

LUCIAN MARIUS RUSU

TEHNICI ȘI ECHIPAMENTE PENTRU IMAGISTICĂ MEDICALĂ



Editura **POLITEHNICA**

Colecția "INGINERIE MEDICALĂ"

**TEHNICI ȘI ECHIPAMENTE
PENTRU IMAGISTICĂ MEDICALĂ**

Cartea de față tratează aspectele de principiu de funcționare și construcție ale echipamentelor de imagistică, precum și aplicațiile acestora în medicină. Dintre echipamentele prezentate se pot enumera: Echipamentele de radiologie și fluoroscopie, echipamente de tomografie computerizată (CT), echipamente de Rezonanța magnetică nucleară (RMN) și Ultrasonografie. Materialul va fi deosebit de util atât studenților, masteranzilor și doctoranzilor, dar și specialiștilor din domeniul imagisticii medicale.

Referent științific: Conf. dr. ing. Dan Ioan STOIA

Cartea oferă o introducere completă și cuprinzătoare în domeniul echipamentelor de imagistică medicală, concepute pentru o gamă largă de aplicații. Punând accentul pe tratarea aspectelor fizice care stau la baza funcționării echipamentelor, autorul a sintetizat în mod coerent legătura teorie-investigație experimentală de la metodele clasice până la cele moderne, de actualitate. Lucrarea este însoțită de elemente grafice de calitate care permit înțelegerea materialului prezentat.

Referent științific: Conf. dr. ing. Cosmina VIGARU

LUCIAN MARIUS RUSU

**TEHNICI ȘI ECHIPAMENTE
PENTRU IMAGISTICĂ MEDICALĂ**

Colecția "INGINERIE MEDICALĂ"

EDITURA POLITEHNICA
TIMIȘOARA – 2023

Copyright © Editura Politehnica, 2023

Nicio parte din această lucrare nu poate fi reprodusă, stocată sau transmisă prin indiferent ce formă, fără acordul prealabil scris al Editurii Politehnica.

EDITURA POLITEHNICA

Bd. Republicii nr. 9

300159 Timișoara, România

Tel. 0256.403.822

E-mail: editura@upt.ro

Redactor: Claudia MIHALI

ISBN 978-606-35-0537-9

CUPRINS

1	INTRODUCERE	9
2	CARACTERISTICILE RAZIDIAȚIILOR ELECTROMAGNETICE.....	12
2.1	Spectrul radiațiilor electromagnetice	12
2.2	Radiațiile X	16
2.3	Producerea razelor X. Surse de radiații X	17
2.4	Relația dintre curentul de filament și curentul de tub	26
2.5	Măsurarea radiațiilor	27
2.6	Interacțiunea Radiației X cu materia vie	28
3	ECHIPAMENTE DE RADIOLOGIE ȘI FLUOROSCOPIE.....	30
3.1	Radiografia standard	35
3.2	Radiologia digitizată	37
3.3	Teleradiologia.....	38
3.4	Fluoroscopia	40
3.5	Intensificarea imaginii fluoroscopice	44
3.6	Tuburi pentru amplificarea imaginii obținute prin raze x	45
3.7	Amplificatoare cu câmp dublu și triplu.....	50
3.8	Afișarea imaginii fluoroscopice pe ecran TV	52
3.9	Fluoroscopia digitală.....	54
4	TOMOGRAFIA COMPUTERIZATĂ.....	56
4.1	Tomografia convențională.....	58
4.2	Algoritmi de reconstrucție.....	65
4.3	Scanarea CT în mod spiral	66
4.4	Scannere CT ultrarapide.....	67
4.5	Surse de raze x.....	69
4.6	Colimatoare pentru fasciculul de raze x	70
4.7	Sisteme de vizualizare	71
4.8	Doza de radiație la care este supus pacientul	73
4.9	Controlul calității imaginilor	74
5	REZONANȚA MAGNETICĂ.....	77
6	ULTRASONOGRAFIA	83
6.1	Caracteristicile undelor	85
6.2	Ecografia	92
7	BIBLIOGRAFIE	103

PREFAȚĂ

Imagistica medicală a devenit o componentă esențială a medicinei, oferind medicilor și cercetătorilor o perspectivă unică asupra structurii și funcționării corpului uman. Aceasta ne permite să vizualizăm și să evaluăm cu precizie diferitele țesuturi și organe, furnizând informații valoroase despre posibilele afecțiuni și patologii.

În această carte, vor fi prezentate principalele tehnologi și echipamente utilizate pentru investigațiile imagistice ale corpului uman.

Cartea este structurată pe șapte capitole. În primul capitol sunt evidențiate caracteristicile generale ale acestei ramuri a medicinei, precum și principiile ce stau la baza echipamentelor de imagistică medicală.

Capitolul al doilea prezintă clasificarea și caracteristicile radiațiilor electromagnetice, cu precădere ale radiațiilor X care stau la baza multor echipamente de investigare imagistică.

În cel de al treilea capitol sunt evidențiate echipamentele radiologice și fluoroscopice care pe baza radiațiilor X generează imagini ale structurii anatomice umane.

Tomografia computerizată este una dintre cele mai utilizate tehnologi în imagistica medicală. Astfel cel de al patrulea capitol prezintă principiul de funcționare, structura și caracteristicile echipamentelor CT.

În ultima perioadă investigațiile imagistice pe baza rezonanței magnetice sunt din ce în ce mai des utilizate. Cel de al cincilea capitol prezintă principiul de funcționare al unui astfel de echipament RMN.

În capitolul șase sunt prezentate echipamentele imagistice ce au la bază utilizarea ultrasunetelor.

Această carte se adresează studenților din învățământul tehnic, care doresc să dobândească noțiunile de bază despre principiile și echipamentele utilizate în investigațiile imagistice umane.

Doresc să mulțumesc doamnei conf.dr.ing. Cosmina VIGARU și domnului conf.dr.ing. Dan Ioan STOIA pentru sprijinul acordat, precum și tuturor celor care m-au susținut și au făcut posibilă realizarea acestei cărți.

1 INTRODUCERE

Ca parte a științelor naturii, medicina umană încearcă să înțeleagă corpul uman, structura și modul său de funcționare în orice condiții: normale, de boală sau accidente – și să intervină pentru menținerea stării de sănătate. Progresele realizate de această știință sunt remarcabile, speranța de viață în unele țări dezvoltate fiind aproape dublă față de valoarea din urmă cu un secol.

Corpul uman este un sistem deosebit de complex. Obținerea datelor despre proprietățile sale statice și dinamice are ca rezultat o cantitate imensă de informație. În cele mai multe cazuri prezentarea informației sub formă de imagini este cea mai eficientă metodă de asimilare, interpretare și utilizare a acestora ca metode de diagnosticare în diverse proceduri terapeutice.

Imagistica medicală dezvăluie structurile anatomice ascunse de piele și oase și facilitează stabilirea unui diagnostic și a unui tratament personalizat. Imagistica medicală stabilește, de asemenea, o bază de date cu anatomie și fiziologie normale pentru a face posibilă identificarea anomaliilor. Deși imagistica organelor și țesuturilor îndepărtate poate fi efectuată din motive medicale, astfel de proceduri sunt de obicei considerate parte a patologiei în loc de imagistica medicală [1].

Imagistica medicală se referă la utilizarea diferitelor tehnici de imagistică pentru a obține imagini detaliate ale structurilor interne ale corpului uman în scopul diagnosticării și monitorizării stării de sănătate. Aceste tehnici permit medicilor să vizualizeze organele, țesuturile și structurile anatomice în interiorul corpului fără a fi necesară intervenția chirurgicală.

Progresul realizat de imagistica medicală se datorează în mare măsură descoperirilor științifice din alte domenii, cu precădere celor din sectorul militar. Ca exemplu pot fi enumerate ultrasunetele, fizica nucleară, spectroscopia chiar și microelectronica și calculatoarele care reprezintă tehnologii ce au migrat cu succes dinspre alte domenii spre medicină.

Imagistica medicală cuprinde toate tehnicile medicale care furnizează informații despre starea fiziologică sau patologică a unui segment anatomic sau a corpului uman obținute în urma achiziției și prelucrării unor imagini.

În general, orice demers diagnostic necesită culegerea informațiilor despre subiectul investigat: prin examen clinic, prin examen de laborator, endoscopic sau radiologic, prin diferite investigații imagistice.

Investigațiile imagistice oferă informațiile (sub formă de imagini) pe baza răspunsului segmentului uman investigat la interacțiunea cu diferiți factori fizici.

Factorii fizici utilizați în prezent pe scară largă în Imagistica medicală sunt:

- radiațiile X;
- ultrasunetele;
- radiațiile ionizante emise de substanțe radioactive;
- câmpul electromagnetic.

Există mai multe tehnici de imagistică medicală utilizate [2]:

- **Pe baza radiațiilor X:**
 - Radiografia: utilizează razele X pentru a obține imagini ale oaselor și țesuturilor dense din corp. Aceasta este una dintre cele mai vechi și mai utilizate tehnici de imagistică medicală.
 - Tomografia computerizată (CT): combină razele X și tehnologia computerizată pentru a crea imagini detaliate în secțiuni transversale ale corpului. CT-ul oferă o vizualizare mai detaliată a structurilor interne decât radiografia obișnuită.
 - Fluoroscopia: este o tehnică medicală imagistică în timp real, care utilizează razele X pentru a obține imagini în mișcare ale structurilor interne ale corpului uman. Imaginile anatomice apar pe un ecran sau pe un monitor în timp real.
- **Pe baza undelor electromagnetice**
 - Imagistica prin rezonanță magnetică (IRM sau RMN): utilizează câmpuri magnetice și unde radio pentru a crea imagini detaliate ale organelor și țesuturilor moi. Este o tehnică neinvazivă și nu utilizează radiații ionizante.
- **Pe baza ultrasunetelor:**
 - Ecografia: utilizează unde sonore de înaltă frecvență pentru a crea imagini în timp real ale organelor și structurilor interne. Este utilizată frecvent pentru vizualizarea fătului în timpul sarcinii și pentru imagistica organelor interne, cum ar fi inima, ficatul sau rinichii.
- **Utilizând substanțe radioactive:**
 - Imagistica nucleară: implică administrarea unor substanțe radioactive în corp, care se acumulează în anumite organe sau țesuturi, iar apoi se înregistrează radiația emisă de aceste substanțe pentru a crea imagini. Exemple de tehnici de imagistică nucleară includ tomografia cu emisie de pozitroni (PET) și scintigrafia.

Aceste tehnici de imagistică medicală oferă informații valoroase medicilor pentru a diagnostica și trata diverse afecțiuni. Ele permit detectarea tumorilor, evaluarea leziunilor, vizualizarea structurii anatomice, monitorizarea evoluției tratamentului și multe altele

Utilizarea imagisticii medicale prezintă numeroase avantaje în domeniul medical [2,3]:

- **Diagnostic precis:** Imagistica medicală permite medicilor să vizualizeze și să obțină imagini detaliate ale structurilor interne ale corpului uman. Acest lucru facilitează diagnosticarea precisă a afecțiunilor și leziunilor, ajutând la identificarea și localizarea exactă a problemelor de sănătate.
- **Non-invazivitate:** Multe tehnici de imagistică medicală sunt non-invazive, ceea ce înseamnă că nu necesită intervenție chirurgicală sau punerea în pericol a pacientului. Aceasta reduce riscurile și inconvenientele asociate cu procedurile invazive și crește confortul pacientului.
- **Monitorizare și evaluare:** Imagistica medicală permite monitorizarea și evaluarea evoluției bolilor, leziunilor sau tratamentelor în timp. Aceasta oferă informații valoroase medicilor pentru a evalua eficacitatea tratamentului și pentru a adapta strategiile terapeutice în consecință.
- **Ghidaj în timpul intervențiilor:** Imagistica medicală poate fi utilizată pentru a ghida intervențiile chirurgicale și procedurile minim invazive. Imaginile obținute în timp real sau în prealabil pot ajuta chirurghii să localizeze și să acceseze cu precizie țintele terapeutice, reducând riscul de complicații și îmbunătățind rezultatele procedurilor.
- **Detectarea precoce a afecțiunilor:** Unele tehnici de imagistică medicală, cum ar fi mamografia sau tomografia computerizată (CT) cu doză scăzută, pot detecta precoce leziunile și bolile înainte ca simptomele să devină evidente. Aceasta permite intervenții terapeutice rapide și îmbunătățește șansele de vindecare.
- **Planificare a tratamentului:** Imagistica medicală oferă informații esențiale pentru planificarea tratamentului. Aceasta ajută medicii să determine strategiile terapeutice optime și să personalizeze abordarea în funcție de caracteristicile individuale ale pacientului.
- **Colaborare și comunicare:** Imagistica medicală facilitează comunicarea și colaborarea între membrii echipei medicale. Imaginile obținute pot fi partajate rapid și eficient, permițând opinii consultative, consultanță interdisciplinară și abordări colective în cadrul unui plan de tratament.

Aceste avantaje ale imagisticii medicale contribuie în mod semnificativ la îmbunătățirea diagnosticului, tratamentului și monitorizării stării de sănătate a pacienților.

2 CARACTERISTICILE RAZIDIAȚIILOR ELECTROMAGNETICE

Radiatiile electromagnetice sunt forme de energie care se propagă prin spațiu sub forma unor unde compuse din particule cunoscute sub numele de fotoni. Acestea constau într-un câmp electromagnetic oscilant, format dintr-un câmp electric și un câmp magnetic, care se propagă în mod perpendicular unul față de celălalt.

Spectrul radiatiilor electromagnetice este alcătuit dintr-o gamă largă de frecvențe și lungimi de undă, care variază de la radiații cu lungimi de undă foarte scurte și frecvențe înalte, precum razele X și radiațiile gamma, până la radiații cu lungimi de undă mai lungi și frecvențe mai scăzute, cum ar fi lumină vizibilă, infraroșu și unde radio.

Radiatiile electromagnetice sunt emise de surse diverse, cum ar fi Soarele, corpuri încălzite, reacții nucleare sau dispozitive electronice. Ele pot interacționa cu materialele și cu organismele pe care le întâlnesc. De exemplu, razele X și radiațiile gamma pot penetra țesuturile și pot fi utilizate în imagistica medicală pentru a obține imagini detaliate ale structurilor interne ale corpului uman. Lumină vizibilă este percepută de ochiul uman și este esențială pentru vedere. Infraroșul și undele radio pot fi utilizate pentru transmiterea datelor prin tehnologii precum telecomunicațiile și wireless.

Cu toate acestea, anumite tipuri de radiații electromagnetice, cum ar fi razele X și radiațiile gamma, pot avea efecte nocive asupra organismelor vii dacă sunt expuse în cantități mari sau în mod repetat. De aceea, utilizarea radiatiilor electromagnetice în scopuri medicale sau industriale trebuie să fie controlată și să respecte normele de siguranță adecvate pentru a minimiza expunerea la radiații.

2.1 Spectrul radiațiilor electromagnetice

Radiațiile X sunt radiații electromagnetice penetrante, cu lungime de undă mai scurtă decât a luminii și rezultă prin bombardarea unei ținte de tungsten cu electroni cu viteză mare. Radiațiile X sunt radiații electromagnetice cu lungimea de undă mai mică decât 100nm.

Radiațiile electromagnetice sunt produse prin oscilația sau accelerația unei sarcini electrice. Gama radiațiilor electromagnetice este foarte largă: unde cu frecvența foarte înaltă și lungime de undă mică sau frecvența foarte joasă și lungimea de undă mare.

Lumina vizibilă constituie numai o parte din spectrul undelor electromagnetice. În ordine descrescătoare de frecvență, spectrul undelor electromagnetice se compune din: radiații gama, radiații X, radiații ultraviolete, lumina vizibilă, radiații infraroșii, microunde și unde radio.

Undele electromagnetice nu au nevoie de mediu pentru a se transmite. Lungimea de undă și frecvența undelor electromagnetice sunt importante în determinarea efectului termic, al vizibilității, al penetrării și a altor caracteristici.

În Fig. 2.1 este prezentat spectrul radiațiilor electromagnetice

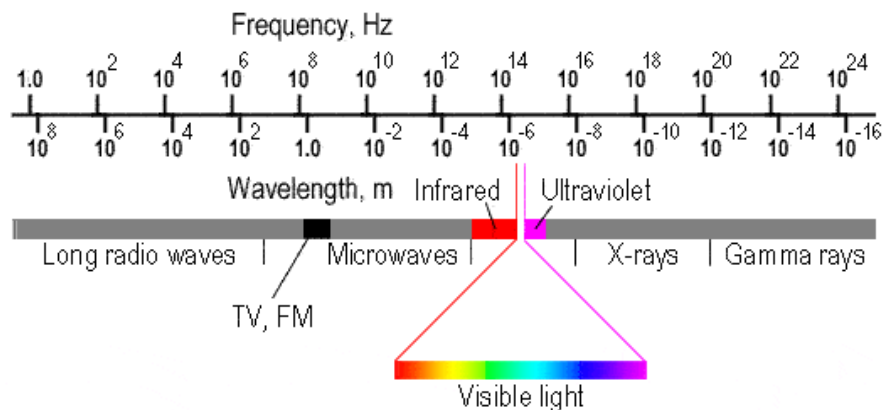


Fig. 2.1 Spectrul radiațiilor electromagnetice [4]

Se poate observa că doar o parte mică a spectrului electromagnetic este perceput de om (vizibil), dar undele electromagnetice se folosesc în numeroase aplicații din diferite domenii cum este prezentat în Fig. 2.2.

THE ELECTROMAGNETIC SPECTRUM

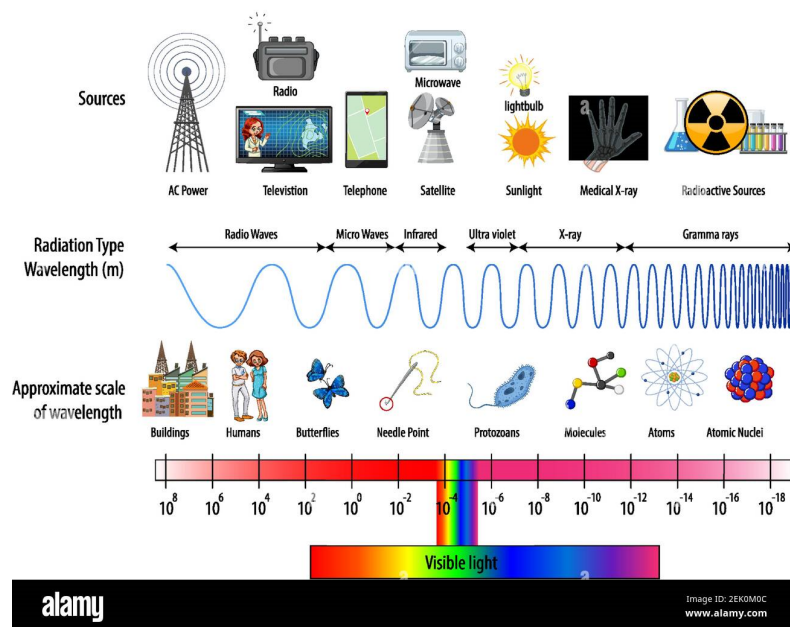


Fig. 2.2 Spectrul radiațiilor electromagnetice și domeniul de utilizare [5]

În Tabelul 2.1 sunt explicitate pentru diferite radiații electromagnetice frecvența, lungimea de undă și energia caracteristică fiecareia.

Tabelul 2.1 Caracteristicile radiațiilor electromagnetice [6]

Clasa			Frecvența	Lungimea de undă	Energia
Radiații ionizante	γ	Raze gama	300 EHz	1 pm	1.24 MeV
	HX	Raze X tari	30 EHz	10pm	124 keV
	SX	Raze X moi	3 EHz	100 pm	12.4 keV
			300 PHz	1 nm	1.24 keV
	EUV	Ultraviolete	30 PHz	10 nm	124 eV
			3 PHz	100 nm	12.4 eV
Vizibile	NUV	Ultraviolete apropiate	300 THz	1 μ m	1.24 eV
	NIR	Infraroșii apropiate			
	MIR	Infraroșii medii	30 THz	10 μ m	124 meV
	FIR	Infraroșii	3 THz	100 μ m	12.4 meV
Microunde și radiounde			300 GHz	1 mm	1.24 meV
	EHF	Frecvență	30 GHz	1 cm	124 μ eV
	SHF	Frecvențe super	3 GHz	1 dm	12.4 μ eV
	UHF	Frecvențe ultra	300 MHz	1 m	1.24 μ eV
	VHF	Frecvențe foarte	30 MHz	10 m	124 neV
	HF	Frecvențe înalte	3 MHz	100 m	12.4 neV
	MF	Frecvențe medii	300 kHz	1 km	1.24 neV
	LF	Frecvențe joase	30 kHz	10 km	124 peV
	VLF	Frecvențe foarte	3 kHz	100 km	12.4 peV
	ULF	Frecvențe ultra	300 Hz	1 Mm	1.24 peV
	SLF	Frecvențe super	30 Hz	10 Mm	124 feV
	ELF	Frecvențe extrem de joase	3 Hz	100 Mm	12.4 feV

Undele electromagnetice au atât componente electrice cât și magnetice (Fig. 2.3). Radiațiile electromagnetice sunt unde transversale cu două componente perpendiculare (componenta electrică și componenta magnetică), conținute într-un plan perpendicular pe direcția de propagare.

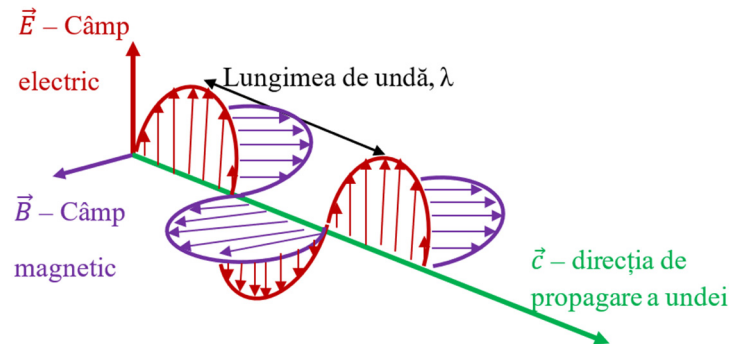


Fig. 2.3. Componentele și parametrii radiației electromagnetice [7]

Termenul de radiații electromagnetice este utilizat ca sinonim pentru undele electromagnetice în general (lumina care trece prin fibra optică, energia electrică ce trece prin cablul coaxial).

O rază X sau rază Röntgen este deci o formă de radiație electromagnetică cu o lungime de undă în intervalul $10 \cdot 10^{-9}\text{m}$ - $100 \cdot 10^{-12}\text{m}$ (corespunzătoare intervalului de frecvențe $30 \cdot 10^{15}\text{Hz}$ - $3 \cdot 10^{18}\text{Hz}$). Razele X sunt utilizate în special în diagnosticul medical și în cristalografie [10].

Radiațiile X sunt radiații electromagnetice cu o putere de penetrare indirect proporțională cu lungimea de undă. Cu cât lungimea de undă este mai mică, cu atât puterea de penetrare este mai mare. Razele X cu lungimea de undă mai mare decât 0.1 nm (aproape de banda razelor ultraviolete) sunt numite radiații moi (*soft X-rays*), iar cele cu lungimea de undă mai mică decât 0.1 nm (aproape de radiațiile gama) sunt numite raze X dure (*hard X-rays*). Hard X-rays depășesc intervalul undelor lungi (energie mică) gamma rays, totuși, distincția dintre cei doi termeni depinde de sursa de radiații și nu de lungimea de undă: razele X sunt emise de învelișul electronic al atomului, pe când razele gamma sunt radiații nucleare, provenind din nucleul atomic. Razele X și razele gamma sunt componente ale spectrului electromagnetic, caracterizate de frecvență, lungime de undă și viteză. Deoarece acționează ca o particulă când apar ca mici „pachete” de energie, sunt considerate ca fotoni [11].

Energia electromagnetică pentru o anumită lungime de undă (λ) este corelată cu frecvența (ν) și cu energia fotonului (E). Lungimea de undă este dată de relația:

$$\lambda = \frac{c}{\nu}$$

unde c este viteza luminii în vid - 299792458 m/s ($c \cong 3 \cdot 10^8 \text{ m/s}$)

Energia unui foton este proporțională cu frecvența radiației:

$$E = h \cdot \nu = \frac{h \cdot c}{\lambda}$$

unde factorul de proporționalitate h este constanta lui Plank ($h \approx 6.626069 \cdot 10^{-34} J \cdot s$).

Unitatea de măsură folosită frecvent pentru energia fotonilor este electron-voltul (eV), care reprezintă energia unui electron accelerat sub o diferență de potențial de 1V [10].

2.2 Radiațiile X

Razele X au fost descoperite întâmplător în anul 1895 de către fizicianul german Wilhelm Conrad Röntgen, profesor la universitatea din Würzburg Germania, în timpul unor experimente de descărcări electrice în tuburi vidate. Fizicianul Röntgen a observat că din locul unde razele catodice cădeau pe sticla tubului, răzbeau în exterior raze cu însușiri deosebite; aceste raze străbăteau corpurile, impresionau plăcuțele fotografice, etc [8].

W.C. Röntgen a numit aceste raze „raze X” deoarece natura lor era necunoscută. Ulterior au fost numite raze (radiații) Roentgen, în cinstea fizicianului care le-a descoperit.



Fig. 2.4 – Radiografie a mâinii înregistrată de Roentgen în decembrie 1895

De asemenea, Röntgen a descoperit că aceste raze trec și prin țesuturile umane, mai puțin prin oase și obiecte metalice. Unul din primele experimente a constat într-un film al mâinii soției, imaginea rămânând de referință în istoria razelor X (Fig. 2.4). Primele utilizări ale acestor raze au fost totuși în domeniul industrial și nu în cel medical.

Proprietățile radiațiilor X [9,10] sunt comune cu cele ale radiațiilor electromagnetice:

- penetrabilitatea – este determinată de calitatea radiației;

- absorbția – reprezintă cantitatea de radiații preluată din radiația incidentă: la suprafața de separație dintre două medii cu proprietăți optice diferite, o parte din energia radiației este reflectată, iar cealaltă parte este refractată (restul pătrunde în cel de-al doilea mediu); din cantitatea de radiații refractate, o parte este absorbită sau împrăștiată (difuzie), iar restul este transmis în exterior;
- atenuarea – este fenomenul fizic prin care un corp material diminuează intensitatea radiației care îl străbate (datorită proceselor de absorbție și difuzie);
- fluorescența (efectul de luminiscentă) – constă în producerea unei stări de excitație energetică instabilă urmată de radiații optic vizibile albastru-verde. Radiațiile X provoacă fluorescența anumitor materiale. Anumite molecule supuse iradierii emit radiații a căror lungime de undă, specifică substanței, diferă de cea a radiației excitatoare. Emisia are loc în vizibil sau UV. Fenomenul de fluorescență este utilizat în microscopia și spectroscopia de fluorescență, sistemul investigat fiind marcat cu substanțe fluorescente (markeri de fluorescență);
- puterea de ionizare - depinde de lungimea de undă. Capacitatea razelor X monocromatice de a ioniza este direct proporțională cu energia lor. Această proprietate oferă o metodă de măsurare a energiei razelor X. Când razele X trec printr-o cameră de ionizare, se produce un curent electric proporțional cu energia fascicolului incidental. De asemenea, datorită capacității de ionizare, razele X pot fi văzute într-un nor. Alte proprietăți: difracția, efectul fotoelectric, efectul Compton și altele;
- adâncimea de pătrundere – este grosimea stratului de substanță la care intensitatea radiației scade;
- efectul fotochimic - radiațiile X impresionează soluția fotografică, ca și lumina. Absorbția radiațiilor depinde de densitatea și de greutatea atomică. Cu cât greutatea atomică este mai mică, materialul este pătruns mai ușor de razele X. Când corpul uman este expus la radiații X, oasele, cu greutate atomică mai mare decât țesuturile moi, absorb în mai mare măsură radiațiile și apar umbre mai pronunțate pe film. Radiațiile cu neutroni se folosesc în anumite tipuri de radioagrafii, cu rezultate total opuse: părțile întunecate de pe film sunt cele mai ușoare.

