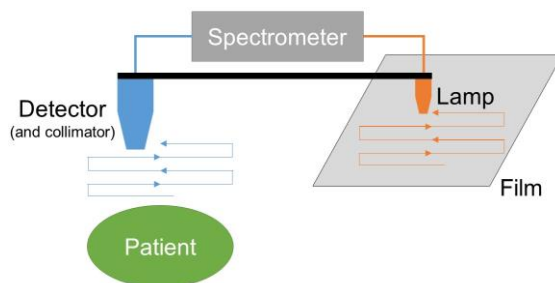


5. Imagistica medicina nucleară
5.1 Introducere
5.2 Radionuclizi
5.2.1. Moduri de dezintegrare radioactivă
5.2.1.1. Emisie sau captură de nucleon
5.2.1.2. Emisie de electroni β^-
5.2.1.3. Captura de electroni (EC-electron capture)
5.2.1.4. Emisie de pozitroni (β^+ + carilor)
5.2.2 Statistici
5.3. Interacțiunea de gama-fotoni și particule cu materia
5.3.1. Interacțiunea particulelor cu materia
5.3.2. Interacțiunea fotonilor γ cu materia
5.4. Achiziția datelor
5.4.1. Detectoare
5.4.1.1. Detectarea fotonilor
5.4.1.2. Colimarea
5.4.1.3. Poziție foton
5.4.2. Numărul de fotonii detectați
5.4.3. Rezoluția de energie
5.4.4. Rata de numărare
5.5. Imagistica
5.5.1. Imagistica planară
5.5.2. Reconstrucția Fourier și backproiection filtrată
5.5.3. Reconstrucție iterativă
5.5.3.1. Abordare Bayesian
5.5.3.2. Credibilitate maximă (ML-maximum-likelihood)
5.5.3.3. Probabilitate maximum-a-posteriori (MAP)
5.5.4. Reconstrucția 3D
5.5.4.1. Backprojection filtrată
5.5.4.2. Reconstrucție ML
5.5.4.3. Fourier rebinning
5.6. Calitatea de imagini
5.6.1. Contrastul
5.6.2. Rezoluția spațială
5.6.3. Zgomotele
5.6.4. Artefacte
5.7. Echipament
5.7.1. Gamma camera și scanerul SPECT
5.7.2. Scanere PET
5.7.3. Sisteme hibride
5.7.4. PET timpul de zbor (TOF-time-of-flight)
5.8. Utilizare clinică
5.9. Efectele biologice și siguranța
5.10. Așteptările viitoare

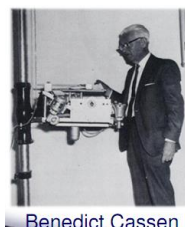
5. Imagistica medicina nucleară

5.1 Introducere

- În utilizarea izotopilor radioactivi în scopuri medicale a fost investigat din 1920, și începând cu anul 1940 încercări au fost efectuate pentru a obține imagini de concentrație a radionuclizilor în corpul uman.
- La începutul anilor 1950, Ben Cassen introdus scanner rectilinie, scanner "zero-dimensional", care scana (foarte) încet în două dimensiuni pentru a produce o imagine de proiecție, cum ar fi în radiografie, dar de data aceasta a concentrației radionuclidului în organism.



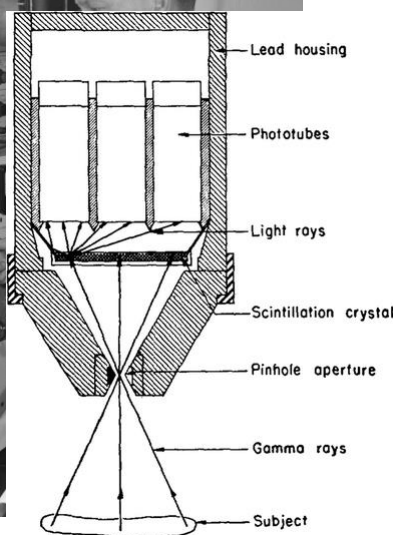
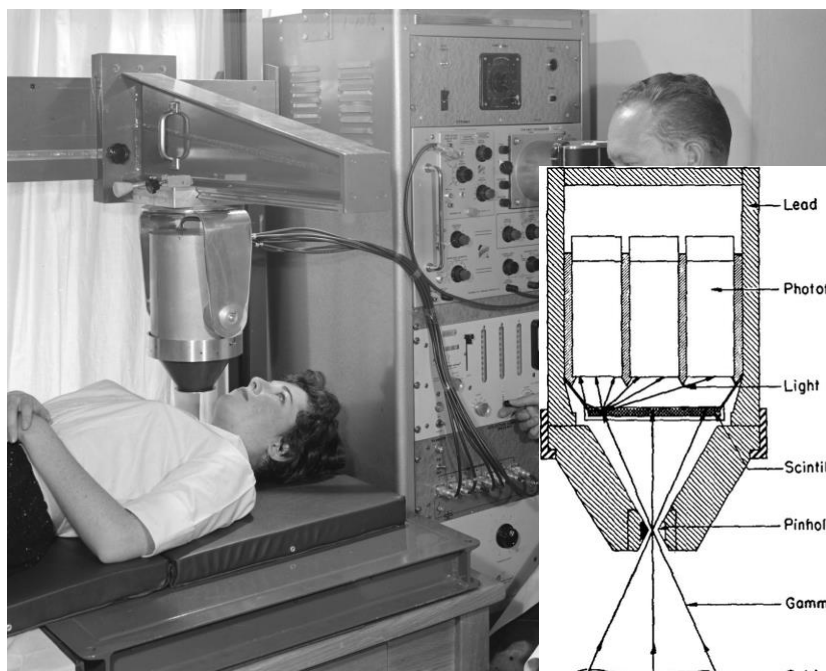
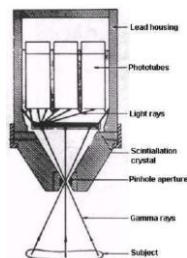
- La sfârșitul anilor 1950, **Hal Anger a dezvoltat prima camera gamma "adeverată"**, prin introducerea o abordare care este încă utilizată în proiectarea de toate camere moderne: camera de scintilație Anger [21], un detector planar 2D pentru a produce o imagine de proiecție 2D fără de scanare.



Benedict Cassen



Hal Oscar Anger



- Camera Anger poate fi de asemenea utilizată pentru tomografie. Imaginile de proiecție pot fi apoi utilizate pentru a calcula distribuția inițială spațială a radionuclizilor într-o felie sau un volum, într-un proces similar cu reconstrucția în tomografia computerizată X-ray.
 - Deja în 1917, Radon a publicat o metodă matematică pentru reconstrucție de la poiecții, dar numai în anii 1970 a metoda fost aplicată în aplicații medicale – primele la CT, iar apoi în imagistica medicinei nucleare. În același timp, metode de reconstrucție iterative au fost investigate, dar aplicarea acestor metode de a trebuit să aștepte până în 1980 când puterea de calculator a devenit suficientă.
-
- Sistemul tomografic precedent este numit scannerul SPECT. SPECT este destinat (reprezintă) pentru tomografia computerizată cu emisie de un singur foton.
 - Anger, de asemenea, a arătat că două camere scintilație ar pot fi combinate pentru a detecta perechi de fotoni, originari de la emisia de pozitroni. Acest principiu este baza de PET-tomografia cu emisie de pozitroni (positron emission tomography), care detectează perechi de fotoni.
 - Ter-Pogossian et al. a construit primul sistem PET dedicat în 1970, care a fost folosit pentru cercetarea de Phantome.
 - Curând după aceea, Phelps, Hoffman et al. construit primul scanner PET (numită, de asemenea, camera PET) pentru studiile umane [22]. Camera PET a fost mult timp considerat aproape exclusiv ca un sistem de cercetare. Ca un instrument clinic datează doar din ultimul deceniu.

5.2. Radionuclizi

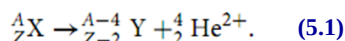
- În medicina nucleară, o moleculă traser este administrată la pacient, de obicei prin injecție intravenoasă. Un traser este o moleculă care transporta un anumit izotop instabil - un radionuclid.
- În organism această moleculă este implicată în procese metabolice. Între timp, izotopi instabili emit raze gamma γ , care ne permit măsurarea concentrației moleculelor traser în organism ca o funcție de poziție și de timp.
- Prin urmare, în medicina nucleară funcția sau metabolismul este măsurat. Cu CT, MRI și imagistica cu ultrasunete, imagini funcționale pot fi, de asemenea, obținute, dar imagistica medicală nucleară oferă măsurători cu o SNR, care este ordine de mărime mai mare decât cea de orice altă modalitate.

