

6. RADIAȚII IONIZANTE

6.1. Clasificare. Interacțiunea primară a radiațiilor ionizante cu substanța

Prin **radiații ionizante** înțelegem acele radiații care au energia mai mare decât 10eV.

Acestea pot fi de **natură electromagnetică sau corpusculare**.

Dintre radiațiile electromagnetice, doar cele din domeniul X și gama au energii mari, încât sunt considerate ionizante.

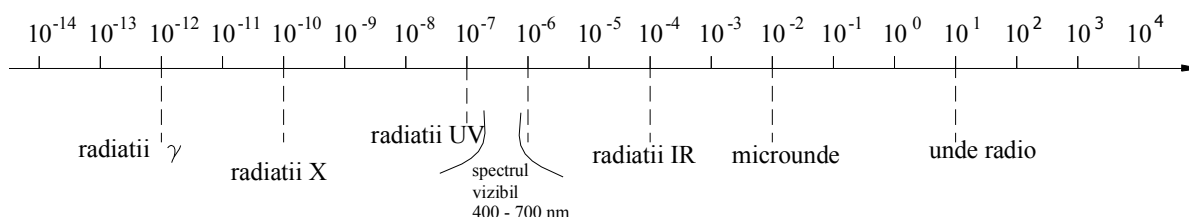


Fig. 6.1. Clasificarea spectrală a radiațiilor electromagnetice

Radiațiile corpusculare ionizante sunt cele nucleare, adică formate din particule alfa, beta plus, beta minus, neutroni, protoni.

Radiațiile ionizante au această denumire deoarece, la interacțiunea cu materia, produc ioni.

Ce este un ion?

Un atom în starea neutră are numărul de protoni din nucleu egal cu numărul de electroni din învelișul electronic. el devine ion dacă cedează sau primește electroni:

1. dacă atomul primește un număr de electron, atunci numărul sarcinilor elementare negative este mai mare decât numărul sarcinilor elementare pozitive și atomul devine ion negativ
2. dacă atomul cedează un număr de electroni, atunci numărul sarcinilor elementare negative este mai mic decât numărul sarcinilor elementare pozitive și atomul devine ion pozitiv.

BIOFIZICĂ ȘI BIOINGINERIE - Note de curs

Tipuri de radiații ionizante:

- α = nuclee de He (sarcină electrică pozitivă $2e$)
- β^+ = pozitroni (sarcină electrică pozitivă e)
- β^- = electroni (sarcină electrică negativă e)
- neutroni (fără sarcină electrică)
- X, γ (unde electromagnetice)

La iradierea unui corp cu radiații ionizante, o parte a energiei radiației este cedată substanței, restul este transmis sau difuzat. Quantumul energiei absorbite și efectele primare produse unei probe biologice, depind de

- natura radiației,
- energia ei,
- tipul țesutului
- timpul de expunere.

Interacțiunea radiațiilor electromagnetice (X și γ) cu substanța

- a) *Efectul fotoelectric*. La interacțiunea unui foton cu un atom, energia fotonului va fi cedată unui electron periferic care va părăsi atomul, rezultând un ion pozitiv. La ieșirea din atom, electronul va avea o energie cinetică egală cu diferența dintre energia fotonului incident și lucrul mecanic de extracție al electronului.
- b) *Efectul Compton*. Fotonul incident, la întâlnirea cu un electron liber sau slab legat, îi cedează o parte a energiei, rezultând un electron cu o energie cinetică, și un foton cu energie mai mică (lungime de undă mai mare), deviat față de direcția fotonului incident cu un unghi oarecare.
- c) *Formarea de perechi electron – pozitron*. În câmpul intens din vecinătatea nucleului, dintr-un foton poate rezulta o pereche electron – pozitron, dacă energia fotonului este mai mare de 1,022 MeV (echivalentă masei create). Energia excedentară va fi transferată particulelor sub forma de energie cinetică.
- d) *Reacții fotonucleare*. Fotonii cu energie mai mare de 10 MeV pot produce reacții nucleare.

În funcție de energia radiației incidente și de numărul atomic al atomilor țintei poate să predomină unul dintre efectele mai sus enumerate.

Interacțiunea radiațiilor corpusculare cu sarcină electrică (α , β , protoni) cu substanța

Aceste tipuri de radiații interacționează în special cu învelișul electronic al atomului producând numeroase ionizări și excitări, fiind radiații **direct ionizante**.

În urma interacțiunilor apar perechi de ioni negativi și pozitivi.

De asemenea, aceste radiații ionizante cu sarcină electrică pot interacționa direct și cu nucleele atomilor țintă, producând radiații de frânare, ca în tuburile de raze X.

Interacțiunea radiațiilor corpusculare neutre cu substanța

Neutronii nu interacționează cu învelișul electronic al atomului, deoarece nu au sarcină electrică, dar pot interacționa direct cu nucleul, producând efecte diferite în funcție de energia lor, astfel:

- *Neutronii rapizi* (energii mai mari de 1 keV) se pot ciocni elastic cu nucleele cedându-le o parte din energia lor.

Nucleul țintă va avea recul, cu atât mai puternic cu cât numărul de masă al său este mai mic.

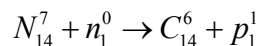
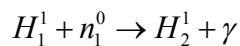
Prin urmare, eficiența unui astfel de transfer energetic va fi maximă tocmai pentru nucleul de hidrogen, pe care îl întâlnim în mod masiv în probele biologice.

Alături de radiația α sunt recunoscuți ca fiind cea mai periculoasă radiație ionizantă.

- *Neutronii lenți – neutroni termici* (aceștia pot proveni și din încetinirea neutronilor rapizi, deci procesele sunt simultane) pot fi captați de nucleul atomic, determinând excitarea acestuia.

La revenirea pe starea fundamentală, nucleul emite o cantă gamma.

În sistemele biologice, neutronii sunt captați mai ales de către nucleele de hidrogen și azot.



Deoarece nucleul este foarte mic comparativ cu atomul, probabilitatea ca un neutron să întâlnească un nucleu pe traiectoria sa este destul de mică, **neutronii fiind penetranți**.

Atenuarea radiațiilor direct ionizante la interacția cu substanța

Radiațiile ionizante corpusculare încărcate electric interacționează cu câmpurile coulombiene ale electronilor și nucleelelor atomilor constituenți, cedând o parte din energia lor pentru a produce excitări și ionizări.

Se definește **transferul linear de energie** (TLE) ca fiind energia cedată de către o particulă incidentă pe unitatea de lungime a traiectoriei sale și se măsoară în keV/ μ m.

$$TLE = W_i \cdot N$$

W_i - energia transferată la o ionizare

N – numărul de ioni formați pe unitatea de lungime

Numim **densitatea liniară de ionizare** (DLI) numărul de ioni creați pe unitatea de lungime a traiectoriei de către fiecare particulă incidentă.

Se exprimă în perechi de ioni pe micrometru.

Parcursul reprezintă distanța medie străbătută de particulă într-un anumit mediu și depinde de puterea ei de ionizare, încheindu-se când întreaga energie a fost cedată sau, în cazul pozitronului când acesta a fost anihilat.

Particulele grele (α , protoni) au o putere de ionizare mai mare și sunt repede încetinite prin disiparea energiei. TLE este de ordinul 15 keV/ μ m.

BIOFIZICĂ ȘI BIOINGINERIE - Note de curs

Atenuarea radiațiilor indirect ionizante (X și γ) la interacția cu substanța

În cazul radiațiilor electromagnetice, X și γ , absorbția energiei de către substanță se face conform legii generale exponențiale, ele nefiind niciodată complet absorbite:

$$I = I_0 e^{-\mu x}$$

I – intensitatea fasciculului emergent de radiații

I_0 – intensitatea fasciculului incident de radiații

μ - coeficientul de atenuare liniară care depinde de natura materialului străbătut și de tipul radiației

x – grosimea stratului de substanță străbătut

Se definește **grosimea de înjumătățire** $d_{1/2}$ - grosimea stratului de substanță după care jumătate din fotonii incidenți sunt absorbiți.