2.3 Producerea razelor X. Surse de radiații X

Razele X sunt produse prin bombardarea unei ținte de tungsten cu electroni, în interiorul unui dispozitiv numit tub de raze X. Tubul de raze X este un tub vidat (10^{-4} Pa) care conține doi electrozi: anodul și catodul. Catodul este

încălzit prin trecerea unui curent electric (AC) și emite electroni prin efectul fotoelectric. Între anod și catod se aplică o diferență de potențial între 35 și 150 kV. Când această tensiune înaltă este aplicată tubului de raze X, un fascicol de electroni accelerați este descărcat din firul subțire (catodul filament) și bombardează suprafața discului metalic (anodul). Anodul este acoperit cu tungsten (sau aliaj cu tungsten). Acesta este un metal greu, cu temperatura de topire înaltă (3200°C). Prin bombardarea anodului sunt emise radiații X care sunt eliberate din structura atomică a metalului. Aceste radiații sunt de obicei filtrate și colimate (focalizate) când părăsesc tubul de raze X. Din energia electronilor incidenti doar o mică parte este trasformată în energie a radiației X, restul fiind convertită în căldură care trebuie eliminată. Pentru a evita supraîncălzirea locală a anodului, acesta este rotit (turația 3000 rot/s). Radiația emisă nu este monocromatică ci este compusă dintr-o gamă largă de lungimi de undă. Razele X parcurg zona de interes din corpul uman în linie dreaptă și sunt înregistrate pe filmul radiografic sau capturate de către un amplificator de imagine și un sistem TV pentru a reda ulterior imaginea [10].

Primul tub (tub de sticlă parțial vidat, conținând doi electrozi prin care trece curent electric) care a produs raze X a fost conceput de fizicianul William Crookes. Datorită ionizării, ionii pozitivi lovesc catodul și provoacă eliberarea electronilor din catod. Acești electroni, sub forma unui fascicol de raze catodice, bombardează pereții de sticlă ai tubului rezultând razele X. Acest tub produce numai raze X moi, cu energie scăzută.

Un tub catodic îmbunătățit a fost obținut prin introducerea unui catod curbat pentru focalizarea fasciculului de electroni pe o țintă din metal greu. Acest tub produce raze X mai dure, cu lungimi de undă mai scurte și energie mai mare. Razele X produse depind de presiunea gazului din tub.

În 1913, William David Coolidge a inventat tubul de raze X cu catod încălzit. Tubul este vacuumat, iar catodul emite electroni prin încălzire cu un curent electric auxiliar. Cauza emiterii electronilor nu este bombardarea cu ioni, ca în cazurile precedente. Accelerarea procesului de emiterie a electronilor se face prin aplicarea unui curent electric de înaltă tensiune, prin tub. Cu cât tensiunea este mai mare, cu atât scade lungimea de undă a radiației.

În anul 1922, fizicianul american Arthur Holly Compton (1892 – 1962), laureat al Premiului Nobel, a descoperit așa numitul efect Compton: lungimile de undă ale radiațiilor X și gamma cresc atunci când fotonii care le formează se ciocnesc de electroni. Fenomenul demonstrează și natura corpusculară a razelor X.

Imaginile următoare prezintă producerea razelor X, pornind de la structura atomului și continuând cu mecanismul producerii razelor X.

Modelul tipic pentru atom este modelul Bohr, în onoarea lui Niels Bohr. Structura propusă de acesta în 1913 este prezentată în Fig. 2.5 și constă dintr-un nucleu central, compus din neutroni și protoni, și electronii situați pe orbite în jurul nucleului.

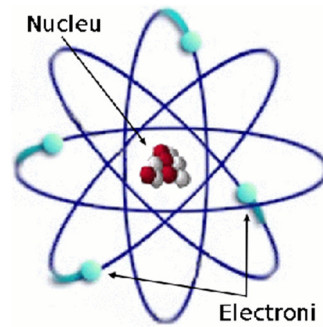


Fig. 2.5 Structura atomului [12]

Conform fizicianului Bremsstrahlung prin ciocnirea nucleelor de tungsten cu electroni se obțin razele X (Fig. 2.6)

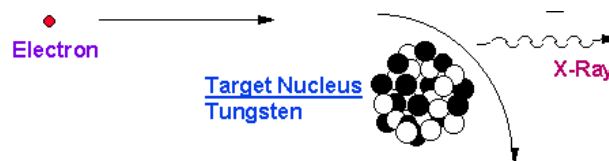


Fig. 2.6 Producerea razelor X conform fizicianului Bremsstrahlung [13]

În Fig. 2.7 este prezentat simplificat mecanismul de producere a razelor X. Astfel electroni eliberați de catod sunt accelerați către anod prin aplicarea unei diferențe de potențial între cei doi electrozi. Prin bombardarea anodului de tungsten cu electronii accelerați se obțin razele X.

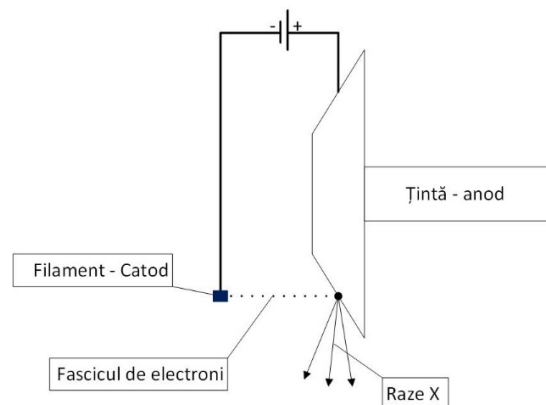


Fig. 2.7 Mecanismul de producere a razelor X

Structura unui tub de raze X este prezentată în Fig. 2.8

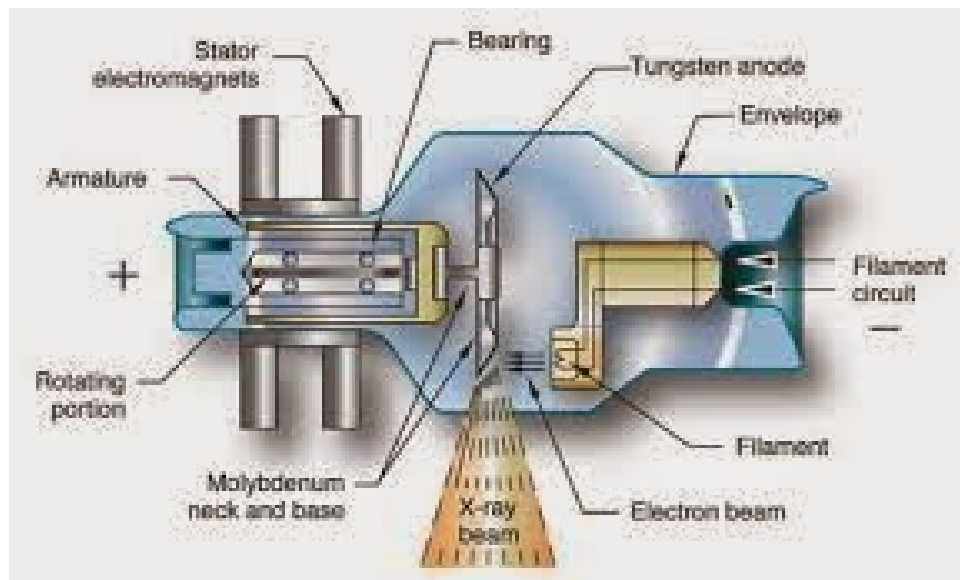
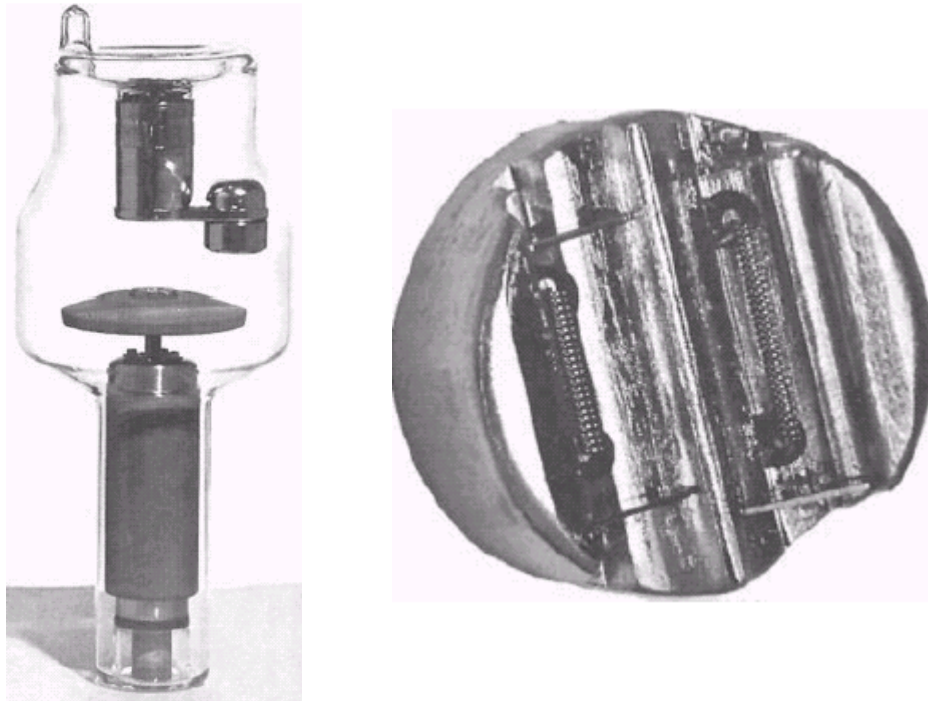


Fig. 2.8 Structura tubului de raze X [14]

Pentru încălzirea filamentului se utilizează un curent de câțiva amperi, electronii fiind eliberați la o rată ce crește odată cu creșterea curentului din filament. Filamentul este montat în interiorul unei cupe convergente încărcate negativ. Împreună aceste elemente constructive formează ansamblul catodic. Suprafața țintei unde sunt atrași electronii și se produc razele x se numește punct de focalizare. Pentru obținerea radiografiilor cu claritate ridicată, electronii trebuie atrași spre un punct focal cât mai mic. Acest lucru este realizat prin alegerea unui filament foarte fin. Claritatea radiografiei este adesea redusă prin mișcări voluntare sau involuntare ale pacientului. Pentru reducerea acestui efect se realizează expuneri la raze x de intensitate ridicată și durată redusă. Intensitatea ridicată a razelor x presupune o rată de emisie a electronilor care poate depăși capacitatea unui filament fin. De aceea multe tuburi de raze x conțin două filamente (dual focus tube). Un filament mic, foarte fin este folosit când sunt dorite radiografii cu detalii ridicate iar expunerile scurte, de intensitate ridicată nu sunt necesare. Pentru reducerea efectului de neclaritate produs de mișcare este utilizat un filament mai mare și intensitate ridicată de expunere. Ansamblul catodic al unui tub dual focus de raze X este prezentat în figura 2.9 [10].



a) Tub dual focus cu anod rotativ b) Ansamblul catodic al tubului dual focus
Fig. 2.9 Tub raze X dual focus

Intensitatea și energia unui fascicul de raze x sunt influențate de diferența de potențial (tensiunea) dintre filamentul și ținta din interiorul tubului. Sursa de energie electrică pentru echipamentele radiografice este curentul alternativ care este, de departe, cea mai comună sursă de alimentare pentru uz general datorită posibilităților de transmitere la mari distanțe cu pierderi mici de energie. Tuburile cu raze x sunt proiectate să opereze la polaritate unică, cu țintă pozitivă (anodul) și filament negativ (catodul). Producerea razelor x are eficiență maximă (o cantitate mai mare de raze x pe unitatea de timp) dacă potențialul țintei este întotdeauna pozitiv și tensiunea dintre filament și țintă este menținută la valoare maximă. La majoritatea echipamentelor cu raze x, curentul alternativ este convertit în curent continuu, și tensiunea dintre filament și țintă este menținută în vecinătatea valorii sale maxime. Conversia curentului alternativ în curent continuu este denumită rectificare [3].

O metodă simplă de operare a tubului de raze x este alimentarea sa în curent alternativ mizând pe faptul că acesta permite transferul electronilor doar de la catod spre anod. În condiții normale, ținta (de forma unui disc plat) nu reprezintă o sursă eficientă de electroni. Când se inversează polaritatea curentul nu mai trece prin tub din lipsa sursei de electroni. În aceste condiții se spune că tubul autorectifică curentul alternativ. Totuși, pentru curenți mari, căldura

generată de țintă poate fi suficientă pentru a elibera electroni de pe suprafața țintei. În acest caz electronii traversează tubul când ținta este negativă iar filamentul pozitiv. Acest fascicul invers de electroni poate duce la distrugerea tubului [11].

O formă de undă a tensiunii rectificată se poate obține utilizând un circuit cu diode. Acestea sunt componente electronice care, ca și tuburile cu raze x, permit trecerea curentului doar într-un singur sens. Un circuit simplu cu diode care produce aceeași formă de undă ca și fenomenul de autorectificare este prezentat în Fig. 2.10. Rectificarea în care segmentele cu polaritate negativă sunt eliminate se numește rectificare a jumătății de undă [3,16].

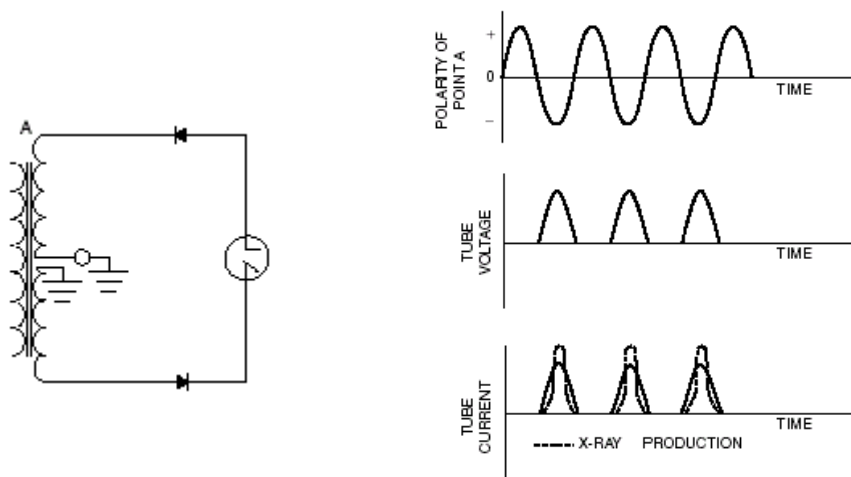


Fig. 2.10 – Circuit pentru rectificare a jumătății de undă

Circuitele de rectificare a jumătății de undă transformă curentul alternativ în curent continuu obținându-se un puls pe ciclu. Producerea razelor x este mai eficientă dacă se folosește și jumătatea negativă de ciclu a tensiunii. Pentru aceasta se folosește un circuit mai complex numit rectificator de undă întreagă, ce utilizează ambele jumătăți de ciclu. Pentru ambele faze, pozitivă și negativă, a formei de undă, tensiunea este aplicată tubului de raze x astfel încât filamentul (catodul) are întotdeauna potențial negativ iar ținta (anodul) are întotdeauna potențial pozitiv. În acest fel prin rectificarea întregii unde, curentul alternativ este transformat în curent continuu obținându-se 2 pulsuri pe ciclu (Fig. 2.11) [10,11,16].

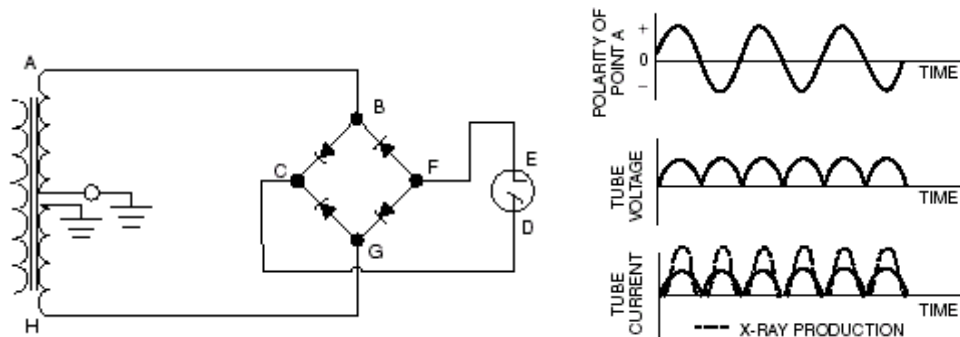


Fig. 2.11 – Circuit de rectificare a unei întregi, tensiunea aplicată tubului, curentul prin tub și eficiența producerii razelor x.

Producerea razelor x poate fi și mai eficientă dacă forma de undă a tensiunii este menținută la potențial ridicat majoritatea timpului și nu ar mai scade la zero cel puțin de două ori pe ciclu, cum se întâmplă în cazul rectificării de undă întreagă. Acest obiectiv poate fi îndeplinit dacă este utilizată o sursă de curent trifazic. Aceasta este disponibilă prin trei linii de tensiune separate la care este conectat tubul. Cele trei linii de tensiune furnizează aceeași tensiune dar cu valori maxime la momente diferite de timp pe fiecare linie. Fiecare tensiune este rectificată separat astfel încât se obțin trei forme de undă rectificate în întregime dar suprapuse parțial. Efectul acestei rectificări este faptul tubul de raze x este alimentat cu o tensiune compusă care se află în permanență în vecinătatea valorii sale maxime. În acest caz, pentru fiecare ciclu de tensiune, se obțin câte 6 pulsuri rectificate (Fig. 2.12) [11,17].



Fig. 2.12 – Tensiune monofazică și trifazică aplicată unui tub de raze x. Ambele au întreaga lungime de undă rectificată.

Circuitele moderne de comutare a tensiunii sunt capabile să producă forme de undă de înaltă frecvență care furnizează o tensiune virtual constantă. În acest fel se pot obține mii de pulsuri pe secundă oferind o creștere importantă a eficienței de producere a razelor x [3,10,17].

Pentru obținerea imaginilor de înaltă calitate, volumul țintei de unde apar radiațiile x trebuie să fie cât mai mic posibil. Pentru a reduce mărimea aparentă a punctului focal, ținta din tubul de raze x este montată sub un anumit unghi față

de direcția electronilor incidenti (Fig. 2.13). La acest unghi razele x par să provină dintr-o regiune focală mult mai redusă decât volumul țintei ce absoarbe energie de la electronii incidenti. Majoritatea tuburilor de raze x au un unghi de înclinare al țintei între 6 și 17 grade. Latura a din Fig. 2.13, proiecția regiunii focale (regiunea focală aparentă) se calculează astfel: $a = A \cdot \sin \theta$, unde A este dimensiunea corespunzătoare regiunii focale reale și θ este unghiul de înclinare al țintei.

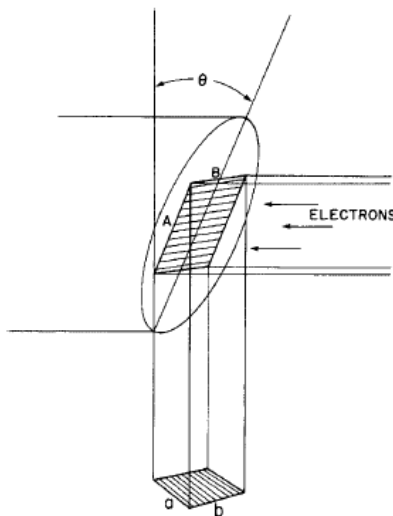


Fig. 2.13 – Modalitatea de reducere aparentă a punctului focal

Latura b a regiunii focale aparente este egală cu latura B a regiunii reale deoarece este perpendiculară pe direcția de incidență a electronilor. Dar latura B este întotdeauna mai mică decât A deoarece lățimea filamentului este mai mică decât lungimea sa. De obicei regiunea focală aparentă are formă pătrată ($a=b$).

La tuburile cu două filamente (dual focus), apar două regiuni focale aparente, una pentru radiografii foarte detaliate (ex. 0.6 mm^2) produsă cu filamentul fin, și alta pentru radiografii mai puțin detaliate (ex. 1.5 mm^2) produsă cu filamentul mai mare. Regiunea focală aparentă ce va fi folosită este aleasă conform curentului de tub dorit. Filamentul mic este folosit când un curent de tub mic (100 mA) este suficient. Filamentul mare se folosește dacă se dorește un curent de tub mare (200 mA sau mai mult) pentru a reduce timpul de expunere.

O instalație de raze X are următoarele componente [10,18]:

- tubul de raze X (Fig. 2.14) – un tub de sticlă cu vid avansat, compus din:
 - catodul (filament) alimentat de transformatorul de încălzire emite electroni al căror număr este proporțional cu temperatura filamentului;
 - anodul (disc metalic rotativ) produce razele X când este bombardat de electronii accelerați. Suprafața discului de unde rezultă razele X este focarul tubului. Capul anodului are o secțiune oblică la un unghi de

maxim 20° care micșorează focarul efectiv optic și permite devierea fascicolului de raze spre fereastra tubului.

- cupola tubului restricționează trecerea radiației. Datorită învelișului de plumb, radiația trece printr-o fereastră la care este adaptată o diafragmă.
- generatorul de tensiune asigură tensiunea înaltă care alimentează tubul propriu-zis și tensiunea necesară încălzirii filamentului.
- masa de comandă cuprinde instrumentele de măsură, control și reglaj ale circuitelor electrice și relele de timp pentru expunere.
- detectorii de evidențiere a imaginii radiologice:
- ecranul fluoroscopic sau, pentru sistemele moderne, amplificatorul de luminiscentă pentru fluoroscopia televizată.
- filmul radiografic menținut în casete speciale, poziționate direct sub regiunea de investigat sau în sisteme speciale de contenție.
- accesorii cu rol de înlăturare a radiațiilor secundare, pentru îmbunătățirea contrastului imaginii și pentru radioprotecție.

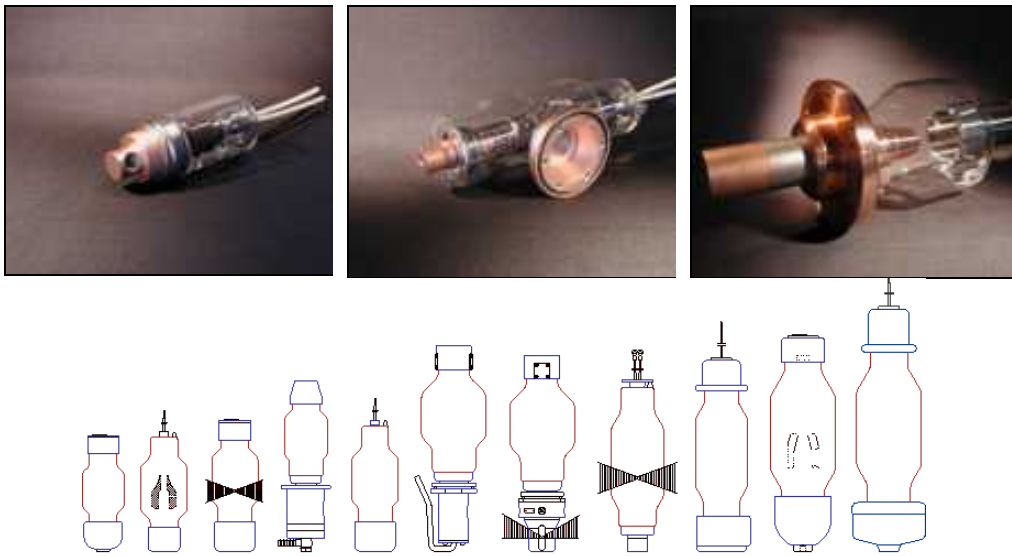


Fig. 2.14. Tuburi de raze X ale firmei Lohmann [18]

Componentele tubului, raspunzătoare de producerea razelor x sunt înconjurate cu un înveliș (balon) ermetic din sticlă (tubul propriu-zis). Acest tub este montat în interiorul unei carcase metalice. În jurul tubului de raze x se introduce o cantitate de ulei cu rolul de a izola carcasa metalică față de tensiunea ridicată aplicată tubului, și de a absorbe căldura disipată de către anod. De asemenea, în interiorul carcasei metalice se află un înveliș din plumb pentru a

atenua radiațiile x emise în direcții nedorite. În Fig. 2.15 este prezentată o secțiune transversală prin tubul de raze x și carcasa metalică a acestuia.

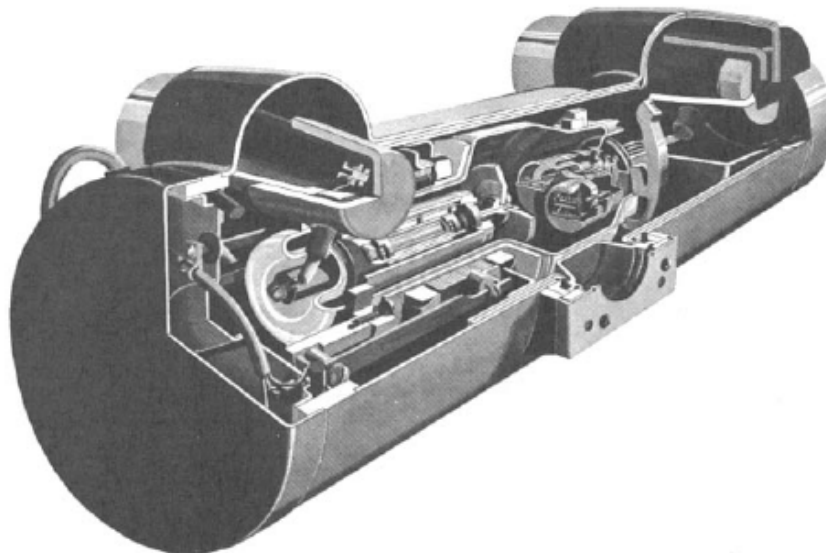


Fig. 2.15 – Secțiune transversală printr-un tub cu raze x cu anod rotativ plasat în carcasă metalică.

Calitatea unei imagini obținute cu raze x este redusă de către radiația x nefocalizată (off-focus). Pentru tuburile de raze x cu anod rotativ, radiația off-focus poate reprezenta până la 25% din radiația totală produsă. Efectul acestei radiații off-focus asupra imaginii poate fi redus prin plasarea unor colimatoare ale fascicului de raze x cât mai aproape de ținta unde fasciculul este produs [10,11].

2.4 Relația dintre curentul de filament și curentul de tub

În tubul de raze x apar 2 tipuri de curent electric. Curentul de filament este fluxul de electroni ce trece prin filament, îi crește temperatura și acesta eliberează electroni. Al doilea tip de curent este reprezentat de fluxul de electroni eliberați de către catod, ce traversează tubul spre anod. Acest curent, denumit curent de tub variază în intensitate de la câțiva mA la câteva sute de mA .