5.2.1. Moduri de dezintegrare radioactivă

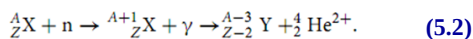
- În timpul dezintegrării radioactive a unui radionuclid se **pierde energie prin emiterea de radiație în formă de particule și raze electromagnetice.** Aceste raze sunt numite raze gamma sau raze X. În medicina nucleară, energia fotonică variază aproximativ de la 60 la 600 keV. De obicei, razele electromagnetice care provin de la nucleele sunt numite gama-raze, deși acestea se încadrează în aceeași frecvență ca gama de raze X și, prin urmare, sunt imposibil de distins.
- Există multe moduri în care un radionuclid poate dezintegra. În general, modurile de dezintegrare radioactivă pot fi divizate în două categorii principale: descompunere cu emisie sau captare a nucleonilor, adică de neutroni și protoni, și dezintegrează cu emisie sau captare a beta-particule, i.e. electroni și pozitroni.

5.2.1.1. Emisie sau captare de nucleon

- Emisie sau de captare de nucleoni *nu este utilizată în imagistica deoarece aceste particule provoacă pagube importante la nivelul țesutului din cauza energiei lor cinetice mare. În schimb, ei pot fi utilizați în radioterapie pentru iradierea tumorii.*
- Un exemplu este terapia cu captarea de neutroni, care exploatează proprietățile nocive ale α alfa-particulei. O α -particulă este un nucleu de heliu, care constă din doi protoni și doi neutroni. Aceasta rezultă din dezintegrarea unui atom instabil X într-un atom Y, după cum urmează:



- Dacă X are numărul de masă* A și un număr atomic† Z, apoi Y are numărul de masă A - 4 și numărul atomic Z - 2. α -particulă ${}^4_2\text{He}^{2+}$ este o particulă grea, cu o energia cinetică tipică de 3-7 MeV.
- Această energie cinetică se eliberează rapid atunci când interacționează cu țesutul. Gama de α -particule este de numai 0.01 - 0.1 mm în apă și țesuturilor moi. În scopul de a iradia o tumoră situată profund, terapia de captare cu neutroni poate fi aplicată.
- Neutroni, produși de un accelerator de particule, pătrund adânc în țesutul până ce sunt capturați de un produs chimic injectat în tumoră. La acel moment alfa-particulele sunt eliberate:



- Modurile de dezintegrare radioactivă discutate de mai jos sunt toate utilizate în imagistica medicinei nucleare. În funcție de modul de dezintegrare, o β -particulă este emisă sau capturată și unul sau o pereche de gama-raze este emisă în fiecare caz.
- * Numărul de masă este suma de numărul de nucleoni, de exemplu, neutroni și protoni.
- † numărul atomic este numărul de protoni. Izotopi de elemente chimice au același număr atomic (număr de protoni în nucleu), dar au numere diferite de masă (de a avea diferite numere de neutroni în nucleu). Exemple sunt ${}^{12}\text{C}$ și ${}^{14}\text{C}$ (6 protoni și 6, respectiv 8 neutroni). Izotopi diferiți ale aceluiaș element nu poate avea același număr de masă, dar izotopi de elemente diferite, de multe ori nu au acelaș număr de masă. Exemple sunt ${}^{99}\text{Mo}$ și ${}^{99}\text{Tc}$, ${}^{14}\text{C}$ (6 protoni și 8 neutroni) și ${}^{14}\text{N}$ (7protonii și 7 neutronii),

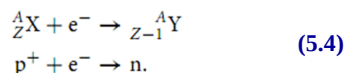
5.2.1.2 Emisie de electroni β^-

- În acest proces, un neutron este transformat într-un proton și un electron (numit β^- - particulă):

$$\begin{aligned} {}^A_Z X &\rightarrow {}^A_{Z+1} Y + e^- \\ n &\rightarrow p^+ + e^- \end{aligned} \quad (5.3)$$
- Deoarece numărul de protoni a crescut, acest proces de transmutație corespunde la un pas la dreapta în tabelul Mendeleev.
- În unele cazuri, produsul-fiica rezultat al transmutării precede pot fi încă o stare metastabilă ${}^{Am}Y$. În acest caz, el se dezintegrează mai departe cu o anumită întârziere la un acord nuclear mult mai stabil, eliberând surplusul de energie ca unul sau mai mulți γ -fotoni. Nucleonii sunt neschimbați, astfel încât nu există nici o transmutație suplimentară în descompunere de la excitații la starea normală.
- Deoarece beta-particulele deteriorarea țesuturi și nu au valoarea de diagnostic, preferință în imagistică este dată radionuclizilor metastabi, care sunt surse pure de raze gama.
- Cel mai important traser de un singur foton, ${}^{99m}\text{Tc}$, este un exemplu de acest mod. ${}^{99m}\text{Tc}$ este un produs fiica metastabil de la ${}^{99}\text{Mo}$ (jumătate de viață ≈ 66 de ore). ${}^{99m}\text{Tc}$ se descompune la ${}^{99}\text{Tc}$ (timp de înjumătățire = 6 ore) prin emiterea unui foton de 140 keV. Timpul de înjumătățire este timpul necesar pentru a se dezintegra la jumătate din cantitatea inițială.

5.2.1.3 Captura de electroni (EC-electron capture)

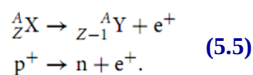
- În esență, un electron orbital este capturat și combinat cu un proton pentru a produce un neutron:



- Rețineți că CE provoacă transmutare la vecinul cel mai spre stânga în tabelul lui Mendeleev.
- Un exemplu de un trazar de un singur foton de acest fel utilizat în imagistica este ^{123}I , cu un timp de înjumătățire de 13 de ore.
- Produsul-fiică emite energie suplimentară ca γ - fotoni. Similar cu β^- emisie poate fi metastabil, care se caracterizează printr-o degradare întârziată.

5.2.1.4 Emisie de pozitroni (β^+ + descompunere)

- Un proton este transformat, în esență, un neutron și un pozitron (sau anti-electron):



- După un timp foarte scurt ($\sim 10^{-9}$ s) și la câțiva milimetri de site-ul său de origine, pozitronul lovește un electron și anihilează (Figura 5.1).



Fig. 5.1 Reprezentarea schematică a unei anihilări electron-pozitron. Atunci când un pozitron vine în vecinătatea unei electron, cele două particule sunt convertite într-o pereche de fotoni, fiecare de 511 keV, care călătoresc în direcții opuse.

- Masa de doua particule este convertită în energie, care este emisă ca doi fotoni. Acești fotoni sunt emiși în direcții opuse.
- Fiecare foton are o energie de 511 keV, care este masa de repaus a unui electron sau pozitron. Acest principiu fizic este baza tomografiei cu emisie de pozitroni (PET-positron emission tomography).
- Un exemplu de emițător de pozitroni utilizat în imagistica este ^{18}F , cu un timp de înjumătățire de 109 de minute.
- Ca și în emisie de β - și EC, nucleul-fiică pot emite în continuare γ -fotoni, dar ei nu au scopuri diagnostice în PET.
- Ca o regulă, atomi ușori au tendința de a emite pozitroni, și cele grele au tendința de a prefera alte moduri, dar există și excepții.

5.2.2. Statistici

- În imagistica medicinei nucleare, numărul de fotoni detectați este, în general, mult mai mic decât în imagistica cu raze X. Prin urmare, zgomotul joacă rol un mult mai important aici, și procesul de imagistica este adesea considerat pentru a fi stocastic.
- Momentul exact la care un atom se descompune nu poate fi prezis. Tot ce se știe este probabilitatea de degradare per unitate de timp, care este o constantă dependentă de izotop α . Prin urmare, descompunerea pe unitatea de timp este

$$\frac{dN(t)}{dt} = -\alpha N(t), \quad (5.6)$$

- unde $N(t)$ este numărul de izotopi radioactivi la momentul t de timp. Rezolvarea acestei ecuații diferențiale produce (a se vedea figura 5.2)

$$N(t) = N(t_0)e^{-\alpha(t-t_0)} = N(t_0)e^{-(t-t_0)/\tau}. \quad (5.7)$$

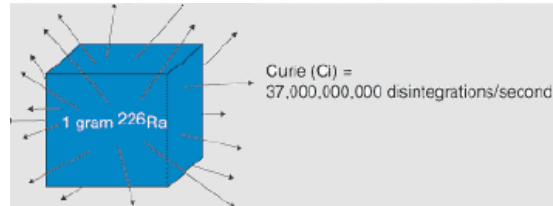
- $\tau = 1 / \alpha$ este constanta de timp de descompunere exponențială. Notăm că $N(t)$ este valoarea așteptată. În timpul unei măsurări o valoare diferită poate fi găsită, deoarece procesul este statistic. Cu cât N este mai mare, o mai bună estimare va fi. Utilizând ecuația (5.7) și înlocuirea de către t cu half-life $T_{1/2}$ și t_0 cu 0 obținem

$$\begin{aligned}
 N(T_{1/2}) &= N(0)e^{-T_{1/2}/\tau} = \frac{1}{2}N(0) \\
 -T_{1/2}/\tau &= \ln \frac{1}{2} = -\ln 2 \\
 T_{1/2} &= \tau \ln 2 = 0.69\tau.
 \end{aligned}
 \tag{5.8}$$

