mai mari decât dimensiunea longitudinală a detectorului*. În plus, numărul de configurații de scanare este limitat pentru motive practice. De obicei folosit în rutina clinică sunt scanare circulare și elicoidale.

46

Reconstrucția con-beam Circulara

- Pentru traiectorii circulare sursă și detectorul efectuează o orbită circulară în jurul pacientului (Figura 3.17).
- Pentru această configurație reconstrucția *stabilă exactă este teoretic imposibilă*, cu excepția pentru voxeli pe planul mijlociu (midplane). Nu există pur și simplu informații suficiente la măsurare.
- Așa că trebuie să se bazeze pe un *algorithm aproximativ de reconstrucție*. Algoritmul cel mai faimos este așa-numitul algoritmul FDK propus în 1984 de Feldkamp et al. [9]. Acesta extinde, în esență, FBP 2D ponderată (ec. (3.39)), la trei dimensiuni, după cum urmează :

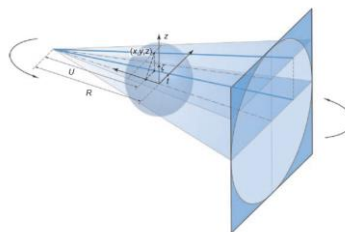


Fig. 3.17 Geometrie con-fascicul circular. Aceasta este o extensie 3D din geometria fan-fascicul 2D prezentată în figura 3.14. Sursă și detectorul fac o orbită circulară în jurul axei z. Fan-ul înclinat prin punctul (x, y, z) se intersectează Z-axa la înălțime ζ, t este definită ca în cazul 2D. U este proiecția distanței sursă-la-punct pe raza centrală a fan-ului neînclinat.

$$f(x, y, z) = \int_0^{2\pi} \frac{1}{(U/R)^2} \int_{-\infty}^{+\infty} \left[\frac{R}{\sqrt{R^2 + t'^2 + \zeta^2}} \cdot p(t', \zeta, \beta) \right] \cdot \frac{1}{2} q(t - t') dt' d\beta, \quad (3.40)$$

unde ζ este înălțimea fan-ului înclinat mai sus de centrul de rotație sursă și U este proiecția distanței sursă-la-punct de pe raza centrală a fan-ului neînclinat (a se vedea figura 3.17).

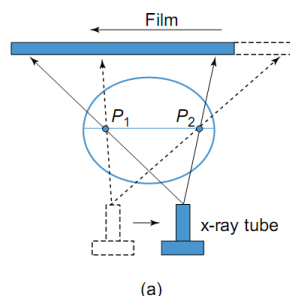
- Deoarece algoritmul oferă doar o soluție aproximativă, *artefacte con-fascicul sunt inevitabile*. Ei pot deveni severe pentru unghiuri de con mai mari și fantome provocatoare.

47

3.7. Echipament

3.7.1. Tomosynthesis

- Radiografie și CT pot fi privite ca două capete ale unui spectru : radiografie oferă o imagine de proiectare, fără informații de adâncime, CT folosește mii de proiecții imagine la imagine a unui volum întreg, voxel cu voxel, adică, cu informații de adâncime perfecte.
- Tomosinteza poate fi văzută ca un *compromis între radiografie și CT*: un număr redus (de obicei, zeci) de imagini de proiecții sunt combinate pentru a calcula cu imagini 3D cu informații de adâncime limitate.
- Tehnici de reconstrucție în tomosinteză includ *backprojection simplă* (numite, de asemenea, și-shift-add), ceea ce este intrinsec principiul folosit în tomografie liniară (Figura 3.3 (a)), backprojection filtrată și reconstrucția iterativă.