Cele doua tipuri de curenți diferă dar se influențează reciproc. Unul din factorii care îi leagă este conceptul de sarcină spațială. La o tensiune a tubului scăzută, electronii sunt eliberați de către filament mai rapid decât sunt accelerați spre țintă. Astfel se acumulează un “nor de electroni” în jurul filamentului,

denumit “sarcină spațială”. Această acumulare de electroni se opune eliberării altor electroni de către filament.

Pentru curenți de filament mici, se atinge o tensiune de saturație peste care curentul din tub nu mai variază cu creșterea tensiunii. La o tensiune de saturație, curentul din tub este limitat de rata la care sunt eliberați electronii de către filament. Deasupra tensiunii de saturație curentul din tub poate fi crescut numai prin creșterea temperaturii filamentului astfel încât acesta să elibereze mai mulți electroni. În această situație curentul de tub se spune că este limitat de temperatura sau emisia filamentului. Pentru a se obține curenți de tub ridicați și raze x cu suficientă energie pentru a putea fi folosite la diagnostic, trebuie adoptați curenți de filament ridicați și tensiuni între 40 și 140 kV. Pentru curenți de filament mari dar tensiuni de tub mai scăzute, sarcina spațială care se formează limitează curentul de tub. În acest caz se spune că tubul de raze x este limitat de sarcina spațială.

2.5 Măsurarea radiațiilor

Deoarece prezența radiațiilor nu poate fi depistată cu ajutorul simțurilor umane, sunt necesare instrumente care să indice prezența radiațiilor de ionizare.

Detectorul cu gaz funcționează pe principiul că, la trecerea radiațiilor prin aer sau printr-un gaz specific se produce ionizarea moleculelor. Dacă se aplică o tensiune înaltă între cele două zone ale spațiului umplut cu gaz, ionii pozitivi sunt atrași de catod (partea negativă a detectorului), iar electronii liberi se deplasează spre anod (partea pozitivă a detectorului). Sarcinile sunt colectate de anod și catod, rezultând un curent slab în firele care merg la detector. Dacă se poziționează un instrument foarte sensibil de măsurare a curentului între catod și anod, curentul este măsurat și afișat ca semnal. Astfel, curentul înregistrat de instrumentul de măsură reflectă radiațiile din încăperea [19].

Există mai multe tipuri de detectoare cu gaz (Fig. 2.16), cele mai frecvent utilizate fiind camera ionică (doze mari de radiații) și detectorul Geiger-Muller (doze mici de radiații).

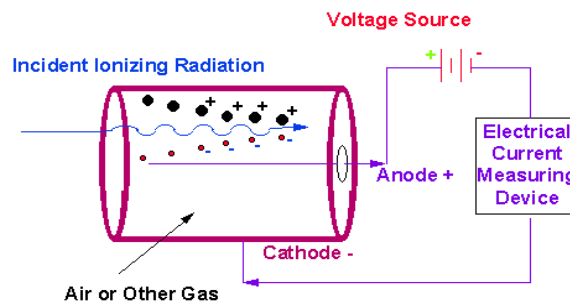


Fig. 2.16. Detectorul cu gaz [19]

Detectorul de scintilație se bazează pe proprietatea unor substanțe de a emite lumină la impactul cu radiațiile alfa, beta, gamma sau X. Substanța care are această proprietate este sodium-iodide. Detectorul este plasat în contact cu imaginea obținută după ce radiațiile X au traversat organismul. La impactul radiațiilor X cu scintilatorul, acesta emite semnale luminoase plasate în domeniul vizibil. Lumina produsă de procesul de scintilație este reflectată printr-o fereastră unde interacționează cu un tub fotomultiplicator.

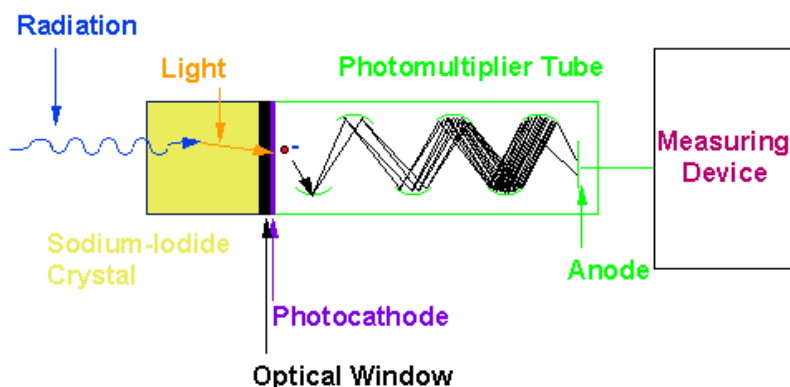


Figura 2.17. Detectorul de scintilație

O primă componentă a fotomultiplicatorului este fotocatodul. Acesta produce electroni când lumina ajunge pe suprafața sa. Electronii sunt apoi împinși spre niște discuri (dinode fotomultiplicatoare) prin aplicarea unei tensiuni înalte pozitive. Când electronii de la fotocatod lovesc prima dinodă, din fiecare electron rezultă mai mulți electroni. Cantitatea de electroni rezultați este împinsă spre următoarea dinodă, rezultând și mai mulți electroni. Procesul continuă până s-a ajuns la ultima dinodă. În acest moment, numărul de electroni este intens multiplicat. Aceștia sunt colectați de un anod la capătul tubului, rezultând un puls electronic care este detectat și afișat de un instrument special.

Detectorii de scintilație sunt instrumente foarte sensibile, fiind utilizați pentru supravegherea mediilor speciale.

2.6 Interacțiunea Radiației X cu materia vie

La interacțiunea radiației X cu materia vie (țesuturile), radiația suferă un proces de atenuare. Energia pierdută este cedată electronului ce se emite în urma interacțiunii. Principalele procese prin care radiația X transferă energie materiei vii sunt:

- Efectul Fotoelectric,
- Efectul Compton.

Efectul fotoelectric (Fig. 2.18) a fost descoperit experimental în anul 1887 de către Heinrich Hertz (1857-1894) și în anul 1888 de către W. Hallwachs (1859-1922) și constă în emiterea de electroni de către un metal sub acțiunea unei radiații electromagnetice [21].

Efectul fotoelectric constă în interacțiunea dintre un foton și un electron legat în atom, în urma căreia fotonul este absorbit, iar electronul este eliberat din atom. Efectul fotoelectric este predominant până la energii de 60 KeV.

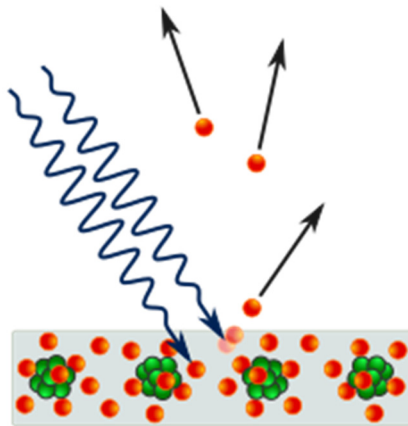


Figura 2.18 Reprezentarea schematică a efectului fotoelectric [22]

Un alt fenomen care a evidențiat existența fotonilor ca particule ale radiațiilor electromagnetice, formulată de Einstein, este efectul Compton. Acest efect a fost descoperit în anul 1923 de către fizicianul american Arthur Compton (1892-1962) pentru care a primit Premiul Nobel în 1927 [23].

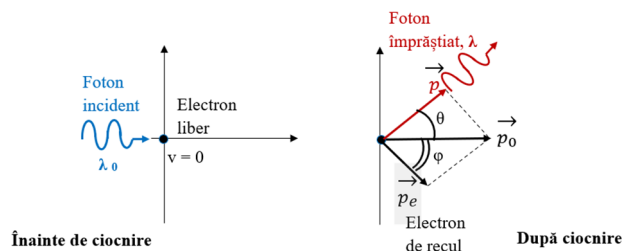


Figura 2.19 Schema ciocnirii fotonului incident cu un electron în Efectul Compton [24]

Efectul Compton (fig.2.19) constă în împrăștierea fotonilor pe electronii liberi. Spre deosebire de efectul fotoelectric, fotonul nu este absorbit, ci doar împrăștiat, adică își modifică energia și direcția de mișcare. Energia pierdută de foton este transmisă sub formă de energie cinetică electronului Compton. Efectul Compton domină la energii intermediare de 1 MeV.

3 ECHIPAMENTE DE RADIOLOGIE ȘI FLUOROSCOPIE

Radiologia este o ramură a medicinei care se ocupă cu utilizarea imaginilor medicale, cum ar fi radiografiile, scanările cu tomografie computerizată (CT), imagistica prin rezonanță magnetică (IRM) și imagistica cu ultrasunete, pentru a diagnostica și trata afecțiuni medicale. Radiologii sunt medici specializați în interpretarea acestor imagini medicale și în utilizarea tehnicilor de imagistică pentru a ghida procedurile medicale [2].

Prin utilizarea diferitelor tehnici de imagistică, radiologia ajută la vizualizarea structurilor interne ale corpului uman, inclusiv oasele, organele, țesuturile moi și sistemul vascular. Aceasta permite medicilor să detecteze și să evalueze afecțiuni precum fracturi osoase, tumori, leziuni ale organelor interne, afecțiuni cardiace, boli vasculare și multe altele.

Radiologia s-a dezvoltat semnificativ odată cu progresul tehnologic, în special odată cu apariția imaginilor medicale digitale și a tehnologiilor avansate de diagnostic, cum ar fi imagistica prin rezonanță magnetică și tomografia computerizată. Aceste tehnici oferă imagini detaliate și precise, permițând medicilor să obțină informații importante pentru diagnostic și planificarea tratamentului.

În plus față de diagnosticul și tratamentul bolilor, radiologia este utilizată și în scopuri intervenționale, cum ar fi ghidarea procedurilor chirurgicale minim invazive și administrarea de tratamente, cum ar fi embolizarea tumorală sau terapia cu radiații. Astfel, radiologia joacă un rol esențial în îngrijirea pacienților și contribuie la luarea deciziilor clinice și terapeutice.

Radiologii sunt acei specialiști care contribuie la stabilirea diagnosticului pacientului cu ajutorul imaginilor medicale obținute utilizând radiațiile X, ultrasunetele, rezonanța magnetică nucleară și respectând protocoale de examinare specifice [25]. O atenție deosebită trebuie acordată calității imaginilor obținute, dar și măsurilor de protecție la radiații, asigurând o doză de radiații acceptabilă atât pentru pacient, cât și pentru radiolog.

Radiologia reprezintă un domeniu important al medicinei clasice și moderne care utilizează razele X în scopul obținerii unor imagini ale zonelor investigate. În vederea stabilirii unui diagnostic, radiologii utilizează nu numai razele X, ci și alți factori fizici precum ultrasunetele și rezonanța magnetică nucleară.

În funcție de scopul urmărit, radiologia poate fi [2,25]:

- radiologie de diagnostic – imaginile oferă informații utile pentru stabilirea unui diagnostic;

- radiologie intervențională – performanța procedurilor medicale este îmbunătățită cu ajutorul imagisticii medicale (angioplastie);
- radiologia pentru terapie – terapia prin radiații este utilizată pentru tratamentul pacienților care prezintă tumori benigne sau maligne.

Principalele tipuri de radiații utilizate pentru a interacționa cu țesuturile sau organele sunt [26]:

- radiațiile electromagnetice: domeniile microunde, infraroșu, vizibil, ultraviolet, radiații X și gamma;
- fluxuri de particule: electroni, protoni, neutroni;
- ultrasunete (unde elastice).

Radiologia de diagnostic poate fi divizată în patru categorii principale [26]:

- *stomatologică* – pentru dinți și gingii. Doza de radiații este scăzută.
- *țesuturi moi, mamografie* – pentru sâni și alte țesuturi moi, pentru depistarea cancerului de sân (implantele de sân reduc posibilitatea observării diferitelor modificări în structura sânilor). Radiațiile utilizate în acest caz au o energie mai mică decât în cazul altor țesuturi.
- *ortopedie – țesuturi tari, oase*. În acest caz este necesară o sursă mai mare de energie (un anod de tungsten, cu tensiune mare 150kV). Doza de radiații depinde de zona investigată.
- *tehnica contrastului dublu* – pentru investigarea sistemului digestiv. Se utilizează o substanță de contrast radio-opacă (sulfat de bariu) care este administrată pacientului. Substanța acoperă pereții tractului digestiv, ceea ce conduce la vizualizarea formei acestora sub influența razelor X.

Radiologia dentară este o ramură a radiologiei care se ocupă cu utilizarea imaginilor radiografice pentru diagnosticarea și tratarea afecțiunilor dentare și ale maxilarelor. Aceasta implică utilizarea razelor X pentru a obține imagini detaliate ale dinților, ale structurilor osoase ale maxilarelor și ale țesuturilor din jurul acestora.

Radiografia dentară are mai multe aplicații în stomatologie și joacă un rol important în diagnosticarea și tratamentul afecțiunilor dentare. Prin intermediul radiografiilor dentare, se pot detecta cariile dentare, infecțiile dentare, afectările osoase, leziunile periapicale, anomalii dentare, inclusiv dinții încă neerupți sau dinții supranumerari, precum și alte probleme dentare [2].

Există diferite tipuri de radiografii dentare, inclusiv [2]:

- Radiografie panoramică: Oferă o imagine de ansamblu a întregii danturi și a maxilarelor, permițând evaluarea generală a stării dentare și a structurilor osoase.

- Radiografie intraorală: Include radiografiile bitewing, periapicale și ocluzale. Acestea oferă detalii mai precise ale dinților și ale structurilor din jurul acestora, cum ar fi rădăcinile dentare și țesuturile parodontale.
- Radiografia retroalveolară: Este o radiografie intraorală care oferă o imagine detaliată a unei anumite zone a danturii sau a unui dinte specific.

Radiologia dentară este folosită nu doar în diagnosticare, ci și în planificarea tratamentelor dentare, cum ar fi extracțiile dentare, inserarea implanturilor dentare, tratamentul ortodontic și chirurgia orală. Imaginile radiografice ajută stomatologul să identifice afecțiunile dentare și să stabilească un plan de tratament adecvat [2].

Este important de menționat că în radiologia dentară se folosește o doză redusă de radiații X pentru a minimiza expunerea pacientului. Sunt luate măsuri de siguranță pentru a proteja pacienții și personalul medical de radiații, cum ar fi utilizarea echipamentelor de protecție și limitarea expunerii la radiații la nivelul necesar pentru obținerea imaginilor diagnostice [2].

Mamografia este o tehnică de imagistică medicală utilizată pentru a diagnostica și a depista afecțiunile la nivelul sânelor, în special cancerul de sân. Este o formă de radiografie care utilizează raze X de joasă doză pentru a obține imagini detaliate ale țesutului mamar [2,27]

Pentru a efectua o mamografie, sânul este comprimat între două plăci plate, care ajută la obținerea unei imagini mai clare și la reducerea cantității de radiații necesare. Comprimarea sânelor poate fi neplăcută sau ușor dureroasă, dar este importantă pentru a obține imagini de calitate și pentru a evidenția eventualele anomalii.

Mamografia este folosită în principal pentru screeningul cancerului de sân la femeile asimptomatice, în special la cele de peste 40 de ani. Scopul este de a identifica leziunile suspecte, cum ar fi nodulii sau zonele de calcificare, care pot indica prezența cancerului de sân în stadii incipiente. Detectarea precoce permite inițierea tratamentului în stadii timpurii, ceea ce crește șansele de supraviețuire și reduce complicațiile[27].

De asemenea, mamografia poate fi utilizată și pentru a investiga simptomele suspecte ale sânelor, cum ar fi dureri, umflături sau secreții anormale. În astfel de cazuri, este adesea asociată cu alte metode de diagnostic, cum ar fi ecografia mamară sau imagistica prin rezonanță magnetică (IRM), pentru a oferi o evaluare mai completă și mai precisă.

Este important de menționat că mamografia poate prezenta unele limite, cum ar fi dificultatea de a detecta anumite tipuri de cancer de sân la femeile cu țesut mamar dens sau posibilitatea de a evidenția fals pozitive, ceea ce poate duce

la investigații suplimentare inutile. În cazul unor rezultate anormale sau incerte la mamografie, medicul poate recomanda investigații suplimentare, cum ar fi biopsia, pentru a confirma diagnosticul [2,27].

Osteodensimetria, cunoscută și sub denumirea de densitometrie osoasă, este o tehnică de diagnostic utilizată pentru a măsura densitatea minerală osoasă (DMO). Această evaluare are ca scop detectarea și monitorizarea afecțiunilor osoase, în special a osteoporozei [2].

Prin osteodensimetrie, se evaluează cantitatea de minerale, cum ar fi calciul, prezente în oase. Măsurarea DMO este importantă deoarece oasele cu o densitate minerală scăzută sunt mai fragile și prezintă un risc crescut de fracturi. Osteodensimetria poate ajuta la diagnosticarea precoce a osteoporozei și la evaluarea riscului de fractură.

Cea mai frecventă și precisă metodă de osteodensimetrie este densitometria cu raze X cu dublă energie (DXA). Această tehnică utilizează o mașină specială care emite două raze X de intensități diferite și măsoară cantitatea de radiații X absorbite de oase. Pe baza acestei absorbții, se calculează densitatea minerală osoasă a pacientului și se compară cu valorile normale sau cu valorile de referință [2].

DXA este de obicei utilizată pentru a măsura densitatea minerală osoasă la nivelul coloanei vertebrale, șoldului sau antebrațului. Rezultatele obținute prin osteodensimetrie pot fi exprimate ca scor T (comparație cu populația de referință) sau scor Z (comparație cu grupul de vârstă și sex similare).

Osteodensimetria este un instrument valoros în evaluarea riscului de fractură și în monitorizarea eficacității tratamentului osteoporozei. Pe baza rezultatelor obținute, medicii pot recomanda măsuri preventive, modificări ale stilului de viață și tratamente adecvate pentru a întări oasele și a reduce riscul de fracturi.

În prezent, diagnosticul radiologic este asistat de calculator pentru majoritatea echipamentelor utilizate, indiferent de factorii fizici care stau la baza funcționării echipamentului: raze X, ultrasunete, radiații ionizante, câmp magnetic [10].

Radiologia intervențională este utilizată cu succes datorită avantajelor prezentate în anumite domenii (în special vasele de sânge), dar și caracterului minim invaziv [27].

Procedurile utilizate în radiologia intervențională sunt:

Metode imagistice intervenționale vasculare

Angioplastia cu balon (un cateter cu balon noncompliant) este utilizată pentru dilatarea vaselor de sânge în cazul stenozelor și ocluziilor scurte; nu poate fi repetată în cazul stenozelor recurente.

Tromboembolctomia este utilizată pentru ocluziile recente până nu s-a produs organizarea cheagului; folosește catetere speciale cu lumen exterior și interior uniform prin care se aspiră cheagul obstructiv. În obstrucțiile lungi, recurente, în cazurile de eșec al angioplastiei se pot utiliza stenturile (se introduce un filament sau fir metalic, cu un balonaș, apoi stentul este expandat pentru dilatarea vasului de sânge).

Radiologia intervențională venoasă se aplică în stenozele venoase produse de compresii sau invazii tumorale maligne, procese fibroase, cicatrici postoperatorii, tromboze. Se procedează inițial la o investigație angiografică pentru localizarea zonei de interes.

Embolizarea este un procedeu terapeutic constând în realizarea unei ocluzii arteriale sau venoase având ca scop oprirea unei hemoragii, ablația unor tumori, malformații sau organe.

Metode imagistice intervenționale ale căilor biliare. Colangiografia percutană transhepatică se realizează prin utilizarea unui ac flexibil cu diametrul de 7 mm, ghid metalic și catetere speciale. Colectectomia laparoscopică oferă rezultate deosebite pentru radiologia intervențională a vezicii biliare. Tehnica intervențională percutană de extragere a calculilor a cedat locul papilotomiei endoscopice cu extracție.

Metode imagistice intervenționale gastrointestinale. Gastrostomia și enterostomia percutană sunt indicate în stenozele complete ale tractului gastro-intestinal superior sau la bolnavii psihici. Dilatarea cu balonaș realizată cu ajutorul unor catetere conduse de ghid metalice este utilizată în stricturile enterice, esofagiene, pilorice, colice, a stenozelor chirurgicale.

Drenajele abceselor. Comparativ cu drenajul chirurgical, drenarea percutană (drenajului cateteral), sub ghidaj ultrasonografic sau CT, a abceselor are o rată mai joasă a mortalității.

Metode imagistice intervenționale urologice. Este utilizată dilatarea cu balonaș pentru ureterostomie, anastomoza uretero-vezicală, uretero-ileală, cicatrici posttraumatice sau plasarea stenturilor ureterale.

Recanalizarea tubară. Se poate realiza recanalizarea trompei utilizând o cupă specială ca instrument de vidare.

Radiologia de terapie (Radioterapia) constituie un domeniu specializat în managementul pacienților cu tumori benigne sau maligne, fiind folosită pentru terapia antitumorală și antiinflamatorie, datorită efectului radiațiilor asupra celulelor vii. Echipamentele de radioterapie (Fig. 3.1) utilizează radiațiile ionizante pentru tratamentul cancerului (controlul celulelor maligne), în scop curativ sau adjuvant, respectiv în combinație cu chimioterapia [2,31].



Fig. 3.1 Echipament pentru radioterapie Clinac 2100 C accelerator in the polyclinique de Courlancy in Reims, France

Radioterapia presupune parcurgerea următoarelor etape:

- *Localizare* – poziția tumorii este determinată prin una din tehnicile de radiologie de diagnostic (radiografie, computer tomografie, rezonanță magnetică nucleară, etc);
- *Planificare* – este analizat volumul tumorii (atât tumoarea, cât și țesuturile sănătoase înconjurătoare) pentru stabilirea dozei de iradiere (maximă pentru tumoare și minimă pentru țesuturi);
- *Tratament* – se stabilește modalitatea de tratament (radiația poate fi de tip: foton, electron, proton, neutron, beta sau gamma).

3.1 Radiografia standard

Radiografia standard (convențională) se bazează pe efectul fotochimic al radiațiilor. Pornind de la analiza solicitării investigației, radiologul trebuie să aleagă echipamentul adecvat, precum și parametrii de expunere, asigurând precizia de poziționare a pacientului în raport cu sursa de radiații și dispozitivul pentru imagini. În prezent, acest dispozitiv (Fig. 3.2) reprezintă o casetă convențională și un film care urmează să fie dezvoltat, sau o placă digitală care va fi procesată în calculator (radiologia digitizată). De asemenea, radiologul trebuie să analizeze radiografia sau imaginile digitale din punct de vedere al calității imaginii, dar și al problemelor clinice care trebuie rezolvate.

Radiografiile clasice sau roentgenogramele sunt realizate de obicei pentru localizarea și vizualizarea unei fracturi, a structurii oaselor sau a țesuturilor moi, sau pentru vizualizarea structurii intestinelor (spre exemplu, diagnostic pentru cancer de colon), caz în care este utilizat bariul ca substanță de contrast.



Fig. 3.2 Echipamente de radiografie standard [29]

Principiul de bază al radiologiei este același ca în 1895. Razele X sunt emise de către sursa de radiații prin segmentul de interes al corpului uman și înregistrate pe o casetă poziționată sub sau în spatele pacientului. Radiația X transmisă impresionează o placă sau un film radiografic sensibil în domeniul razelor X. O acoperire specială cu fosfor din interiorul casetei luminează și expune filmul. Acesta este dezvoltat apoi în mod asemănător cu o fotografie obișnuită. Suprafețele iradiate mai puternic (corespunzătoare zonelor radio-transparente) apar pe film mai întunecate decât suprafețele corespunzătoare zonelor radio-opace care apar pe film mai luminoase. Razele X penetrează corpul uman și creează imaginea structurii anatomice datorită energiei și lungimii de undă. În timpul penetrării corpului, razele X sunt atenuate (absorbite) diferențiat de densitățile țesuturilor întâlnite: oasele sunt mai dense și atenuează mai puternic razele X decât țesuturile moi din vecinătatea oaselor, care sunt mai puțin dense și deci, atenuează mai puțin energia razelor X. Absorbția diferită conduce la expuneri diferite, rezultând astfel imaginile care redau starea fiziologică sau patologică a organului investigat și care pot fi interpretate de medicul radiolog [28].

Filmele radiografice (Fig. 3.3) sunt formate dintr-un suport transparent acoperit cu emulsie de cristale de bromură de argint suspendate în gelatină. Procesul de dezvoltare poate fi manual sau automat, în sisteme de dezvoltare umedă sau în sisteme de dezvoltare uscată. Imaginea radiografică este o imagine negativă. Aceasta este analizată ulterior realizării investigației propriu-zise, cu ajutorul unui negatoscop.



Fig. 3.3 Radiografii uzuale torace, mână, sân [30]

MULTIX Compact K reprezintă un sistem de radiografie standard destinat diferitelor segmente anatomiche ale corpului uman: torace, abdomen, pelvis, craniu, coloană, schelet.

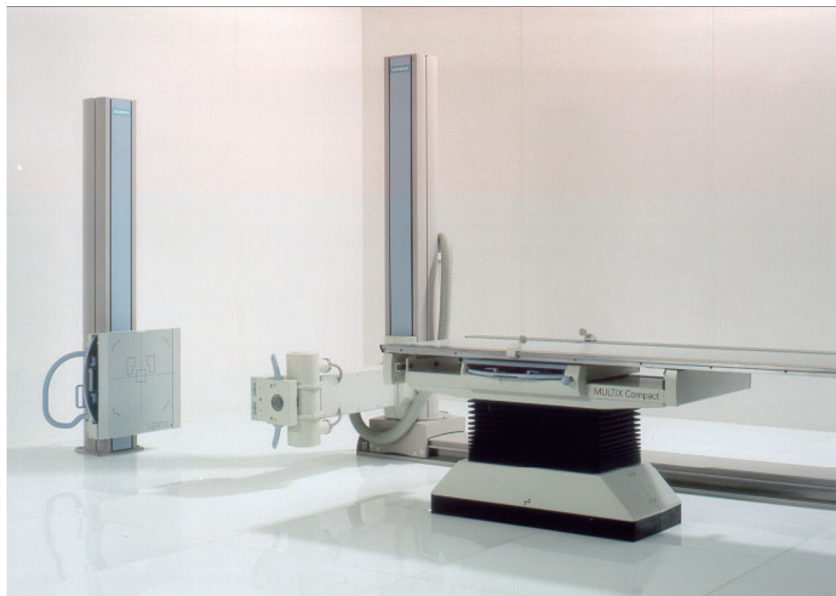


Fig. 3.4 Sistemul modular *MULTIX Compact K Radiography* al firmei SIEMENS.

Sistemul modular *MULTIX Compact K Radiography* (Fig. 3.4) al firmei SIEMENS permite investigarea pacienților în diferite poziții: în picioare, culcat, șezând, având posibilități de expunere laterală și oblică, atât pentru adulți, cât și pentru copii.

3.2 Radiologia digitizată

Radiologia digitizată permite obținerea unei imagini radiologice asemănătoare celei clasice, dar cu o rezoluție mai bună. Un sistem radiologic digitizat conține suplimentar un sistem de conversie analog/digitală, adăugat la receptorul clasic (ecranul fluorescent sau filmul) pentru transformarea informației în date numerice. Informațiile numerice sunt transferate în memoria

unui calculator unde sunt prelucrate în vederea exploatării informației și reconvertite apoi digital/analog pentru reconstrucția imaginii care este vizualizată pe display sau pe filmul radiografic [32].

