

BAZELE FIZICE ALE IMAGISTICII MEDICALE

Introducere

Obținerea unor date cât mai precise privind modificările de structură și/sau funcție a organelor interne este esențială pentru stabilirea diagnosticului dar și a tratamentului adecvat. Metodele de vizualizare își propun obținerea unor astfel de informații. Pentru obținerea informațiilor un factor fizic trebuie să interacționeze cu organul investigat, modificându-și caracteristicile. Inevitabil aceasta afectează organul investigat. Este de dorit ca efectele asupra organismului să fie cât mai mici (metoda să fie cât mai puțin invazivă). Pentru a se obține acest lucru trebuie utilizați factori fizici cu energie cât mai mică (de exemplu este de preferat utilizarea radiațiilor neionizante față de cele ionizante) și în doză cât mai mică, precum și a unor detectoare cât mai sensibile.

Oricum nu trebuie să fie folosite excesiv aceste metode dacă nu este strict necesar. În același timp este obligatoriu ca informațiile să se refere la regiuni cât mai mici și mai bine delimitate ale organismului (rezoluția spațială să fie cât mai bună). De asemenea factorii fizici trebuie să interacționeze cât mai specific cu țesuturile pentru ca informațiile să fie cât mai diferențiate. Se poate mări specificitatea

interacțiunilor prin utilizarea substanțelor de contrast.

Metode ce utilizează ultrasunete

Ultrasunetele sunt unde mecanice longitudinale cu frecvențe de peste 20 kHz. În practică fenomenul utilizat pentru obținerea informației este reflexia sunetelor pe suprafețele ce separă diferitele țesuturi, metoda numindu-se *ecografie*. Ultrasunetele sunt radiații neionizante deci energiile implicate sunt mici și riscurile pentru organism practic nu există. Dezavantajul utilizării ultrasunetelor este dat de rezoluția relativ mică.

În cazul folosirii pentru investigații a fenomenelor ondulatorii (reflexie, refracție, absorbție etc.) limitarea rezoluției este dată de fenomenul de difracție. Difracția constă în ocolirea aparentă a obstacolelor atunci când dimensiunea acestora este comparabilă cu lungimea de undă a radiației. Atunci când apare difracția obiectul nici nu reflectă nici nu absoarbe radiația devenind „invizibil” pentru aceasta. În cazul ultrasunetelor cu frecvența $\nu = 2 \text{ MHz}$ ce se propagă în țesuturi moi (viteza fiind $v \approx 1.500 \frac{m}{s}$) lungimea de undă ($\lambda = \frac{v}{\nu}$) este de circa

0,75 mm. O astfel de rezoluție pare suficientă, dar aceasta este rezoluția maximă teoretic posibilă în practică intervenind și alte cauze ale limitării ei. Soluția poate părea creșterea frecvenței ultrasunetelor utilizate dar aceasta implică atât dificultăți tehnice cât și creșterea energiei ultrasunetelor cu mărirea efectelor asupra organismului.

Ecografia

Reprezintă o clasă de metode de investigație din care fac parte ecografiile de tip 2D, 3D, 4D (3D în timp real) și Doppler. Toate aceste metode se bazează pe reflexia ultrasunetelor pe suprafețele de separație

dintre diferitele regiuni din corpul uman. Un generator (de obicei piezoelectric) de ultrasunete emite un puls foarte scurt și unidirecțional de ultrasunete (cu frecvență fixă uzual între 2 și 20 MHz). Pentru a micșora reflexia ultrasunetelor pe suprafața pielii, care ar duce la pierderea în cea mai mare parte a energiei unde pătrunse în corp, se aplică pe corp o pastă care asigură, practic, pătrunderea ultrasunetelor în corp fără reflexii (adaptarea de impedanță) Undele sunt reflectate de diferitele suprafețe interne (ecou) și recepționate de un detector (în general cristalul care emite ultrasunetele este și detector).