De exemplu, pentru radiațiile γ cu energia $W = 1$ MeV grosimea de înjumătățire în plumb (Pb) este $d_{1/2} = 0,88$ cm.

TLE este scăzut, prin urmare, radiațiile electromagnetice sunt puternic penetrante.

6.2. DETECȚIA RADIAȚIILOR IONIZANTE

Detectoarele de radiații ionizante sunt aparate utilizate pentru a obține informații despre intensitatea radiațiilor într-un anumit loc din spațiu, la un moment dat.

Detectoarele reprezintă elementul sensibil la radiațiile nucleare de diferite tipuri și energii. Ele sunt conectate cu un aparat de măsură (numărător electronic sau, mai simplu: ampermetru, voltmetru) și, astfel, se pot face măsurători cantitative.

Pentru detecția radiațiilor se folosesc fenomenele produse de către radiațiile nucleare la interacția cu anumite substanțe:

- 1) efecte electrice (de ex., ionizarea mediilor străbătute);
- 2) optice (scintilații, luminiscenta);
- 3) chimice (influențarea cineticii reacțiilor, radiocatalizarea lor);
- 4) fotochimice (impresionarea emulsiilor fotografice) etc.

Detectorul cu scintilații

Un tip de **detector** foarte des întâlnit este cel **cu scintilații**.

Schema generală a unui detector cu scintilații cuprinde două incinte: prima este protejată de radiațiile electromagnetice din domeniul vizibil, iar a doua este vidată. În prima incintă se află fereastra de intrare și un fotocatod metalic.

Elementele constructive principale (vezi Fig. 6.2) ale acestui detector sunt:

- a) cristalul/materialul scintilator

- b) fotomultiplicatorul
- c) sistemul de amplificare și contorizare/numărare.

Cristalul/materialul scintilator are rolul de a emite fotoni sub acțiunea radiațiilor ionizante. De obicei, se folosește un cristal de NaI (iodură de sodiu) activat cu Tl (taliu).

Emiterea unei scintilații are loc astfel:

un foton de radiație γ extrage, prin efect fotoelectric la nivel atomic, un electron dintr-un atom de I (iod);

acest fotoelectron are energia proporțională cu energia fotonului γ care l-a generat; apoi, el este frânat, prin interacție electrostatică cu învelișul electronic al unui atom de Na (sodiu);

ca urmare, atomul de Na trece într-o stare excitată (cu energie superioară față de starea fundamentală stabilă) și, după un interval de timp foarte scurt (10^{-8} s), se dezexcită emițând o radiație luminoasă (scintilație/scânteiere) de culoare galbenă.

Astfel, are loc conversia energiei radiației γ în energie luminoasă.

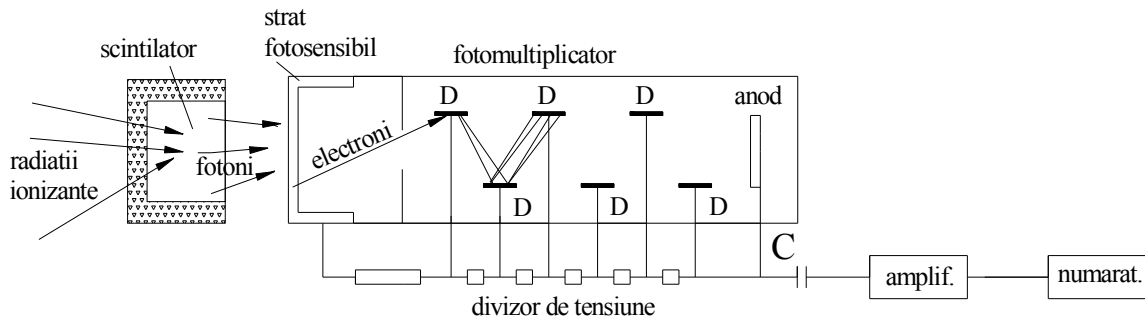


Fig. 6.2. Schemă pentru principiul de funcționare al unui detector cu scintilații

Fotomultiplicatorul este format din: fotocatod și dinode.

Rolul fotocatodului este de a „emite” un electron sub acțiunea unei radiații luminoase, prin efect fotoelectric extern. Acesta este format dintr-un strat fotosensibil (Fig. 6.2.).

Pentru amplificare, se folosește un sistem de electrozi de formă semisferică între care se aplică tensiuni electrice (diferențe de potențial) din ce în ce mai mari, începând dinspre fotocatod (în jur de 100V în plus pe fiecare dinodă).

Acești electrozi se numesc **dinode**. Un electron accelerat sub o tensiune electrică interacționează cu electrodul astfel încât „se reflectă” de acesta, dar „extrage” încă un electron, prin fenomenul numit *emisie secundară*. Așadar, obținem doi electroni, apoi patru și, în final, un număr de 2^{n^*} electroni (unde n^* este numărul de dinode).

Acești electroni ajung pe anod și produc un „puls” de curent electric.

Incinta fotomultiplicatorului este vidată pentru ca electronii să nu sufere ciocniri cu alte particule.

Sistemul de amplificare și contorizare/numărare amplifică semnalul electric și îl înregistrează, afișând numărul de impulsuri și durata măsurării.

BIOFIZICĂ ȘI BIOINGINERIE - Note de curs

Camera gamma

În aparatele moderne, detectorul de radiații este o **cameră gamma** (sau cameră de scintilație).

Elementele constructive principale ale camerei gamma sunt:

1. **Colimatorul** El are rolul de a da o orientare foarte precisă fascicolului de radiații gamma.

Ca principiu, el are orificii prin care radiația trece nedeviată, restul fiind absorbit.

Rolul său este de a dirija fascicolul provenit de la zona investigată pe cristalele scintilatoare.

El este construit dintr-o placă groasă dintr-un material care absoarbe puternic radiațiile gamma (tungsten sau plumb) în care s-a realizat o rețea de canale cilindrice înguste (sute sau chiar mii), aflate la distanță foarte mică între ele, separate prin septuri.

Orientarea canalelor poate fi paralelă, divergentă sau convergentă și determină dimensiunile imaginii.

Rolul septurilor este de a absorbi fotonii gamma care au o direcție oblică față de canale; de aceea dimensiunea septurilor se alege în funcție de energia radiației gamma ce trebuie măsurată de către camera gamma (de la zecimi de mm până la câțiva mm).

Există și colimatoare cu un singur orificiu (pin-hole), prin care se obține o imagine răsturnată a sursei.

De obicei, o instalație scintigrafică este prevăzută cu mai multe colimatoare permițând astfel alegerea celui mai adecvat unei investigații date.

2. **Cristalele scintilatoare** Așa cum am descris componentele și fenomenele la detectorul cu scintilație, rolul lor este de a prelua radiațiile gamma care au trecut de colimator și de a le transforma în scânteii luminoase.

În ele se produc scintilații al căror număr este proporțional cu numărul fotonilor gamma incidenti și a căror strălucire este proporțională cu energia fotonilor incidenti.

3. **Rețeaua de fotomultiplicatoare** Ele sunt plasate în spatele cristalelor scintilatoare într-o structură hexagonală și au rolul de a transforma semnalul luminos în semnal electric prin efect fotoelectric.

Semnalele fotoelectrice au amplitudinea proporțională cu intensitatea fascicolului luminos.

Prin construcția lor, fotomultiplicatoarele au posibilitatea de a emite o pereche de semnale electrice (respectiv pentru pozițiile pe orizontală și verticală) care permit identificarea poziției fotonului incident.

În acest fel, pe imaginea de pe ecranul monitorului se va forma un punct într-o anumită poziție corespunzătoare radiațiilor gamma incidente

4. **Analizorul de impulsuri** El este situat între fotomultiplicatoare și monitor.

Prin construcție, el permite trecerea numai a semnalelor provenite de la zona investigată, pe baza unei analize spectrale a energiei fotonilor γ incidenti, astfel încât să poată fi decelate și înlăturate semnalele parazite.

Aceste semnale parazite apar fie datorită fotonilor γ proveniți din fondul natural de radiații, fie în urma interacției fotonilor γ cu materialul străbătut.