48

- În aplicațiile nonmedicale, tomosinteza este de obicei numită *laminography*.
- Cea mai proeminentă aplicație medicală a tomosintezei este în *imagistica de piept și mamografie*.
- Tomosinteza a fost disponibilă de către introducerea tehnologiilor de detector cu matrice plată digitală; tomosinteza de piept a devenit comercial disponibilă în 2004.
- Primul prototip de Tomosynthesis de sân digital pentru cercetare a fost finalizat în 1999 de către GE Global Research, în colaborare cu Massachusetts General Hospital.
- Figura 3.25 prezintă prototipul digital de generația a doua pentru tomosinteza sânilor instalat la Universitatea din Michigan pentru cercetare clinică.



Fig. 3.25 Prototip de Tomosynthesis digitală a sânilor de generația a doua instalat la Universitatea din Michigan pentru cercetare clinică (Amabilitatea de GE Healthcare.)

49

3.7.2. Scanere de uz general

• Scanere de uz general (Figura 3.26), de obicei conțin rânduri detectoare multiple. Din cauza FOV lor mare (≥ 50 cm) și viteza de rotație mare (de până la 3 rotații pe secundă) *detectoare cu matrice activă plate de obicei nu sunt utile.*



Fig. 3.26 Designul exterior al unui scanner multi-slice care nu este semnificativ diferent de scanner de singură felie. (a) Philips Brilliance CT cu 64-canale, cu detector de 64 de rânduri. (b) GE Lightspeed VCT cu detector de 64 de rânduri.

- Deși detectoare cu panou plat de mari dimensiuni există, rata de cadru este încă prea scăzută pentru cele mai multe examene radiologice, inclusiv cardiace și studii dinamice.

50



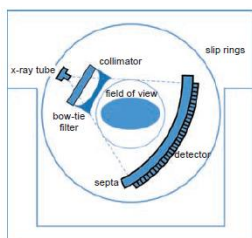
- **CT Multi-felii** cu achiziție elicoidală a fost introdusă în 1998.
- Inițial, aceste scanere conțineau numai patru rânduri detectoare, dar acest număr a crescut rapid la 16, 64, 128, 256, și chiar 320.
- Cu un scanner cu 320-rânduri și o dimensiune de detector 0,5 mm, menționat la isocentru, de exemplu, un volum total de 16 cm este de acoperit, face acest sistem adecvat pentru funcționarea în modul axial de scanare și pentru efectuarea o scanare cardiace în o singura rotație (0,35 s).
- Până recent toți producătorii au fost în concurență de a avea cel mai mare număr de rânduri detectoare, de asemenea, menționate ca *războaiele de felii*.
- Astăzi, majoritatea producătorilor cred că acest lucru vine cu prea multe compromisuri de calitate a imaginii și preferă să se concentreze pe alte îmbunătățiri de performanță.

51

<https://www.youtube.com/watch?v=2CWpZKuy-NE>

CT at max speed

- Geometria de bază este prezentată în figura 3.27 (a) și (b). În fața a tubului de raze X este un colimator (Figura 3.27 (a) și (c)), care limitează raze X transmise detectorului și previne iradierea inutilă a pacientului.



(a)



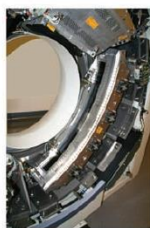
(b)

Fig. 3.27 (a) și (b) bază de geometria internă a unui scanner CT elicoidal multi-slice.

Colimatoarele sunt plasate în partea din față a tubului de raze X și detectoare. Deoarece corpul pacientului se atenuază în primul rând de raze X de partea interioară a fasciculului, un filtru în formă papion compensează acest lucru, în principal prin atenuare de raze X exterior, în acest fel asigură un semnal mai uniform la detectoare. (c) tub de raze X cu collimating Split ajustabil. Acest scanner special nu are nici un filtru de papion. (d) Matrice de Detector cu post-pacient colimator.