- În funcție de izotopi half-life variază între fracțiuni de secunde și a miliarde de ani.
- Notăm că prezența de radioactivitate în organism depinde nu numai de dezintegrare radioactivă, dar, de asemenea, de excreție (eliminare) biologică. Presupunând o half-life biologică T_B , half-life efectiv T_E poate fi calculată ca

$$\frac{1}{T_E} = \frac{1}{T_B} + \frac{1}{T_{1/2}}. \tag{5.9}$$

- În prezent, unitatea de preferat de radioactivitate este Becquerel (Bq). Curie (Ci) este unitatea de vârstă.* Un Bq înseamnă un eveniment așteptat per secundă și 1mCi=37 MBq (1 Ci = $3,7 \cdot 10^{10}$ Bq).
- Doze tipice în imagistica sunt pe ordinea de 10^2 MBq.



- Poate fi demonstrat că probabilitatea de măsurare n fotoni atunci când r fotonii sunt de așteptat, este egal cu

$$p_r(n) = \frac{e^{-r} r^n}{n!}. \quad (5.10)$$

- Aceasta este o *distribuție Poisson*, în care r este media numărului de fotoni așteptați și $\sqrt{r}$ este abatere standard. r este de asemenea, o valoare cu cea mai mare probabilitate. Prin urmare, raportul semnal-zgomot (SNR) devine

$$\text{SNR} = \frac{r}{\sqrt{r}} = \sqrt{r}. \quad (5.11)$$

- * Marie și Pierre Curie și Antoine Becquerel a primit Premiul Nobel în 1903 pentru descoperirea lor de radioactivitate în 1896

- Evident, SNR devine mai mare, cu mai măsurători sunt mai multe (îndelungat).
- Pentru un r mare, distribuția Poisson poate fi bine aproximată printr-un Gaussian cu aceeași medie și deviație standard. Pentru valori mici ale lui r , distribuția devine asimetrică, deoarece probabilitatea este întotdeauna zero pentru valori negative.

5.3. Interacțiunea de gama-fotoni și particule cu materia

5.3.1. Interacțiunea particulelor cu materia

- Particule, cum ar fi alfa- și beta- particule (α - și β -), interacționează cu țesutului prin pierderea de energie cinetică a lor de-a lungul unei traiectorii drepte prin țesut (Figura 5.3).
- Acest drum drept se numește ***gama R*** . În țesuturi ***R_{α}*** este pe ordinea de 0,01 la 0,1 mm, în timp ce ***R_{β}*** este de obicei o câțiva milimetri.

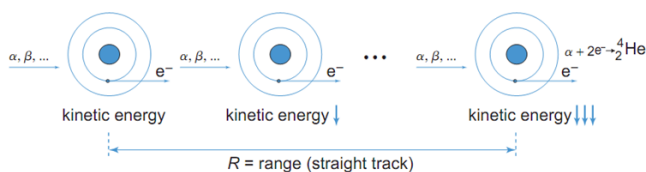


Fig.5.3.
Interacțiunea de particule cu
materia. Particulele sunt încetinite
de-a lungul o cale dreaptă în timp ce
se eliberează energia lor cinetică.

5.3.2. Interacțiunea fotonilor γ cu materia

- Ca și în imagistica X-ray, două cele mai importante interacțiuni foton-electron (adică, împrăștierea Compton și absorbție fotoelectrică) atenuează razele gamma emise.

- Dacă inițial $N(a)$ fotoni sunt emiși în punctul $s = a$ de-a lungul s-axe, numărul de fotoni $N(d)$, în detector la poziția $s = d$ de-a lungul s-axe este

$$N(d) = N(a) e^{-\int_a^d \mu(s) ds}, \quad (5.12)$$

- unde μ este coeficientul de absorbție liniară. Evident, atenuarea unui foton depinde de poziția $s = a$ unde acesta este emis.
- Notăm că acesta, de asemenea, depinde de țesutul atenuant și energia fotonilor. De exemplu, pentru fotoni emiși de ^{99m}Tc (140 keV) media adâncimii de penetrare în apă este de aproximativ 4,5 cm

- În PET, o pereche de fotoni de 511 keV fiecare trebuie să fie detectat. Deoarece ambii fotoni călătoresc independent prin țesut, probabilitatea de detectare trebuie să fie multiplicată. Să presupunem că un detector este poziționat la $s = d_1$, al doilea la $s = d_2$, și un punct-sursa este situat la $s = a$ undeva între cele două detectoare. Să presupunem în continuare că, în timpul unei măsurători $N(a)$ perechi de fotoni sunt emiși de-a lungul s-axe. Numărul de perechi detectate, atunci este

- În contrast cu SPECT, atenuarea în PET este identică pentru fiecare punct de-a lungul liniei de proiecție.

$$\begin{aligned} N(d_1, d_2) &= N(a) e^{-\int_{d_1}^a \mu(s) ds} e^{-\int_a^{d_2} \mu(s) ds} \\ &= N(a) e^{-\int_{d_1}^{d_2} \mu(s) ds}. \end{aligned} \quad (5.13)$$

5.4. Achiziția datelor

- Hardware-ul de detectare a fotonilor în medicina nucleară, diferă în mod considerabil de cea utilizată în CT. Într-CT, un mare număr de fotoni trebuie să fie achiziționat într-o foarte scurtă măsurare. În tomografie cu emisie de un număr foarte mic de fotoni este dobândit într-un interval de timp mai lung. Prin urmare, detectoare de tomografie de emisie sunt optimizate pentru sensibilitate.

5.4.1. Detectoare

5.4.1.1. Detectarea fotonilor

- Tuburi fotomultiplicatoare, cuplat la un cristal de scintilație sunt încă foarte frecvente astăzi. Detectoare mai noi sunt fotodiode, cuplate la un scintilator, și fotoconductori (adică, CZT), care transforma direct fotoni X-ray în o conductivitate electrică.
- Un cristal scintilație absoarbe fotoni prin absorbție fotoelectrică. **Electronul** care rezultă călătorește prin crystal în timp ce distribuie energia cinetică peste câteva mii de electroni în ciocniri multiple. Acești electroni eliberează energia lor în formă de un foton de câțiva electron-volți. Aceste fotoni sunt vizibili pentru ochiul uman, ceea ce explică termenul de "scintilație."
- Deoarece coeficientul de atenuare liniară crește cu numărul atomic Z (a se vedea ecuația (2.12)), cristalul de scintilație trebuie să aibă un mare Z . De asemenea, o mai mare energia fotonica, mai mare ar trebui să fie Z , deoarece probabilitatea de interacțiune descrește cu creșterea de energie.

- La imagistica cu un singur foton, traser ^{99m}Tc (tecnețiu) este folosit cel mai des. Acesta are o energie de 140 keV, și gamma camera de performanță este de multe ori optimizată pentru această energie.
- Evident, camere PET trebuie să fie optimizat pentru 511 keV. Multe scintilatoare există și cercetare amplă de scintilatoare noi este încă în desfășurare.
- Cristalele, care sunt cele mai des folosite astăzi sunt NaI (TI) de fotoni unici (140 keV), în gama cameră și SPECT și BGO (bismut germanate), GSO (gadoliniu silicat) și LSO (lutetium oxyorthosilicate) pentru fotoni de anihilare (511 keV) din PET.
- Un tub fotomultiplicator (PMT-photomultiplier tube), este format dintr-un fotocatod pe partea de sus, urmat de o cascadă de dinode (Figura 5.4

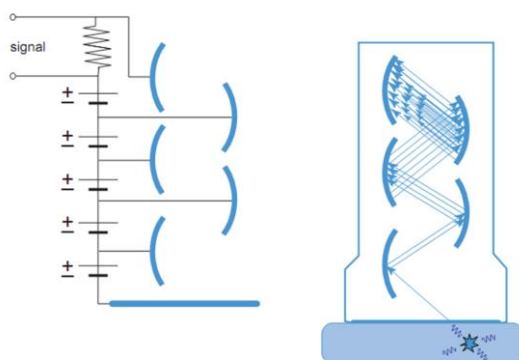
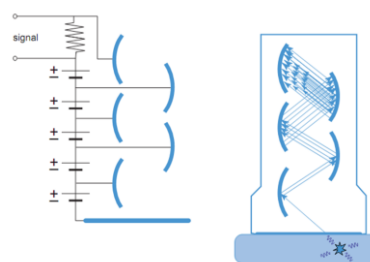


Fig. 5.4 . Fotomultiplicator. Stânga: sistem electric. Dreapta: fotoni de scintilație din cristal inițiază un curent electric la dynode, care este amplificat în etapele ulterioare.