5. Monitorul

Fasciculele de electroni ce provin de la fotomultiplicator vor fi direcționate în tubul catodic al monitorului spre un anumit punct de pe ecranul fluorescent al monitorului, pe care formează imaginea scintigrafică.

Detectorul Geiger-Müller

Detectorul Geiger-Müller (G-M) funcționează pe baza fenomenului de ionizare a unui gaz de către radiațiile formate din particule cu sarcină electrică (α sau β), precum și de electronii emiși de radiațiile γ care străbat un strat de material.

Detectorul G-M este alcătuit din doi electrozi plan-paraleli sau coaxiali, între care se aplică o diferență de potențial.

În incinta în care sunt plasați acești doi electrozi se introduce un anumit gaz, formându-se astfel un condensator electric având ca dielectric/izolator gazul respectiv.

Dacă detectorul este iradiat de o sursă radioactivă, particulele încărcate electric care îl străbat vor produce o ionizare a gazului din incinta detectorului.

Electronii și ionii pozitivi formați, mișcându-se în sensuri contrare sub acțiunea câmpului electric generat de tensiunea electrică aplicată electrozilor, ajung la aceștia și, prin urmare, apare un impuls de curent electric.

El este amplificat și înregistrat de instalația electronică atașată sistemului de detecție.

Intensitatea acestui curent este cu atât mai mare cu cât numărul ionilor formați la trecerea radiațiilor prin detector este mai mare. Desigur, ea depinde și de tensiunea aplicată electrozilor detectorului.

Amplitudinea impulsului electric este reprezentată de variația tensiunii electrice ΔU produse de colectarea purtătorilor de sarcină electrică obținuți prin ionizare; sarcina electrică a acestora este: $Q = Ne$, unde N este numărul de electroni, iar e este sarcina electrică elementară. Deci:

$$\Delta U = \frac{Q}{C} = \frac{Ne}{C} \quad (8.15)$$

C fiind capacitatea condensatorului.

Simultan cu procesul ionizării are loc și fenomenul invers, de recombinare a perechilor electron-ion pozitiv, fenomen care duce la neutralizarea purtătorilor de sarcină liberi și la micșorarea sarcinii electrice colectate.

Schema de principiu a unui detector G-M cu electrozi coaxiali are un catod cilindric și un anod sub forma unui fir pe axul cilindrului (Fig.6.3).

Atunci când, radiația ionizantă care s edorește a fi măsurată (electroni, pozitroni, alte particule încărcate electric etc.), ea interacționează cu atomii gazului pe care îi ionizează, creând astfel un anumit număr de perechi de ioni pozitivi și electroni.

Între electrozii detectorului Geiger-Müller se aplică o tensiune electrică continuă.

Ionii pozitivi sunt atrași (colectați) de catod, iar electronii de anod.

Ca urmare, în circuitul detectorului ia naștere un impuls electric de scurtă durată care se anulează atunci când toți electronii ajung la anod.

BIOFIZICĂ ȘI BIOINGINERIE - Note de curs

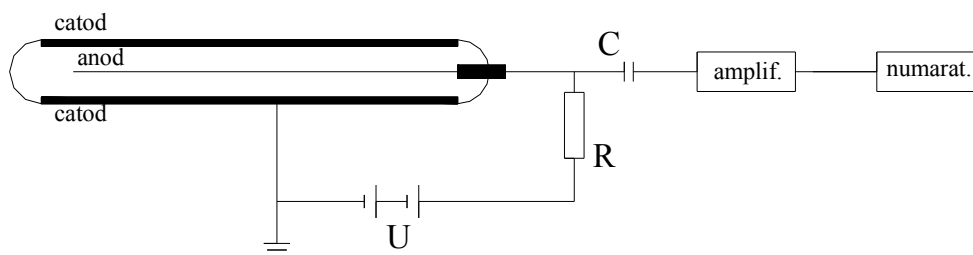


Fig. 6.3. Schemă pentru principiul de funcționare al unui detector Geiger-Müller

Prin caracteristica unui detector G-M se înțelege graficul $n = f(U)$ care exprimă dependența vitezei de numărare n a detectorului de tensiunea aplicată acestuia, în condițiile unui flux constant de particule ajunse la detector (în practică, unitatea de măsură pentru viteza de numărare este impulsuri/minut).

Detectoarele G-M au un timp de viață limitat deoarece ele pot înregistra doar impulsuri electrice, nu curent continuu mare.

Detectorul individual cu film fotografic denumit și caseta dozimetrică

Spre deosebire de celelalte detectoare, care afișează o valoare la un moment dat, detectorul cu film individual ne dă informații despre nivelul radiațiilor ionizante cumulat, pe un interval.

El are elementul sensibil format dintr-un film fotografic și folosește faptul că radiațiile nucleare înnegresc substanța sensibilă aflată pe filmul fotografic.

Deoarece acesta este sensibil și la radiațiile electromagnetice din spectrul vizibil, acesta se protejează fiind închis într-o incintă în care nu poate pătrunde lumina.

Măsurând gradul de înnegrire al filmului, putem determina doza de radiații incidentă într-un anumit interval de timp (o zi, o săptămână, o lună).

Acest tip de detector este folosit pentru a avea informații despre doza de radiații primită de o persoană care lucrează în mediu cu valori posibile mărite ale radiațiilor ionizante.

El are avantajul că sunează doza pe o perioadă destul de mare de timp, lucru foarte important având în vedere că efectele radiațiilor sunt cumulative în timp.

6.3. Dozimetria radiațiilor ionizante

Evaluarea efectelor radiațiilor ionizante impune introducerea unor mărimi fizice precum și a unităților de măsură asociate.

Există două sisteme de evaluare:

unul care evaluează sursa și efectele fizice ale radiațiilor ionizante (dozimetrie fizică), iar

altul care evaluează efectele acestora asupra sistemelor biologice (dozimetrie biologică).

Dozimetria fizică

Pentru a caracteriza o sursă de radiații ionizante, s-a introdus măimea fizică numită **activitatea sursei**.

Ea se definește ca fiind numărul de radiații (egal cu numărul de nuclee ce se dezintegrează) emise de sursă în unitatea de timp.

$$\Lambda = -\frac{dN}{dt}$$

$$[\Lambda] = 1 \frac{\text{dez}}{s} = 1 \text{ Bq} \text{ Becquerel}$$

O unitate tolerată este Curie-ul (Ci). Relația dintre cele două unități este:

$$1 \text{ Ci} = 3,7 \cdot 10^{10} \text{ Bq}$$

(istoric reprezintă activitatea unui gram de Ra^{226}).

Dacă substanța care emite radiații este dispersată într-un volum, putem vorbi de **densitatea de activitate** (activitatea unității de volum) măsurată în Bq / m^3

Doza de radiații reprezintă energia radiației care străbate unitatea de arie în unitatea de timp.

Efectele fizice ale radiațiilor sunt legate de energia absorbită de substanță și de numărul de perechi de ioni (deci de sarcina electrică de un anumit semn) produs.

Doza incidentă reprezintă sarcina pozitivă sau negativă produsă în unitatea de masă:

$$D = \frac{Q}{m}$$

$$\text{în S.I.: } [D] = 1 \text{ C} / \text{kg}$$

O unitate tolerată este Röntgen -ul (r) $1 \text{ r} = 2,58 \cdot 10^{-4} \text{ C} / \text{kg}$.

Doza de radiație absorbită este energia absorbită de unitatea de masă a corpului iradiat

$$D_{\text{abs}} = \frac{W}{m}$$

$$\text{în S.I.: } [D_{\text{abs}}] = 1 \text{ J} / \text{kg} = 1 \text{ Gy (Gray)}$$

O unitate tolerată este rad – ul. $1 \text{ Gy} = 100 \text{ rad}$

Doza (de energie sau de sarcină) în unitatea de timp se numește **debitul dozei**:

$$d = \frac{D}{t}$$

și se măsoară în $\text{C} / (\text{kg} \cdot \text{s})$ și respectiv în $\text{J} / (\text{kg} \cdot \text{s})$ pentru debitul dozei absorbite.