Tehnicile de imagistică digitală au apărut deci când convertoarele analog/digitale (A/D) și computerele au fost adaptate la sistemele fluoroscopice convenționale intensificator/TV. Se preconizează că în următorii ani, sistemele de radiografie clasică vor beneficia de upgrade, devenind digitale. De asemenea, la sistemele fluoroscopice digitale casele de film și ecranele vor fi înlocuite cu detectori digitali de raze X.

Deși aparatura pentru sistemele de radiologie digitizată este complexă și costisitoare, metoda are avantaje importante [32]:

- examinarea este simplificată, iar iradierea este redusă, doza de raze X este mai mică, în condițiile obținerii aceleiași calități a imaginii ca în cazul filmului radiografic;
- imaginile obținute au o calitate mai bună;
- imaginile digitale pot fi stocate în memoria unui computer și transmise prin intermediul unei rețele către alte stații de lucru, astfel încât informația este disponibilă pentru mai mulți utilizatori, poate fi analizată de mai mulți specialiști în vederea stabilirii diagnosticului;
- imaginile digitale pot fi arhivate pe CD-uri sau alte tipuri de driver-e digitale (în condiții mai bune și mai sigure decât în cazul filmelor radiografice), pot fi accesate ușor și transmise la distanță (Internet).

3.3 Teleradiologia

Teleradiologia presupune transmiterea electronică a imaginilor radiografice ale pacientului și analiza acestora în altă locație. Un sistem de teleradiologie (Fig. 3.5) de bază conține trei componente importante [34]:

- sistem de transmitere a imaginii care conține digitizorul de imagine și dispozitivul de interfață cu rețeaua (uzual un MODEM de telefon);
- rețeaua de transmisie care poate fi cu cabluri, fibre optice sau microunde; cea mai utilizată rețea este cea a companiilor de telefonie (cabluri și fibre optice);
- sistem de recepție și redare a imaginilor.

Aceste componente sunt conectate ca în figura Fig. 3.5. Toate cele trei componente trebuie achiziționate de la același producător pentru a fi asigurată compatibilitatea lor.

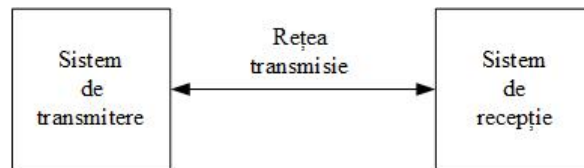


Fig. 3.5 Sistemul de teleradiologie

Imaginile pacientului sunt codate electronic în format digital la sistemul de transmisie, transmise prin intermediul rețelei de transmisie, recepționate, vizualizate și stocate în sistemul de recepție și redare a imaginilor.

Pot fi utilizate trei tipuri de digitizoare de film:

- cameră TV;
- cameră CCD (Charged Coupled Device);
- scanner laser pentru digitizare;

Oricare din cele trei digitizoare îndeplinește aceeași funcție: operatorul echipamentului introduce filmul radiografic într-un scanner care convertește imaginea analogică a filmului în informație digitală. Datele sunt transmise apoi către modem. Acesta reprezintă dispozitivul care convertește informația digitală în impulsuri electrice care sunt transmise prin rețeaua de transmisie.

Sistemul de recepție și redare a imaginilor este format din (Fig. 3.6):

1. interfața de rețea (modem);
2. personal computer;
3. unul sau două monitoare;
4. optional imprimantă.

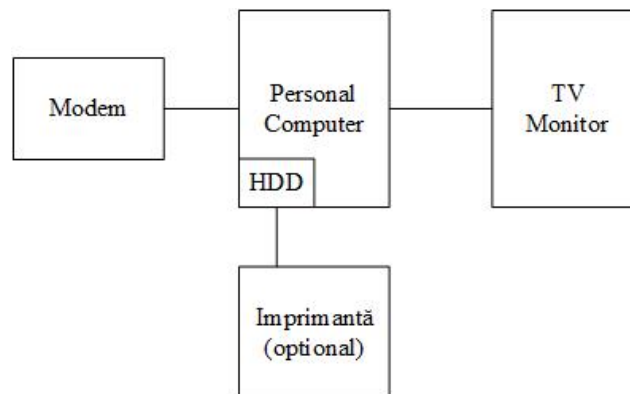


Fig. 3.6 Sistemul de recepție și redare a imaginilor

Modemul sistemului de redare a imaginilor recepționează impulsurile electrice de la rețeaua de transmisie și le convertește în imagini digitale care sunt trimise prin modem la computer pentru a fi memorate. După ce informațiile au

fost stocate în computer, radiologul le poate accesa și afișa pe monitor. Utilizând facilitățile software, radiologul poate îmbunătăți calitatea imaginilor. Dacă sistemul de recepție și redare a imaginilor are în dotare și o imprimantă, imaginile pot fi printate.

Informațiile despre structuri anatomice interne mobile ale unui pacient pot fi obținute prin radiografii expuse în succesiune rapidă. Intervalul de timp dintre filmele expuse serial poate fi prea mare pentru a oferi informații complete despre procesele dinamice din organism. Astfel, a apărut necesitatea dezvoltării unei tehnici care să permită reflectarea aproape instantanee a modificărilor din organismul pacientului. Această tehnică este denumită fluoroscopie.

3.4 Fluoroscopia

Fluoroscopia și angiografia reprezintă aplicații speciale ale imagisticii cu raze X. Imaginea este formată pe un ecran dintr-un material celulozic sau plastic (Fig.3.5), pe care este depus un strat subțire dintr-o substanță fluorescentă (substanță care emite o radiație în domeniul vizibil când este iradiată cu o radiație cu o frecvență mai mare) sensibilă în domeniul radiațiilor X. [26]. Intensitatea radiației emise este proporțională cu cea a radiației incidente pe ecran. Imaginea obținută este pozitivă. Imaginea este examinată de medicul radiolog prin intermediul unui ecran protector.

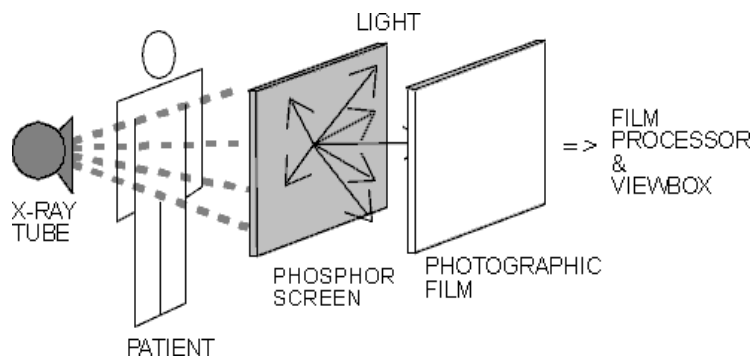


Fig. 3.5 Principiul de funcționare a unui sistem fluoroscopic

Un ecran fluorescent sau un tub pentru intensificarea imaginii sunt conectate într-un circuit închis de televiziune care permite vizualizarea în timp real a structurilor anatomice în mișcare, uneori cu ajutorul unei substanțe de contrast radioactive, care absoarbe radiațiile X. Aceste substanțe sunt administrate prin înghițire sau injectare pentru a accentua caracteristicile structurii anatomice: vase de sânge, sistem urogenital, tractul gastrointestinal. Substanțele de contrast radioactive administrate depind de investigația întreprinsă (spre exemplu, bariul este administrat în tractul gastrointestinal și vizualizat prin fluoroscopie sau radiografie) [11,26].

Imaginile fluoroscopice pot reda o imagine în mișcare (movie). Echipamentul pentru fluoroscopie (Fig. 3.6) constă într-un sistem de raze X și un ecran fluoroscopic care înregistrează razele X și lumina. Tehnologiile fluoroscopice moderne conțin un circuit cu camere TV și intensificatori ai imaginilor fluoroscopice. Figura de mai jos prezintă fascicolului de raze X de la tubul de raze X la intensificatorul de imagine, în timpul unei intervenții chirurgicale ortopedice în cazul unei fracturi de picior [11,26].

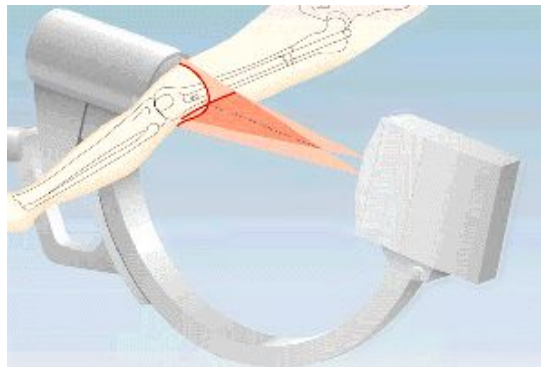


Fig. 3.6 Principiul fluoroscopiei în cazul unei intervenții chirurgicale ortopedice

În prezent, mai multe sisteme convenționale bazate pe radiații X au posibilitatea de a funcționa atât în modul radiografic, cât și fluoroscopic, putând cumuta între modurile radiografic și fluoroscopic. Echipamentele moderne (Fig. 3.7) cu raze X sunt prevăzute cu sisteme digitale de achiziție, oferind astfel radiologului posibilitatea de a controla calitatea imaginii și de a reduce doza de radiații. În plus, imaginile digitale pot fi memorate în rețea, putând fi accesate oricând pentru analize suplimentare, pentru interpretări, etc. În figura de mai jos, radiologul vizualizează imaginile examinării fluoroscopice pentru tractul gastrointestinal superior în timp real, utilizând sistemul digital de achiziție. Imaginea digitală obținută corespunde unui stomac normal [35,36].



Fig. 3.7. Sisteme de radioscopie digitizată[35,36]

AXIOM Iconos R200 este un sistem universal modular digital de radiografie, a cărui arhitectură permite integrarea optimă în mediul clinic [37].

Principalele caracteristici ale echipamentului sunt:

- Masa pacientului
 - construcție modulară adaptabilă tipului de investigație;
 - dispozitiv pentru poziționarea filmului cu casete pentru diferite dimensiuni de imagini și sistem digital cu intensificator de imagine de 40 cm;
 - sistem de operare de la distanță;
 - sistem cu rol în camera de examinare.
- Sistem pentru achiziția imaginilor
 - intensificatori de imagini de înaltă rezoluție pentru 33 cm și 40 cm,
 - trei niveluri de zoom pentru îmbunătățirea vizualizării detaliilor;
 - display de înalt contrast pentru rezoluție optimă.
- Sistem de procesare a imaginii
 - digital imaging system FLUOROSPOT Compact (1024 x 1024 matrix/10 bit);
 - moduri standard pentru procesarea imaginilor individuale 0.5 la 8 imagini/sec cu 1024 x 1024/10-bit matrix;
 - sistem DICOM 3 pentru achiziția datelor.
- Generatorul de raze X
 - generator de înaltă frecvență cu control automat al dozei de iradiere tip CAREMATIC, operare touchscreen și control automat al expunerii IONTOMAT PN;
 - ansamblu tub raze X de înaltă performanță și sistem de răcire.
- Monitoare
 - CRT-SIMOMED monitor cu diagonala 44 cm sau 54 cm
 - TFT-Flatscreen monochrome display, 18"
 - trolie pentru 1 sau 2 displays.

Accesorii standard pentru acest echipament sunt:

- comutator de picior pentru fluoro și radiografie în camera de comandă
- sistem de deplasare a mesei pacientului, de înălțime ajustabilă, cu 3 poziții;
- mâner înclinat;
- pereche suporturi pentru umăr;
- benzi de fixare și protecție a capului

Pe lângă accesoriile standard cu care este dotat echipamentul, există posibilitatea achiziționării unor accesorii suplimentare (opționale) care facilitează

realizarea anumitor investigații. Accesorii opționale disponibile pentru modelul prezentat sunt (Fig. 3.8):

- Suport pentru poziționarea copiilor;
- Suport lateral acționat de la distanță;
- Diferiți suporturi pentru așezarea pacienților;
- Suporturi pentru copil;
- Suporturi pentru poziționare (4);
- Talpa - suport picior [9];
- Suport pentru picioare (10);
- Suport pentru braț (12);
- Suport pentru cap cu reglaj tridimensional (14);
- Pernă de masă din spumă, (nu influențează radiațiile) (15);
- Protecție detașabilă împotriva radiațiilor (7);
- Suport casetă cu sau fără dispozitiv de fixare (8);
- Comutator la picior (11);
- Tub de compesare (13);
- Doză de masurare a radiației (16);
- Filtre de contur pentru compensarea transparenței.

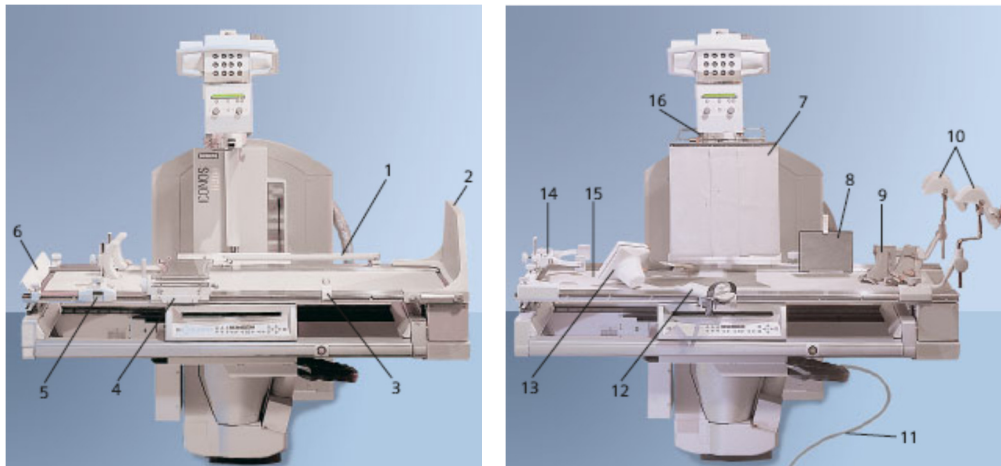


Fig. 3.8. Sistem fluoroscopic digital AXIOM Iconos R200 SIEMENS

Datorită utilizării razelor X acest echipament trebuie să respecte normele și reglementările de protecție în sănătate. Dimensiunile de gabarit și recomandările de amplasare a acestui echipament în încăperea sunt prezentate în Fig. 3.9.

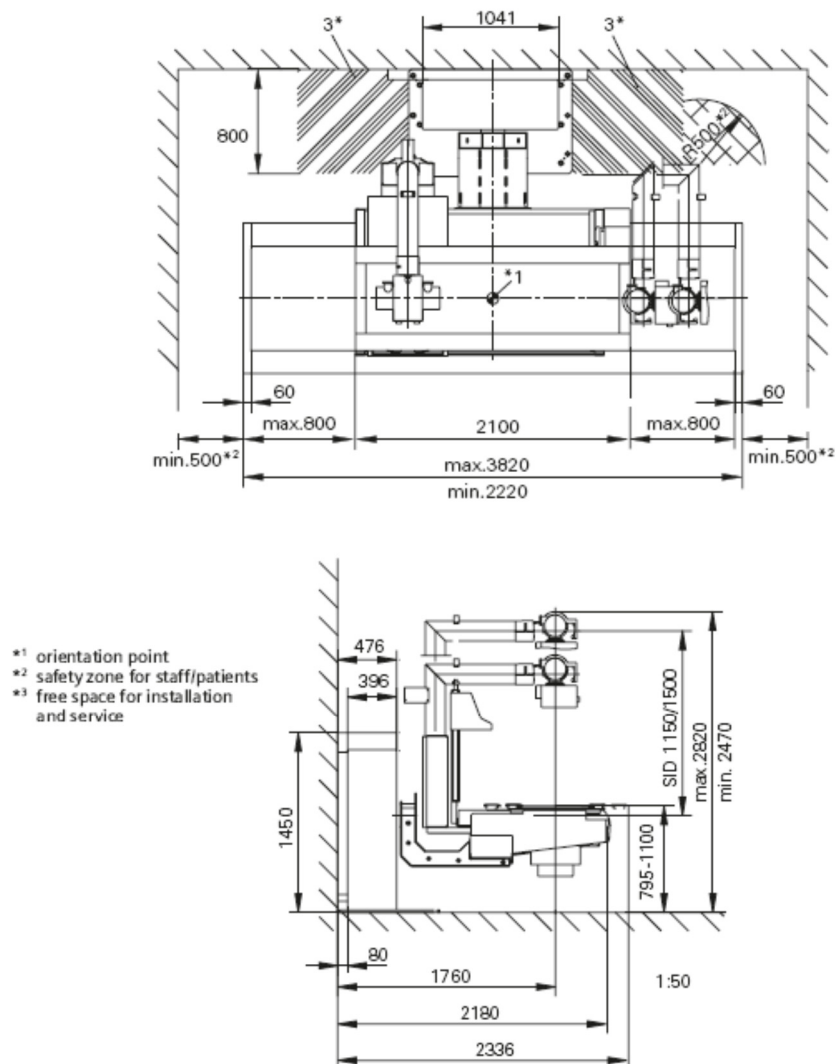


Figura 3.9. Amplasarea AXIOM Iconos R200 în spațiul destinat investigații

Având în vedere dimensiunea echipamentelor fluoroscopice și normele de securitate în sănătate, aceste echipamente sunt amplasate într-o încăpere special amenajată.

3.5 Intensificarea imaginii fluoroscopice

În cazul primelor tehnici fluoroscopice apărute, razele x de la pacient veneau în contact direct cu un ecran fluoroscopic. Lumina era emisă de fiecare regiune a ecranului în funcție de rata la care energia era transferată de razele x incidente. Imaginea luminoasă de pe ecranul fluoroscopic era urmărită de

radiolog de la o distanță de 25 – 40 cm. Radiologul era protejat împotriva radiației x de către un ecran subțire de sticlă plasat în spatele ecranului fluoroscopic [10].

Utilizând această tehnică, radiologul percepea o imagine foarte neclară fără a putea face o bună distincție a detaliilor. Radiologul trebuia să-și adapteze vederea la întuneric rămânând o perioadă îndelungată în camera întunecată, pentru a putea să vadă imaginile. A devenit evidentă necesitatea obținerii unor imagini fluoroscopice luminoase, în acest scop s-a încurajat dezvoltarea unor intensificatoare (amplificatoare) de imagine. Acestea au scopul de a amplifica strălucirea imaginii. Utilizând amplificatoarele de imagine nu mai este necesară etapa de adaptare a vederii la întuneric. Prin folosirea lor, complexitatea și costul sistemelor fluoroscopice au crescut, dar cu toate aceste inconveniente, sistemele fără amplificare nu mai sunt utilizate în imagistica actuală [38].

3.6 Tuburi pentru amplificarea imaginii obținute prin raze x

Amplificatoarele de luminiscentă înlocuiesc ecranul fluorescent, fiind utilizate pentru micșorarea dozei de radiații absorbită de pacient, respectiv pentru obținerea unei imagini mult mai luminoase, care să poată fi examinată la lumina zilei [38].

Un amplificator al imaginii obținute prin raze x, intensifică luminozitatea imaginii prin 2 procese: (1) minimizare, în care același număr dat de fotoni sunt eliberați de o suprafață mai redusă, și (2) creșterea fluxului, unde electronii sunt accelerați prin tensiuni înalte pentru a produce mai multă lumină când lovesc ecranul fluorescent. Același principiu este utilizat și de dispozitivele militare de vedere pe timp de noapte.

Un exemplu de tub de amplificare a imaginii este prezentat în Fig. 3.10.

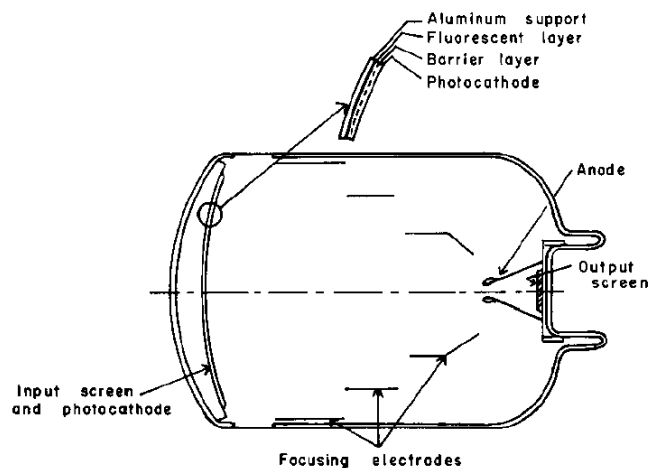


Fig. 3.10 – Secțiune printr-un tub convențional de amplificare a imaginii obținute cu raze X

Razele x cad pe un ecran fluorescent cu diametru între 10cm și 40cm de formă convexă. Acest ecran este acoperit cu o substanță fluorescentă. Pentru fiecare foton din fasciculul de raze x incident, ecranul emite între 2000 și 3000 de fotoni. Aceștia nu sunt vizualizați în mod direct, ci sunt orientați spre un fotocatod. Fotonii emiși în altă direcție sunt reflectați spre fotocatod de un strat de aluminiu depus pe exteriorul suprafeței ecranului de intrare. Dacă sensibilitatea spectrală a fotocatodului este adaptată la lungimea de undă a luminii emise de ecran, atunci pentru fiecare 100 de fotoni de lumină recepționați, fotocatodul emite 15 până la 20 electroni. Numărul de electroni eliberați de orice regiune a fotocatodului depinde de numărul fotonilor de lumină incidenti pe acea regiune. Electronii sunt accelerați printr-o diferență de potențial de 25-35 kV între anodul și fotocatodul tubului de amplificare a imaginii. Electronii trec printr-un orificiu mare din anod și lovesc un mic ecran fluorescent (ecran de ieșire) montat pe un suport plat de sticlă. Stratul ce acoperă ecranul de ieșire seamănă cu cel de pe ecranul de intrare, cu deosebirea că granulele fluorescente sunt mult mai mici. Diametrul majorității ecranelor de ieșire este cuprins între 1.5 cm și 3 cm. Amplificatoarele cu diametre mici ale ecranelor de ieșire sunt folosite pentru fluoroscopia TV deoarece diametrul ecranului de intrare al unei camere TV este, de asemenea, mic. Un înveliș de metal, de obicei aluminiu, este depus pe ecranul de ieșire pentru a preveni pătrunderea luminii din exteriorul amplificatorului de imagine. Stratul metalic înlătură, de asemenea, electronii acumulați de ecranul de ieșire [11,38].

Electronii de la fotocatod sunt focalizați pe ecranul de ieșire de către niște electrozi cilindrici plasați între fotocatod și anod. De obicei sunt utilizați trei electrozi de focalizare (Fig. 3.10).

Tubul de sticlă (Fig. 3.11a) este inclus într-o carcasă dintr-un aliaj de fier (Fig. 3.11b).

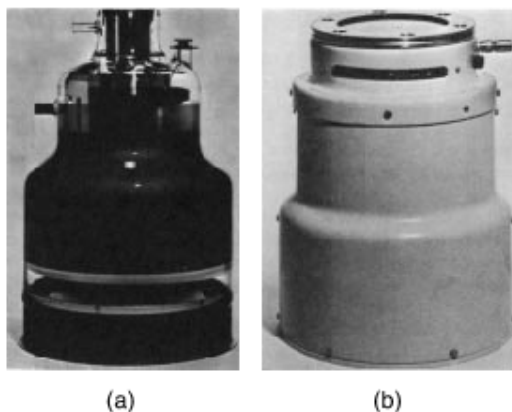


Fig. 3.11 Tub de amplificare a imaginii cu ecran de intrare de 22 cm

Carcasa metalică atenuează câmpurile magnetice ce provin din exteriorul amplificatorului și previn influența acestor câmpuri asupra mișcării electronilor din interiorul tubului. Mișcarea electronilor și, deci, imaginea formată pe stratul din fosfor, pot fi totuși influențate de către un câmp magnetic puternic din vecinătatea amplificatorului. De asemenea, un câmp magnetic intens în vecinătatea amplificatorului de imagine, poate magnetiza carcasa metalică (aliaj denumit Mumetal) și electrozii de focalizare și poate cauza distorsiuni permanente ale imaginii fluoroscopice. În consecință, amplificatoarele de imagine nu vor fi plasate în apropierea câmpurilor magnetice permanente sau tranzitorii, cu intensitate ridicată, care sunt produse frecvent de sistemele imagistice bazate pe rezonanța magnetică.

În cazul unui amplificator de imagine obținută prin raze x, există 4 tipuri de purtători de informație despre pacient transmisă medicului radiolog. Fasciculul de raze x transmite informație de la pacient la ecranul de intrare al amplificatorului de imagine. La nivelul acestuia, purtătorul informației se schimbă de la radiația x la fotonii radiației luminoase vizibile. Pe măsură ce fotonii radiației luminoase sunt absorbiți de către fotocatod, informația este transferată fasciculului de electroni care este direcționat pe ecranul de ieșire al amplificatorului. Informația este transmisă sub forma unei imagini luminoase de la ecranul de ieșire spre observator.

Luminozitatea imaginii obținute pe ecranul de ieșire al unui amplificator de imagine poate fi comparată cu imaginea obținută de la un ecran fluoroscopic fără amplificare a imaginii. Amplificatorul de imagine și ecranul fluoroscopic recepționează expuneri la radiație identice, raportul dintre luminozitatea celor două imagini este denumit factor de amplificare a luminozității.

$$\text{Factor luminozitate} = \frac{\text{luminozitate ecran ieșire amplificator}}{\text{luminozitate ecran standard}}$$

Factorul de amplificare a luminozității variază între 1000 și 6000, în funcție de caracteristicile amplificatorului de imagine și ale ecranului fluorescent cu care se face comparația. Amplificarea luminozității rezultă din două procese independente care apar în interiorul amplificatorului de imagine. Aceste procese sunt denumite minimizarea imaginii respectiv amplificarea fluxului.

Imaginea luminoasă produsă pe măsură ce razele x sunt absorbite de ecranul de intrare al unui amplificator de imagine este reprodusă sub forma unei imagini minimizezate pe ecranul de ieșire al amplificatorului. Datorită faptului că ecranul de ieșire este mult mai mic decât cel de intrare, cantitatea de lumină pe unitatea de suprafață a ecranului de ieșire este mai mare decât cantitatea de lumină pe unitatea de suprafață a ecranului de intrare. Creșterea luminozității

datorată minimizării imaginii este denumită factor de minimizare (f_m) și este egal cu raportul dintre suprafețele ecranelor de intrare respectiv ieșire:

$$f_m = \frac{\text{aria ecran intrare}}{\text{aria ecran ieșire}} = \frac{\pi \cdot \left(\frac{\text{diametru ecran intrare}}{2}\right)^2}{\pi \cdot \left(\frac{\text{diametru ecran ieșire}}{2}\right)^2} = \left(\frac{\text{diametru ecran intrare}}{\text{diametru ecran ieșire}}\right)^2$$

Luminozitatea imaginii pe ecranul de ieșire este, de asemenea, mărită datorită electronilor de la fotocatod care sunt accelerați în timp ce traversează tubul spre ecranul de ieșire. Când acești electroni sunt stopați de ecranul de ieșire, numărul fotonilor eliberați variază în funcție de energia electronilor incidenți. Factorul de amplificare a luminozității datorată accelerării electronilor este denumit factor de amplificare a fluxului f_f . Un amplificator de imagine obișnuit are un factor de amplificare a fluxului de cel puțin 50.