- PMT este lipit de cristal. Pentru că fotoni de lumină ar trebui să atingă la fotocatod de PMT, **cristalul trebuie să fie transparent pentru fotoni vizibili.**
- Energia de fotoni ce lovesc fotocatodul eliberează unii electroni de la catod. Acești electroni sunt apoi accelerați spre anodul pozitiv din apropiere. Ei ajung cu energie mai mare (diferența de tensiune $\times$ sarcina), activând electroni suplimentari. Deoarece **tensiunea devine sistematic mai mare pentru anod ulterior, numărul de electroni crește în fiecare etapă, producând în cele din urmă un semnal măsurabil.**
- Deoarece multiplicarea în fiecare etapă este constantă, semnalul final este proporțional cu numărul de fotoni de scintilație, care, la rândul său este proporțională cu energia de fotoni originali. Prin urmare, γ -foton este detectat, și energia poate fi, de asemenea, măsurată.



5.4.1.2. Colimarea

- În radiografie și X-ray tomografie, poziția sursei punctiforme este cunoscută și fiecare foton detectat oferă informații despre o linie care conectează sursa cu punctul de detectare. Aceasta se numește linie de proiecție. În medicina nucleară, sursa are o distribuție spațială necunoscută. Cu excepția cazului când o careva colimare se aplică, fotonii detectați nu conțin informații despre această distribuție.
- La o detectare singur-foton (SPECT), colimarea este efectuată de un colimator mecanic, care este în esență o placă groasă de plumb, cu gauri mici (Figura 5.5 (a)).

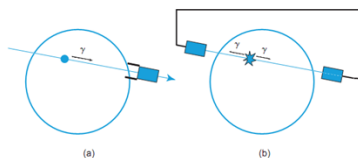
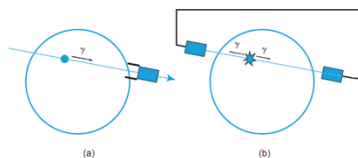


Fig. 5.5 . Principiul de colimare la litera (a) SPECT și (b) PET. În SPECT colimarea se face cu colimatoarele mecanice, în timp ce în PET perechi de fotoni sunt detectate de către circuite electronice de coincidență ce conectează perechi de detectoare.



- Placa de metal absoarbe toți fotonii care nu se propagă paralel cu axa de găuri. Evident, cei mai mulți fotoni sunt absorbiți, și această abordare suferă de sensibilitate.
- În PET, colimarea mecanică nu este necesară. Ambii fotoni sunt detectați cu un circuit electronic de coincidență (Figura 5.5 (b)), și pentru că fotonii se propagă în direcții opuse, originea lor trebuie să fie de-a lungul liniei care leagă punctele de detectare. Această tehnică se numește "detectare de coincidență" sau "colimarea electronică".

- Deși în PET doi fotoni în loc de unul trebuie să reziste procesului de absorbție, sensibilitatea la PET este mai mare decât cea a sistemelor de formare a imaginii single-foton, deoarece nu sunt absorbiți fotoni de un colimator de plumb.
- În rezumat, atât în PET și SPECT, informație despre linii este achiziționată. Ca și în CT, aceste linii de proiecție sunt utilizate ca intrare pentru algoritmi de reconstrucție. Figura 5.6 prezintă un exemplu de date brute, care poate fi organizate ca proiecții sau sinograme.

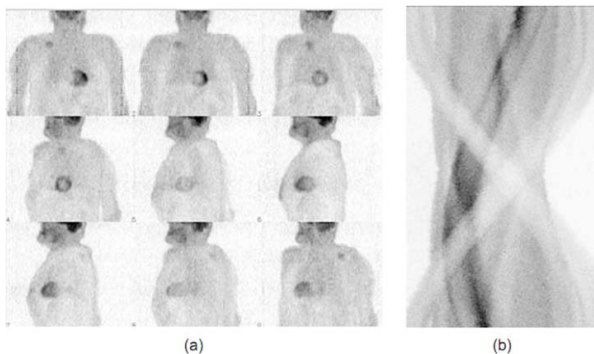


Fig. 5.7. Date brute PET organizate ca proiecții (a) și ca o sinogramă (b).

De obicei, există câteva sute de proiecții, una pentru fiecare unghi de proiecție, și aproximativ o sută de sinograme, una pentru fiecare felie prin corpul pacientului. (Prin amabilitatea de Departamentul de Medicina nucleară.)

5.4.1.3. Poziție foton

- Pentru a crește sensibilitatea, zona de detectare din jurul pacientului ar trebui să fie cât mai mare posibilă. Un detector mai mare poate fi construit prin acoperirea o parte a unui singur cristal mare (de exemplu, $50 \times 40 \times 1$ cm), cu o matrice densă (30 la 70) de PMTs - photomultiplier tube (câțiva centimetri lățime fiecare).
- Fotoni de lumina de la o scintilație unică sunt preluați de multiple PMTs. Energia este ca apoi măsurată ca suma de toate ieșirile PMT. Poziția (x, y), unde fotonul lovește detectorul este recuperată ca

$$x = \frac{\sum_i x_i S_i}{\sum_i S_i}, \quad y = \frac{\sum_i y_i S_i}{\sum_i S_i}, \quad (5.14)$$

- unde i este indicele PMT, (x_i, y_i) , poziția PMT, și S_i integrala ieșirilor PMT pe durata scintilației. În acest caz, rezoluția spațială este limitată de fluctuațiile statistice la ieșirea PMT.

- Într-un design de cristal mare unic, toate PMT contribuie la detectarea unei scintilații unice. Prin urmare, doi fotoni ce se lovesc de cristal produc simultan o poziție și energie incorectă. Prin urmare, rata de numărare maximă este limitată de timpul de stingere a eveniment scintilație.
- Mai multe, separate optic, module de cristal (de exemplu, 50mm x 50mm), conectate la câteva PMT (de exemplu, 2 X 2), oferă o soluție la această problemă. Diferite module funcționează în paralel, în acest fel obținând rate mult mai mari de numărare decât design de un singur cristal.
- Detectoare de PET de obicei folosesc module separate de cristal în timp ce în SPECT, unde ratele de numărare sunt de obicei mai mici decât în PET, cele mai multe detectoare constau dintr-un singur cristal mare. Mai multe detalii sunt prezentate în secțiunea privind echipament de mai jos.

5.4.2. Numărul de fotoni detectați

- Să presupunem o distribuție spațială a activității de marcator $\lambda(s)$ de-a lungul s-axa. În ecuația (5.12) și (5.13), $N(a)$ trebuie să se înlocuiască apoi cu $\lambda(s)ds$ și să fie integrat de-a lungul liniei proiecție s. Pentru SPECT, vom obține

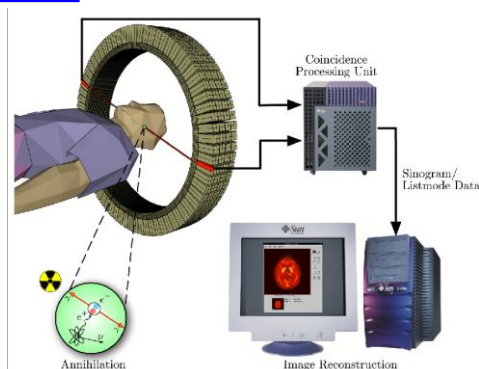
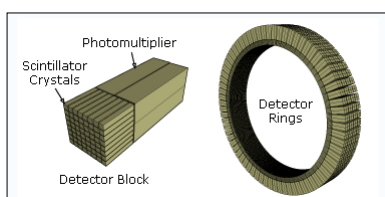
$$N(d) = \int_{-\infty}^{+\infty} \lambda(s) e^{-\int_s^d \mu(\xi) d\xi} ds, \quad (5.15)$$

- și pentru PET

$$N(d_1, d_2) = e^{-\int_{d_1}^{d_2} \mu(s) ds} \int_{-\infty}^{+\infty} \lambda(s) ds. \quad (5.16)$$

- În PET atenuarea este identică pentru fiecare punct de-a lungul proiecției liniei. Prin urmare, proiecțiile măsurate sunt o simplă scalare a proiecțiilor neatenuate.
- În SPECT, cu toate acestea, atenuarea este dependentă de poziție, și nu există nicio legătură simplă între proiecțiile atenuată și neatenuate. Reconstrucția de imagine prin urmare, este mult mai dificilă în SPECT decât la PET, cum se va explica mai jos.