Doza integrală reprezintă energia absorbită (sau sarcina electrică produsă) de întreg corpul fiind dată de relația:

$$D_{\text{int}} = m \cdot D_{\text{abs}} \text{ sau } D_{\text{int}} = m \cdot D$$

Dozimetria biologică

BIOFIZICĂ ȘI BIOINGINERIE - Note de curs

Dat fiind că efectele biologice ale radiațiilor ionizante nu depind numai de energia acestora, ci și de natura lor, se impune alegerea unei radiații standard la care să se raporteze efectele tuturor tipurilor de radiații ionizante.

Radiația de referință aleasă este radiația X cu energia de 200 keV.

Mărima care ne permite să comparăm efectele unei radiații ionizante oarecare cu cea a radiației de referință este **efectivitatea biologică relativă EBR (η)** a unei radiații. Ea arată de câte ori este mai mare efectul biologic al radiației respective asupra țesutului față de efectul radiației de referință în condițiile aceleiași doze incidente. Pentru radiațiile X, γ și β EBR este $\eta \approx 1$, pentru neutronii termici (lenți) $\eta \approx 5$, pentru protoni și neutroni rapizi $\eta \approx 10$, iar pentru radiațiile α $\eta \approx 20$.

Doza biologică (B) măsoară efectul real al radiațiilor asupra sistemelor biologice și este dată de relația:

$$B = \eta \cdot D$$

În S.I. unitatea de măsură pentru doza biologică este Sievert-ul (Sv).

Doza biologică de 1 Sv indică efectul produs de o radiație ionizantă oarecare echivalentă cu efectul produs de 1 Gy de radiație X cu energia fiecărui foton de 200keV.

O unitate tolerată este rem –ul (prescurtare de la **r**öntgen **e**quivalent **m**an) relația dintre cele două unități fiind:

$$1 \text{ Sv} = 100 \text{ rem}$$

Similar cu doza biologică putem obține **debitul dozei biologice**:

$$b = \eta \cdot d = \eta \frac{D}{t} \quad \text{t-timp}$$

și debitul biologic integral:

$$B_{\text{int}} = \eta \cdot D_{\text{int}}$$

Tipuri de iradiere Dacă asupra unui sistem biologic acționează simultan sau succesiv la intervale mici de timp mai multe tipuri de radiații ionizante, efectele acestora se însumează.

Iradierea organismului poate fi externă, caz în care sursa de radiații se află în exteriorul organismului sau internă când sursa de radiații se află în interiorul organismului, ajunsă acolo accidental datorită contaminării sau injectată în scop terapeutic sau pentru diagnosticare (cazul scintigrafiei sau tomografiei cu emisie de pozitroni).

Efectele iradierii sunt cumulative în timp.

Aceasta înseamnă că iradieri succesive, dar la intervale nu foarte mari de timp, duc la același rezultat ca și o iradiere la un moment dat cu o doză mai mare de radiații.

Acesta este motivul pentru care radiografiile sau tomografiile computerizate (nu cele RMN) nu trebuie repetate la intervale mici de timp dacă nu este strict necesar.

Aici trebuie reamintit că noi oricum trăim într-un mediu cu radiații ionizante organismul nostru fiind adaptat la acest mediu.

Problema care se pune este nu de a scăpa total de aceste radiații (lucru de altfel imposibil), ci de a nu depăși limitele la care organismul face față.

O altă caracteristică a acțiunii radiațiilor ionizante este aceea că efectele lor sunt dependente atât de doza biologică cât și de debitul ei.

La doze relativ mari efectele cresc proporțional cu doza.

6.4. Producerea radiațiilor X

În general, putem spune că radiațiile X sunt produse prin interacțiunea electronilor cu învelișurile electronice ale atomilor țintei, spre deosebire de radiațiile gamma care sunt produse de către nuclee atomice radioactive.

Pentru producerea radiațiilor X se folosesc tuburi Coolidge (Fig. 6.5.). Acestea au o parte de sticlă unde se află catodul și una metalică unde se află anodul.

Ele sunt vidate în interior (vidul trebuie să fie destul de înalt (10^{-6} torr), pentru a evita ciocnirea electronilor cu alte particule).

Între cei doi electrozi se aplică o diferență de potențial de ordinul zecilor de kV, numită tensiune de accelerare, U_{acc} .

Materialul din care este confecționat catodul trebuie să fie greu fuzibil. Acesta se încălzește și emite electroni prin efect termoelectric.

La ieșirea din catod, electronii simt câmpul electric puternic dintre catod și anod. Teoretic, un electron cu sarcina electrică elementară $e = -1.6 \times 10^{-19}$ C, ajungând la anod, va avea o energie

$$E_e = eU_{acc} \quad (6.1)$$

Această energie de accelerare o preia electronul de la câmp, sub formă de energie cinetică $E_e = m_e v_{max}^2 / 2$ (se consideră v_{max} ca fiind valoarea vitezei maxime a electronilor accelerați, iar $m_e = 9.1 \times 10^{-31}$ kg masa electronului).

Pe anod este fixată o țintă sub formă de pastilă solidă dintr-un element de mare puritate și cu număr atomic mare ce va emite radiațiile X. Aceasta se plasează la un unghi mare față de direcția electronilor.

În momentul în care electronul cu energii cinetice de ordinul zecilor de mii de electronivolți ajunge la anod, întâlnește atomii țintei și va interacționa electrostatic cu aceștia.

Deoarece energiile electronilor sunt foarte mari, anodul se încălzește rapid, de aceea el trebuie răcit. (Peste 90% din energia electronului este transformată în energie termică care duce la încălzirea puternică a anodului și a monturii sale metalice; de obicei aceasta este confecționată din cupru pentru a se efectua rapid transferul de căldură). În Fig. 6.5. sunt reprezentate intrările și ieșirile unui circuit de răcire cu apă.

Studiindu-se interacțiunea dintre electroni și atomii țintei, s-a ajuns la concluzia că se petrec **două tipuri de fenomene cu două efecte diferite**:

a) **frânarea continuă** a electronilor emiși de către catod și accelerați spre anod. Mecanismul acesta corespunde interacțiunii electrostatice dintre ei și învelișul electronic al atomilor țintei. Există și electroni care se opresc cedând întreaga lor energie fotonului:

$$E_{max\ fot} = E_e = h\nu_{max} = hc/\lambda_{min}, \quad (6.2)$$

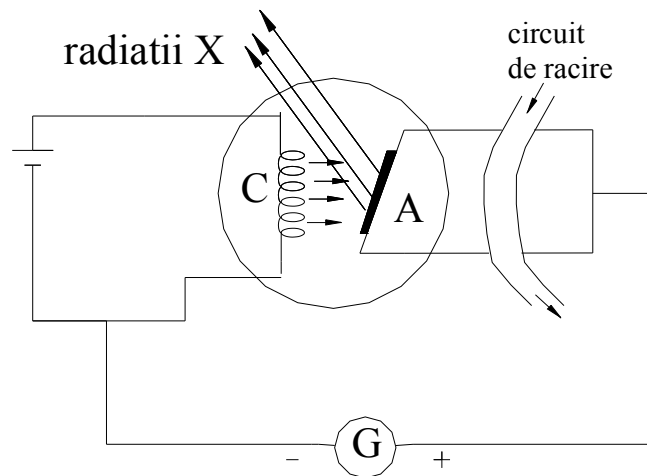


Fig. 6.5. Schema de principiu a unui montaj pentru generarea radiațiilor X

căreia îi corespunde o frecvență maximă a radiațiilor X, $\nu_{\max}$, și o lungime de undă minimă $\lambda_{\min}$ (unde h este constanta lui Planck $6,6 \times 10^{-34}$ Js, iar c este viteza luminii în vid 3×10^8 m/s).

Ca o consecință imediată putem spune că fotonii emiși pot avea orice energie până la această energie maximă.

Rezultatul constă în emiterea spre exterior a **radiațiilor X de frânare cu un spectru continuu**, diferit pentru diferite tensiuni de accelerare.

Pe măsură ce creștem tensiunea de accelerare, spectrul fotonilor emiși se deplasează spre energii mai mari, deci spre lungimi de undă mai mici.