Amplificarea totală a luminozității unui amplificator de imagine este dată de produsul celor doi factori: de minimizare și de flux.

$$f = (f_m) \cdot (f_f)$$

Două tuburi de amplificarea a imaginii pot fi comparate prin intermediul factorului de conversie al fiecăruia. Factorul de conversie G_r este raportul dintre luminanța (luminozitatea) ecranului de ieșire și rata de expunere a ecranului de intrare. Luminanța este exprimată în candeli/metru pătrat iar rata de expunere în miliroentgen/secundă.

$$G_r = \frac{\text{luminanța ecranului de ieșire}}{\text{rata de expunere a ecranului de intrare}} \left[\frac{\text{candela}/\text{m}^2}{\text{mR}/\text{sec}} \right]$$

Luminanța sau luminozitatea unui obiect are ca unitate de măsură Lambert. Un lambert (L) este luminanța unei suprafețe care emite sau reflectă 1 lumen/cm². 1 mL = 0.001 L

Candela este o unitate de măsură a luminanței și este egală cu 1/60 din luminanța unui cm² al unui corp negru încălzit la temperatura de solidificare a platinei (1773.5° C). O candela este echivalentă cu 0.3 miliLambert (mL).

Factorul de conversie al unui amplificator de imagine depinde de energia radiației și trebuie măsurat pentru radiația x obținută de la un generator de raze x

cu redresare bialternanță sau potențial constant, operat la o tensiune de aproximativ 85 kV. Factorul de conversie pentru majoritatea amplificatoarelor de imagine are valori cuprinse între 50 și 100 (candela·sec) / (mR·m²).

Rezoluția unui amplificator de imagine este limitată prin rezoluția ecranelor fluorescente de intrare și de ieșire, și de capacitatea electrozilor de focalizare de a menține imaginea în timp ce este transferată de la ecranul de intrare la cel de ieșire. Rezoluția amplificatoarelor de imagine este, în medie, de 4 linii / milimetru. Pierderile de rezoluție datorate unor factori externi sunt: existența radiației x nefocalizate recepționate de ecranul de intrare, neclaritatea imaginii datorate mișcării pacientului și mărimea finită a punctului focal. În plus, calitatea imaginii fluoroscopice este afectată de variația cantitativă a fluxului de raze x pe suprafața ecranului de intrare.

Rezoluția, luminozitatea și contrastul unei imagini obținute de la un amplificator de imagine, sunt mai accentuate în centrul imaginii și mai reduse spre marginile imaginii. Micșorarea luminozității spre periferia imaginii este, de obicei, mai mică de 25%. Reducerea luminozității spre marginea ecranului se datorează: ratei reduse de expunere la periferia ecranului de intrare, preciziei reduse cu care electronii de la periferia fotocatodului lovesc ecranul de ieșire. De asemenea, liniile drepte ale unui obiect apar, adesea, curbate spre exterior datorită curburii ecranului de intrare și preciziei reduse cu care electronii de la periferia fotocatodului sunt focalizați pe ecranul de ieșire. Pot fi observate întârzieri de afișare a imagine pe ecranele de intrare și ieșire, datorate vitezei reduse cu care stratul de fosfor răspunde la modificările de luminozitate ale imaginii. Acest efect poate pune probleme în cazul cinefluorografiei cu rată ridicată de afișare a cadrelor sau în cazul imagisticii digitale rapide.

Diametrul ecranului de intrare al unui amplificator de imagine poate varia între 10 cm și mai mult de 40 cm. Amplificatoarele cu ecrane de intrare de dimensiuni mici sunt mai manevrabile și mai ieftine. Acestea oferă o mică îmbunătățire a rezoluției imaginii deoarece electronii de la fotocatod lovesc ecranul de ieșire cu o precizie mai mare iar regiunea scanată este mai restrânsă. Un amplificator cu dimensiuni mari are un preț mai ridicat și este mai puțin manevrabil, dar oferă un câmp vizual mai extins asupra pacientului și oportunitatea de a mări imaginea.

Diametrul ecranului de intrare al unui amplificator de imagine este mai mare decât diametrul regiunii scanate aparținând pacientului. În Fig. 3.12, un obiect de lungime s va avea lungimea s' în imaginea de pe ecranul de intrare.

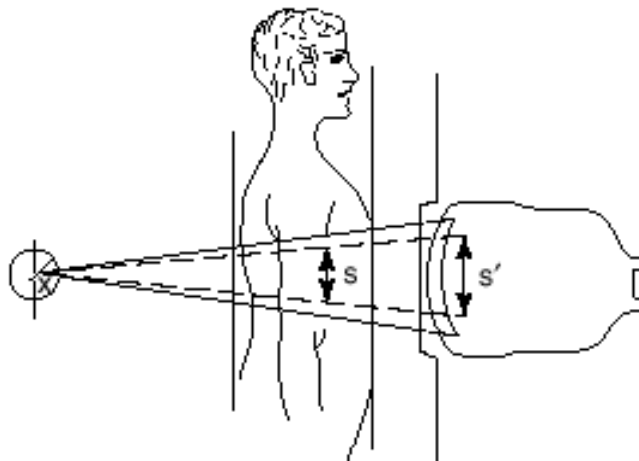


Fig. 3.12 Câmpul de vedere al amplificatorului

Dacă d este distanța de la ținta unui tub de raze x până la obiectul investigat, iar d' este distanța de la țintă până la ecranul de intrare, atunci lungime aparentă s' a obiectului este:

$$s' = s \cdot \left(\frac{d'}{d} \right)$$

Amplificare M a imaginii este dată de relația:

$$M = \frac{s'}{s} = \frac{d'}{d}$$

3.7 Amplificatoare cu câmp dublu și triplu

Multe amplificatoare de imagine permit obținerea de vederi mărite ale regiunii centrale a ecranului de intrare. Aceste amplificatoare se numesc cu câmp dublu dacă permit un singur mod de vedere mărită, sau cu câmp triplu dacă permit două moduri de mărire a imaginii. Principiul de funcționare al unui amplificator cu dublu câmp este descris în Fig. 3.13.

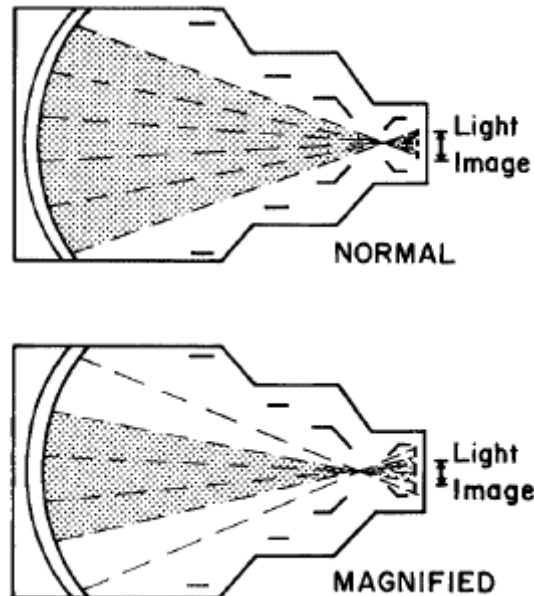


Fig. 3.13 – Amplificator dublu câmp

În modul de vedere normal, electronii de la fotocatod converg spre punctul de intersecție (convergență) mai apropiat de ecranul de ieșire și lovesc doar regiunea ecranului vizibilă pentru camera TV. În acest fel, observatorul vede întregul ecran de intrare al amplificatorului. Când amplificatorul este operat în modul ce permite mărirea imaginii, tensiunea electrozilor de focalizare este modificată și electronii converg spre un punct de focalizare mai îndepărtat de ecranul de ieșire. În aceste condiții, electronii proveniți din regiunile periferice ale ecranului de intrare, vor lovi ecranul de ieșire în afara regiunii vizibile camerei TV. Doar regiunea centrală a ecranului de intrare este vizibilă iar imaginea ei va fi mărită.

Dacă tensiunea electrozilor de focalizare este modificată din nou, electronii de la fotocatod sunt focalizați forțat într-un punct și mai îndepărtat de ecranul de ieșire. În acest fel se obține un al doilea mod de mărirea a imaginii. Un astfel de amplificator cu două moduri de mărirea a imaginii este denumit amplificator de imagine cu triplu câmp.

În modul de vizualizare mărit, imaginea de pe ecranul de ieșire este produsă numai de către electronii proveniți din regiunea centrală a ecranului de intrare. Datorită faptului că pentru producerea imaginii sunt folosiți mai puțini electroni, imaginea va avea o luminozitate mai redusă dacă rata de expunere a ecranului de intrare nu este mărită. Mărirea ratei de expunere este realizată automat atunci când se comută din modul de vedere normal în modul de vedere

mărit. Rata de expunere crește dacă suprafața stratului activ de fosfor al ecranului scade.

3.8 Afișarea imaginii fluoroscopice pe ecran TV

Imaginea obținută de la un amplificator de imagine poate fi vizualizată pe un ecran TV prin filmarea ecranului de ieșire a amplificatorului cu o cameră TV. Semnalul de la cameră este transmis prin cablu ecranului TV. Această metodă de transmitere și afișare a unei imagini este denumită televiziune cu circuit închis deoarece semnalul este transmis de la camera TV la monitor prin cablu coaxial în loc să fie emis în aer (Fig. 3.14).

Structura unui circuit închis de afișare a imaginii fluoroscopice pe ecran TV este următoarea:

1. tub de raze x
2. pacient
3. amplificator de imagine
4. sistem optic de interfață
5. camera TV
6. unitate de control a camerei TV
7. monitor TV

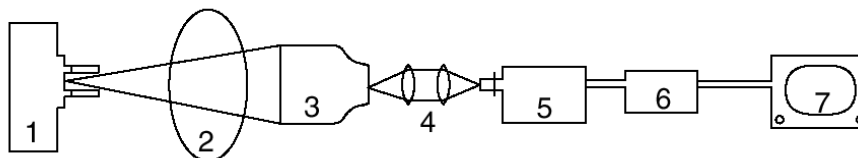


Fig. 3.14 – Structura sistemului de fluoroscopie TV

Camerele TV uzuale folosite în fluoroscopia TV au aproximativ 15 cm lungime și 3 cm diametru și au următoarea componență (Fig. 3.15):

1. înveliș din sticlă
2. strat conductor transparent
3. strat fotoconductor
4. fascicul de scanare cu electroni
5. grile
6. tun de electroni
7. bobine aliniere pentru fasciculul de electroni
8. bobine pentru deviere pe orizontală și verticală
9. bobine focalizare
10. rezistență

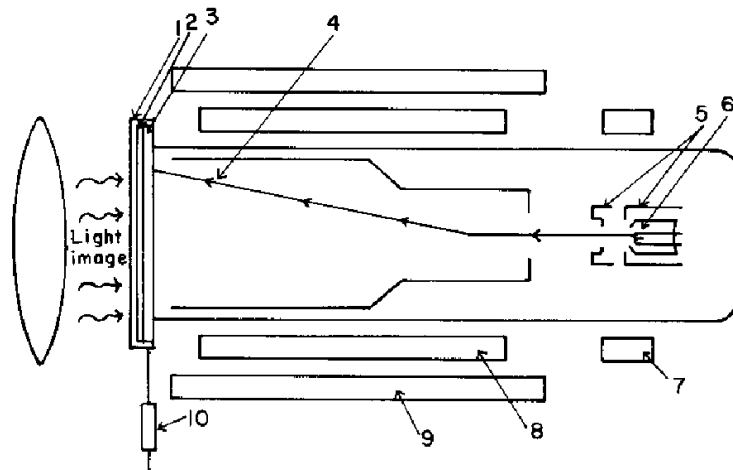


Fig. 3.15 Tub TV Vidicon

La o cameră analogică obișnuită, pe fața interioară a tubului de sticlă este depus un strat subțire din material fotoconductor care este separat de suprafața de sticlă printr-un strat subțire conductor, transparent. Suprafața stratului fotoconductor apropiată de fața tubului de sticlă are un potențial pozitiv de 20-60 V față de catodul tunului de electroni. Stratul fotoconductor se comportă ca un izolator electric când nu este expus la lumină. Când lumina de la ecranul de ieșire al amplificatorului de imagine cade pe suprafața stratului fotoconductor, rezistența acestui strat scade. În acest fel, rezistența transversală a oricărei regiuni a stratului fotoconductor iluminat depinde de cantitatea de lumină incidentă pe acea regiune.

Fasciculul de electroni de scanare de la tunul de electroni depune electroni pe stratul fotoconductor. Unii dintre aceștia migrează spre partea pozitivă a stratului și sunt colectați de către stratul conductor. În orice regiune, numărul electronilor ce migrează spre partea pozitivă depinde de rezistența și, în consecință, de iluminarea regiunii. Electronii colectați de stratul conductor furnizează un semnal electric care variază ca răspuns la variațiile de iluminare ale stratului fotoconductor. Acest semnal este amplificat și este folosit pentru a controla intensitatea fluxului de electroni ce scanează ecranul fluorescent al monitorului TV în mod sincron cu fluxul de electroni de scanare din camera TV. În acest fel, imaginea formată pe monitorul TV corespunde imaginii de pe ecranul de ieșire al amplificatorului de imagine.

La camerele CCD (Charge Coupled Device), rolul stratului fotoconductor și al fasciculului de scanare este preluat de matrici de circuite CCD care produc semnal electric ca răspuns la cantitatea de lumină incidentă. Aceste semnale electrice pot fi memorate sub forma unor șiruri de valori numerice sau pot fi

convertite direct în semnale TV standard. Tendința actuală în fluoroscopie, este de a se înlocui camerele analogice cu sisteme CCD.

Pe măsură ce fasciculul de electroni de scanare se deplasează orizontal de-a lungul stratului fotoconductor al camerei TV (sau pe măsură ce elementele CCD recepționează fotoni), semnalul de la stratul conductor este modulat în răspuns la gradul de iluminare al fiecărui element fotoconductor din calea fasciculului de electroni. Această mișcare a fasciculului de electroni de scanare este denumită *baleiere activă*. Când fasciculul de electroni de scanare se deplasează pe orizontală în direcție opusă (*baleiere de retragere*), monitorul TV nu primește informație. Baleierea de retragere este aproximativ de 5 ori mai rapidă decât baleierea activă. Când următoarea baleiere activă este inițiată, aceasta este deplasată puțin sub baleierea precedentă. Numărul de baleieri active ale fasciculului de electroni de scanare, de-a lungul imaginii poate fi de 525, 625, 837, 875, 945 sau 1024. Astfel, imaginea este divizată în tot atâtea linii orizontale pe ecranul monitorului TV. Imaginile cu un număr mare de linii orizontale oferă o mai bună rezoluție verticală.

3.9 Fluoroscopia digitală

Una din tehnicile utilizate de fluoroscopia digitală este digitizarea semnalului obținut de la o cameră video. Pentru a înlocui operația de digitizare, au apărut alte tehnici, în care camera TV este înlocuită de detectoare digitale cum sunt camerele CCD. Aceste tehnici au devenit tot mai mult utilizate în ultimul timp în locul fluoroscopiei clasice.

Avantajele fluoroscopiei digitale sunt: în primul rând, imaginea digitală pregătită pentru prelucrări pe calculator, în locul imaginii disponibile pe casetă sau film la partea de intrare a amplificatorului de imagine, sau în locul imaginii analogice imprimată pe film la ieșirea amplificatorului de imagine. Imaginile digitale au avantajul că sunt ușor de obținut și presupun un timp de expunere al pacientului mai mic și, de asemenea, oferă posibilitatea de prelucrare pentru a evidenția eventualele zone de interes. În al doilea rând, imaginile digitale pot fi folosite în diferite scopuri, în timp real. De exemplu, cea mai eficientă utilizare a radiației este pentru a produce o imagine luminoasă pe ecranul de ieșire, cu un puls de radiație, și apoi a scana fiecare linie a imaginii cu o cameră TV pentru a produce un cadru într-un timp cât mai redus. Pentru a înregistra întreaga imagine se folosește un convertor digital al imaginii scanate. Cadrul este apoi citit și transmis către ecranul TV standard, pentru a fi vizualizat. Această tehnică reduce pierderile de rezoluție care apar în scanarea continuă datorită mișcării pacientului. Asemenea pierderi de rezoluție pot pune probleme, în special, în aplicații care presupun schimbări rapide ale structurilor cum ar fi sistemul circulator. Tehnicile de scanare digitale au ca rezultat o reducere a substanțială a

dozei de radiații (între 30%-50%) față de metoda standard video care presupune scanarea fiecărei linii și repetarea procesului până se obține un cadru, toate acestea în timp ce pacientul este expus continuu radiației x.

Un alt avantaj posibil este posibilitatea de a memora și vizualiza un număr mare de imagini fluoroscopice anterioare pentru a ușura intervențiile chirurgicale, plasarea cateterelor etc. Acest număr de imagini salvate reduce necesarul altor imagini obținute prin scanare continuă a pacientului. Fiind disponibile imagini digitale multiple, sunt posibile aplicarea unor tehnici imagistice cum ar fi medierea cadrelor sau recunoașterea de contur.

În fluoroscopia digitală sunt disponibile numeroase tehnici de prelucrare a imaginilor pentru a ridica calitatea imaginilor, și a obține informații dificil de obținut din imagini analogice.

4 TOMOGRAFIA COMPUTERIZATĂ

Tomografia computerizată (CT) este o tehnică avansată de imagistică medicală care utilizează razele X și tehnologia computerizată pentru a obține imagini detaliate ale structurilor interne ale corpului uman. CT-ul oferă imagini transversale ale corpului, cunoscute și sub denumirea de imagini în secțiune transversală, care permit vizualizarea detaliată a organelor, a țesuturilor și a structurilor anatomice [2].

Computed Tomography (CT) reprezintă o tehnică de investigare neinvazivă a corpului uman prin care se obțin imagini 2D sau 3D dintr-o zonă considerată de interes. CT oferă o rezoluție deosebită a imaginilor scanate, acoperă practic întreaga paletă a patologiei, dar este o metodă iradiantă și costisitoare.

Tehnicile de reconstrucție a imaginilor folosite în tomografia computerizată au fost dezvoltate pentru a fi utilizate în radioastronomie, microscopia cu fascicul de electroni, alte tehnici optice. Primele eforturi de a dezvolta tehnici imagistice CT au fost făcute la începutul anilor '60, dar aplicarea acestora pentru imagistica medicală s-a realizat abia în 1972 când EMI Ltd. a anunțat realizarea primului aparat CT cu raze x disponibil comercial, destinat exclusiv studiilor imagistice ale capului. Prototipul acestui aparat a fost studiat începând din 1970 la spitalul Atkinson-Morley din Anglia, iar prima unitate comercială a fost instalată în Statele Unite în 1973. În același an, Ledley și echipa sa anunță dezvoltarea primului scanner CT pentru întregul corp. În 1974 Ohio Nuclear Inc. a dezvoltat, de asemenea, un scanner pentru tot corpul; ambele modele au fost instalate în 1975. După 1977, 16 companii comerciale au pus în vânzare mai mult de 30 de modele de scannere CT [11,39].

Procedura CT implică rotația unui tub de raze X și a unui senzor în jurul pacientului, generând mai multe imagini radiografice din diferite unghiuri. Aceste imagini sunt apoi procesate de un computer, care le combină pentru a crea o imagine tridimensională a zonei examinate. Aceste imagini pot fi vizualizate în diferite planuri (transversal, sagital, coronal) și pot fi analizate în detaliu de către medicii specialiști.

CT-ul este utilizat într-o varietate de domenii medicale și are multiple aplicații, inclusiv[3,27]:

Diagnosticarea și evaluarea afecțiunilor: CT-ul este folosit pentru a detecta și evalua afecțiuni precum tumori, leziuni, infecții, boli vasculare, malformații și anomalii congenitale. Acesta furnizează imagini detaliate ale creierului, toracelui, abdomenului, pelvisului, oaselor și altor regiuni anatomice.

Ghidarea intervențiilor chirurgicale: CT-ul poate fi utilizat în timpul intervențiilor chirurgicale pentru a ghida chirurgii în timp real. Imaginile CT pot ajuta la localizarea precisă a tumorilor sau a structurilor critice și pot contribui la planificarea traseelor chirurgicale optime.

Evaluarea traumatismelor: CT-ul este adesea utilizat pentru evaluarea traumatismelor acute, inclusiv a leziunilor capului, toracelui, abdomenului și a coloanei vertebrale. Imaginile CT pot detecta fracturi, hemoragii, leziuni interne și alte leziuni traumatice.

Planificarea radioterapiei și monitorizarea răspunsului la tratament: CT-ul este utilizat în planificarea tratamentului cu radioterapie pentru a determina zona țintă și pentru a minimiza expunerea țesuturilor sănătoase. De asemenea, CT-ul poate fi utilizat pentru a monitoriza răspunsul pacientului la tratamentul radioterapiei.

CT-ul este o modalitate de imagistică extrem de utilă, deoarece oferă imagini detaliate și precise ale structurilor interne ale corpului. Cu toate acestea, deoarece implică utilizarea radiațiilor ionizante, se iau măsuri pentru a minimiza expunerea la radiații, iar utilizarea CT-ului trebuie să fie justificată în funcție de beneficiile clinice estimate. Procedura CT este efectuată sub supravegherea personalului medical calificat și este adaptată nevoilor individuale ale fiecărui pacient

La primele scannere CT, fasciculul îngust de raze x care traversa țesutul pacientului era sincronizat cu detectorul de radiații aflat în partea opusă (Fig. 4.1)[3,11].

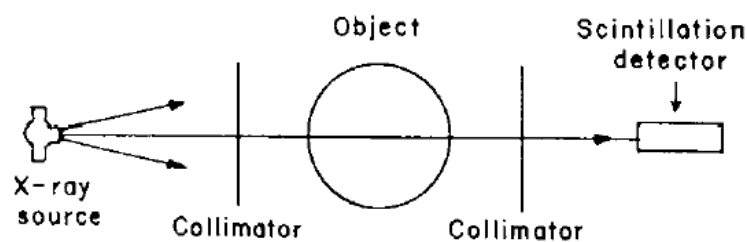


Fig. 4.1 Principiul scanari CT

Modul în care radiația se transmite prin țesuturile pacientului este descris de relația:

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu x} \quad (4.1)$$

În ecuația (4.1) se presupune că pacientul constituie un mediu omogen. Dacă fasciculul de raze X străbate două regiuni cu coeficienți de atenuare μ_1 și μ_2 și grosimi x_1 respectiv x_2 , atunci radiația se transmite după formula (4.2):

$$I = I_0 \cdot e^{-(\mu_1 x_1 + \mu_2 x_2)} \quad (4.2)$$

Dacă în calea fasciculului de raze x sunt n regiuni diferite cu coeficienți de atenuare liniari atunci transmiterea radiației este dată de formula (4.3):

$$I = I_0 \cdot e^{-\sum_{i=1}^n \mu_i x_i} \quad (4.3)$$

iar raportul de transmitere este $\frac{I}{I_0} = e^{-\sum_{i=1}^n \mu_i x_i}$.

Dacă se face o singură determinare a transmiterii, coeficienții diferiți de atenuare nu pot fi determinați datorită faptului că în ecuație sunt prea multe valori necunoscute μ_i . Pentru a putea determina acești coeficienți se vor face mai multe determinări ale transmiterii radiației, în același plan dar cu orientări diferite ale sursei de raze x și ale detectorului. Coeficienții pot fi separați astfel încât acești coeficienți de atenuare se vor vizualiza într-o secțiune transversală direcției de transmitere a radiației. Prin asocierea de nivele de gri pentru diferite grade de atenuare, se obține o imagine cu nivele de gri ce reprezintă diferitele structuri interne ale pacientului cu caracteristici de atenuare ale radiației corespunzătoare. Această imagine cu nivele de gri asociate coeficienților de atenuare reprezintă imaginea CT obținută. Imaginile CT sunt adesea descrise ca distribuții de densitate deoarece ele oferă o reprezentare prin nivele de gri a coeficienților de atenuare care au o strânsă legătură cu densitatea țesutului [3,11].

4.1 Tomografia convențională

Tomografia convențională (clasică) permite investigarea structurilor anatomice prin secțiuni realizate în planele axial și transversal. Pentru redarea detaliilor imaginilor structurilor anatomice sunt administrate substanțe de contrast. Substanțele de contrast administrate intravenos permit reconstrucția 3D a arterelor și venelor. Imaginile obținute prin CT prezintă o rezoluție superioară, permit detalii semnificative comparativ cu radiografiile clasice, în special pentru țesuturile moi. Un alt avantaj al computer tomografiei constă în reducerea dozei de iradiere a pacientului.

Un computer tomograf obișnuit CAT scan (Computed Axial Tomography scan), produce imagini bi-dimensionale ale structurii anatomice investigate sub forma unor secțiuni transversale (slice-uri) în zona de interes, folosind un dispozitiv rotativ care emite radiațiile X și un computer cu software specific pentru vizualizarea cât mai multor tipuri de țesuturi din corpul uman. Computer tomograful poate fi utilizat pentru investigarea diferitelor organe sau părți ale corpului uman: plămâni, ficat, rinichi, pancreas, pelvis, extremități, craniu

(creier), coloană, vase de sânge. Un avantaj important al computer tomografiei constă în abilitatea procedurilor de a combina diferite structuri anatomice: oase, țesuturi moi, vase de sânge, în aceeași tomogramă. CT este o tehnică densitometrică ce poate detecta diferențe de absorbție foarte mici ale țesuturilor, departajând densități de 2-3% [3].

Computer tomografia reprezintă o tehnică de investigare bazată pe razele X: la trecerea prin corpul uman, razele X sunt absorbite (atenuate) pe diferite niveluri, rezultând imaginile înregistrate în computer și pe film radiografic. La baza computer tomografiei stau următoarele două principii[11,27]:

- măsurarea atenuării unui fascicol de raze X ce traversează corpul uman și calculul coeficientului de atenuare, deci a densității sale radiologice (țesuturile traversate de razele X au densități diferite);
- reconstrucția imaginii segmentului anatomic pe baza secțiunilor de o grosime prestabilită (slice-urilor) realizate, rezultând o reproducere bi-dimensională a realității tridimensionale (ulterior, folosind un software dedicat, se poate realiza reconstrucția 3D a segmentului anatomic investigat).

Un sistem CT cuprinde (Fig. 4.2)[40]:

- subsistemul de achiziție a datelor,
- subsistemul de procesare a datelor,
- subsistemul de vizualizare și stocare a datelor (consola cu monitoul și aparatura aferentă stocării imaginii),
- subsistemul de comandă a ansamblului (computerul);
- masa mobilă pentru pacient,
- sistem pentru injectarea automată a substanței de contrast;
- printer-ul pentru impregnarea filmului radiografic.

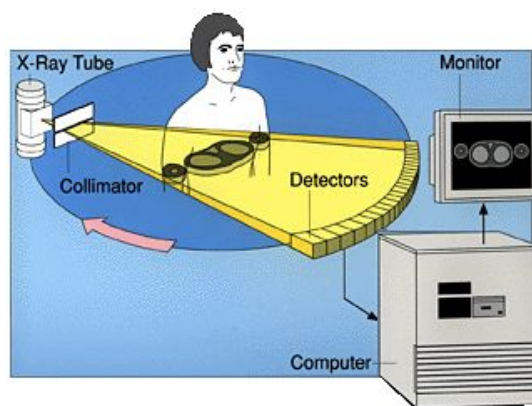


Fig. 4.2 Relația între componentele unui sistem CT [40]

Sistemul de achiziție a datelor cuprinde tubul de radiații X, detectorii și o serie de elemente electronice asociate (sistemul de achiziție a datelor, motorul care realizează mișcarea tubului, circuitele de răcire, sistemul de colimare la ieșirea din tub și sistemul de colimare la intrarea în detectori), toate montate într-un cadru denumit GANTRY (Fig. 4.3).



Fig. 4.3 CT-ul SOMATOM PLUS 4 POWER SIEMENS și imprimanta pentru filme radiologice

Componentele sistemului de achiziție au cunoscut schimbări spectaculoase de-a lungul timpului.