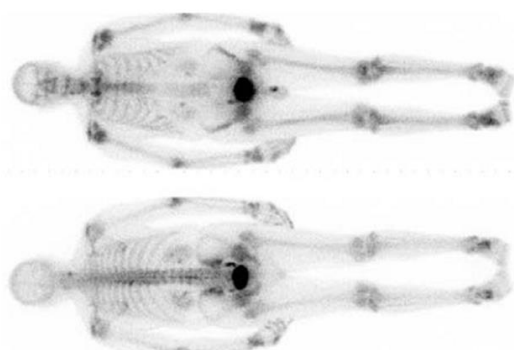
- <http://sites.sinauer.com/neuroscience5e/animations01.02.html>
- <https://learninglink.oup.com/access/content/neuroscience-sixth-edition-student-resources/animation-1-2>



5.5. Imagistica

5.5.1. Imagistica planară

- **Imaginile sunt pur și simplu date de proiecție de un singur foton brut.** Astfel, fiecare pixel corespunde proiecției de-a lungul unei linii s (a se vedea ecuația. (5.15)).
- **Valoarea gri este proporțională cu valoarea totală a activității atenuate de-a lungul acelei linii.** **Într-o anumită măsură, o imagine de plan poate fi comparată cu o X-ray imagine, deoarece toată informația despre adâncime este pierdută.** Figura 5.7 prezintă o imagine anterioară și posterioară a întregului corp (^{99m}Tc -MDP) dobândite cu o cameră gama dublu-cap.



$$N(d) = \int_{-\infty}^{+\infty} \lambda(s) e^{-\int_s^d \mu(\xi) d\xi} ds,$$

Fig. 5.7. Studiu ^{99m}Tc -MDP, dobândite cu o cameră gama dublu-cap. Dimensiunea detector este de aproximativ 40×50 cm, și imaginile întregului corp sunt obținute cu mișcarea lentă a patului pacientului. MDP se acumulează în os, rezultând imagini de os cu metabolism crescut. Ca rezultat al atenuării, coloana vertebrală este mai vizibilă de jos, imaginea posterioară. (Amabilitatea de Departamentul de Medicină nucleară.)

5.5.2. Reconstrucția Fourier și backprojektion filtrată

- Să presupunem o distribuție spațială a activității de trasor $\lambda(s)$ de-a lungul s-axe. Prin urmare, numărul de fotoni detectați pentru SPECT este dat de ecuația. (5.15) și pentru PET de relația. (5.16).

$$N(d) = \int_{-\infty}^{+\infty} \lambda(s) e^{-\int_s^d \mu(\xi) d\xi} ds, \quad (5.15)$$

- și pentru PET

$$N(d_1, d_2) = e^{-\int_{d_1}^{d_2} \mu(s) ds} \int_{-\infty}^{+\infty} \lambda(s) ds. \quad (5.16)$$

- În ambele ecuații, există un factor de atenuare care împiedică aplicarea directă de reconstrucție Fourier sau backprojection filtrată (care sunt foarte de succes în CT). De exemplu, la 140 keV, la fiecare 5 cm de țesut absoarbe aproximativ 50% din fotoni. Prin urmare, în scopul de a aplica teorema de proiecție, acest efect de atenuare trebuie să fie corectat.

- În capitolul 3 la CT, am văzut deja cum se măsoară și se calculează coeficientul de atenuare liniară μ , printr-o scanare de transmisie. În vederea de a măsura atenuarea, o sursă radioactivă externă care se rotește în jurul pacientului poate fi folosită. Sistemul SPECT sau PET efectuează astfel măsurare de transmisie la fel ca un scanner CT. Dacă sursa externă în poziția d_1 emite N_0 fotoni de-a lungul s-axe, fracțiunea detectată de fotoni de la cealaltă parte a pacientului în poziția d_2 este

$$N(d_1, d_2) = e^{-\int_{d_1}^{d_2} \mu(s) ds} \int_{-\infty}^{+\infty} \lambda(s) ds. \quad \frac{N(d_2)}{N_0} = e^{-\int_{d_1}^{d_2} \mu(s) ds}. \quad (5.18)$$

- Aceasta este exact factorul de atenuare pentru PET în ecuația (5.16). Aceasta înseamnă că o corecție pentru atenuare în PET poate fi efectuată prin înmulțirea măsurării de emisie $N(d_1, d_2)$, cu factorul $N_0/N(d_2)$. Prin urmare, reconstrucția Fourier sau backprojection filtrată pot fi aplicate.

- Pentru SPECT, cu toate acestea, acest lucru nu este posibil. În literatura de specialitate s-a arătat că, în anumite condiții, teorema de proiecție poate fi utilizată în continuare (adică, dacă atenuarea se presupune a fi o constantă cunoscută într-un contur convex al corpului (cum ar fi capul)).
- Adesea, un contur just al corpului poate fi obținut prin segmentarea imaginii reconstruite obținută fără corecție de atenuare. O soluție alternativă este de a folosi reconstrucția iterativă, așa cum se discută mai jos.
- Totuși, în practica clinică, atenuarea este de multe ori pur și simplu ignorată, și backprojection filtrată este direct aplicată. Acest lucru duce la artefacte severe de reconstrucție. Cu toate acestea, se pare că aceste imagini încă mai oferă informații foarte valoroase de diagnostic pentru un medic cu experiență.

5.5.4. Reconstrucția 3D

- În SPECT cu colimarea cu găuri paralele și în PET 2D problema reconstrucției este de două dimensiuni, și metodele de mai sus pot fi aplicate în mod direct. Cu toate acestea, există configurații de achiziție care nu permit problema de a fi redusă la o reconstrucție felie-de-felie, fără aproximări.
 - Sunt geometrii diferite ale colimatoarelor mecanice în SPECT. Un exemplu este colimatorul con-fascicul. El are un singur punct focal. Prin urmare, toate liniile de proiecție care sosesc la detector 2D se intersectează în acest punct, și reconstrucția exactă de la date con-fascicul necesită metode 3D adevărate.
 - În PET 3D toate liniile posibile de proiecție, care intersectează suprafața detector (linii de coincidență) sunt folosite, atât cele paralele cât și oblice pe planul transaxial. Aceasta achiziție 3D are avantajul că mai multe date sunt obținute de la fiecare pixel radioactiv, reducând astfel zgomotul.
- În aceste cazuri, programul de reconstrucție trebuie să calculeze întregul volum folosind toate datele simultan. Acest lucru este adesea numit reconstrucție 3D adevărată. Trei metode utilizate în prezent de reconstrucție 3D sunt discutate mai jos.

5.7. Echipament

5.7.1. Gamma camera si scanerul SPECT

- Cele mai multe camere gamma utilizează unul sau mai multe cristale mari de NaI (Tl) (Figura 5.11).
- Un colimator de plumb este poziționat în fața cristalului. Acesta colimează și de asemenea protejează cristalul fragil și foarte scump. Notăm, cu toate acestea, că colimatorul este fragil, de asemenea, și septa (Perete despărțitor între două cavități) subțire de plumb este ușor deformat.



(a)



(b)

Fig. 5.11 (a) Gamma camera si scaner SPECT cu două detectoare de cristal de dimensiuni mari. (b) Sistemul cu trei capete detectoare. În cazul în care Camera gama se rotește în jurul pacientului aceasta se comporta ca un scaner SPECT. Astăzi, diferența dintre unitățile gamma si sisteme SPECT, prin urmare, devenit destul de artificială. (Prin amabilitatea de Departamentul de Medicina Nucleara.)

- La cealaltă parte a cristalului, o serie de PMTs este de obicei atașat la acesta. Electronica din partea frontală interfațează această matrice PMT la calculator (Figura 5.12).
- Pentru SPECT detectoarele sunt montate pe un portal flexibil (Figura 5.11), deoarece el trebuie să se rotească pe cel puțin 180 ° în jurul pacientului. În plus, detectoarele trebuie să fie aproape de pacient cât este posibil, deoarece rezoluția spațială scade cu distanța de la colimator.

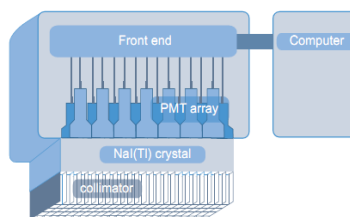


Fig. 5.12. Reprezentarea schematică a unei camere gamma cu un cristal unic mare de scintilație (52 X 37 cm) și colimator cu orificii paralele.