Sonda de ultrasunete

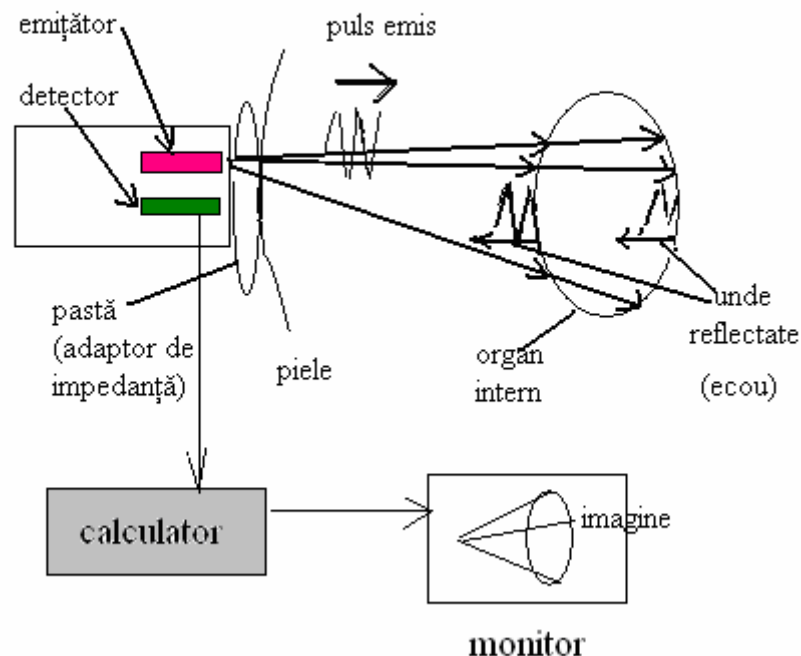


Fig. 1 Schema de principiu a ecografului

Se măsoară timpii scurși între emiterea pulsului de ultrasunete și recepționarea ecourilor iar un calculator cunoscând viteza de propagare a ultrasunetelor (în țesuturile moi de circa $1.500 \frac{m}{s}$) va calcula distanțele până la punctele în care au avut loc reflexiile. Apoi se emite un puls pe o altă direcție la un mic unghi față de prima. În final se baleiază un arc de cerc iar calculatorul, pe baza distanțelor calculate, generează o imagine.

Dacă se folosesc simultan mai multe sonde de ultrasunete plasate convenabil imaginile plane (2D) pot fi asamblate de calculator și transformate în imagini tridimensionale iar dacă dispunem de un calculator puternic și de programele adecvate imaginile tridimensionale pot fi obținute practic instantaneu (ecografie 4D sau 3D real-time). Evident în ecografia 4D se obțin mult mai multe informații decât în cea 2D.

Ecografia Doppler

Utilizează modificarea frecvenței undelor la reflexia pe obiecte aflate în mișcare pentru a determina viteza de deplasare a acestora știindu-se că frecvența undei reflectate pe ele depinde de viteza lor.

Dacă reflexia are loc pe hematii se poate determina viteza de curgere a sângelui în inimă sau vase sanguine, regimul de curgere (laminar sau turbulent), volumul care curge în unitatea de timp etc. Înregistrările pot fi făcute utilizând pulsuri de ultrasunete (PWD- Pulsed Wave Doppler) caz în care emițătorul și detectorul pot fi același cristal sau în regim de emisie și recepție continuă (CWD- Continuu Wave Doppler) caz în care emițătorul și detectorul vor fi cristale diferite. CWD este utilizată mai ales pentru investigarea cordului (regiunea investigată este bine delimitată dar determinarea vitezelor nu este foarte precisă) iar PWD este utilizată atât în investigarea inimii cât și a vaselor sanguine (regiunea investigată este mai puțin bine delimitată în schimb vitezele sunt determinate cu acuratețe).