Limita acestui spectru și valorile lungimilor de undă nu depind de natura elementului țintă, ci doar de tensiunea de accelerare.

b) unii electroni mai rapizi au suficientă energie pentru a străbate bariera coulombiană a învelișului electronic și a ajunge pe nivele apropiate de nucleul atomilor țintei, producând excitarea electronilor (electronii atomilor țintei primesc energie și trec de pe un nivel inferior către un nivel superior).

Apoi, electronii din atom tind să se rearanjeze pentru a aduce atomul în starea fundamentală, cu energie minimă.

La aceste tranziții se emit fotoni cu energia egală cu diferența dintre energiile celor două nivele între care s-a făcut saltul.

Frecvența radiației caracteristice se poate calcula cu legea Moseley:

$$\nu_{kn} = cR(Z - \sigma)^2 \left(\frac{1}{n^2} - \frac{1}{k^2} \right) \quad (6.3)$$

unde $R = \frac{m_0 e^4}{8ch^3 \epsilon_0^2} = 1.09 \cdot 10^7 \text{ m}^{-1}$ este **constantă Rydberg**, Z este numărul atomic al

atomilor țintei, σ este o **constantă de ecranare** care se determină din date experimentale, iar n și k sunt valorile numerelor cuantice principale ale nivelelor între care are loc tranziția.

Se observă că această radiație depinde de tipul atomilor țintă și nu poate avea orice valoare a frecvenței, deci **radiațiile X emise vor avea un spectru discret, caracteristic atomilor țintei.**

Frecvențele lor sunt mai mari deoarece sunt implicați electroni de pe nivele mai apropiate de nucleu. Spectrele sunt simple, cu puține linii.

Relația (6.3) ne arată că între mecanismul de emisie al radiațiilor X caracteristice și mecanismul de emisie al spectrului luminos, nu este mare diferență.

Spectrele caracteristice de radiații X sunt mai simple și au linii cu frecvențe mai mari, dependente de Z . Folosind ultima afirmație, s-au construit tuburi de generare a radiațiilor X cu ținte din materiale necunoscute, iar din analiza spectrelor emise s-a putut determina Z -ul elementului chimic respectiv (putem spune că este o metodă de analiză chimică). Astfel, s-au identificat unele elemente grele necunoscute și s-au putut descoperi elementele transuraniene ($Z > 92$) care existau în concentrație mică în anumiți compuși.

Această metodă de analiză prin excitarea electronilor care emit radiație X este foarte precisă și foarte sensibilă.

Proprietăți ale radiațiilor X:

În spectrul complet al radiațiilor electromagnetice, ele se află între radiațiile UV (lungimi de undă mai mari decât radiațiile X) și radiațiile gamma (lungimi de undă mai mici decât radiațiile X).

Radiațiile X cu lungimi de undă sub 0,2-0,1nm, se numesc **hard**, iar cele aflate la marginea cealaltă a domeniului, se numesc **soft**.

Primele se folosesc în radiografia medicală, cristalografie și în scanarea bagajelor pe aeroporturi. Cele *soft* sunt puternic absorbite în aer și apă.

6.5. Efectele radiațiilor ionizante asupra organismelor vii

Curbele doză-efect

- Efectele radiațiilor ionizante se stabilesc determinând procentul de indivizi (entități din ce în ce mai diverse ca molecule, celule, organisme etc.) neafecți de radiație.
- Pentru a stabili relațiile cantitative între doza de radiații și randamentul procesului indus de acestea se trasează **curbele doză-efect** pe populații cu număr mare de indivizi
 - proporția de indivizi care au prezentat efectul studiat în funcție de doza administrată (crescătoare)
 - proporția de indivizi care au rezistat neafecți în funcție de doză (curbe descrescătoare).
- Dacă se notează cu N_0 numărul inițial de indivizi, cu N numărul de indivizi neafecți și cu D doza de iradiere, se pot obține două tipuri de curbe doză-efect:
- a) exponențială $N/N_0 = e^{-kD}$
- b) sigmoidă $N/N_0 = 1 - (1 - e^{-D/D_0})^n$

unde n reprezintă numărul de ținte, adică numărul de locuri din celulă lovite

- a) **Curba doză – efect de tip exponențial** caracterizează cea mai mare parte a mutațiilor, unele aberații cromozomiale, distrugerea culturilor bacteriene sau a suspensiilor de virusuri.

BIOFIZICĂ ȘI BIOINGINERIE - Note de curs

- Numărul de supraviețuitori scade exponențial cu doza. Această relație exponențială s-a stabilit pe baza **teoriei țintei**. Conform acestei teorii, în organism există structuri sensibile, „ținte”, a căror distrugere, printr-o singură lovitură, ar duce la moartea celulei.
- Constanta k se stabilește astfel încât doza D să fie aceea pentru care numărul de supraviețuitori să ajungă la $1/e$ din valoarea inițială.
- $N = N_0/e$
- $N_0/e = N_0 e^{-kD_0}$
- $k = 1/D_0$ $N = N_0 e^{-D/D_0}$
- b) **Curbele doză-efect de tip sigmoid** caracterizează efectele radiațiilor X asupra celulelor de mamifere. Prezintă o deosebită importanță în radioterapie.
 - Pentru doze mari, ecuația $N/N_0 = 1 - (1 - e^{-D/D_0})^n$ devine prin trecere la limită:
 - $N = N_0 n e^{-D/D_0}$

Un individ ar trebui să fie atins în n locuri pentru a fi distrus; conform teoriei țintei ar trebui atinse simultan n ținte.

Factorii care determină tipul de curbă sunt: natura radiației, debitul dozei, condițiile în care se face iradierea (temperatura, timpul, gradul de hidratare, gradul de oxigenare, pH etc.)

În urma iradierii substanței vii cu radiații ionizante au loc fenomene complexe. Alterarea unor funcții de reproducere celulară va avea consecințe rapide și de regulă ireversibile, care pot surveni chiar la doze mici, în timp ce afectarea altor tipuri de funcții are consecințe imediate și sunt evidente doar la doze mari.

Radiosensibilitatea reprezintă capacitatea unui țesut de a răspunde la iradiere printr-o leziune observabilă și este funcție de caracteristicile țesutului, de tipul și intensitatea radiației incidente.

Astfel mâinile și picioarele sunt mai puțin radiosensibile, iar cristalinul, celulele implicate în sistemul imunitar sunt mult mai radiosensibile.

În cazul unor iradierii masive, unul din primele sisteme care cedează este sistemul imunitar ceea ce poate duce la moartea organismului în cazul oricărei infecții ulterioare (ca și în cazul SIDA).

Un alt pericol îl constituie iradierea internă în cazul în care radioizotopul inhalat sau înghițit se fixează preponderent într-un anumit organ provocând acolo o iradiere mai mare și de mai lungă durată. De exemplu în cazul accidentului de la Cernobîl a existat un risc sporit de apariție a cancerelor tiroidiene deoarece printre izotopii emanați în urma accidentului se afla și I^{131} fixat preponderent în tiroidă.

Doza totală anuală pe care o poate primi un om fără a suferi o leziune observabilă, excluzând efectele genetice, se numește **Doză Maximă Admisibilă (DMA)** și stabilirea acesteia face parte dintre îndatoririle unui organism internațional, Comisia internațională pentru protecția împotriva radiațiilor ionizante (CIPR).

Conform CIPR, DMA este de 5 mSv/an, fiind egală cu valoarea DMA pentru cele mai sensibile organe umane. Cele mai puțin radiosensibile organe sunt oasele. Radiațiile pot proveni din:

- iradierii cosmice - fondul natural de radiații 1 mSv/an,
- iradierii artificiale 0,2 mSv/an.
- o radiografie abdominală produce o doză de 6,2 mSv,
- o radiografie pulmonară produce o doză de 0,27 mSv.
- Dacă un individ a fost supus unei iradierii de 6 Sv, acesta poate muri în decursul unei luni din cauza iradierii.