Prima generație de scannere CT foloseau un fascicul liniar de raze x și o combinație de mișcări de translație/rotație pentru a realiza măsurătorile de transmitere a radiației necesare reconstrucției imaginii (Fig.4.4). Deși această abordare oferă imagini satisfăcătoare ale obiectelor staționare, este necesar un timp relativ mare pentru acumularea datelor (4-5 min.) iar în cazul apariției unor mișcări imaginea devine neclară. Odată cu introducerea scannerelor cu fascicul radial de raze x, s-au putut realiza simultan măsurători multiple ale transiterii razelor x prin organismul scanat (Fig. 4.4). Geometria radială a fascicului, împreună cu incrementarea cu câteva grade pentru diferite orientări unghiulare (ex. Fascicul radial de 30° și increment unghiular de mișcare de 10°) reduce timpul de scanare la 20-60 sec. Geometria radială a fascicului îmbunătățește, de asemenea, calitatea imaginii prin reducerea efectelor nedorite datorate mișcărilor. Scannerele CT cu fascicul radial și detectori de radiație multipli constituie generația a 2-a de scannere CT [3,11].

Datorită timpului mare de achiziție a datelor și reconstrucție a imaginii, prima și a doua generație de scannere CT erau folosite în principal la studii ale capului și extremităților corpului pentru care se puteau utiliza metode de imobilizare.

Generația a 3-a a permis renunțarea la mișcarea de translație, tubul și detectorul efectuând numai mișcare de rotație, iar unghiul de divergență era deschis în așa fel încât să cuprindă întreg corpul (Fig. 4.4). Rotația detectorilor concomitent cu tubul a permis o mai bună colimare a detectorilor, reducerea radiațiilor difuzate și a zgomotului de imagine și în consecință o ameliorare considerabilă a calității imaginii.

Generația a 4-a are în general aceleași principii ca și generația a 3-a, dar detectorii sunt fiși, dispuși circular, pe 360° în timp ce tubul se rotește în jurul corpului (Fig. 4.4). Colimarea strâmtă a detectorilor limitează numărul de proiecții. Pentru a compensa aceasta, detectorii trebuie colimați larg, ceea ce duce la creșterea radiației difuzate și a zgomotului de imagine și în consecință o diminuare a rezoluției de densitate.

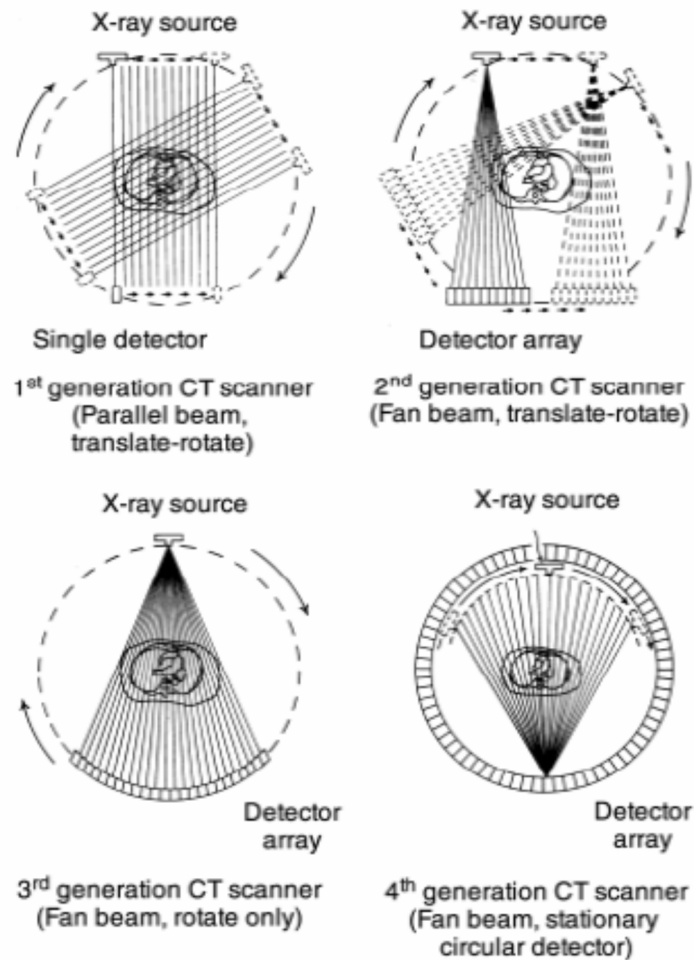


Fig. 4.4 – Mișcările de scanare în tomografia computerizată [41]

Cu ajutorul acestor scannere, timpii de acumulare a datelor de reconstrucție sunt de ordinul unei secunde. Dezvoltarea acestor tipuri de scannere, doar cu mișcări de scanare de rotație, a necesitat dezvoltarea unui algoritm de reconstrucție mai complex decât precedentele.

Aceste patru generații de CT constituie CT clasică sau convențională, în care grosimea secțiunii și distanța dintre ele sunt prestabilite. Pauza scurtă dintre secțiune, rezervată mișcării mesei pentru secțiunea următoare, permite de asemenea reluarea respirației și evitarea în acest fel a artefactelor de mișcare.

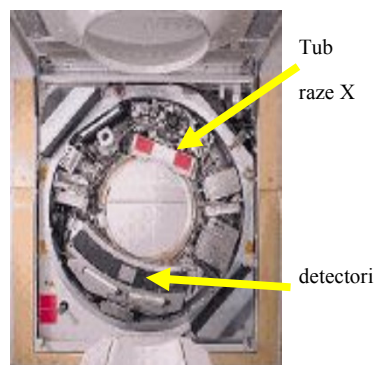
Gantry-ul trebuie să aibă o deschidere (apertură) de 60-70 cm (24" - 28") în diametru pentru a permite examinarea persoanelor obeze, examinări în decubit lateral și proceduri intervenționale. De asemenea, gantry-ul poate fi basculat înainte/înapoi cu un unghi variind între 15°-39°, pentru examinările cranio-cerebrale (secțiuni coronale, secțiuni paralele cu baza craniului, etc) [10].

Tubul de raze X emite un fascicol policrom, are o emisie conică (fascicolul trebuie colimat), are o emisie continuă sau pulsantă, radiația secundară este eliminată prin colimare. Dimensiunile fascicolului determină grosimea secțiunii înregistrate.

În interiorul gantry-ului (Fig. 4.5) se află un cadru rotitor care conține tubul de raze X, iar în partea opusă, pe un arc de cerc, detectorii (în număr de 300-4800). Tubul de raze X și detectorii sunt conținuți în același plan (planul înregistrării). Sursa de raze X se rotește în planul detectorilor, în jurul corpului pacientului. Sursa emite un fascicol colimat, sub formă de evantai. Detectorii situați pe direcția fiecărei raze a fascicolului înregistrează radiația transmisă pe direcția respectivă.



a) vedere exterioră



b) vedere interioară

Fig. 4.5 CT- Gantry

Fiecare detector este excitat. Pentru fiecare rotație cu 360° a tubului și detectorilor se înregistrează o imagine (un slice). Acest slice este colimat la o grosime între 1mm și 10mm prin intermediul unor colimatoare plasate în fața

tubului și a detectoarelor. Detectorii (se pot folosi detectori cu cristale de scintilație) au rolul de a recepta energia fotonică ce a traversat corpul uman și de a o transforma în energie luminoasă, pe care ulterior o fotodiodă o transformă în semnale electrice. Aceste semnale sunt apoi digitalizate și transmise unui procesor de imagini, ce reconstruiește imaginea pe baza unui număr mare de măsurări, doza de iradiere fiind apreciabilă [10].

În timpul unei rotații cu 360° a sistemului tub-detectori, fiecare detector realizează mai multe fotografii instantanee (profiluri de atenuare sau proiecții), aproximativ 1000-1400 proiecții. (CT-urile moderne au aproximativ 1.400 de proiecții la 360° sau aproximativ 4 proiecții pe grad. Fiecare profil de atenuare cuprinde datele obținute de la aproximativ 1.500 de canale de detectori, aproximativ 30 de canale pe grad în cazul deschiderii de 50 a fasciculului de radiații). Fiecare profil este subdivizat în partiții de către detectori și transmis în aproximativ 700 canale individuale. Astfel, pentru fiecare baleiere completă, rezultă aproximativ 500000-1500000 înregistrări. Fiecare profil este apoi reconstruit cu ajutorul computerului într-o imagine bi-dimensională a slice-ului scanat [10,11].

Sistemul de procesare a datelor. Semnalele electrice rezultate în urma conversiei energiei luminoase a detectorilor de către fotodiodă sunt numerizate (matematizate) și stocate pe o matrice de reconstrucție, iar apoi comparate cu matricea implementată în aparat. Fiecărui pătrățel al matricei îi corespunde o unitate de densitate exprimată printr-o nuanță de gri. Matricea inițială avea 80/80 de pătrățele, iar astăzi aparatele moderne au 2048/2048 sau 4096/4096 de unități de densitate. Cu cât aceste unități de densitate sunt mai mici, cu atât imaginea va fi mai bună. Unitatea de volum constituentă a imaginii este denumită VOXEL, iar corespondentul bidimensional al voxelului PIXEL. Pixelul reprezintă, prin urmare, suma valorilor dintr-un voxel și este cea mai mică unitate constituentă a imaginii [3].

Unitatea de măsură a densității este denumită Unitate Hounsfield (UH) și este definită ca și a $1/1000$ din diferența de densitate dintre apă și aer sau $1/1000$ din diferența de densitate dintre aer și compacta osoasă.

Grila de densități este arbitrară, densitatea aerului fiind considerată -1000, a apei 0, iar densitatea osoasă +1000 (sau mai mult în funcție de performanțele aparatului).

Masa pentru pacient permite avansul acestuia în interiorul gantry-ului, cu o viteză controlată, respectiv cu o anumită precizie de poziționare. Luând în considerare caracteristicile mesei, computer tomografele pot fi: CT scanner obișnuit, fast CT, spiral CT.

Vizualizarea datelor și comanda ansamblului. Pentru controlul întregului sistem CP sunt utilizate mai multe computere, un computer principal (host

computer), un computer pentru obținerea imaginilor. De asemenea există o stație de lucru (consola) care permite operatorului să realizeze, controleze și monitorizeze investigația.

Gantry-ul și masa pacientului presupun mai multe microprocesoare care controlează rotația gantry-ului, mișcarea mesei (up/down and in/out), etc. Imaginea obținută după reconstrucție este prezentată pe monitorul din încăperea în care se găsește consola (Fig. 4.6).



Fig. 4.6 Consola CT-ului

Operatorul are posibilitatea prelucrării imaginii și ameliorării datelor unei imagini deja achiziționată, dar are la îndemână și o serie de elemente operaționale pe care le selectează înaintea scanării și de care va depinde în mare măsură calitatea imaginii.

Stocarea imaginilor obținute poate fi făcută pe discul computerului, pe disc optic, CD, etc. Imaginea stocată poate fi revăzută ulterior și eventual înregistrată pe film radiografic ori fotografic.

Densitatea unei structuri este reprezentată prin nuanțe de gri și depinde de cantitatea de radiații atenuate. Structurile cu o densitate mare produc o atenuare importantă a radiațiilor, iar pe ecran apar în nuanțe de culoare gri deschis spre alb, având un număr CT mare. Cele cu densitate mică: grăsimea, bila, urina, sunt reprezentate pe ecran de nuanțe gri închis spre negru și au valori de atenuare mici sau negative.

Imaginea poate fi îmbunătățită pe ecran prin modificarea numărului de trepte de gri (lărgimea ferestrei) sau prin nivelul la care fereastra este setată (nivelul ferestrei).

Nivelul ferestrei reprezintă densitatea medie a structurilor din aria scanată și trebuie aleasă pentru a fi cât mai aproape de densitatea medie a țesutului examinat.

Lărgimea ferestrei reprezintă diferența dintre densitatea cea mai mică și cea mare de pe imagine. Lărgimea ferestrei trebuie să fie cu atât mai mare cu cât diferența de densitate dintre structurile studiate va fi mai mare și mai strâmtă pentru structurile cu diferențe mici de densitate. O fereastră strâmtă având contrastul cel mai ridicat va acoperi numai o porțiune redusă din grila de densități.

În general nivelul de densitate pentru majoritatea structurilor din organism se situează între +10 și +90 UH. Structurile cu conținut aeric și lipomatos au valori negative. Astfel, un lipom are valori de atenuare de -50 UH. Administrarea SDC modifică semnificativ densitatea țesuturilor a căror valoare crește cu 40-60 UH [10,11].

Diferențierea structurilor normale de cele patologice sau chiar a celor normale între ele este adesea foarte dificilă datorită valorilor de atenuare apropiate ale acestora. Pentru ca o structură să fie percepută separat este necesar ca între ea și structurile adiacente să existe o diferență de densitate de 4-6 UH.

Administrarea SDC conduce la creșteri cu 40-60 UH a densității, accentuând diferențele de densitate între țesuturi și permițând individualizarea lor.

4.2 Algoritmi de reconstrucție

La baza softului de reconstrucție a imaginii stă un algoritm matematic bazat pe una din metodele enumerate în continuare [3,11,42]:

S.B. (Simple Backprojection) – Fiecare direcție pe care este transmisă radiația x prin organism este împărțită în elemente spațiale egale, iar fiecare element contribuie în mod egal la atenuarea totală în lungul direcției de propagare a radiației x. Prin însumarea atenuărilor corespunzătoare fiecărui element după toate direcțiile razelor x care intersectează elementul sub diferite unghiuri, se obține o valoare finală a coeficientului de atenuare pentru fiecare element. Când acest coeficient este combinat cu ceilalți coeficienți însumați ai tuturor elementelor din secțiunea anatomică scanată, se obține o imagine compusă a coeficienților de atenuare. Deși algoritmul de reconstrucție S.B. este ușor de implementat, imaginile produse sunt destul de neclare în ceea ce privește contururile unor regiuni din imagine.

F.B. (Filtered Backprojection) – Acest algoritm de reconstrucție, denumit frecvent și metoda convoluției, folosește ecuații integrale unidimensionale pentru reconstrucția imaginilor bidimensionale. Metoda convoluției folosind ecuații integrale presupune și folosirea unei funcții de filtrare care este combinată cu informația transmisă prin raze x, și are rolul de a înlătura efectul de neclaritate specific metodei S.B. Cea mai utilizată funcție de filtrare înlătură componentele de frecvență din spectrul de transmisie al radiației x, care sunt responsabile de apariția neclarităților în imaginea compusă. Un avantaj al acestei metode este

faptul că imaginea poate fi reconstruită în timp ce informația transmisă de radiația x este colectată. Metoda convoluției este cel mai utilizat algoritm de reconstrucție folosit în prezent în imagistica CT.

F.T. (*Fourier Transform*) – La această metodă, atenuările razelor x pentru fiecare orientare a fasciculului sunt separate în componente de frecvență cu diverse amplitudini. Pornind de la aceste componente, imaginea este construită în domeniul frecvență, iar apoi este reconstruită printr-o transformare Fourier inversă. Metodele FT de reconstrucție sunt utilizate frecvent în tehnicile imagistice cu rezonanță magnetică și sunt rar utilizate în tehnicile CT.

S.E. (*Series Expansion*) – La această tehnică de reconstrucție, atenuarea razelor x pe o singură direcție este împărțită în elemente spațiale egale, de-a lungul fiecărui fascicul. Aceste date sunt comparate cu date similare pentru diferite orientări unghiulare, diferențele de atenuare pentru două orientări sunt însumate corespunzător elementelor. Acest proces se repetă pentru toate orientările unghiulare, cu un factor de descreștere al diferențelor de atenuare adunate, astfel încât să se asigure convergența datelor de reconstrucție. La această metodă toate atenuările razelor x trebuie să fie disponibile înainte de începerea reconstrucției. Metodele SE (reconstrucție iterativă) nu sunt utilizate în sistemele CT comerciale deoarece procesul iterativ nu poate începe înainte ca toate datele de atenuare să fie disponibile, în acest fel producându-se o întârziere procesul de reconstrucție a imaginii.

4.3 Scanarea CT în mod spiral

În ultimii ani au fost urmărite câteva abordări pentru a mări viteza de scanare (micșora timpul de expunere). Până recent, obținerea unor secvențe de scanare multiple pentru a produce imagini continue, necesita oprirea tubului de raze x din mișcarea de rotație și inversarea direcției datorită restricțiilor impuse de lungimea cablurilor de înaltă tensiune. Pentru producerea de imagini multislice se folosea o tehnică de acumulare succesivă de slice-uri. În acest fel, timpul total de achiziție a imaginii este mare datorită mișcărilor de poziționare a mesei la locația următorului slice, iar pacientul nu-și putea reține respirația între slice-uri [43,44].

Scanarea CT în mod spiral a fost introdusă în 1989 și este folosită de aproape toate scannerele de generație 3 și 4. Pentru această abordare, timpul de achiziție a imaginii este redus semnificativ prin conectarea cablurilor de tensiune ale tubului printr-un contact alunecător montat pe unitatea gantry rotativă. Cu această tehnologie, tubul de raze x se rotește în timp ce masa pe care este poziționat pacientul se deplasează fără oprire. În acest fel, pacientul este deplasat continuu prin gantry în timpul studiului, iar fasciculul de raze x descrie o traiectorie spirală în organism (Fig. 3.7) [43,44].

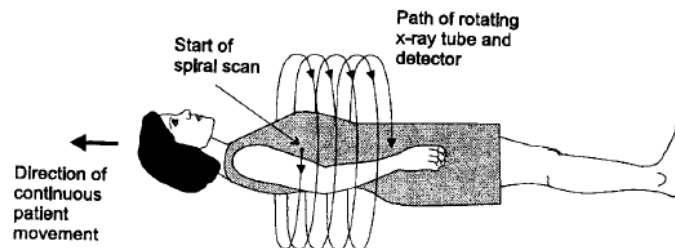


Fig. 4.7 – Principiul de scanare în mod spiral.

Principalele avantaje ale tomografiei spirale includ: reducerea deplasărilor pacientului, continuitatea datelor de-a lungul axei pacientului (absența golurilor între scanări) va îmbunătăți calitatea reconstrucției 3D.

Pentru tomografia convențională (single-slice) se definește panta ca raportul dintre deplasarea pacientului corespunzătoare unei rotații și grosimea slice-ului. În tomografia multislice panta este definită ca raportul dintre deplasarea pacientului corespunzătoare unei rotații și lățimea fasciculului. O pantă redusă (deplasare mică a pacientului) oferă o rezoluție spațială îmbunătățită de-a lungul axei pacientului (axa z), dar implică doze mari de radiație la care este supus acesta și timp de reconstrucție mare al imaginii. Pentru pantă mai mare decât 1, doza de radiație este redusă, dar datele trebuie interpolate pentru a obține rezoluție corespunzătoare în lungul axei z.

O pantă unitară oferă o spirală continuă, o pantă egală cu 2 produce o spirală extinsă iar o pantă de 0.5 produce o spirală suprapusă. Printre dezavantajele tomografiei spirale se află și faptul că sunt produse sute de imagini într-un singur studiu, rezultând astfel doze mari de radiație la care este expus pacientul, precum și o cantitate mare de informație ce trebuie prelucrată [10,11].

Avantajele tomografiei spirale față de tomografia convențională (secțională) sunt următoarele [11]:

- Achiziție a imaginii mai rapidă;
- Obținerea mai rapidă a imaginii în cazul injectării substanței de contrast;
- Mai puține artefacte datorate mișcării;
- Rezoluție mărită pe două axe;
- Imagini 3D îmbunătățite;
- Artefacte parțiale de volum mai puține.

4.4 Scannere CT ultrarapide

Alte metode pentru reducerea timpului de scanare au dus la abordări total diferite în ceea ce privește designul echipamentelor. La sfârșitul anilor 1970, un grup de specialiști de la Mayo Clinic a propus o astfel de soluție denumită: reconstructor spațial dinamic (Dynamic Spatial Reconstructor DSR) [45]. Acesta

încorporează 28 de tuburi de raze x montate pe gantry pe un arc de cerc de 180 grade și 28 de amplificatoare de imagine montate, de asemenea, pe gantry, pe semicercul opus. Întregul ansamblu se rotește în jurul pacientului cu o viteză de 15 rpm, oferind 28 de imagini în 1/60 secunde. Modelul funcțional al DSR a fost construit pentru cercetare, complexitatea tehnică și costul prea mare au împiedicat acest model să devină disponibil comercial. În prezent cercetările asupra acestui model de scanner CT au fost întrerupte. Diagrama DSR este prezentată în Fig. 4.8 [46,47,48].

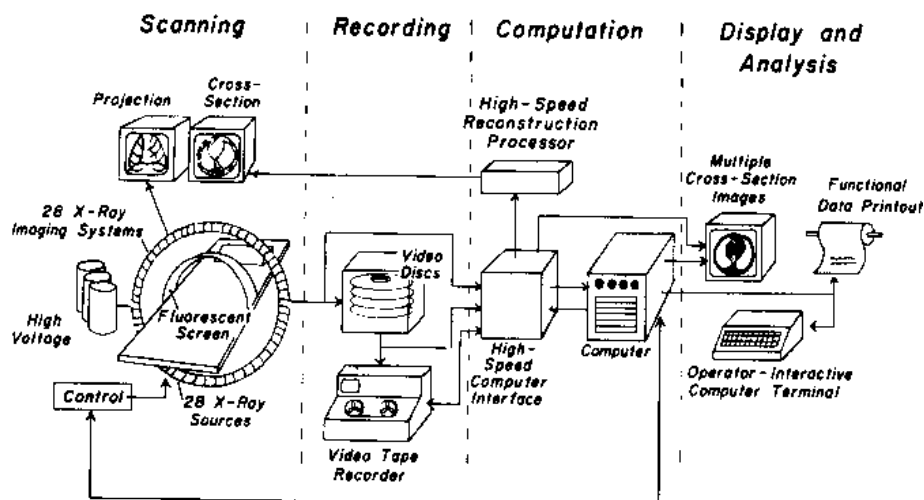


Fig. 4.8 Schema constructivă a scannerului DSR [47]

O altă abordare constructivă pentru scanări CT rapide a urmărit eliminarea completă a mișcării mecanice a componentelor scannerului prin transformarea gantry-ului într-un emițător gigat de raze x, al cărui punct focal se deplasează asupra pacientului, comandat electronic. Acest dispozitiv este denumit CT ultrarapid (Ultrafast CT - UFCT), cardiovascular CT (CVCT) sau cine-CT. UFCT încorporează în gantry o țintă de tungsten de formă semicirculară, iar fasciculul de electroni de scanare cu energia de 130 keV este deplasat de-a lungul țintei semicirculare astfel încât punctul focal se deplasează în jurul pacientului. Un șir semicircular de detectori înregistrează radiația x transmisă prin pacient în aceeași manieră ca și în cazul scannerelor de generația a 4-a. Datorită vitezei cu care fasciculul de electroni poate fi deviat magnetic, o scanare poate fi realizată în aproximativ 50 ms iar timpul între două scanări succesive este de aprox. 9 ms, astfel încât se pot obține 17 imagini pe secundă. Folosind 4 ținte pentru emisia fasciculului de raze x și 2 șiruri de detectori, se pot obține simultan 8 imagini (slice-uri) fără ca pacientul să fie deplasat [48,49].

UFCT mai este denumită și scanare CT cu fascicul de electroni (Electron Beam Computed Tomography EBCT). UFCT a fost dezvoltat la sfârșitul anilor

1970 de către D. Boyd și echipa sa la Universitatea California – San Francisco. Diagrama unui scanner UFC este prezentată în Fig. 4.9.

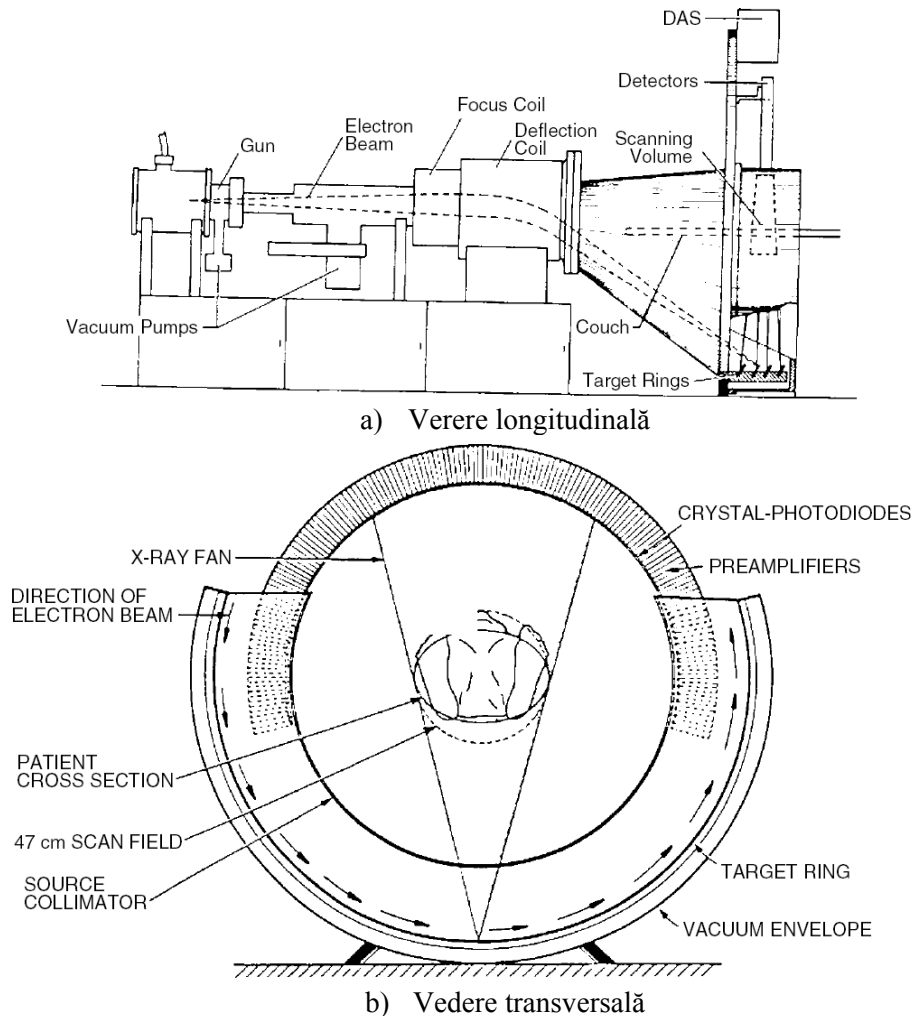


Fig. 4.9 Scanner UFC

4.5 Surse de raze x

La scannerele CT sunt folosite ambele variante de tuburi cu raze x, cu anod rotativ respectiv staționar. Multe dintre unitățile CT cu mișcări de translație/rotație au tub de raze x cu anod staționar, cu un sistem de răcire cu ulei și cu un punct focal (pată focală) cu dimensiunea de ordinul 2×16 mm. Limitările acestor tuburi de raze x necesită un timp de eșantionare de 5 ms pentru fiecare determinare a transducerii radiației x. Acest timp de eșantionare împreună cu timpul necesar pentru mișcările sursei și detectorilor de radiație, limitează viteza

cu care se acumulează datele de scanare în cazul scanerelor ce utilizează mișcări de translație și rotație.