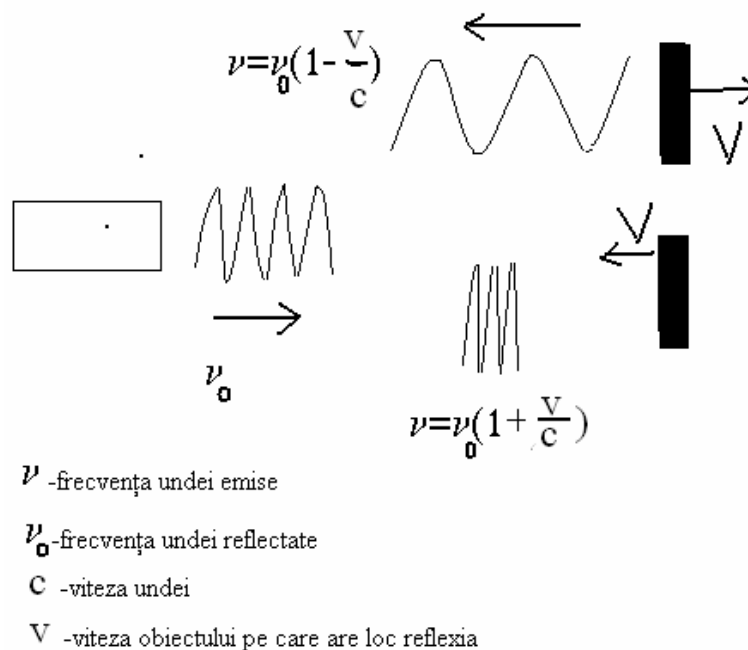


Fig. 2 Principiul ecografiei Doppler

Metode care folosesc radiații electromagnetice

Aceste metode se bazează pe absorbția emisia și, eventual, re-emisia diferențiată de către diferitele țesuturi a anumitor tipuri de radiații electromagnetice. În practică radiațiile utilizate sunt radiațiile infraroșii în termografie, X (Roentgen) în radiografie, radioscopie și tomografia (tehnică de obținere a imaginilor de secțiuni) computerizată (CT) și radioundele în tehnicile RMN (în acest din urmă caz corpul trebuie plasat într-un câmp magnetic variabil de intensitate mare). Radiațiile X sunt radiații ionizante deci la doze mari ele ar putea fi periculoase pentru organism. În aparatele moderne se folosesc însă

detectors de mare sensibilitate iar fasciculele de radiații sunt bine colimate (direcționate) ceea ce reduce spre zero riscurile atât pentru pacient cât și pentru personalul de deservire (care nici nu stă în camera în care are loc investigația). Oricum, dat fiind faptul că efectele radiațiilor ionizante sunt cumulative în timp, astfel de investigații nu trebuie repetate la intervale mici de timp dacă nu este strict necesar.

Radioundele sunt radiații neionizante, deci practic ele nu sunt periculoase, dar rămân insuficient cunoscute efectele câmpurilor magnetice intense și variabile. Acestea nu pot avea totuși efecte specifice mari asupra unor structuri

deoarece câmpul magnetic nu poate transfera direct energie particulelor.

Termografia

Reprezintă o tehnică de înregistrare a radiațiilor infraroșii emise de suprafața corpului uman (practic o fotografie în infraroșu). Emisia de radiații infraroșii este dependentă de temperatură astfel încât înregistrarea emisiei în infraroșu permite determinarea cu mare precizie a temperaturii (se pot determina diferențe mai mici de 0,1 °C). La rândul ei temperatura este determinată de activitatea locală (metabolică, circulatorie etc.). Determinarea diferențelor de temperatură între diferite regiuni ca și a modificărilor de temperatură, în timp, în același loc permite semnalarea modificărilor de structură și/sau funcție a diverselor organe chiar și înainte de declanșarea bolii. Aceasta permite diagnosticarea unei multitudini de boli (cancere, infecții, afecțiuni tiroidiene etc.). De remarcat că metoda este total neinvazivă iar costurile sunt mici.

Radiografia și radiosopia. Radiațiile X

Radiațiile X pot fi privite din două puncte de vedere: ondulatoriu și corpuscular. Din punct de vedere ondulatoriu ele sunt unde electromagnetice cu lungimea de undă cuprinsă aproximativ în intervalul 0,1- 100 Å ($1\text{Å} = 10^{-10}$ m). Din

punct de vedere corpuscular ele sunt fotoni cu energii de circa 0,1- 100 keV ($1\text{ eV} = 1,6 \cdot 10^{-19}$ J). Cele două moduri de a privi radiațiile X deși aparent contradictorii sunt de fapt complementare așa cum rezultă din teoria dualismului corpuscul undă. Dat fiind faptul 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.