(c)



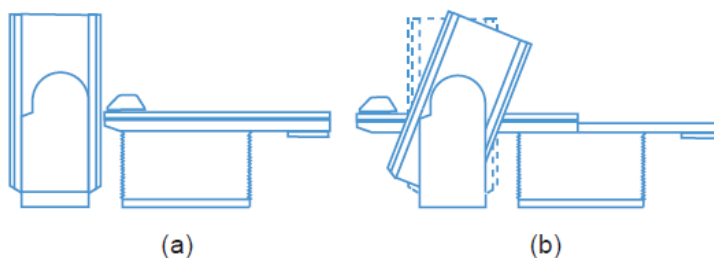
(d)

- Un colimator post-pacient sau grilă antiîmprăștiere (antiscatter) formată din mai multe plăci mici atenuante între celulele detector (figura 3.27 (a) și (d)) este folosit pentru a limita radiația detectată împrăștiată.

- Un cerc înscris de fan tub detector determină câmpul de vizualizare (FOV). Date și alimentare sunt transmise de la și spre tub-detector în rotație prin inele de alunecare (nu sunt arătate). Alimentarea este transmisă printr-un inel de alunecare cu perii, iar datele sunt transmise printr-un inel de alunecare RF sau optic.

53

- Inele colectoare elimina probleme mecanice care ar putea fi implicate de cabluri conectate fix și piesele în mișcare.
- Fixata (aceasta este parte a scannerului CT care conține piese rotative), poate fi înclinată la un unghi limitat pentru imagistica felii oblice (Figura 3.28).



(a)

(b)

Fig. 3.28 Vederi schematice ale unui scanner CT elicoidal arătând portal de înclinare și traducere de masă.

54

3.7.3. Scanere dedicate

- Astăzi, există mai multe scanere CT cu destinație specială. Ele sunt de obicei mai ieftine și mai mici decât sisteme pentru destinații generale.
- Ele fac uz de principiul de scanare con-fascicul circulară și de a dobândi date volumetrice într-o orbită singură a tubului de raze X.
- In multe aplicații în domeniul de vedere poate fi limitat și / sau timpul de scanare nu este critic. Acest lucru deschide calea de a folosi detectoare plate digitale de raze X (FPDs) care generează imagini de înaltă rezoluție spațială.
- Sistemele comerciale curente obțin datele în câteva secunde la câteva zeci de secunde. Mai jos sunt câteva exemple.

55

3.7.3.1. CT orală și maxilofacială

- O varietate de scanare in-office pentru zona maxilo-faciale de comerț sunt disponibile astăzi. Figura 3.29 prezintă doi dintre ei, cu un design deschis.



Fig. 3.29 scanere CT con-fascicul pentru zona orală și maxilo-facială. (a) Iluma CT (Imtec). (Prin amabilitatea Dr. G. Swennen, AZ Sint-Jan, Brugge.) (B) CT i-CAT (Imaging Sciences International). (Prin amabilitatea Dr. N. Nadjmi, Eeuwfeestkliniek, Antwerpen).

- Pacientul sta confortabil pe un scaun și tubul-detector cadru se rotește într-un plan orizontal.
- Această tehnologie a permis apariția de noi proceduri de diagnostic și de intervenție, cum ar fi planificare chirurgiei de implant oral, planificarea tratamentului ortodontic, și analiza cantitativă de os și morfologia comună și funcția.

56

<https://www.youtube.com/watch?v=6gWje7Ca-mM>

Ca-mM

What is a Dental CT Scan?

3.7.3.2. CT intervențională

- Sisteme moderne C-arm pentru fluoroscopie intervențională și angiografia cu detector cu ecran plat, cum ar fi Sistemul 3DRA prezentat în figura 2.12, sunt în măsură să reconstruiască strict o imagine 3D din datele proiecție obținute. Figura 3.30 prezintă scannerul mobil dedicat nivelului coloanei vertebrale și intervențiilor chirurgicale ortopedice.