La unitățile CT efectul de atenuare a fasciculului de raze x în partea dinspre anod este compensat prin plasarea tubului astfel încât axa anod-catod să fie perpendiculară pe axa pacientului. Scannerele CT necesită generatoare de raze x de înaltă frecvență, compacte care să poată fi plasate în interiorul gantry-ului. La unele unități generatorul se deplasează împreună cu tubul propriu zis în timp ce la altele generatorul este staționar. Pentru a obține un fascicul de raze x cât mai uniform, la unitățile CT se utilizează un filtru special denumit „bow-tie filter”. Pentru scanarea multislice sunt necesare cerințe suplimentare referitoare la tubul de raze x, cum ar fi: capacitatea acestuia de a asigura nivele de putere ridicate pe perioade mai îndelungate de timp.

Pentru a reduce timpul de eșantionare între măsurători la 2-3 ms, unitățile CT noi utilizează tuburi de raze x al căror anod se rotește cu viteze de 10000 rpm, adesea cu emisie pulsatorie pentru a obține puteri ridicate ale fasciculului de raze x. Pentru a îndeplini cerințele referitoare la viteza de scanare CT, tuburile cu indici de căldură de peste 6 milioane unități de căldură (HU) au devenit standard.

4.6 Colimatoare pentru fasciculul de raze x

După ce fasciculul de raze x traversează pacientul scanat, el este concentrat pentru a limita măsurătorile de transmitere a radiației la o grosime de câțiva milimetri a slice-ului. Această concentrare are rolul și de a reduce radiația nefocalizată la mai puțin de 1% din intensitatea fasciculului inițial. Înălțimea colimatorului determină grosimea slice-ului CT. Această mărime, combinată cu aria unui element discret al imaginii (pixel), definește elementul de volum tridimensional (voxel) din slice ce corespunde pixelului bidimensional din imaginea afișată pe ecran (Fig. 4.10). Mărimea voxelului are o influență majoră asupra rezoluției imaginii pentru majoritatea unităților CT.

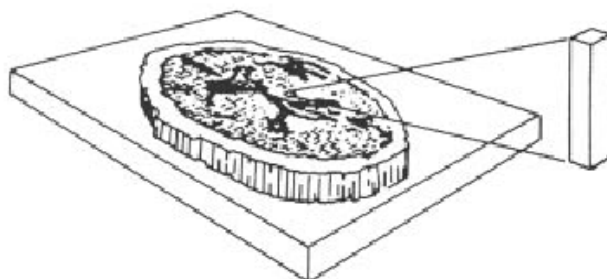


Fig. 4.10 Volumul tridimensional al tesutului (voxel), afișat sub forma unui element bidimensional al imaginii CT (pixel).

Un voxel ce cuprinde un volum la granița dintre două structuri diferite de țesut (de ex. țesut muscular și țesut osos), introduce un coeficient de atenuare al pixelului din imaginea afișată pe ecran care are o valoare intermediară între valorile corespunzătoare celor două structuri. Astfel în imagine este introdus un artifact de volum parțial. Acest artifact poate fi redus prin îngustarea colimatorului pentru obținerea unor slice-uri mai subțiri. Această soluție va reduce, însă, cantitatea de raze x incidente pe detector, rezultând semnale cu fluctuație mai mare și imagini cu zgomot.

4.7 Sisteme de vizualizare

Valorile calculate de către algoritmi de reconstrucție nu sunt valori exacte ale coeficienților de atenuare, ci sunt valori întregi, denumite numere CT, având legătură cu coeficienții de atenuare. La majoritatea unităților CT, numerele CT au valori cuprinse între -1000 pentru aer și +1000 pentru os, iar valoarea numărului CT pentru apă este considerată 0. Relația dintre numărul CT și coeficientul μ de atenuare liniară a materialului este:

$$\text{Numărul CT} = 1000 \cdot \frac{(\mu - \mu_w)}{\mu_w}$$

unde μ_w este coeficientul de atenuare liniară al apei.

Numerele CT astfel normalizate oferă un interval (rezoluție) de câteva numere CT pentru o variație de 1% a coeficientului de atenuare.

Pe monitorul TV al sistemului de vizualizare, numerele CT sunt reprezentate sub formă de scară de nivele de gri. Sistemul de vizualizare a imaginii impune cele mai apropiate valorile de gri disponibile (proprie) în locul valorilor de gri corespunzătoare numerelor CT din zona de interes. Controlul contrastului imaginii, în maniera descrisă mai sus, este esențial în CT datorită faptului că densitatea de electroni și, deci, atenuarea fascicului de raze x este foarte asemănătoare pentru majoritatea țesuturilor din zona investigată. Similaritatea dintre densitățile de electroni corespunzătoare diverselor tipuri de țesut reiese din Tabelul 4.1.

Tabelul 4.1 – Densități de electroni pentru diferite tipuri de țesut

Țesut	Densitate de electroni (electroni/cm ³)	Densitate fizică (g/cm ³)
Apă	3,35 x 10 ⁻²³	1,00
Os	3,72 – 5,59	1,2 – 1,8
Ficat	3,51	1,05
Inimă	3,46	1,04

Mușchi	3,44	1,06
Materie albă	3,42	1,03
Materie cenușie	3,43	1,04
Rinichi	3,42	1,05
Pancreas	3,40	1,02
Țesut gras	3,07	0,92
Plămân	0,87	0,25

În imagistica CT, numere CT mari corespund la imagine luminoasă iar numere CT mici la imagini întunecate. Numerele CT mai sunt denumite și unități Hounsfield. Coeficienții de atenuare liniară ai diferitelor tipuri de țesut pentru scanare cu raze x cu energia de 60 keV sunt prezentați în Tabelul 4.2:

Tabelul 4.2 Coeficienți atenuare liniară

Țesut	$M (cm^{-1})$
Os	0,528
Sânge	0,208
Materie cenușie	0,212
Materie albă	0,213
Apă	0,206
Țesut gras	0,185
Aer	0,0004

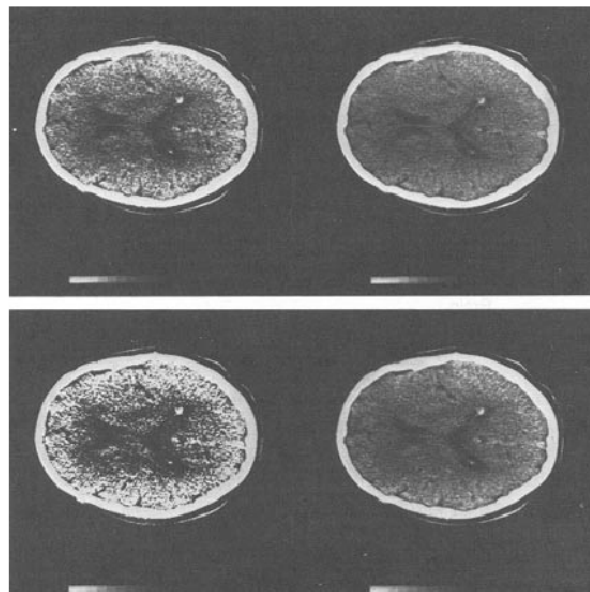


Fig.4.11 Atenuarea fascicului de raze x pentru 4 poziții ale ferestrei de control a contrastului

Fenomenul de filtrare a radiațiilor x de energie scăzută pe măsură ce acestea străbat țesuturile pacientului, duce la obținerea unui fascicul de energie ceva mai mare în zona corespunzătoare centrului pacientului. Acest efect duce la reducerea coeficienților de atenuare în centrul imaginii comparativ cu periferia imaginii. Așadar, centrul imaginii va conține pixeli cu densitate optică redusă. Acest fenomen este cunoscut sub denumirea de artefact de amplificarea a fasciculului de raze x.

În Fig.4.11 sunt reprezentate aceleași date CT secționale afișate pentru diferite “ferestre” de setare a contrastului.

Consola de comandă a scannerului CT conține de regulă funcții auxiliare pentru mărirea imaginii, afișări cantitative și statistice ale diferitelor date, date de identificare ale pacientului. Multe scanere permit afișarea imaginilor în planurile anatomice prin combinarea datelor de reconstrucție pentru diferite slice-uri.

4.8 Doza de radiație la care este supus pacientul

Doza de radiație pe durata unei scanări CT este de obicei mai mare decât în cazul unei imagini radiografice echivalente. O imagine CT a capului necesită o doză de 1-2 rad (radiation absorbed dose), iar a abdomenului necesită 3-5 rad.

Unități de măsură a dozei de radiații:

- În SI – gray: $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}$
- Tradițional – rad: $1 \text{ rad} = 10^{-2} \text{ J/kg}$

Aceste doze trebuie mărite semnificativ pentru îmbunătățirea contrastului și rezoluției spațiale a imaginilor CT. Relația dintre rezoluția unei imagini și doza de radiație corespunzătoare poate fi aproximată astfel:

$$D = a \cdot \left(\frac{s^2}{e^3 b} \right) \quad (4.4)$$

Unde:

- D este doza de radiație la care este supus pacientul;
- s este raportul dintre semnalul util și zgomot;
- e este rezoluția spațială;
- b este grosimea slice-ului;
- a este o constantă.

Din relația (4.4) rezultă următoarele:

- îmbunătățire dublă a raportului semnal/zgomot (numărul nivelelor de contrast) necesită o majorare de 4 ori a dozei de radiație;
- îmbunătățire dublă a rezoluției spațiale necesită majorarea de 8 ori dozei de radiație;

- micșorare de 2 ori a grosimii slice-ului duce la o majorare de 2 ori a dozei de radiație.

În tomografia multislice doza de radiație la care este supus pacientul este descrisă prin indicele dozei CT (CT dose index CTDI). Când distanța pe care se deplasează pacientul între slice-uri (incrementul de deplasare a mesei CT – couch increment CI) este egală cu grosimea slice-ului (slice thickness ST), CTDI este egal cu media dozelor corespunzătoare tuturor slice-urilor (MSAD - Multislice average dose).

Când incrementul de deplasare este mai mic decât grosimea slice-ului, MSAD este egal cu CTDI înmulțit cu raportul dintre grosimea slice-ului și incrementul de deplasare,

$$MSAD = CTDI \cdot \left[\frac{ST}{CI} \right] \quad (4.5)$$

Doza de radiație este semnificativ mai redusă în afara spațiului corespunzător slice-ului. La o distanță axială de 10 cm în exteriorul slice-ului doza este egală cu 1% din doza de radiație din interiorul slice-ului.

În cazul tehnicilor radiografice, doza de radiații este mai mare în regiunea de intrarea a acestora în regiunea scanată a pacientului.

În tomografia computerizată, doza de radiații este relativ uniformă de-a lungul secțiunii scanate datorită faptului că fasciculul de raze x se rotește în jurul pacientului pe durata expunerii.

4.9 Controlul calității imaginilor

Pentru obținerea imaginilor, unitățile CT încorporează multe componente electronice și prelucrează o cantitate mare de date. O consecință a separării operațiilor de achiziție de date și de afișare a imaginii este dificultatea de observare și investigare a problemelor sistemului imagistic, doar prin analizarea imaginii.

Într-un astfel de sistem complex, calitatea imaginii poate fi asigurată doar prin monitorizarea componentelor sistemului și testarea performanțelor acestuia folosind unități “fantomă”.

Aceste măsurători trebuie corelate cu determinarea dozei de radiații pentru a se asigura condițiile de contrast, rezoluție spațială, zgomot al imaginii și doze de radiații acceptabile.

Măsurătorile tipice referitoare la performanța sistemului CT sunt prezentate în Tabelul 4.3, iar un exemplu de control al calității cu unitate fantomă este dat în Fig. 4.12.

Tabelul 4.3 – Măsurători uzuale de control al calității în CT

Determinarea	Frecvența
Numărul CT	
Verificare Acuratețe	Lunar
Verificare Consistență	Zilnic
Zgomot	
Verificare Acuratețe	De 2 ori pe an
Verificare Consistență	Zilnic
Rezoluție	Lunar
Doza radiații	De 2 ori pe an

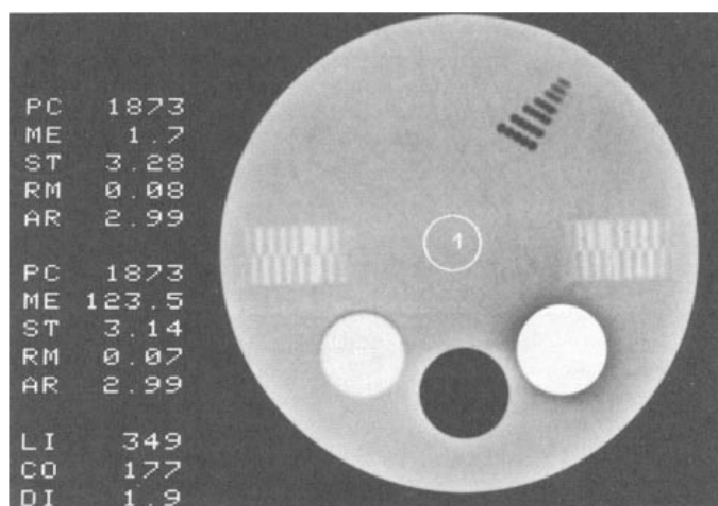


Fig. 4.12 Imagine CT a unei fantome pentru controlul calității

Calitatea imaginii este evaluată prin analiza regiunilor de interes și prin inspecție vizuală. Deviația medie și standard a valorilor pixelilor în regiunea 1 indică necesitatea unei calibrări a numărului CT, compararea regiunilor 2 și 1 oferă informații despre contrast. Texturile din stânga și dreapta imaginii indică grosimea și alinierea slice-urilor. Cercurile mici negre, plasate liniar (nr. CT mic) sunt o indicație a valorilor de contrast (rezoluția contrastului)

Indicatorii fundamentali de performanță ai sistemului sunt: numărul CT, rezoluția, zgomotul și doza de radiație. Acuratețea numărului CT este determinată prin scanarea unei fantome plină cu apă cel puțin o dată pe lună. Numărul CT al apei trebuie să fie 0 pentru o zonă cu diametrul de 20 cm a fantomei, cu variație mai mică de 1 număr CT. Deviația de la valoarea normală, 0 pentru apă, este ajustată prin aplicarea unui factor de corecție pentru valoarea pixelului. Consistența acestei valori se verifică zilnic.

O verificare globală a performanței sistemului este realizată prin măsurători bianuale ale zgomotului imaginii CT, definit ca deviație standard a numerelor CT în regiunea de interes. Constanța performanței este verificată prin evaluarea zilnică a deviației standard pentru o fantomă cu apă. Rezoluția este măsurată prin scanarea fantomelor o dată pe lună. O importanță ridicată o are rezoluția valorilor de contrast redus care este un indicator al modificărilor performanței și afectează zgomotul. Doza de radiație se evaluează de două ori pe an. Aceste determinări utilizează camere speciale de ionizare ce permit calcularea dozei pentru diferite condiții de expunere (lățimea fasciculului, grosime variabilă a slice-ului). Valorile obținute trebuie să nu depășească cu mai mult de 20% specificațiile producătorului.

Graficul numărului CT în funcție de valoarea μ trebuie să fie o linie dreaptă ce trece prin 0 (pentru apă). Această caracteristică, cunoscută ca liniaritate a numărului CT, este esențială pentru tomografia computerizată cantitativă.

Ca parte a controlului calității, trebuie măsurată o varietate de factori fizici și mecanici cum ar fi poziționarea pacientului pe masa de scanare. De asemenea sunt verificate și performanțele sistemelor de stocare și vizualizare pentru verificarea distorsiunilor, luminozității, contrastului, etc. Trebuie analizată separat și acuratețea funcțiilor de analiză a imaginii: măsurători ale distanțelor, densității țesuturilor s.a.

5 REZONANȚA MAGNETICĂ

Imagistica prin rezonanță magnetică (IRM sau RMN) este o tehnică avansată de imagistică medicală care utilizează câmpuri magnetice și unde de radiofrecvență pentru a obține imagini detaliate ale structurilor interne ale corpului uman. IRM-ul oferă imagini în secțiune transversală ale diferitelor regiuni anatomice, permitând vizualizarea detaliată a țesuturilor moi, a organelor și a altor structuri [2].

Procedura de rezonanță magnetică implică plasarea pacientului într-un aparat specializat, care generează un câmp magnetic puternic. Acest câmp magnetic interacționează cu atomii de hidrogen din corpul uman, aliniindu-i într-o anumită direcție. Apoi, un puls de unde de radiofrecvență este aplicat, perturbând orientarea atomilor de hidrogen. După terminarea pulsului, atomii de hidrogen revin la orientarea inițială și eliberează energie, care este detectată și procesată de un computer pentru a crea imaginile.

Rezonanța magnetică este utilizată într-o gamă largă de aplicații medicale, inclusiv [2]:

Diagnosticarea și evaluarea afecțiunilor: IRM-ul este folosit pentru a detecta și evalua afecțiuni precum tumori, leziuni, boli vasculare, boli ale sistemului nervos central, afecțiuni ale articulațiilor și ale coloanei vertebrale, afecțiuni cardiace și multe altele. IRM-ul oferă imagini detaliate ale structurilor anatomice, precum creierul, coloana vertebrală, organele abdominale, articulațiile și țesuturile moi.

Ghidarea intervențiilor chirurgicale: IRM-ul poate fi utilizat în timpul intervențiilor chirurgicale pentru a ghida chirurgii în timp real. Imaginile IRM pot oferi informații precise despre anatomie, poziție și relațiile dintre structuri, ajutând la navigarea și orientarea în timpul procedurilor chirurgicale.

Monitorizarea răspunsului la tratament: IRM-ul poate fi utilizat pentru a monitoriza evoluția afecțiunilor în timpul tratamentului și pentru a evalua eficacitatea terapiilor. Imaginile IRM pot evidenția modificările structurale și funcționale ale țesuturilor în timp, oferind informații importante în procesul de gestionare a pacientului.

Cercetare medicală: IRM-ul joacă un rol semnificativ în cercetarea medicală, fiind utilizat pentru studiul funcționării creierului, pentru evaluarea proceselor fiziologice, pentru dezvoltarea de noi tehnici și pentru înțelegerea mai profundă a mecanismelor biologice.

IRM-ul oferă imagini detaliate și de înaltă calitate, fără a utiliza radiații ionizante. Cu toate acestea, IRM-ul poate fi contraindicat în anumite situații, cum ar fi prezența unor implanturi metalice în corp sau pacienții cu stimulatori

cardiace. Procedura de IRM este efectuată sub supravegherea personalului medical specializat și este adaptată nevoilor și condițiilor individuale ale fiecărui pacient

În anul 1977 a fost efectuată prima examinare a unei persoane cu ajutorul rezonanței magnetice, iar producerea imaginii a durat 5 ore cu acest aparat care a fost numit "Indomitable" [50].

Principalele investigații IRM sunt [51,55]:

- *cerebral* - evaluează în detaliu anatomia Sistemului Nervos Central (SNC) și detectează cele mai mici modificări. Se utilizează pentru evaluarea vaselor sangvine, a parenchimului cerebral, urechiilor medii și interne etc;
- *coloană vertebrală* - furnizează informații foarte precise despre discurile intervertebrale, nervii spinali, integritatea corpurilor vertebrale, a ligamentelor și a meningelor;
- *sân* - paciențele sunt investigate în anumite condiții, în funcție de perioada ciclului menstrual. De asemenea, IRM-ul de sân este o investigație foarte importantă pentru depistarea cancerului de sân atât la femei cât și la bărbați;
- *articular* - este foarte util pentru vizualizarea meniscurilor, ligamentelor, tendoanelor și a segmentelor osoase ce participă la alcătuirea articulației și detectează modificări cum ar fi rupturi de tendoane, ligamente, menisc, întinderi ligamentare, acumulare fluidă, edem, etc;
- *abdomen* - oferă informații valoroase despre organele abdominale, în special cele parenchimatoase, glande, vase sangvine, ganglioni limfatici abdominali.

O scanare IRM este o tehnică nedureroasă care are avantajul de a evita folosirea razelor X, expunerea la radiații dar nu poate fi suportată de persoanele claustrofobe din cauza tubului magnetic unde trebuie să intre aceștia pentru efectuarea investigației [52].

Pacienții care au orice materiale metalice în interiorul organismului trebuie să informeze medicul lor înainte de investigație sau să informeze personalul de specialitate și să renunțe la toate aceste materiale.

Durata unei scanări prin IRM depinde de zona corpului care este studiată și poate dura de la 20 de minute (pentru un segment de coloană) până la o oră (pentru abdomen).

Dupa ce scanarea IRM este gata, computerul generează imagini din zona corpului care a fost scanat. O selecție din aceste imagini vor fi printate pe film radiologic și imaginile achiziționate vor fi scrise pe DVD.

Rezultatul investigației este dat de medicul radiolog care elaborează un rezultat detaliat. Interpretarea este apoi transmisă medicului care a solicitat investigația IRM, iar acesta din urmă poate apoi să comunice și să explice rezultatul pacientului și / sau familiei[52].

Rezonanța magnetică este o metodă de cercetare care se ocupă cu studiul interacțiunii momentelor magnetice nucleare și electronice cu câmpuri electrice și magnetice și cu tranzițiile care au loc între nivelele de energie rezultate din aceste interacțiuni [51].

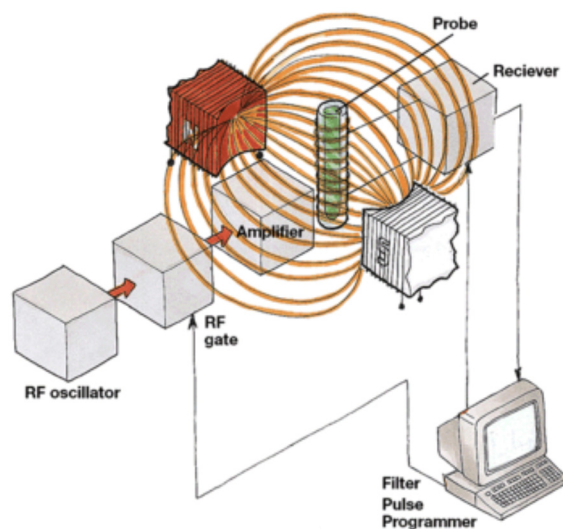


Fig. 5.1 Principiul de funcționare IRM [51]

La fel ca la computer tomografie, imaginea IRM este o imagine reconstruită de calculator. Rezonanța magnetică nu folosește radiații ionizante, ci doar câmpuri magnetice statice sau variabile. Rezoluția de contrast tisular este mult superioară computer tomografiei. Datorită metodei fizico-matematice de a obține informații, rezonanța magnetică poate diferenția cu ușurință între țesuturi care la computer tomografie au același grad de absorbție a razelor X. Astfel, țesuturi foarte similare pot apărea la rezonanța magnetică foarte diferite și ușor de identificat. Dacă la computer tomografie noțiunea de bază era densitatea, la IRM noțiunea este de semnal sau intensitate a semnalului. Există proprietăți specifice ale semnalului pentru apă, grăsime, sânge. Se pot identifica vasele de sânge fără a fi neapărată nevoie de substanță de contrast. De asemenea, imagistica vaselor, fără substanță de contrast, permite stabilirea unor parametri precum viteza sau sensul de curgere, parametri extrem de valoroși în diagnostic [56].

RMN necesită un câmp magnetic care este atât puternic, cât și uniform (între 0,2 - 7 T). Majoritatea magneților clinici sunt magneți superconductori, care necesită heliu lichid. Pozițiile inferioare ale câmpului pot fi atinse cu

magneți permanenți, care sunt adesea utilizați în scanere IRM "deschise" pentru pacienții claustrofobi [58].

Principalele diferențe dintre tomografia computerizată și IRM sunt următoarele: IRM-ul poate fi folosit pentru a obține imagini prin secțiuni ale organismului orientate în orice direcție, spre deosebire de tomografia computerizată, în cazul căreia secțiunile erau doar transversale. Cu RMN-ul se pot produce și secțiuni sagitale (plan vertical de simetrie), ori secțiuni orientate în orice plan. Contrastul imaginilor obținute cu un scanner RMN poate fi modificat, obținându-se imagini ponderate în funcție de timpii de relaxare T1 (timp de relaxare spin-spin) și T2 (timp de relaxare spin-rețea) sau în funcție de densitatea protonilor [57].

Câteva detalii despre acești coeficienți de ponderare a contrastului. Odată pulsul de radiofrecvență aplicat și magnetizarea netă definitivă, este nevoie de anumiți timpi până când protonii revin la pozițiile inițiale, timpi guvernați de constantele T1 și T2, care diferă de la un tip de țesut la altul. Imaginile obținute prin rezonanță magnetică iau naștere folosind o serie de pulsuri de radiofrecvență atent calibrate. Prin modificarea acestor secvențe la care sunt emise pulsurile se pot evidenția diferențele în funcție de T1 ori T2. Este de asemenea posibilă setarea intervalului între pulsuri astfel încât contrastul să nu depindă de T1 și T2 ci doar de densitatea de protoni a zonei investigate. Imaginile ponderate în funcție de T1 înfățișează țesuturile caracterizate de o valoare mai mare a lui T1 (de pildă apa) cu nuanțe întunecate. În cazul imaginilor ponderate în funcție de T2, țesuturile caracterizate de o valoare mare a lui T2 apar mai strălucitoare. Această caracteristică poate fi folosită pentru a depista țesuturi afectate de anumite maladii [57,58].

Există un mare număr de artefacte ce pot afecta examinarea IRM. Cauzele apariției de artefacte sunt multiple, ele putând fi clasificate astfel [59]:

- Artefacte de hardware
 - Artefact herring bone Cauzat de discrepanțe în pulsurile RF, alimentare cu curent fluctuant;
 - Margini Moire datorate neomogenității câmpului magnetic;
 - Artefact zebra - benzi alternative alb-negru;
 - cauzate de vârfuluri în spațiul k;
 - Artefact de punct central cauzat de modificări ale curentului în receptor;
 - Artefact zipp cauzat de interferență cu alte surse de radiofrecvență ce pătrund în scanner.
- IR software
 - Suprapunere de secțiuni;
 - Artefacte cross-excitation;

- Mișcarea pacientului sau a organelor sale interne.
 - artefact de mișcare în direcția de codare a fazei;
 - artefact de intrare în secțiune.
- Neomogenități de țesut sau corpi străini
 - margine neagră cauzat de opoziția de fază între apă și grăsime prezente în același pixel;
 - unghi magic, hipersemnal la nivelul unui tendon cu traiect curb;
 - artefact de susceptibilitate magnetică;
 - distorsionarea imaginii în jurul unei structuri cu neomogenități magnetice marcate, de regulă metalic;
 - proteze;
 - artefact de shift chimic generat de diferențele între frecvența de rezonanță a apei față de grăsime.
- Artefacte legate de transformări Fourier sau măsurare Nyquist
 - Artefact de trunchiere (Gibbs);
 - Ferromagnetic, materiale ce conțin cristale;
 - largi și solide cu electroni nepereche, ce prezintă “memorie” magnetică.

Cu toate că imagistica prin rezonanță magnetică este costisitoare și necesită un timp îndelungat pentru realizarea investigației principalele avantaje ale acestei investigații sunt [2]:

Non-invazivitate: IRM-ul nu implică utilizarea radiațiilor ionizante;

Vizualizarea detaliată a țesuturilor moi: IRM-ul este foarte eficient în obținerea de imagini detaliate ale țesuturilor moi din organism, cum ar fi creierul, măduva spinării, articulațiile, organele abdominale și pelvine. Aceasta oferă o mai mare acuratețe în diagnosticul afecțiunilor care afectează aceste structuri;

Imagini multiplanare și tridimensionale: IRM-ul permite obținerea de imagini în mai multe planuri (axial, sagital, coronal) și construirea de imagini tridimensionale.