Radiațiile X pot fi produse în două moduri:

1. prin frânarea bruscă electronilor puternic accelerați (deci având energii cinetice mari) caz în care se numesc radiații X de frânare și au un spectru continuu (conțin toate lungimile de undă dintr-un anumit domeniu)
2. prin dezexcitarea electronilor pe un nivel interior al unui atom greu caz în care radiațiile se numesc radiații X caracteristice și au un spectru discret (sunt prezente doar radiații cu anumite lungimi de undă bine precizate)

În practică se folosesc mai ales radiațiile X de frânare. Obținerea lor presupune două etape prima constând în obținerea unui fascicul de electroni de energie mare iar a doua frânarea bruscă a acestora pe ținte metalice cu generarea de radiații X. În radiologie ambele procese se petrec într-un tub Coolidge, obținându-se radiații X de energie nu foarte mare. 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).

Tubul Coolidge (Fig. 3) este un tub de sticlă vidat (vidul trebuie să fie destul de înaintat) și conține un catod dintr-un material greu fuzibil (poate fi wolfram) încălzit prin trecerea unui curent electric și un anod (tot dintr-un material greu fuzibil (wolfram, molibden, reniu). Prin încălzire catodul emite electroni (efect termoelectronic) iar electronii puternic accelerați de câmpul electric dintre catod și anod (tensiunea poate depăși 100 kV).

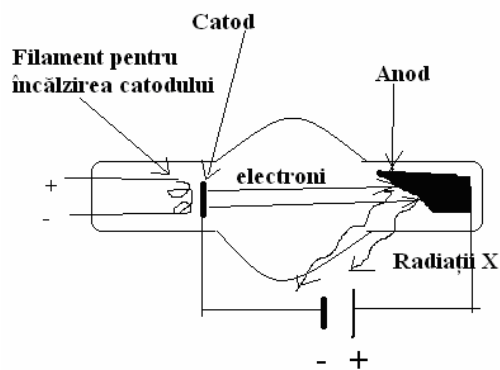


Fig. 3 Schema tubului Coolidge

Tubul generator de radiații X trebuie plasat într-o incintă de plumb pentru a preveni iradierea persoanelor care

deservesc instalația. În această incintă este perforat un orificiu îngust care permite ieșirea unui fascicul îngust și bine colimat de radiații X.

În betatroane accelerarea electronilor se face tot de către câmpul electric dar lungimea mai mare permite obținerea de energii mai mari.

Radiografia și radiosopia permit 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).

Dezavantajul metodei constă în faptul că imaginea tuturor țesuturilor întâlnite de o rază X vor fi suprapuse pe 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. Acestea sunt substanțe ce conțin iod sau bariu mărind absorbția radiațiilor X și deci și contrastul imaginii va fi mai bun. Astfel pot fi vizualizate, de exemplu, cavitățile abdominale.

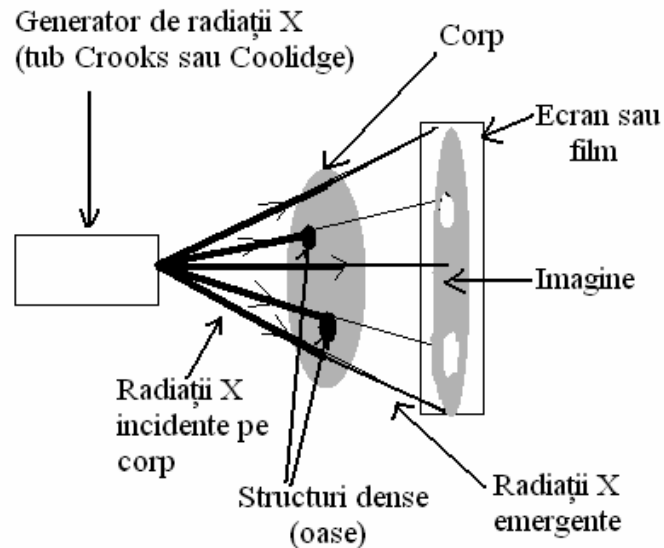


Fig. 4 Schema obținerii unei radiografii (radioscopii)