(a)

(b)

<https://www.youtube.com/watch?v=I0re3ncCKvM>



- Evident, sensibilitatea este proporțională la numărul de capete detectoare, și timpul de dobândire (achiziție) poate fi redus cu creșterea numărului de capete detectoare. Pentru unele examene, partea organismului este prea mare pentru a fi măsurat într-o singură scanare. Similar cu CT, calculatorul atunci controlează masa, și trece încet pacientul pentru a scana volum complet.
- O camera nu poate detecta mai mult de un foton la un timp, deoarece toate PMT contribuie împreună la faptul de unică detectare. De la ieșirila PMT, electronica front-end calculează patru valori, de obicei numite x, y, z, și t.
 - (x, y) sunt coordonatele poziției. Ele sunt calculate folosind ecuația (5.14).
 - z este o măsură a energiei fotonice și este calculată ca $\sum_i S_i$. Deoarece o ieșirea PMT este un impuls cu o durată de câteva sute de nanosecunde, Si este integrarea de acest puls d-a lungul timpului:

$$S_i = \int_{t_0}^{t_1} s_i(t) dt.$$

Energia z de fotoni detectați este comparată cu o fereastră de energie $[z_{\min}, z_{\max}]$, care depinde de pe trasorul utilizat.

Dacă $z > z_{\max}$ doi sau mai mulți fotoni se lovesc de cristal simultan, încurcând calculul de (x, y).

Dacă $z < z_{\min}$ fotonul este o urmare a împrăstierii Compton și trebuie eliminat. Unii marcatori emit fotoni la două sau câteva vârfuri diferite de energie. În acest caz, ferestrele de mai multe energii sunt folosite.

- t este timpul de detectare și se calculează ca momentul în care integrarea ajunge la o fracțiune predefinită de z.

$$\sum_i \int_{t_0}^t s_i(t) dt$$

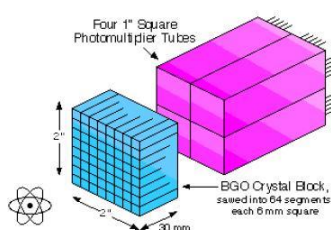
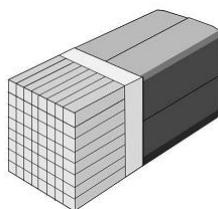
5.7.2. Scanere PET

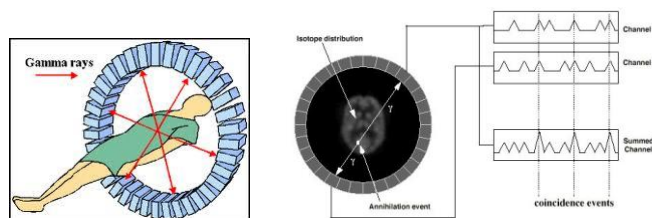
- Majoritatea camerelor PET (Figura 5.13) constau dintr-un inel complet (diametru ≈ 1 m) din module de cristal BGO, GSO sau LSO.
- În PET, nici o rotație de detector nu este, prin urmare, necesară.
- Mișcare de masă, cu toate acestea, pot fi în continuare necesară și este comparabilă cu cea a unei camere gamma.



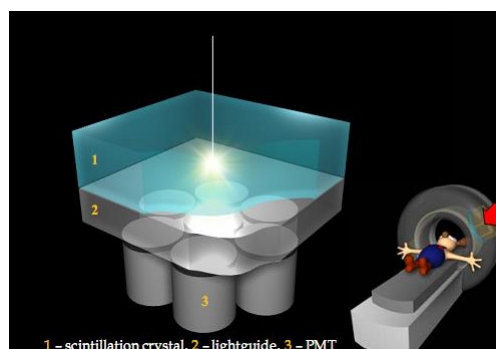
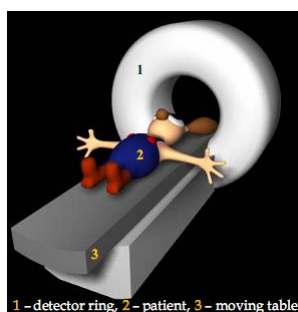
Fig. 5/13. Scanner PET. O masă mobilă mută pacientul prin orificiu circular în portal. Designul exterior este similar celui de un scanner CT și într-o oarecare măsură cu cel a unui scanner RMN. (Prin amabilitatea de Departamentul de Medicina Nucleară.)

- Detectoarele sunt de obicei cristale scintilatoare mici, (de exemplu, $4 \text{ mm} \times 4 \text{ mm}$), lipite împreună în matrice modulare 2D (de exemplu, 13×13) și conectat la PMT (de exemplu, 2×2 , câțiva centimetri lățime fiecare). Aceste module sunt ambalate pe un inel în jurul câmpului de vedere.
- Un scanner PET poate conține mai multe inele de module vecine, în acest fel crescând câmpul de vedere axial.
- De exemplu, trei inele de $13 \times 4 \text{ mm}$ fiecare produc un FOV axial de aproximativ 16 cm.





- Calculul coordonatelor de cristal (x, y), energiei z și timpului t este comparabilă cu cea pentru un detector cu un singur cristal mare, dar se limitează la un singur modul. În acest mod fotoni multipli pot fi detectați la același timp, de module de crystal diferite.
- Momentul detectării t este determinat cu o precizie în gama de la 1 la 10 ns (în 1 ns, lumina calatoresc aproximativ 30 cm), care este scurt față de constantă de degradare de scintilație* (300 ns pentru BGO, 30-60 ns pentru GSO și de 40 ns pentru LSO; 230 ns pentru NaI (TI), în SPECT). *Evenimentele sunt aruncate numai în cazul în care un singur foton este detectat sau în cazul în care mai mult de doi fotoni lovesc camera într-un interval de incertitudine.*
- De exemplu, dacă două perechi de fotoni ajung simultan (de exemplu, în cadrul coincidenței rezoluției de timp) la patru module diferite, ele sunt respinse.
- Notam că, în cazul în care doi fotoni sunt detectați de către același modul, în intervalul de degradare scintilație, ei sunt, de asemenea, respinși. Această ultimă situație, cu toate acestea, nu se întâmplă frecvent, din cauza sumei mari module de cristal.



- O problemă importantă este prezența așa-numitului **randoms**. **Randoms sunt perechi de fotoni, care nu provin de la aceiași pozitroni, dar cu toate acestea, lovesc camera în interval scurt de timp pe parcursul căruia circuitul electronic de detectare consideră acest lucru ca pe o coincidență ($\approx 1-10$ ns).** Probabilitatea de **randoms** crește, cu pătratul de radioactivitate și nu pot fi ignorate. **Numărul de randoms poate fi estimat cu tehnica fereastra întârziată, prezentat schematic în figura 5.14.**

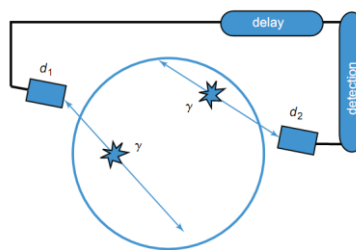


Fig. 5.14. Reprezentarea schematică a unui random și detectarea sa. Unul dintre cei doi fotoni este detectat, cu un timp mic întârziere.

- Camera contorizează numărul de perechi de fotoni detectați care sunt obținute cu o întârziere minimă. Acest timp de întârziere scurt este ales suficient de mare pentru a garanta că cei doi fotoni nu aparțin la o anihilare singură.** Acest număr de randoms garantate poate fi considerat independent de întârziere de timp. Prin urmare, aceeași cantitate de randoms se poate presupune să apară în timpul măsurării de perechi de anihilare adevărate și trebuie să fie scăzute, în scopul de a calcula coincidențe adevărate.
- * constanta de timp ce presupune descompunere exponențială, de exemplu, momentul când intensitatea luminii a revenit la e-1 din valoarea sa maximă.

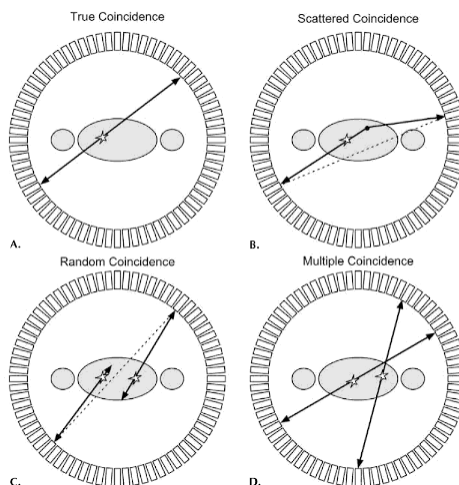


FIGURE 22. Illustration of the four main coincidence event types. A: True coincidence. Both annihilation photons escape the body and are recorded by a pair of detectors. B: Scattered coincidence. One or both of the two annihilation photons interacts in the body prior to detection. This results in a mispositioning of the event. C: Random coincidence: A coincidence is generated by two photons originating from two separate annihilations. These events form a background in the data that needs to be subtracted. D: Multiple coincidence: Three or more photons are detected simultaneously. Due to the ambiguity of where to position the events, these normally are discarded. (Reprinted from *Physics in Nuclear Medicine*, 2nd ed, Cherry SR, Sorenson JA, Phelps ME, W.B. Saunders, New York 1986, with permission from Elsevier.)