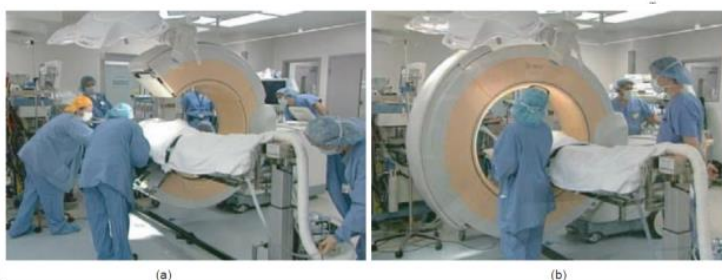


Fig. 3.30 sistem de imagistica O-braț (Medtronic). (a) Un portal mobil permite accesul pacienților lateral. (b) După ce, portalul închide în jur pacientul într-o formă O portalul poate fi înclinat în orice orientare.

- Sistemul poate fi utilizat în combinație cu un sistem de navigație intraoperator (Capitolul 8, p. 208) pentru a naviga cu precizie cu instrumentele chirurgicale prin Imagini CT.

<https://www.youtube.com/watch?v=gkduCsOWEAA>

O-arm moves out during procedure-
Scenario 1

<https://www.youtube.com/watch?v=vggzbZl04dk>

O-arm stays in during procedure - Scenario
2

<https://www.youtube.com/watch?v=3T6Hv0NBq2c>

O-arm

- **Figura 3.31** prezinta un sistem portabil dedicat imagisticii intraoperative a sinusurilor, baza craniului, și oase temporale.



Fig. 3.31 CT portabil cu un design deschis (xCAT ENT, Xoran Technologies), dedicat imagisticii capului și gâtului (sinusurilor, bază de craniu, și oase temporale).

3.7.3.3. CT de san

- Unele grupuri de cercetare [12] au dezvoltat scanere CT dedicate pentru sâni. Pacientul este de obicei plasat în poziția culcată, și portalul este poziționat orizontal sub pacient (Figura 3.32).

- Tubul de raze X și sistemul detector de panou plat se rotește apoi orizontal în jurul sânilor pândantivi, dobândind proiecții con-fasciculare permit reconstituirea 3D set de date volumetrice de san.

- Beneficiul principal al acestei abordări este că setul de date 3D permite radiologistului de a evita suprapunerea și speranța că mai multe tipuri de cancer de san vor fi detectate cu ajutorul acestei tehnici 3D, comparativ cu mamografie 2D.

- Una din provocările principale este de a obține imaginea completa de sân, și de a nu pierde nici o parte din cauza apropierii de peretelue toracic sau în coada axilară. Chiar dacă CT de san nu a fost găsit pentru a fi util pentru depistarea cancerului de sân, este probabil că va avea un rol de a juca ca un dispozitiv de imagini secundar în timpul examinării de diagnostic de sân. În acest rol, se poate exclude așa-numita artefacte de însumare și să fie utilizată pentru ghidare în biopsie robotizată orientată de imagine.



Fig. 3.32 Prototip CT de Piept de John Boone et al
Pacientul este plasat în poziția predispusă și tubul de raze X și detectorul se rotesc în jurul sân pândantiv. (Amabilitatea de UC Davis sistemelor de sănătate.)

61

3.7.4. Tomografia cu fascicul de electroni

- Tomografia cu fascicul de electroni (EBT), uneori numită CT ultrarapida sau CT cardiovasculară, tubul de raze X tub - anterior o unitate compactă - a devenit o parte integrală a sistemului (figura 3.33).

- Electronii, produși de un tun de electroni, trec printr-o bobină electromagnetă de focalizare și sunt îndoite electromagnetic pe una din cele patru inele de wolfram țintă situate în fixata mai jos de pacient.

- Impactul de electroni pe inele țintă produce raze X, care sunt îndreptate pe un inel dublu de elemente detector de wolfram cadmiu situate în fixata mai sus de pacient.