Legea Bergonié- Tribondeau

- Bergonié și Tribondeau au stabilit experimental legea care le poartă numele, referitoare la **radiosensibilitatea** unui țesut:
-
- *Un țesut este cu atât mai radiosensibil cu cât este mai puțin diferențiat și cu cât în el au loc mai multe mitoze (proces de diviziune celulară specific eukariotelor prin care dintr-o celulă mame rezultă două celule fiice identice din punct de vedere genetic).*
-
- Această observație stă și la baza radioterapiei în cazul cancerelor.
- Celulele și țesuturile tinere sunt mai radiosensibile (copiii au risc mai mare).
- Radiosensibilitatea unui țesut crește cu
 - pH-ul (cu cât pH-ul este mai bazic, cu atât țesutul este mai radiosensibil),
 - gradul de hidratare,
 - gradul de oxigenare,
 - temperatura țesutului.
-
- În condiții de pH acid, deshidratare, anoxie și temperatură scăzută, țesuturile devin din ce în ce mai puțin radiosensibile.
- Cele mai radiorezistente țesuturi sunt țesutul nervos și țesutul muscular.
-

Efectele somatice apar în cazul în care doza de radiație depășește un anumit prag, ele fiind funcție de radiosensibilitatea țesuturilor (capacitatea acestora de a răspunde la iradiere printr-o leziune observabilă).

Efectele genetice nu au prag și apar în urma leziunilor cromozomiale din nucleele celulelor reproducătoare. Aceste efecte se manifestă la urmași prin boli genetice, mutații și chiar moarte.

6.6. Tehnici de imagistică pentru investigații medicale

Radiografia

Radiografia reprezintă tehnica prin care, folosind radiații X, se poate ”vedea” în interiorul unor corpuri neuniforme, putându-se deosebi zone cu diferite densități sau compoziții chimice.

BIOFIZICĂ ȘI BIOINGINERIE - Note de curs

Pe scurt, **principiul fizic** al acestei tehnici de investigare, este simplu: un fascicul de raze X este trimis spre corpul de analizat și se înregistrează ceea ce trece prin acesta.

Datorită faptului că zone cu diferite compoziții sau densități vor absorbi diferit radiațiile X, în spatele corpului se va putea detecta pe un material sensibil la radiațiile X, o hartă bidimensională în care diferitele nivele de gri sunt proporționale cu intensitatea radiațiilor X transmise prin toate nivelele corpului străbătute de radiația X.

Tehnica radiografiei permite obținerea de imagini pe film fotografic sau pe un ecran ce conține o substanță luminescentă (emite lumină sub acțiunea radiațiilor X, contrastul putând fi mărit prin intermediul unui intensificator de imagine bazat pe efect fotoelectric).

În radiologie procesul de generare a radiațiilor X se petrece într-un tub Coolidge, obținându-se radiații X de energie relativ mică.

În radiologie se folosesc radiațiile X de frânare, cu spectru continuu.

Într-un fel putem spune că radiografia este "umbra în raze X", a unui obiect. Dar această umbră nu este uniformă, nu este întuneric peste tot, ci prezintă anumite nivele de gri în funcție de coeficientul de absorbție pentru radiațiile X al fiecărui material.

Folosirea radiațiilor X în biologie se bazează pe observația notată chiar de Roentgen, asupra faptului că radiațiile X pot trece prin țesuturi moi, dar nu pot trece prin oase (țesuturi dure) sau metale.

În 1896, Hall-Edwards a fost primul care a utilizat radiațiile X într-o intervenție chirurgicală.

Datorită faptului că energia radiațiilor X este superioară energiei de ionizare (de circa 10 eV), ele fac parte din categoria radiațiilor ionizante ca și radiațiile nucleare, putând avea aceleași efecte ca și acestea. Înainte de a se observa efectul ionizant al radiațiilor X, acestea au fost folosite în medicină la diagnosticare.

Dezavantajul metodei constă în faptul că imaginile tuturor țesuturilor întâlnite de o rază X vor fi suprapuse pe aceeași imagine, ceea ce duce la micșorarea rezoluției.

De asemenea, țesuturile cu densități apropiate nu sunt bine diferențiate pe imagine.

În acest caz, se folosesc substanțe de contrast care se administrează pacientului pe cale orală sau prin injectare, înainte de investigare. Acestea sunt substanțe ce conțin iod sau bariu (elemente cu greutate atomică mare) și au proprietatea de a mări absorbția radiațiilor X, contrastul imaginii devenind mai bun. Astfel, pot fi vizualizate, de exemplu, cavitățile abdominale.

Radiografia este o metodă de diagnostic, prin observarea structurii interne, prezența sau absența unor malformații, obiecte străine, stricăciuni sau transformări ale compoziției unor țesuturi.

Dar radiațiile X pot fi folosite și în tratamente. Atunci când este nevoie de radiații X de energie mare (de exemplu în tratarea cancerelor profunde), electronii de energii mari sunt produși în acceleratoare liniare de particule (betatroane).

Cea mai puternică sursă de radiații X (de la cele soft la cele hard) este sincrotronul.

Tomografia computerizată care utilizează radiații x

Tomografia computerizată (CT) folosește ca sursă radiațiile X cu scopul de a obține imagini tridimensionale ale organelor interioare corpului uman.

Cuvântul tomografie din denumirea acestei tehnici provine din cuvintele grecești "tomos" (feliu, secțiune) și "graphein" (a scrie). Aceasta ne indică faptul că în procesul ei de desfășurare, se vor realiza **imagini ale feliilor/secțiunilor** obiectelor pe care dorim să le studiem.

Prin alăturarea unei serii numeroase de felii sau secțiuni transversale succesive, se obține apoi imaginea 3D completă a obiectului dorit, prin procesarea digitală a geometriei. Secțiunile trebuie făcute în jurul unei singure axe de rotație.

Prin această tehnică se pot realiza secțiuni în orice regiune a corpului, iar imaginea finală, rezultată în urma prelucrării digitale, are o foarte mare precizie.

Perfecționarea acestei tehnici a fost strâns legată de creșterea capacității computerelor.

Doi parametri ce pot fi variați și care au o directă influență asupra rezoluției imaginilor obținute, sunt **doza de radiație și "pitch"-ul** (distanța dintre centrele a doi pixeli vecini).

De obicei, o doză de iradiere mică conduce la obținerea unor imagini cu zgomot mare și cu margini neclare ale obiectelor aflate în interior.

Un scop al cercetătorilor și inginerilor care doresc îmbunătățirea acestei tehnici este acela de a reduce doza de radiații X care trebuie folosită la o examinare prin CT (pentru a reduce riscurile îmbolnăvirii prin iradiere), fără a compromite calitatea imaginii.

Din datele acumulate până în prezent prin efectuarea a milioane de tomografii computerizate pe diferite organe, se poate constitui o bază de date care să permită stabilirea unei doze minime pentru fiecare tip de organ.

În acest fel, se poate face scanarea cu doze diferite pentru fiecare organ, ceea ce conduce și la o scădere a dozei totale.

Atunci când este folosită la investigarea cutiei craniene, scopul este de a detecta: moartea anumitor țesuturi, tumori, calcifieri, hemoragii, traumatisme ale oaselor.

Structurile mai întunecoase (hipodense) indică edeme sau țesuturi moarte, iar cele mai deschise la culoare (hiperdense) pot fi indicii de calcifieri, hemoragii sau traumatisme în oase.

Tumorile sunt indicate de anumite umflături față de dimensiunile normale. Pentru vizualizarea arterelor coronariene sunt necesare aparate care realizează foarte multe secțiuni (peste 300) într-un timp scurt, pentru a obține imagini de înaltă rezoluție spațială și temporală.

Pașii principali ai acestei tehnici:

Sursa de radiații X trimite un flux îngust de radiații X pe o direcție din secțiunea a cărei imagine vrem să o obținem (Fig. 6.6.).

BIOFIZICĂ ȘI BIOINGINERIE - Note de curs

Radiațiile transmise prin obiect sunt detectate pe o direcție diametral opusă (detectoarele sunt, de obicei, cu scintilație), iar computerul calculează absorbția pe direcția investigată.

Apoi, emițătorul își schimbă poziția de-a lungul unui arc de cerc, cu o treaptă care determină rezoluția, înregistrându-se absorbția pe altă direcție.