Tomografia computerizată (CT)

Permite obținerea imaginii oricărei secțiuni prin corpul uman obținându-se imagini de mare precizie. Dacă se fac imagini ale secțiunilor succesive acestea pot fi asamblate în imagini tridimensionale ale organelor interne. Emițătorul de radiatii X emite un flux îngust de radiatii X pe o direcție din secțiunea a cărei imagine vrem să o obținem. Radiatiile emergente sunt detectate iar computerul calculează absorbția pe direcția investigată. Apoi emițătorul își schimbă poziția înregistrându-se absorbția pe altă direcție. După ce este baleiată toată suprafața computerul

calculează absorbția în fiecare punct al suprafeței și construiește imaginea pe monitor. Imaginea este foarte precisă mai ales pentru țesuturile mai dense (de exemplu oase). După obținerea imaginii unei secțiuni patul cu pacientul poate fi deplasat pentru obținerea imaginii unei noi secțiuni. Deplasarea poate fi făcută și continuu simultan cu rotirea generatorului de radiatii X (CT în spirală) ceea ce reduce timpul de examinare. Pentru mărirea contrastului pe țesuturi mai puțin dense se folosesc substanțe de contrast ce conțin iod (care absoarbe radiatiile X) administrate intravenos sau pe cale orală.

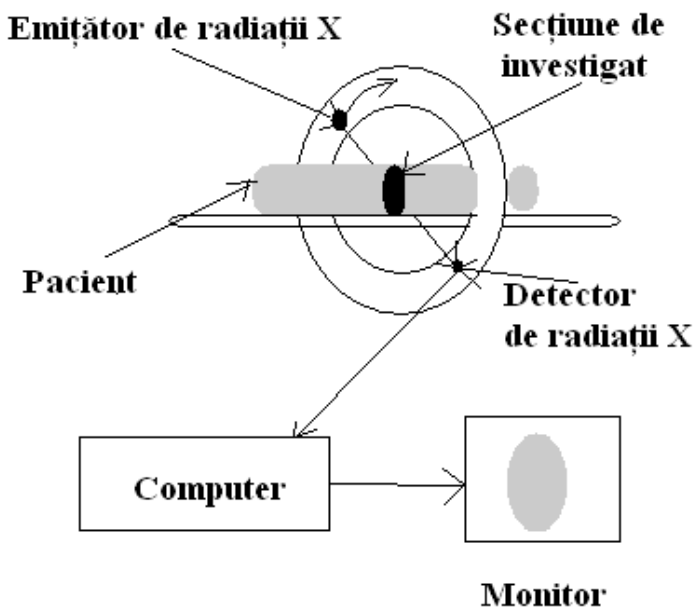


Fig. 5 Schema de principiu a tomografului computerizat

Tomografia RMN (rezonanță magnetică nucleară în engleză NMR sau MRI) se bazează pe proprietatea unor nuclee (numite paramagnetice) de a absorbi radiunde atunci când sunt plasate într-un câmp magnetic adecvat. Printre nucleele care au această proprietate se numără protonul (nucleul de hidrogen H^1), P^{31} , Na^{21} , Fl^{19} . Aceste nuclee 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). Trecerea între cele două orientări se face prin absorbția sau emisia de radiunde. În practică un puls foarte scurt de radiunde aduce nucleele în starea excitată iar detectoarele înregistrează radiundele (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 obținerii imaginilor distribuției oricăruia din aceste nuclee precum și monitorizarea proceselor la care acestea iau parte. În MRI imaginile se obțin pe baza absorbțiilor și re-emisiilor radiundelor de către nucleele H^1 . Astfel imaginile vor fi foarte precise pentru țesuturile bogate în apă (moi). Schema tomografului RMN este aceeași cu a

tomografului de raze X doar că 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). Foarte importante sunt

însă și metodele (din păcate puțin utilizate în România) care permit urmărirea proceselor metabolice în care sunt implicate diverse nuclee paramagnetice. Urmărirea proceselor metabolice poate fi suprapusă peste imaginea anatomică.