- Razele X sunt strâns colimate înainte de a trece prin pacient. Fiecare rotire a unui inel țintă necesită 50 ms, și există o întârziere 8 ms, pentru a reseta fasciculul.

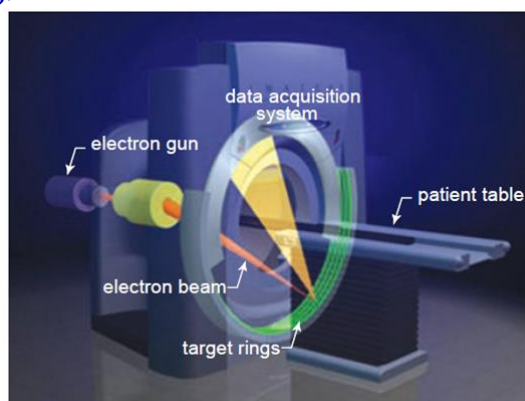
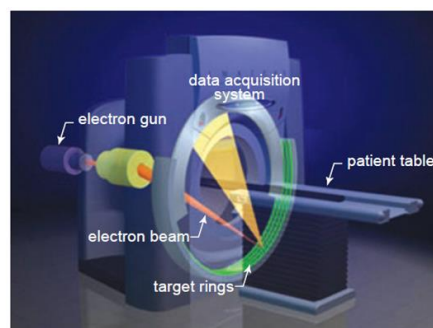


Fig. 3.33 Reprezentarea schematică a scannerului tomografic cu fascicul de electroni. Impactul de electroni asupra inelelor țintă produce raze X, care sunt colimate și îndreptate pe detectoare. (Amabilitatea de GE Healthcare.)

62

- Această furnizează o rezoluție temporală de 17 de cadre pe secundă. Fiecare cadru este format din două felii, una pentru fiecare inel-detector. Imaginile produse de scanere EBT au rezoluția de 0.25-0.5 mm, în planul imaginii.



- Rezoluția axială este 1.5-10.0 mm, în funcție de colimarea selectată de către operator. Aceste caracteristici fac scannerul EBT util pentru a produce imagini ale bătăii de inimă. Cu toate acestea, la acest moment, numărul de scanere EBT instalate în lume este destul de limitat.

63

3.7.5. Tuburi cu multe raze X

- Cele mai multe scanere clinice comerciale se bazează pe așa-numita arhitectura de generația a treia. Un ansamblu de un singur tub X-ray și de un singur detector ce sunt poziționate față-în-față și se rotesc în comun în jurul pacientului.
- Berninger și Redington a prezentat ideea de a reproduce sursa și detectorul, cum este ilustrat în Figura 3.34.
- Reconstructorul spațial dinamic (DSR) (Figura 3.35 (a)) posibil să fi fost primul prototip real de multi-sursa.

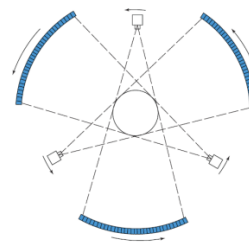


Fig. 3.34 Arhitectura CT cu trei surse și trei detectoare. Berninger și Redington pentru prima oară au propus replicarea ansamblului utubului de raze X și detectorului.

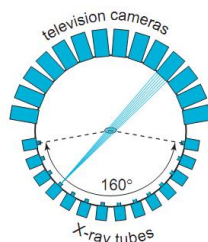
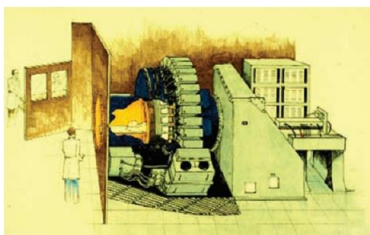
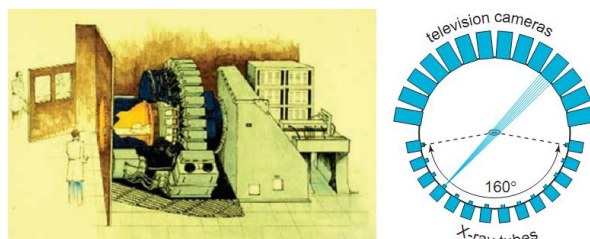