În timp ce se parcurge întregul cerc, se acumulează câteva sute de mii de valori care, "alipite" în computer, vor forma imaginea unei secțiuni.

În termeni matematici, aceste valori sunt proiecțiile obiectului scanat, care sunt interpretate ca transformările Radon ale structurii obiectului. Reconstrucția constă practic în calcularea transformatei Radon inverse.

Apoi se realizează o translație a obiectului investigat, de-a lungul unei axe perpendiculare pe cercul de rotație, valoarea acestei deplasări ducând la valoarea rezoluției pe a treia axă.

Se repetă procesul de rotație a sursei de radiații X și a detectorului diametral opus și se obține imaginea unei noi secțiuni.

Fiecare înregistrare conține informații privind coeficientul de atenuare pe câte o direcție spațială în cadrul secțiunii care este un indicator al tuturor tipuri de țesut întâlnite de către fasciculul de radiații X pe acea direcție.

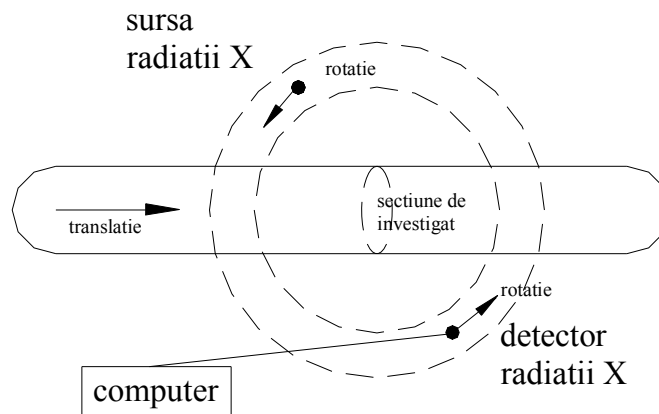


Fig. 6.6. Schema de principiu a unui computer tomograf

Imaginea fiecărei secțiuni este reprezentată în calculator de către o matrice cu un număr de pixeli ce depinde de gradul de rezoluție dorit.

Reprezentarea digitală a fiecărei imagini este stocată în memoria calculatorului unde, prin prelucrarea imaginilor individuale se construiește imaginea finală, cu caracter tridimensional.

Fiecare element tridimensional de imagine se numește voxel.

Pentru prelucrarea digitală a imaginii, fiecărui **voxel** i se asociază un **număr tomografic**, iar luminozitatea punctului (pixelului) corespunzător din imagine va fi proporțional cu acel număr (numărul tomografic se calculează pe baza coeficienților de atenuare).

Numărul tomografic al apei este, prin definiție, egal cu 0; țesuturile care au un coeficient de atenuare mai mic decât al apei au un număr tomografic negativ, iar cele cu un coeficient de atenuare mai mare decât al apei au un număr tomografic pozitiv.

Calitatea imaginii tomografice depinde de o serie de factori care țin atât de parametrii tehnici ai înregistrării cât și de modul de prelucrare digitală.

Actualmente se folosesc, de asemenea, instalații în care înregistrarea se face în spirală, fie prin deplasarea pacientului în mod continuu, simultan cu iradierea, fie sursa de radiații X și rețeaua de detectoare se rotesc solidar în jurul corpului pacientului pe o traiectorie elicoidală. În acest caz se folosesc algoritmi de prelucrare de alt tip decât în cazul înregistrării pe secțiuni distincte.

Pentru mărirea contrastului pe țesuturi mai puțin dense se folosesc substanțe de contrast care conțin iod (deoarece absoarbe radiațiile X) administrate intravenos sau pe cale orală.

Avantajele acestei tehnici sunt date de posibilitatea de a obține secțiuni în care imaginile țesuturilor adiacente nu mai sunt suprapuse. Un alt avantaj important este acela că țesuturi care diferă prin mai puțin de 1% compozițional, pot fi vizualizate distinct.

O singură scanare ce are ca rezultat o serie de secțiuni este suficientă pentru a realiza o imagine tridimensională care poate fi privită în oricare din planele axial, coronal sau sagital, în funcție de ținta diagnosticului.

Tomografia computerizată se poate folosi și pentru alte tipuri de obiecte, care nu sunt neapărat vii, această ramură numindu-se tomografie computerizată industrială.

Rezonanța magnetică nucleară (RMN) sau imagistică de rezonanță magnetică (MRI)

Se bazează pe proprietatea unor nuclee (numite paramagnetice) de a absorbi unde radio atunci când sunt plasate într-un câmp magnetic adecvat.

— protonul (nucleul de hidrogen H^1), P^{31} , Na^{23} , Fl^{19} .

se comportă ca niște mici magneți care, plasați într-un câmp magnetic extern puternic,

se vor orienta față de acesta paralel (starea excitată) sau antiparalel (starea fundamentală), executând o **mișcare de precesie** în jurul unei axe orientate pe direcția câmpului magnetic.

Frecvența mișcării de precesie depinde de valoarea inducției magnetice a câmpului și se află în domeniul de radiofrecvențe (ordinul MHz).

Pentru o inducție a câmpului magnetic de 0.25 T, la 25°C, este suficientă o diferență de 1 la 1 milion între cele două populații (orientare paralelă și antiparalelă) pentru a da naștere unei magnetizări nete.

Această magnetizare corespunde energiei nivelului fundamental (orientarea paralelă) a protonului în câmp magnetic.

Pentru a trece într-o stare excitată (orientare antiparalelă), protonul trebuie să primească din exterior o energie proporțională cu frecvența mișcării de precesie.

Această frecvență se numește **frecvență de rezonanță**.

Dacă asupra nucleelor aflate în câmp magnetic se trimite un puls de radiație electromagnetică din domeniul de radiofrecvență (radiunde), având frecvența egală cu cea a mișcării de precesie, nucleele respective absorb energia prin rezonanță și trec pe un nivel excitat (nivel permis din punct de vedere cuantic).

BIOFIZICĂ ȘI BIOINGINERIE - Note de curs

În acest fel se modifică orientarea momentelor magnetice nucleare în raport cu câmpul magnetic static.

- La întreruperea pulsului de radiofrecvență, nucleele excitate se dezexcită și emit un semnal cu aceeași frecvență ca și cea absorbită (ecou), revenind la poziția de aliniere în câmp.

Nucleele nu se dezexcită simultan, ci treptat, conform unei variații exponențiale în timp - **relaxare exponențială**.

Relaxarea este caracterizată prin timpii de relaxare longitudinală (timpul după care magnetizarea pe direcția paralelă cu câmpul revine la 0,63 din valoarea inițială) și transversală (timpul după care magnetizarea pe direcția perpendiculară pe câmp scade la 0,37 din valoarea de după excitare), timpi care diferă de la un tip de nucleu la altul și chiar la același tip în funcție de substanța chimică căreia îi aparține.

Nu numai timpii de relaxare, ci și frecvențele de rezonanță pentru diferite nuclee sau izotopi ale acestora diferă.

De exemplu, pentru un câmp de 0,1 T (1000 Gauss) frecvența de rezonanță a protonilor este 4,2 MHz, iar a fosforului 1,7 MHz.

Această specificitate permite explorarea selectivă a diferitelor specii de nuclee, prin utilizarea unor frecvențe adecvate ale pulsurilor de radiofrecvență.

În materialele biologice există o serie de nuclee cu proprietăți magnetice (^1H , ^{13}C , ^{23}Na , ^{31}P , ^{39}K). Cel mai abundent, însă, este protonul (nucleul de hidrogen) datorită conținutului mare în apă al organismului. De aceea, metoda RMN este una dintre metodele neinvazive de elecție pentru studiul apei în sistemele biologice. De asemenea, metoda RMN este intens folosită pentru studiul modificării în timp a concentrației unor molecule ce conțin fosfor (ATP, fosfatul anorganic din mușchi).

În practică, un puls foarte scurt de radiunde aduce nucleele în starea excitată iar detectoarele înregistrează radiunde (de aceeași frecvență cu cele care au produs excitația) re-emise de nuclee la dezexcitare.

Absorbția radiundelor (de frecvență fixă) nu poate avea loc decât la o valoare bine precizată a câmpului magnetic.