- Camere mai vechi **PET sunt de obicei echipate cu septuri** escamotabilee (a se vedea figura 5.15 (a)). Când septuri sunt în domeniul de vedere, **aparatul funcționează în așa-numitul "2D-mode", și detectorul este considerat să fie o concatenare de inele independente**. Numai Liniile de proiecție în cadrul planurilor paralele pot fi acceptate, cum septuri absorb fotonii cu traiectorii oblice.
- **Sisteme recente nu conțin septuri și toate liniile de proiecție disponibile sunt acceptate** (a se vedea figura 5.15 (b)). Reconstrucție de la aceste date necesită algoritmi de reconstrucție 3D adevărați.

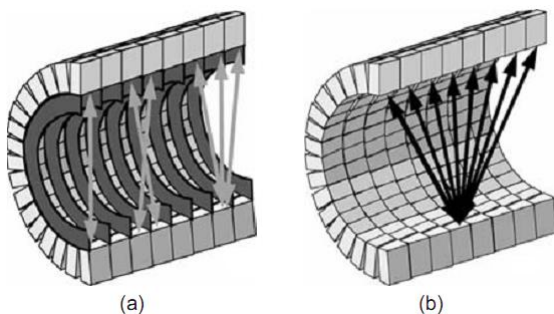
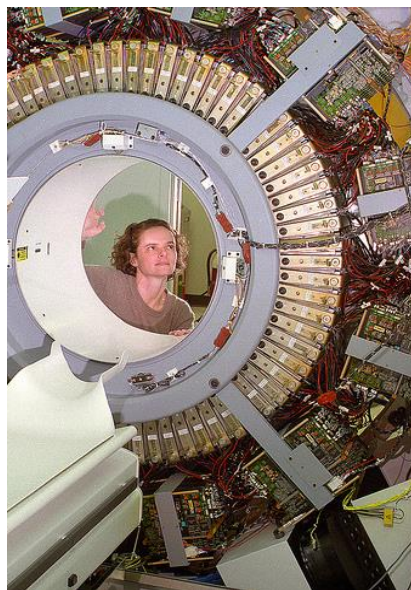
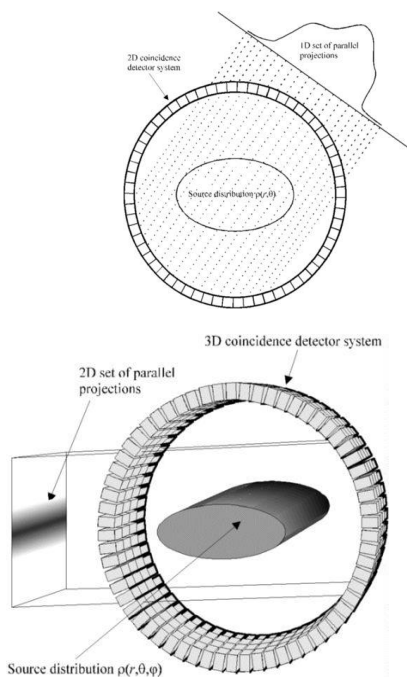


Fig. 5.15. Reprezentarea schematică a unui inel de detector PET tăiat în jumătate. (a) Atunci când septuri sunt în domeniul de vedere, camera poate fi considerată ca o serie de sisteme separate 2D. (b) Retragera de septuri crește numărul de linii de proiecție și, prin urmare, sensibilitatea sistemului, dar reconstrucția 3D adevărată este necesară..



5.7.3. Sisteme hibride

- Sistemele PET și SPECT pot fi combinate cu un sistem CT sau chiar de MR. Printre aceste combinații sistemul PET / CT (figura 5.16) este în prezent cele mai popular și a devenit destul de comun în practica clinică. În acest caz, imaginea CT este folosită pentru corectarea atenuare.



Fig. 5.16. Un CT și un sistem de PET sunt legate și integrate într-un singur portal și partajează un pat comun de pacient. Două scanere-hibrid PET / CT sunt prezentate aici. (Prin amabilitatea de Departamentul de Medicina Nucleara.)

- O problemă potențială este neconcordanță între imaginea de înregistrare și imaginea de emisie din cauza mișcare pacient în timpul examinării de lungă durată (o jumătate de oră și mai mult). Înregistrări nonrigide pot oferi o soluție (a se vedea Capitolul 7), dar ea nu este simplă.
- O altă problema tehnică este cauzată de dependența de energiei a coeficientului de atenuare liniar. În PET, de exemplu, energia fotonică este de 511 keV în timp ce o sursă de raze X în CT transmite un spectru de energie, cu o maximă de energie definită de tensiunea tubului. De exemplu, un tub cu o tensiune de 140 kV produce X-ray fotoni de 140 keV .
- Pentru a calcula coeficientul de atenuare pentru imaginea de emisie, spectrul de energie X-ray este de obicei aproximată printr-o singură medie sau energie efectivă. De exemplu, pentru un voltag de 140 kV energia maximă de fotoni de raze X de este 140 keV și energia efectivă se presupune a fi de 70 keV. Mai mult, relația coeficientul de atenuare la 70 keV și 511 keV la se presupune că pentru a fi porțiuni liniare (Figura 5.17).

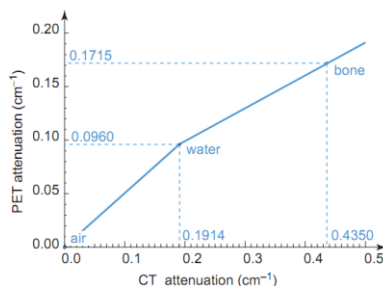


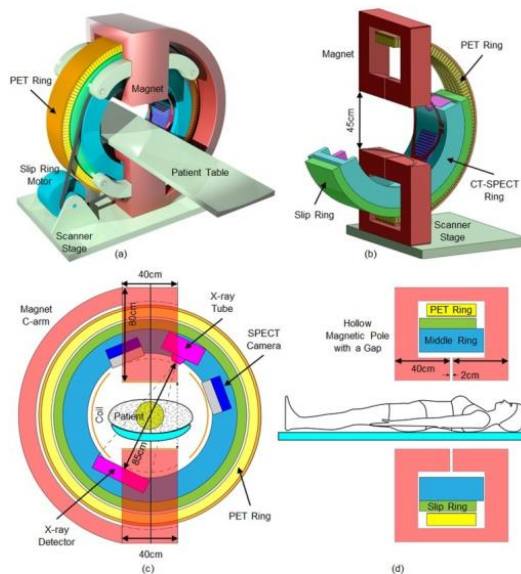
Fig. 5.17 Relație aproximativă între Coeficientul de atenuare liniară în CT, care funcționează la 140 kV, și PET.

Spectrul de energie de fotoni X-ray este aproximată printr-o singură energie efectivă în domeniul de 70 keV. Energia fotonilor PET este 511 keV. Tesut se presupune a fi un amestec, fie liniar de aer și apă, sau apă și oase. Rezultatul este o funcție de conversie pe porțiuni liniare.

Towards omni-tomography--grand fusion of multiple modalities for simultaneous interior tomography.