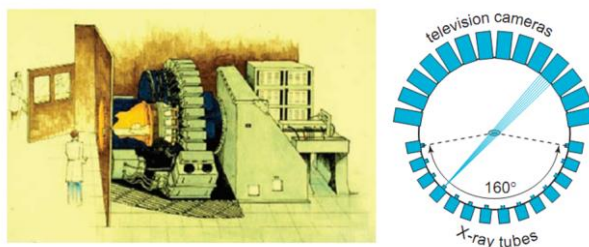
Fig. 3.35 Vedere schematică reconstrucției dinamice spațiale (DSR). 14 tuburi cu raze X sunt plasate pe un arc circular de 160° și 14 camere de televiziune se află diametral opus la tuburile cu raze X. Imagine oferite cu amabilitate de Richard A. Robb, Ph.D., Biomedical Imaging Resurse, Clinica Mayo.

64



- **Reconstructor spatial dinamic (DSR) (Figura 3.35 (a))** posibil să fi fost primul prototip real de multi-sursa. Este un scanner CT unic experimental 4D de raze X dezvoltat la Clinica Mayo de Richard Robb et al. [13].
- Acesta permite scanarea simultană a până la 240 de secțiuni, la rata de de cadru maximă 60 Hz (60 de volume pe secundă). DSR constă din 14 tuburi de raze X și 14 detectoare 2D (Figura 3.35 (b)).
- Tuburile X-ray sunt plasate pe un arc de 160° circular cu diametru foarte mare și sunt pe bază de impulsuri secvențiale pe o perioadă de 11 ms (deci 60 Hz). Detectoarele sunt situate diametral opus la tuburile cu raze X.

65



- Fiecare detector constă dintr-un intensificator de imagine și o high-definition cameră de televiziune. Datorită diametru mare, raze X în felii diferite pot fi considerate a fi paralele și problema de reconstrucție 3D se reduce la reconstrucția 2D de o serie de felii 2D. Aproximativ 25 de ani mai târziu, Siemens a dezvoltat primul scanner comercial cu două tuburi, de asemenea, cunoscut sub numele de CT dual-sursă.

66

3.7.6. Tuburi cu raze X, multi-spot

- Aproape toate arhitecturile CT moderne se bazează una sau mai multe tuburi cu raze X single-spot, posibil cu clătinarea spot-ului.
- O altă categorie de surse de raze X are mai multe pete (spot) distribuite de-a lungul axei longitudinale în direcție Z. A fost demonstrat că combinarea de la pete multiple în direcția Z elimină în mod eficient artefacte con-fascicul.

- Un alt exemplu de sursa de raze X distribuite cu un fascicul de electroni deviat este de sursa de raze X de transmisie dezvoltată de NovaRay, cunoscut anterior ca Marinarai cardiace și Nexray, Palo Alto, California, Statele Unite ale Americii, cu mii de pete focale.

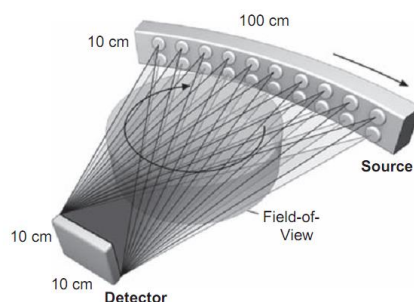


Fig. 3.36 O arhitectură geometrie-inversă, cu zeci de pete combinând avantajele de o sursă liniară în Z, un detector mic de numărare-foton, și un papion virtual. Reprodus cu permisiunea de la Bruno De Man și SPIE.