Punctul în care are loc absorbția poate fi ales prin crearea unui gradient de câmp magnetic cu ajutorul unor bobine în interiorul cărora sunt plasate și dispozitivele care generează radiunde.

Tomografia RMN permite obținerea imaginilor de distribuție a oricăruia dintre aceste nuclee precum și monitorizarea proceselor la care acestea iau parte.

- Schema tomografului RMN este asemanatoare cu a tomografului de raze X. Pacientul trebuie plasat în interiorul unui electromagnet ce creează un câmp magnetic foarte intens (0,05 – 3 T aproximativ de 20.000 de ori câmpul magnetic terestru).

- În general, contrastul imaginilor este foarte bun și fără utilizarea substanțelor de contrast dar în cazuri speciale pot fi folosite și astfel de substanțe (de exemplu substanțe pe bază de Gadolin care reduc timpul de re-emisie a radiounделor de către protoni făcând ca imaginea să fie mai luminoasă).

Scintigrafia

Scintigrafia este o metodă de diagnostic utilizată în medicina nucleară. Principiul de bază are următoarele etape:

- 1) introducerea în organism a unui radioizotop (specie nucleară radioactivă) atașat unei substanțe care intră în metabolismul organului de studiat (radiofarmaceutic);
- 2) captarea radiației emise de acesta utilizând detectori externi;
- 3) formarea imaginii bidimensionale utilizând informațiile de la detectori (camere gamma).

Metoda scintigrafică de investigare prezintă unele riscuri pentru pacient, dar oferă informații morfologice și funcționale care o fac indispensabilă în multe cazuri.

Ca o condiție, radioizotopul trebuie să emită radiații γ de mică energie și să aibă un timp de înjumătățire scurt (pentru evitarea iradierii îndelungate a organismului). Timpul de înjumătățire este timpul după care numărul de nuclee radioactive (aici numărul de nuclee ale radioizotopului) scade la jumătate.

Radioizotopul, împreună cu substanțele metabolice specifice țesutului de investigat (substanțe pe care se atașează radioizotopul) formează un **trasor radioactiv**.

Introducerea substanței marcate sub forma unor compuși ușor dissociabili poate fi făcută prin injectare, inhalare sau pe cale orală.

Mărimea fizică măsurată este *activitatea radioactivă*, notată Λ , adică numărul de dezintegrări care se produc în preparatul/sursa radioactivă, în unitatea de timp: $\Lambda = \frac{dN}{dt}$. Ea este direct proporțională cu concentrația radioizotopului în țesut.

Înregistrarea radiațiilor emise de radioizotopii introduși în organism se realizează după un timp necesar substanței marcate pentru a ajunge în organul de investigat.

Pentru a obține o imagine bidimensională a distribuției izotopului în zona investigată, aceasta va fi scanată punct cu punct.

Detectorul de radiații are o mișcare de rotație într-un plan perpendicular pe axa centrală a corpului.

După o rotație completă, acesta se va deplasa de-a lungul axei corpului pentru o nouă rotație.

Cu ajutorul unui calculator, datele înregistrate privind emisia de radiații γ sunt transformate într-o imagine 2D (bidimensională) pe monitor.

Tomografia prin emisie de pozitroni

Tomografia prin emisie de pozitroni (PET, „positrons emission tomography”) reprezintă o metodă utilizată în investigațiile medicale, asemănătoare scintigrafiei, doar că

BIOFIZICĂ ȘI BIOINGINERIE - Note de curs

de substanțele metabolic active se atașează de data aceasta un izotop radioactiv care emite pozitroni (radiații β^+).

Astfel de nuclee pot fi ^{11}C , $^{13,15}\text{O}$, ^{18}F ; ele sunt instabile în timp și se dezintegrează trecând într-o configurație/specie nucleară stabilă, prin reacții nucleare în care un proton „se transformă”, emițând un neutron și un pozitron.

Trasorul astfel format (prin asocierea substanțelor metabolice cu nucleele radioactive) se introduce în organism.

Se așteaptă câteva minute de la injectare, până ce substanța marcată se acumulează în organele țintă, respectiv în zonele pentru care aceasta are cea mai mare afinitate. De exemplu, glucoza marcată cu ^{11}C (cu timp de înjumătățire de 20 min.) se acumulează în creier, locul în care glucoza este utilizată ca sursă primară de energie.

Fenomenele fizice care se petrec în interiorul zonei investigate sunt următoarele:

1. nucleele radioactive se dezintegrează
2. se emit pozitroni
3. pozitronii se ciocnesc cu electronii liberi din apropiere
4. se produce reacția de anihilare (interacțiunea dintre un pozitron și un electron)
5. rezultă doi fotoni γ având fiecare o energie de 0,514 MeV
6. cei doi fotoni se îndepărtează unul de celălalt în direcții diametral opuse (consecință a legii de conservare a impulsului).

Din punct de vedere constructiv (Fig. 6.7.), trebuie asigurate condițiile ca acești fotoni γ să fie detectați de către o pereche de detectoare, situate la 180° unul față de celălalt, care se rotesc solidar.

O altă condiție absolut necesară este aceea de a lua în considerare doar fotonii γ care sosesc simultan (pentru a fi siguri că provin de la nucleele introduse în organism și nu de la alte surse radioactive, terestre sau cosmice). Pentru aceasta, aparatul este prevăzut cu un circuit de coincidență, conectat cu ambele detectoare, care trimite un semnal electric spre sistemul de înregistrare, pentru a fi luați în considerare numai fotonii detectați simultan.

După detectarea unui număr foarte mare (sute de mii) de reacții de anihilare, se calculează distribuția emițătorilor de pozitroni prin procedee de reconstrucție tomografică.

În acest mod se poate reconstitui o imagine bidimensională (2D) a distribuției izotopului în țesutul investigat.

Se pot realiza reconstrucții nu numai pentru secțiuni transversale, ci și pentru secțiuni înclinate și, de asemenea, se pot realiza reconstrucții tridimensionale (3D).

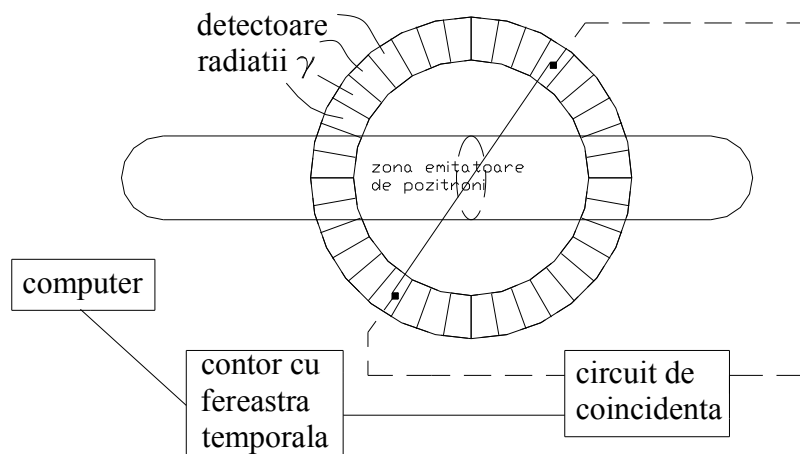


Fig. 6.7. Schema de principiu a unui dispozitiv medical PET (tomografie prin emisie de pozitroni)

Tomografia prin emisie de pozitroni (PET) este o metodă foarte sensibilă, permițând observarea unor fenomene fiziologice cum ar fi metabolismul glucozei (de exemplu, reducerea abilității neuronilor de a utiliza glucoza duce la alterarea multor funcții cerebrale), transportul oxigenului, sinteza proteinelor etc.

Această metodă permite chiar diagnosticarea tendințelor de îmbolnăvire, în cazul cancerelor sau a bolii Alzheimer, prin identificarea modificărilor de metabolism (de exemplu, în cazul celulelor canceroase are loc o metabolizare mai rapidă a glucozei).

Diagnosticarea înainte de declanșarea bolii (în cazul bolii Alzheimer, chiar cu ani înainte) permite aplicarea unor terapii care să prevină sau măcar să încetinească evoluția bolii.