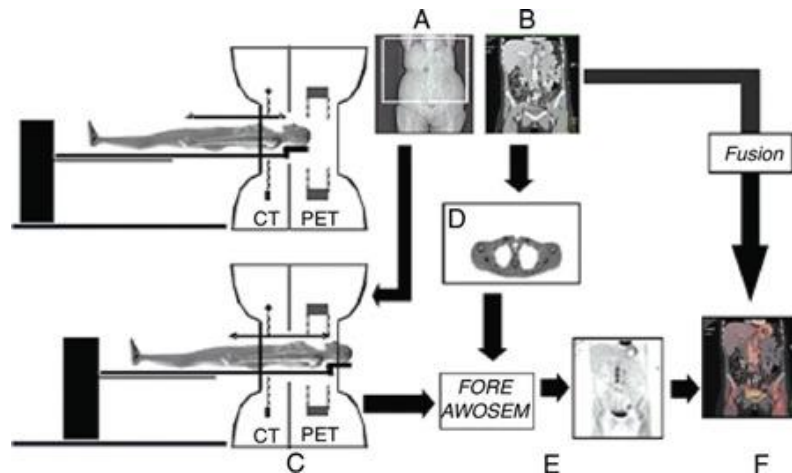
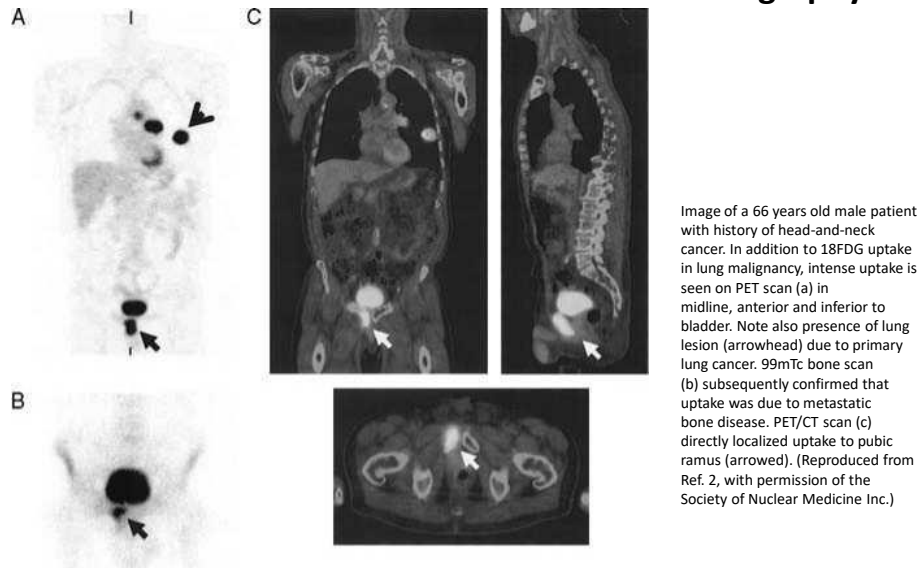


Towards omni-tomography--grand fusion of multiple modalities for simultaneous interior tomography.



Ring-shaped design for omni-tomography.(a) A 3D rendering of the top-level design, (b) a partial rendering, (c) an in-plane view, and (d) a through-plane view. There are two static rings and one rotating ring for omni-tomography. While the red C-arm is a permanent magnet and the yellow outer ring contains PET crystals, the blue ring supports a CT tube, a CT detector and a pair of SPECT camera. The blue CT-SPECT ring is on a green slip ring (like a large ball bearing) as the interface for power and data. The CT-SPECT ring, the slip-ring, and the PET ring all go through the magnetic poles.

Towards omni-tomography--grand fusion of multiple modalities for simultaneous interior tomography.



PET/CT performed using Philips' Gemini TF identifies lymphoma in a pelvic lymph node. (Provided by Philips Medical Systems)

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

5.9 Efectele biologice și siguranța

- Din păcate, moleculele traser nu sunt complet specifice pentru funcția de investigat și sunt acumulați în alte organe, cum ar fi ficatul, rinichii și vezica urinară.
- În plus, produsele radioactive nu dispar imediat după procedura imagistică, dar rămân în organism pentru ore sau zile după ce examenul clinic este terminat. Cantitatea de radioactivitate în organism scade în timp din cauza a două efecte.
 - Dezintegrării radioactive. Aceasta degradare este exponențială. Fiecare jumătate de viață, radioactivitatea scade cu un factor de doi.
 - Excreție biologică. Mulți marcatori sunt metabolizați, și excreția biologică este adesea semnificativă, comparativ cu dezintegrarea radioactivă. Acesta poate fi intensificată cu medicamente. Acest lucru înseamnă că, de asemenea, că vezica urinară primește o doză de radiații mare, care poate fi ridicată cu mai mult de 50% din doza efectivă a pacientului.
- Expunerea la radiații a unui organ special, este o funcție de activitatea în întregul corp. Software de simulare există, care se bazează pe modelele corpului uman (de exemplu, modelul MIRD-medical internal radiation dosimetry (dozimetria radiațiilor interne medicale), a Societății de Medicină Nucleară.
- Concentrațiile inițiale de traser, acumularea de traser și timpul de excreție trebuie să fie introduse în simulator, care calculează apoi de încărcare cu radiații de către fiecare organ și derivă doză eficientă în milisievert. Pentru datele de intrare, valori tipice pot fi utilizate. Aceste valori pot fi definite prin scanarea în mod repetat a unui obiect injectat până când radioactivitatea devine neglijabilă.

- Dozele tipice pentru un număr mare de marcatori sunt publicate de către Comisia Internațională de Securitate Radiologică (ICRP- International Commission on Radiological Protection). De exemplu, doze eficace pentru pacient la un studiu pulmonar sunt de 0,1-0,5 mSv, tiroida 0,4-0,7 mSv, os 1,3 mSv, miocard în jurul valorii de 5 mSv, și tumorile sunt studiate cu FDG în jurul valorii de 6 mSv și galiu 13,0 mSv. Aproximativ vorbind, ele au același ordin de magnitudine ca și dozele eficace pentru imagistica radiografică de diagnostic sau CT.
- Pentru anturajul pacientului, de exemplu, personalul din departamentul de medicină nucleară, este important să se ia în considerare faptul că doza de radiație scade cu pătratul distanței de la sursă și crește cu timpul de expunere.
- Prin urmare, se recomandă ca personalul medical să stea la o anumită distanță de la sursele radioactive, inclusiv de la pacient. Contaminarea de marcatori trebuie să fie evitată.

5.10 Așteptările viitoare

- Deși îmbunătățirile tehnice continue pot fi de așteptat (TOF îmbunătățite și sisteme hibride, detectoare noi, îndepărtarea de artefacte de mișcare, etc) progresul va fi de stimulat în deosebi de dezvoltarea de noi generații de marcatori.
- Mai multe indicații clinice vor fi create de etichetarea cu noi compusi cu marcatori PET. Există o clară schimbare de la marcatori aspecifici, cum ar fi FDG la biomarkeri mai specifici care se leagă de receptori specifici.
- Există, de asemenea, un nou potențial pentru terapie cu trăsori radioactivi, în special pentru tratamentul de boli hematologice prin intermediul radioimunoterapiei cu anticorpi etichetați.
- Imagistica medicală în continuare se îndreaptă spre vizualizarea proceselor biologice la nivel celular.
- În acest fel funcțiile celulare și cai moleculare (molecular pathways) in vivo pot fi studiate, cum ar fi imagistica de reglementare gene, interacțiunile proteine-proteine și urmărirea stem de celulă.
- Această disciplină nouă, care combină imagistica cu biologie moleculară, este numită *imagistica moleculară*. Ea mută accentul de la imagistica de anatomie și funcția de organe către imagistica comportamentului și interacțiunea de molecule. Detectarea precoce a bolii, și urmărirea de terapie genică sunt printre aplicațiile viitoare.

- Figura 5.26 prezintă principiile de bază, a imagisticii de expresie a genelor in vivo. Deși această evoluție nu se limitează la medicină nucleară, tomografie cu emisie teoretic are cel mai mare potențial de a cauza o varietate de marcatori, care pot fi dezvoltați.

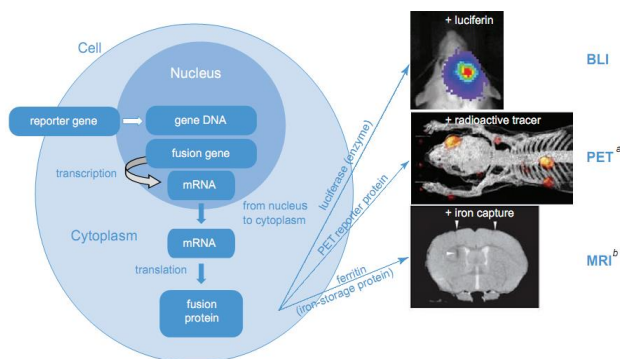


Fig. 5.26. Principiul de imagistica moleculară. O gena reporter este atașat la o gena de interes pentru a crea o fuziune de gena, care este copiată (transcrisă) într-un molecule messenger RNA (mRNA). mRNA se mută de la nucleul la citoplasma unde codul său este folosit în timpul sinteza de o proteină (traducere mRNA în proteine). În funcție de natura de gena-reporter proteina de fuziune este o proteină reporter care este fluorescentă (produce lumina), capturează fier (vizibil în MRI) sau interacționează cu un traser radioactiv (vizibil în SPECT sau PET). (Amabilitatea de Prof. C. Deroose, Departamentul de Medicina Nucleară.)

- Astăzi, cele mai multe dintre aceste tehnici sunt subiecte de cercetare fundamentală. Sisteme adaptate au a fost dezvoltate pentru imagistica animalelor mici, cum ar fi șoareci și șobolani, in vivo. Din cauza dimensiunii lor mici, aceste scanare sunt de obicei etichetate cu prefixul "micro". (micro-PET/SPECT/CT/MRI/US).