67

- Această zonă de surse a fost folosită întâi pentru a demonstra conceptul de CT de geometrie inversă.
- În plus față de eliminarea artefactelor con-fascicul, această arhitectură a beneficia de un mic detector de numărare a fotonilor și o eficiență de absorbție foarte bună.
- O arhitectură asociată se bazează pe emițătoare discrete de electroni, care rezultă într-o sursă-matrice 2D cu zeci de pete focale (vezi Figura 3.36).

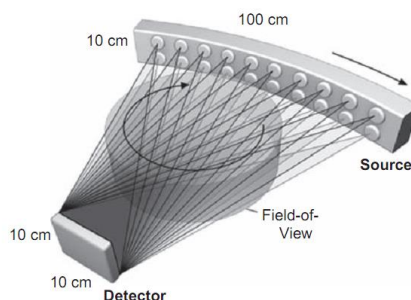
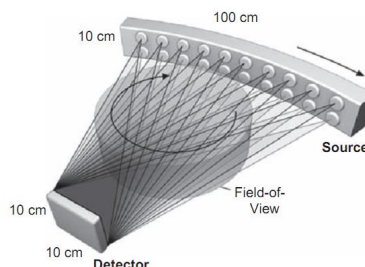


Fig. 3.36 O arhitectură geometrie-inversă, cu zeci de pete combinând avantajele de o sursă liniară în Z, un detector mic de numărare-foton, și un papion virtual. Reprodus cu permisiunea de la Bruno De Man și SPIE.

68

- Această arhitectură de sursă este *mult mai compactă* decât cele de mai sus și, probabil, mai mult compatibilă cu conceptul de papion (bow-tie), unde funcționarea fiecărui spot este modulată în timp real pentru a optimiza calitatea imaginii și a minimiza doza, în funcție de pe anatomia pacientului.



- În ultimele decenii, progresele în tehnologiile de detector au definit așa-numitele "războaie felie" (slice war).
- Ne așteptăm ca în următorii zece ani, progresele dramatice în surse de raze X distribuite pot defini o nouă revoluție în CT și da naștere la o clasă largă de noi arhitecturi CT multi-sursă, inclusiv surse de linie, CT cu geometrie inversă, și în cele din urmă o renaștere a CT staționară, ce înseamnă că nici sursa, nici detectorul nu este în mișcare în timpul procesului de achiziție de date.

69

3.10. Așteptările viitoare

- CT va rămâne o modalitate importantă pentru vizualizarea scheletului, calcificari, plămânii și tractului gastro-intestinal.
- Într-o anumită măsură, CT va fi de asemenea, singura alternativă pentru pacienții cu implanturi (de exemplu, un clip anevrism intracranian, stimulator cardiac, stimulator cohlear), care nu li se permite să intre în cameră MR.
- O utilizare crescută poate fi de așteptat pentru screening-ul (inima, piept, colon), imagistica de perfuzie și vasculare și imagistica cardiace.
- Până de curând toți producătorii concureau la cel mai mare număr de rânduri detectoare, de asemenea, menționată ca războaie felie. Astăzi, diferiți vânzătorii au priorități ușor diferite și propun diferite soluții.
- Din punct de vedere tehnic tendința este spre reducerea dozei, creșterea volumului de acoperire, o mai mare rată contrast-la-zgomot și îmbunătățirea rezoluției spațiale și temporale.
- Progresele în tehnologii multi-sursă pot duce la schimbări dramatice în arhitectura CT.
- Noi realizări în imagistica multi-energie va îmbunătăți caracterizarea țesut, segmentarea automată, imagistica monocromatică și corecție întaririi de fascicul mai bună (de exemplu, înflorit (blooming)).
- În cele din urmă numărare de fotoni, la rate mai mari de numărare și cu o mare rezoluție de energie vor fi exploatate pentru CT multi-energie cu doza eficientă optimă.

70