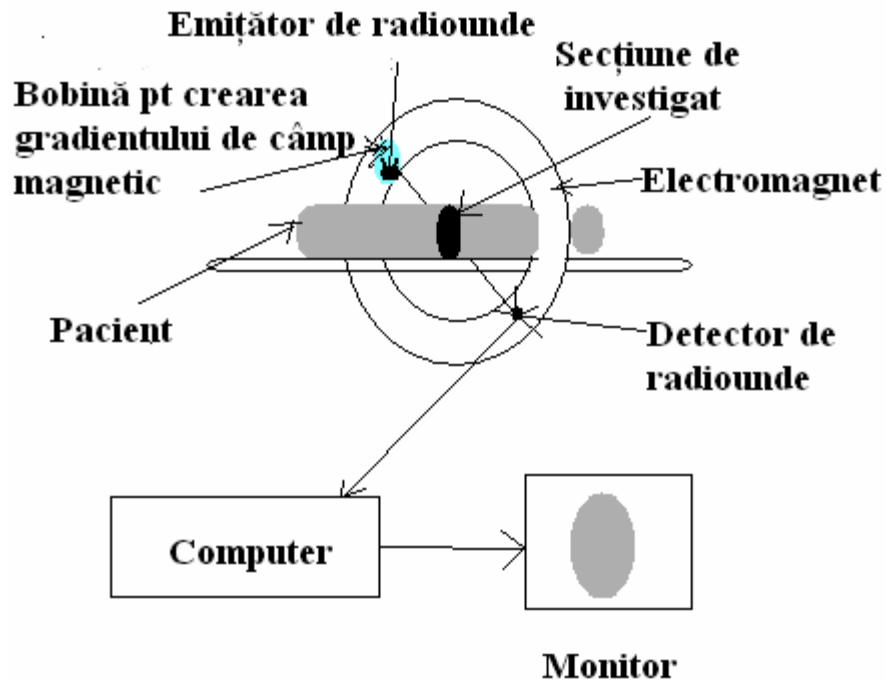


Fig. 6 Schema de principiu a unui tomograf RMN

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 radiunilor de către protoni făcând ca imaginea să fie mai luminoasă).

Metode bazate pe radioizotopi

Aceste metode presupun introducerea în organism a nucleelor radioactive (emițătoare de radiații nucleare). Evident aceasta presupune riscuri pentru organism și de aceea se impun unele restricții în utilizarea lor (de exemplu în cazul femeilor gravide a copiilor etc.). Izotopii radioactivi nu sunt introduși ca atare în organism, ci sunt inserați în substanțe

(substanțe marcate) implicate în funcționarea unor organe.

Scintigrafia (SPET- single photon emission tomography)

Presupune introducerea în organism a substanțelor, specifice funcționării organului de investigat, marcate cu izotopi radioactivi emițători de radiații γ . Introducerea substanței marcate poate fi făcută prin injectare, inhalare sau pe cale

orală. După un timp, necesar substanței marcate pentru a ajunge în organul de investigat, cu ajutorul unui detector de radiații (de obicei cu scintilații) ce se mișcă lent într-un plan perpendicular pe axa centrală a corpului se înregistrează radiațiile emise de izotopii radioactivi. Cu ajutorul unui calculator datele înregistrate privind emisia de radiații γ sunt transformate într-o imagine pe monitor.

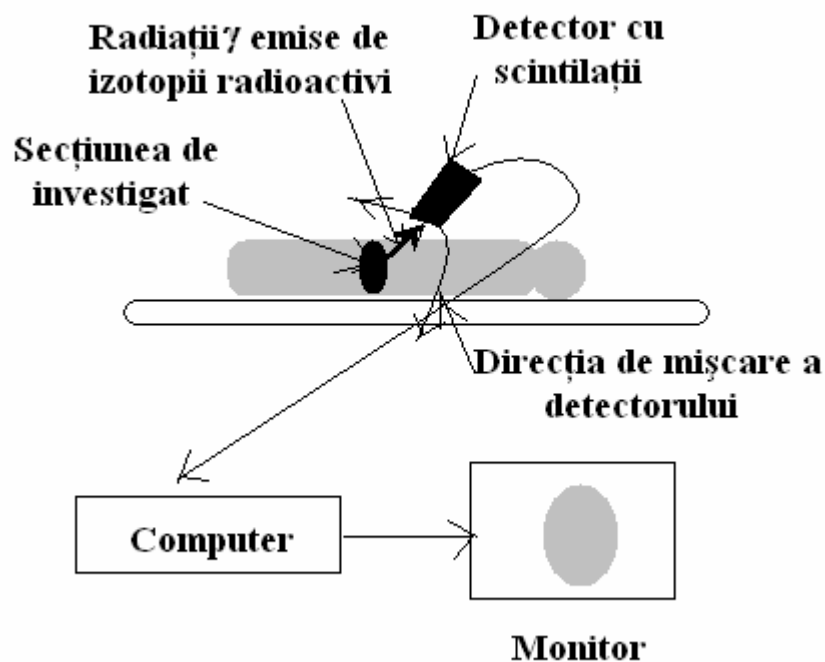


Fig. 7 Schema de principiu a unui scintigraf

Cu toate că prezintă unele riscuri pentru pacient scintigrafia oferă informații morfologice și funcționale care o fac indispensabilă în unele cazuri.

Tomografia prin emisie de pozitroni (PET- positrons emission tomography)

Este o metodă asemănătoare scintigrafiei doar că în organism se introduc substanțe marcate cu izotopi radioactivi ce emit radiații β^+ . Radiația β^+ (pozitronul) are

aceeași masă cu electronul și sarcină egală cu el dar pozitivă fiind antiparticula electronului. Când o antiparticulă se ciocnește cu particula corespunzătoare are loc reacția de anihilare cele două transformându-se în energie (conform relației lui Einstein $E=mc^2$). În cazul nostru ciocnirea unui pozitron cu un electron va genera doi fotoni γ . Detectarea simultană a celor doi fotoni γ indică existența reacției de

anihilare și deci a emisiei unui pozitron. Pentru aceasta mai multe detectoare cu scintilație sunt montate în coincidență astfel încât spre calculator nu va fi trimis un semnal decât dacă două detectoare înregistrează simultan câte un foton. Calculatorul înregistrează reacțiile de anihilare și pe baza lor generează o imagine pe monitor.

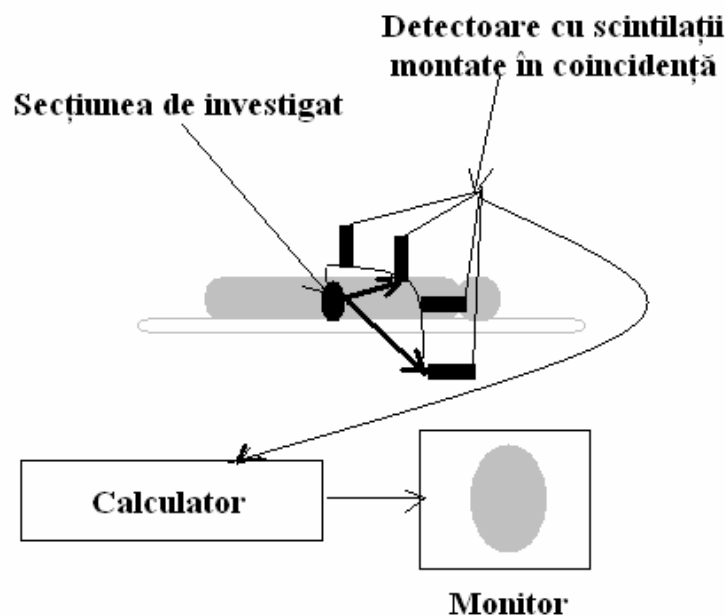


Fig. 8 Schema unui detector PET- scan

Metoda este foarte sensibilă permițând observarea unor fenomene fiziologice cum ar fi metabolismul glucozei, transportul oxigenului, sinteza proteinelor etc.. Ea permite chiar diagnosticarea tendințelor de îmbolnăvire de exemplu 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 terapii care să prevină sau măcar să încetinească evoluția bolii.