Evaluarea funcțională: IRM-ul funcțional permite măsurarea activității cerebrale în timp real, furnizând informații despre funcționarea creierului.

Detectarea precoce și diagnosticul precis: IRM-ul poate detecta afecțiuni în stadii incipiente, înainte ca simptomele să devină evidente

Utilizare în diverse specialități medicale: IRM-ul este utilizat într-o gamă largă de specialități medicale, cum ar fi neurologia, ortopedia, oncologia, cardiologia și gastroenterologia

Absența efectelor secundare majore: Deși există unele restricții și contraindicații pentru pacienții care suferă de anumite condiții medicale sau care poartă obiecte metalice, IRM-ul nu implică în general riscuri semnificative.

Această procedură prezintă și unele dezavantaje care vor fi menționate în continuare[2].

Costul: RMN-ul este o procedură costisitoare comparativ cu alte tehnici de imagistică. Aceasta poate face ca procedura să fie inaccesibilă pentru unii pacienți sau să aibă costuri ridicate pentru sistemul de sănătate.

Durata examinării: RMN-ul poate necesita mai mult timp decât alte tehnici de imagistică, în special în cazul studiilor complexe sau cu multiple secvențe. Pacientul trebuie să stea imobil în timpul examinării, iar durata poate varia în funcție de tipul investigației și de zona examinată

Contraindicații și restricții: persoanele cu implanturi metalice, stimulatori cardiace sau alte dispozitive medicale implantabile pot avea limitări în privința efectuării unui RMN. De asemenea, anumite condiții medicale, cum ar fi claustrofobia sau insuficiența renală severă, pot reprezenta contraindicații sau necesită precauții speciale înainte de a efectua un RMN.

Necesitatea de a sta nemiscat: În timpul unei scanări RMN, este esențial ca pacientul să stea nemiscat pentru a obține imagini clare și precise. Aceasta poate fi dificilă pentru anumite categorii de pacienți, cum ar fi copiii mici, persoanele agitate sau cele cu afecțiuni care le limitează capacitatea de a sta imobil.

Limitările în vizualizarea unor structuri: Deși RMN-ul este excelent în vizualizarea țesuturilor moi, poate prezenta limitări în ceea ce privește vizualizarea anumitor structuri, cum ar fi oasele. Radiografia sau tomografia computerizată (CT) pot oferi imagini mai clare și mai detaliate ale oaselor în unele cazuri.

Este important să se discute cu medicul specialist și să se ia în considerare atât avantajele, cât și dezavantajele înainte de a decide să se efectueze o investigație RMN. Factorii specifici ai fiecărui pacient și situației individuale trebuie luați în considerare pentru a se determina cea mai potrivită opțiune imagistică.

6 ULTRASONOGRAFIA

Ultrasonografia, cunoscută și sub denumirea de ecografie, este o tehnică de imagistică medicală non-invazivă care utilizează unde sonore de înaltă frecvență pentru a obține imagini ale structurilor interne ale corpului uman. Aceste unde sonore sunt emise de un transductor, un dispozitiv manual care se plasează pe piele și care emite și recepționează semnalele sonore[2].

Prin intermediul ultrasunetelor, ecografia permite vizualizarea organelor, a țesuturilor moi, a vaselor de sânge și a altor structuri anatomice. Undele sonore se reflectă în diferite moduri de pe suprafața și în interiorul organismului și sunt captate și procesate de aparatul de ecografie pentru a genera imagini în timp real.

Ultrasonografia are multiple aplicații în medicină, inclusiv:

Diagnosticarea și evaluarea afecțiunilor: Ecografia este utilizată pentru a detecta și evalua afecțiuni precum leziuni, tumori, inflamații, colecții de lichid și alte anomalii. Aceasta oferă imagini detaliate ale organelor interne, cum ar fi ficatul, rinichii, vezica urinară, inima, sânii, tiroida și multe altele.

Monitorizarea sarcinii: Ecografia obstetricală este utilizată pentru a urmări dezvoltarea și starea de sănătate a fătului în timpul sarcinii. Aceasta permite evaluarea structurilor fetale și identificarea eventualelor anomalii sau complicații.

Ghidarea intervențiilor: Ecografia poate fi utilizată pentru a ghida proceduri și intervenții medicale, cum ar fi biopsiile, drenajele de lichid, injectările și alte proceduri minim invazive. Imaginile ecografice în timp real ajută la orientarea precisă a acului sau a instrumentelor medicale către zona dorită.

Evaluarea vaselor de sânge: Ecografia Doppler este o tehnică specială de ultrasonografie care permite vizualizarea și evaluarea fluxului sanguin în vasele de sânge. Aceasta este utilă în diagnosticarea afecțiunilor vasculare, cum ar fi trombozele, stenozele sau anevrismele.

Ecografia este considerată o metodă sigură, neinvazivă și fără radiații. Aceasta poate fi efectuată rapid și nu necesită pregătiri speciale în majoritatea cazurilor. Cu toate acestea, precizia și interpretarea imaginilor ecografice pot depinde de experiența și calificările medicului specialist care efectuează examinarea.

Ultrasunetele pot fi descrise ca perturbații mecanice care se propagă printr-un mediu sub forma unei unde de presiune. Când mediul este reprezentat de un pacient, forma de undă a ultrasunetului este cea care stă la baza echipamentelor de diagnostic ultrasonic. Aprecierea caracteristicilor undelor

ultrasonice și comportamentul acestora în diferite medii sunt esențiale pentru înțelegerea metodelor de diagnostic ultrasonic în medicină [60].

În 1794 Spallanzi a presupus corect că liliecii evită obstacolele în zbor folosind sunete din afara domeniului de frecvențe perceptibile de către om.

În anul 1880, fizicienii francezi Pierre și Jacques Curie au descoperit efectul piezoelectric. Fizicianul francez Paul Langevin a încercat să dezvolte materiale piezoelectrice pentru emisia și recepția perturbațiilor mecanice de înaltă frecvență (ultrasunete) ce se propagă prin diferite materiale. O aplicație a cercetărilor sale a fost folosirea ultrasunetelor pentru detecția submarinelor în timpul primului război mondial. Această tehnică (SONAR – Sound Navigation and Ranging) a devenit utilizabilă în timpul celui de-al doilea război mondial. Aplicațiile industriale ale ultrasunetelor au devenit cunoscute începând cu anul 1928 când fizicianul Sokolov a prevăzut utilitatea lor pentru detectarea defectelor de material. În medicină, ultrasunetele sunt folosite din 1930 când s-a confirmat utilitatea acestora pentru aplicațiile terapeutice cum sunt tratamentul cancerului și terapia altor boli. Aplicațiile ultrasunetelor pentru diagnostic au început la sfârșitul anilor 1940 prin colaborarea dintre medici și inginerii familiarizați cu sistemul SONAR [62].

“Piezo” este termenul grecesc pentru presiune. Piezoelectricitatea se referă la proprietatea unui material de a genera răspuns electric ca urmare a aplicării unei presiuni asupra sa. Pierre Curie a utilizat proprietățile piezoelectrice ale cristalelor de cuarț pentru a construi un aparat de măsură pentru variațiile foarte mici ale masei ce însoțesc dezintegrarea radioactivă.

Un mediu fluid este format dintr-o multitudine de molecule care au o mișcare neuniformă, continuă. Când nu este aplicată nici o forță externă asupra mediului, moleculele sunt distribuite mai mult sau mai puțin uniform (Fig. 6.1a).

Dacă asupra mediului acționează o forță (reprezentată de pistonul ce se deplasează de la stânga spre dreapta Fig. 6.1b), moleculele sunt concentrate în fața pistonului, rezultând o creștere de presiune în acea zonă. Datorită acțiunii pistonului în deplasare asupra moleculelor, zona de compresie migrează dinspre piston prin mediu. Astfel, o perturbație mecanică introdusă într-un mediu se deplasează de la sursă prin mediul respectiv. În aplicațiile clinice ale ultrasunetelor, pistonul este înlocuit de un transductor ultrasonic. Termenul “transductor” se referă la orice dispozitiv care convertește energia dintr-o formă în alta (mecanică – electrică, electrică – căldură, etc.) [62].

Pe măsură ce zona de compresie se propagă prin mediu, pistonul poate fi retras de la dreapta spre stânga pentru a crea o regiune de presiune scăzută în spatele zonei de compresie. Moleculele din mediul înconjurător se deplasează în această regiune pentru a reface densitatea normală de particule; și o a doua regiune, denumită zonă de rarefiere, începe să se deplaseze dinspre piston (Fig.

6.1c). În acest fel, zona de compresie (cu presiune ridicată) este urmată de o zonă de rarefiere (presiune redusă) care, de asemenea, se propagă prin mediu.

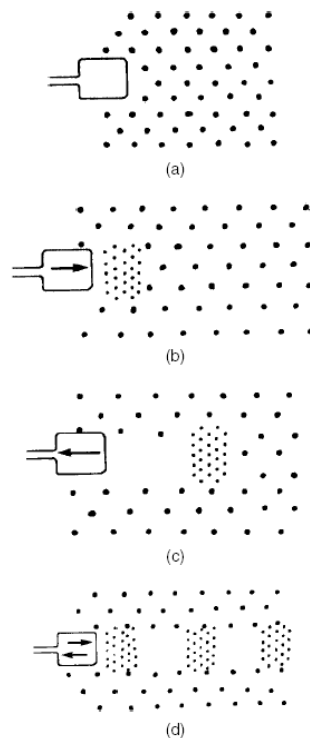


Fig. 6. 1 distribuția moleculelor în mediu

Dacă pistonul este deplasat din nou spre dreapta, se formează o a doua zonă de compresie care urmează zona de rarefiere prin mediu. Dacă pistonul oscilează continuu, prin mediu se vor propaga alternativ zone de compresie și rarefiere (Fig. 6.1d). Propagarea acestor zone stabilește o undă perturbatoare prin mediu. Perturbația este denumită undă longitudinală deoarece mișcarea moleculelor în mediu este paralelă cu direcția de propagare a undei. O undă cu frecvența între aprox. 20 și 20000 Hz reprezintă un sunet perceptibil de către urechea umană. O undă infrasonică are o frecvență sub 20 Hz; nu este perceptibilă pentru om. O undă ultrasonică are o frecvență mai mare de 20000 Hz și este, de asemenea, imperceptibilă pentru om. În tehnicile de diagnostic clinic sunt utilizate ultrasunete cu frecvențe între 1 și 20 MHz [62].

6.1 Caracteristicile undelor

O zonă de compresie și zona adiacentă de rarefiere formează o perioadă a undei ultrasonice. Perioada unei unde poate fi reprezentată sub formă grafică ca o reprezentare a presiunii locale (densitate de particule) din mediu, în funcție

de distanța parcursă pe direcția de propagare a undei (Fig. 6.2). Distanța parcursă într-o perioadă este lungimea de undă a ultrasunetului. Numărul de perioade pe unitatea de timp introduse în mediu reprezintă frecvența undei (Hz). Înălțimea maximă din reprezentarea unei unde reprezintă amplitudinea acesteia. Produsul dintre frecvență (ν) și lungimea de undă (λ) este viteza undei: $c=\nu\lambda$.

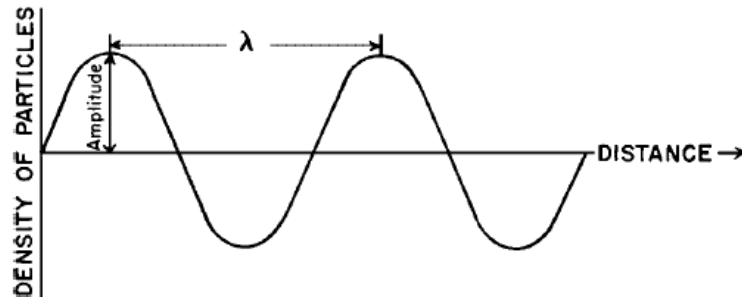


Fig.6.2 – Caracteristicile undei ultrasonice

Pentru majoritatea țesuturilor moi, viteza ultrasunetelor este de aprox. 1540 m/s. Pentru a obține ultrasunete cu lungimi de undă utilizabile în imagistică, sunt necesare frecvențe mai mari de 1 MHz.

Când un ultrasunet traversează un mediu, el transportă energie (J) prin acel mediu. Rata la care este transportată energia se numește putere (watt=joule/sec). Ultrasunetele utilizate în medicină sunt produse în fascicule focalizate pe regiuni mici, iar fasciculul este caracterizat în termeni de putere pe unitatea de arie sau intensitate a fasciculului.

De obicei, intensitatea este descrisă în termeni relativi față de o intensitate de referință. De exemplu, intensitatea ultrasunetelor emise în corp este comparată cu intensitatea ultrasunetelor reflectate înapoi, spre suprafață, de către structurile din corp. Pentru aplicațiile clinice, intensitatea undele reflectate la suprafață este de ordinul sutimilor din intensitatea undelor transmise. Undele reflectate de către structuri aflate la adâncimi de peste 10 cm pot fi atenuate cu un factor mai mare. Astfel, pentru înregistrarea datelor pe un domeniu extins de amplitudini este folosită o scară logaritmică. În acustică este utilizată scara decibelică, unde decibelul este definit astfel[11,62]:

$$dB = 10 \cdot \log \frac{I}{I_0} \quad (6.1)$$

unde I_0 este intensitatea de referință.

Tabelul 6.1 prezintă valorile în decibeli pentru diferite rapoarte ale intensităților.

Tabelul 1 – Calculul valorii în decibeli dacă se cunosc rapoartele intensităților și rapoartele amplitudinilor.

Raportul parametrilor ultrasunetului	Raportul intensităților (I/I_0) (dB)	Raportul amplitudinilor (A/A_0) (dB)
1000	30	60
100	20	40
10	10	20
2	3	6
1	0	0
1/2	-3	-6
1/10	-10	-20
1/100	-20	-40
1/1000	-30	-60

Din tabel pot fi extrase câteva reguli:

- dacă o undă are intensitate mai mare decât unda de referință, se obțin valori pozitive în decibeli; se obțin valori negative dacă intensitatea este mai mică decât intensitatea referinței;
- dacă intensitatea undei este mărită de 10 ori, valoarea în dB crește cu 10 unități, și invers;
- dacă se dublează intensitatea, valoarea în decibeli crește cu 3 unități, și invers.

Datorită faptului că intensitatea este raportul dintre putere și unitatea de arie iar puterea este energia pe unitatea de timp, ecuația (6.1) poate fi utilizată pentru a compara puterea sau energia a două ultrasunete:

$$dB = 10 \cdot \log \frac{P}{P_0} = 10 \cdot \log \frac{E}{E_0} \quad (6.2)$$

Relația dintre intensitatea undei și presiunea maximă (P_m) din mediu este dată de următoarea relație:

$$I = \frac{P_m^2}{2 \cdot \rho \cdot c} \quad (6.3)$$

unde ρ este densitatea mediului în grame/cm³ iar c este viteza sunetului în mediu. Înlocuind relația (6.3), pentru I și I_0 , în ecuația (6.1) rezultă:

$$dB = 10 \cdot \log \frac{P_m^2/2 \cdot \rho \cdot c}{(P_m^2)_0/2 \cdot \rho \cdot c} = 10 \cdot \log \left(\frac{P_m}{P_{m0}} \right)^2 = 20 \cdot \log \frac{P_0}{P_{m0}} \quad (6.4)$$

Dacă se compară presiunile a două unde, relația (6.4) poate fi folosită direct. Un transductor ultrasonic transformă amplitudinile presiunii recepționate

de la pacient (unda reflectată) în tensiune electrică. Amplitudinea acestui semnal în tensiune este direct proporțională cu variația presiunii undei reflectate.

Valorile în dB pentru raportul caracteristicilor a două unde poate fi calculat cu ecuațiile (6.1) sau (6.4) în funcție de informația disponibilă referitoare la cele două unde (Tabelul 6.2).

Tabelul 6.2 – Calculul valorii în dB din parametrii undei

Pentru $X=$	Intensitate (W/cm^2)	$dB = 10 \log \frac{X}{X_0}$
	Putere (W)	
	Energie (J)	
Pentru $Y=$	Presiune (Pascal, atm)	$dB = 20 \log \frac{Y}{Y_0}$
	Amplitudine (Volt)	

Scara logaritmică (dB) este mai sensibilă când se utilizează amplitudini decât atunci când se lucrează cu intensități.

Viteza unei unde ultrasonice într-un mediu depinde de proprietățile fizice ale mediului. În medii cu densitate redusă, cum sunt aerul și alte gaze, moleculele se pot deplasa pe distanțe destul de mari înainte de a influența alte molecule din vecinătate. În aceste medii, viteza ultrasunetelor este relativ scăzută. În cazul solidelor, mișcarea moleculelor este restricționată și viteza ultrasunetelor va fi ridicată. În interiorul lichidelor, viteza ultrasunetelor are valori intermediare celor din cazul gazelor și solidelor. Cu excepția țesutului osos și a plămânilor, viteza ultrasunetelor în țesuturile biologice are valori asemănătoare cu cele din cazul lichidelor. Variația vitezei pentru diferite medii de propagare este reflectată de modificarea lungimii de undă, frecvența undei rămânând relativ constantă. În aplicațiile de imagistică medicală, variația vitezei ultrasunetelor în diferite medii va introduce artefacte de imagine, majoritatea acestor artefacte pot fi atribuite țesutului osos și țesuturilor grase. Vitezele ultrasunetelor în diferite medii sunt prezentate în Tabelul 6.3.

Tabelul 6.3 – Viteze aproximative ale ultrasunetelor pentru diferite materiale

Materiale non-biologice	Viteza (m/s)
Acetonă	1174
Aer	331
Aluminiu	6420
Alamă	4700
Etanol	1207
Sticlă	5640
Plastic	2680
Mercur	1450
Nylon	2620

Polietilenă	1950
Apă distilată 25°	1498
Apă distilată 50°	1540
Țesut gras	1475
Creier	1560
Ficat	1570
Rinichi	1560
Splină	1570
Sânge	1570
Mușchi	1580
Ochi	1620
Cranium	3360
Țesut moale	1540

Pentru ultrasunete, este de preferat termenul “viteză de propagare” în loc de “viteză”. Viteza unui ultrasunet într-un mediu este virtual independentă de frecvența ultrasunetului. Viteza unui ultrasunet este determinată, în principal, de compresibilitatea mediului de propagare. Un mediu cu compresibilitate ridicată permite o viteză redusă ultrasunetelor și invers. Respectând aceste considerații, viteza ultrasunetelor este mică în medii gazoase, intermediară în medii lichide și ridicată în medii solide.

Viteza undei ultrasonice trebuie deosebită de vitezele moleculelor ce se deplasează în zonele de compresie și rarefiere și formează unda. Viteza moleculară reprezintă viteza individuală a moleculelor în mediu, iar viteza undei descrie viteza ultrasunetului prin mediul respectiv. Proprietățile unui ultrasunet: reflexia, transmisia și refracția sunt caracteristici ale vitezei undei și nu ale vitezei moleculare.

Pe măsură ce un ultrasunet străbate un mediu, energia se diminuează datorită absorbției, dispersiei și reflexiei. Aceste fenomene sunt reprezentate în Fig. 6.3.

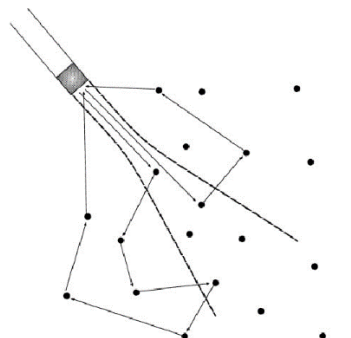


Fig. 6.3 Reflexia sunetului

Datorită faptului că sunetul este reflectat în toate direcțiile, există posibilitate ca unda să urmeze diferite direcții. Frontul de undă ce revine la transductor poate interfera aleator cu unda inițială

Ca și în cazul razelor x, termenul “atenuare” se referă la mecanismul prin care energia fasciculului ultrasonic este diminuată. Ultrasunetul este “absorbit” de către mediu dacă o parte din energia fasciculului este convertită în alte forme de energie, cum ar fi creșterea vitezei aleatoare a moleculelor. Creșterea acestei viteze aleatoare a moleculelor poate fi detectată din creșterea temperaturii mediului. Atenuarea unui ultrasunet este datorată:

- Absorbției
- Reflexiei
- Dispersiei
- Refracției
- Difrakției
- Interferenței
- Divergenței.

Ultrasunetul este reflectat dacă există o deviere ordonată a fasciculului sau a unei părți a acestuia. Dacă o parte a fasciculului își schimbă direcția în manieră neordonată, acesta se numește “dispersat”.

Reflexia unui ultrasunet când acesta își păstrează integritatea se numește reflexie “speculară”. Un exemplu de reflexie speculară este reflexia luminii într-o oglindă. Reflexia este non-speculară dacă fasciculul nu își păstrează integritatea după reflexie. Un exemplu de reflexie non-speculară este reflexia luminii într-o oglindă pe a cărei suprafață sunt picături de apă.

Comportamentul unui sunet când întâlnește un obstacol depinde de mărimea obstacolului în comparație cu lungimea de undă a sunetului. Dacă obstacolul este mare comparativ cu lungimea de undă a sunetului (și suprafața sa este relativ netedă), atunci fasciculul își păstrează integritatea dar își schimbă direcția. O parte a sunetului poate fi reflectată iar restul transmisă prin obstacol sub forma unui fascicul de mică intensitate.

Dacă dimensiunea obstacolului este comparabilă sau mai mică decât lungimea de undă a ultrasunetului, obstacolul va dispersa fasciculul în diferite direcții. O parte a energiei ultrasunetului poate reveni la sursa de emisie după mai multe dispersii non-speculare.

În imagistica cu ultrasunete, reflexia speculară permite vizualizarea porțiunilor dintre organe. Structurile dintr-un țesut cum sunt fibrele de colagen sunt mai mici decât lungimea de undă a ultrasunetelor. Asemenea structuri mici introduc dispersii care revin la transductor pe diferite direcții. Sunetele care revin la transductor sub forma reflexiilor non-speculare nu mai reprezintă un fascicul

coerent. Ele reprezintă o sumă de componente de undă a căror interferență oferă caracteristici de scanare ultrasonică ale țesuturilor complexe cum ar fi ficatul.

Energia unui fascicul de ultrasunete scade aproximativ exponențial cu adâncimea de penetrare a fasciculului într-un mediu (Fig.6.4). Scăderea energiei (reducerea intensității ultrasunetului) este exprimată în decibeli (dB).

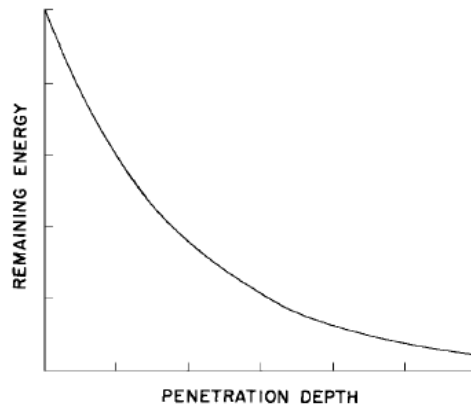


Fig. 6.4 Energia unui fascicul de ultrasunete în funcție de adâncimea de penetrare a fasciculului într-un mediu

Atenuarea ultrasunetelor într-un material este descrisă prin coeficientul de atenuare α exprimat în dB/cm (Tabelul 6.4).

Tabelul 6.4 – Coeficienți de atenuare pentru un ultrasunet cu frecvența de 1MHz

Material	α (dB/cm)
Sânge	0,18
Țesut gras	0,6
Mușchi (transversal)	3,3
Mușchi (longitudinal)	1,2
Ochi	0,1
Craniu	20
Plămân	40
Ficat	0,9
Creier	0,85
Rinichi	1,0
Apă	0,0022

Valorile din tabelul 4 sunt aproximative și pot varia în funcție de condițiile în care se prezintă țesutul biologic. Coeficientul de atenuare α este suma coeficienților individuali ai undelor dispersate și absorbite. În țesuturile moi, coeficienții de absorbție reprezintă 60-90% din coeficientul de atenuare.

Din tabel se observă că atenuarea este foarte mare în țesuturile osoase. Această proprietate, împreună cu existența coeficienților de reflexie mari la interfața dintre os și alt țesut, are consecință dificultatea de a vizualiza structurile din spatele unui țesut osos. În apă atenuarea este foarte redusă. Ca o primă aproximare, coeficienții de atenuare pentru majoritatea țesuturilor moi se pot considera 0.9ν , unde ν este frecvența ultrasunetului (MHz). Din această relație se observă că atenuarea energiei unui ultrasunet crește cu frecvența acestuia în cazul țesuturilor biologice. Astfel, ultrasunetele cu frecvențe ridicate sunt atenuate mai puternic și au adâncime de penetrare mai redusă decât ultrasunetele cu frecvențe joase.

Atenuarea produce o pierdere a intensității ultrasunetului când se fac investigații în prfunzime ale țesuturilor. Pierderea intensității este compensată prin amplificarea semnalului.

Energia ce se pierde într-un mediu cu nivele compuse din materiale diferite este egală cu suma pierderilor de energie pe fiecare nivel.

6.2 Ecografia

Ecografia este o metodă imagistică de obținere a imaginilor cu ajutorul ultrasunetelor.

Ecografia este un rezultat al dezvoltării tehnologiei sonarelor în timpul celui de-Al Doilea Război Mondial. Un dispozitiv portabil pus în contact cu pielea pacientului produce unde ultrasonore de frecvență înaltă și receptează ecourile trimise de către organele interne. Un avantaj al ecografiei constă în faptul că se evită efectele nocive ale razelor X. Mai mult, echipamentul este portabil și accesibil. Un dezavantaj constă însă în faptul că nu sunt obținute imagini foarte clare [10].

Tipuri de ecografii[59,60]:

Ecografia abdominală - este utilizată pentru examinarea organelor interne din abdomen: stomac, ficat, vezica biliară, pancreas, apendice, splină, rinichi. Este indicată pacienților cu simptome digestive, dureri, vărsături și când se suspectează anumite afecțiuni ale organelor abdominale interne.

Ecografia pelvină - la femei, este utilizată pentru investigarea uterului, ovarelor, trompelor uterine, colului uterin) și a vezicii urinare, și se efectuează în cazul în care pacienta acuză dureri în această zonă, are tulburări menstruale, sângerări anormale sau în cazul suspiciunii unei sarcini.

La bărbați, ecografia pelvină se efectuează pentru examinarea prostatei, veziculelor seminale și vezicii urinare, atunci când pacienții prezintă probleme la urinare sau disfuncție erectilă.

Ecografia cardiacă - ajută la investigarea inimii și a vaselor de sânge de la nivelul ei. Se efectuează când se suspicionează infarct miocardic, malformații

congenitale cardiace și bolii coronariene dar și când pacienții prezintă dureri toracice sau palpitații.

Ecografia Doppler - se utilizează pentru examinarea vaselor de sânge (flux, debit, viteză). Este utilă în diagnosticul trombozei, aterosclerozei, anevrismelor și altor probleme ale vaselor de sânge. Este recomandată pacienților care prezintă dureri, furnicături, amorțeli ale membrelor sau edeme.

Ecografia tiroidiană - se efectuează pentru investigarea tiroidei și depistarea unor posibili noduli.

Ecografia transvaginală - se efectuează prin introducerea sondei ecografice în vagin. Această investigație oferă o imagine mai concludentă a ovarelor, uterului, dar și a fătului. Se recomandă în sarcină (inclusiv în sarcina extrauterină) sau în cazul în care ecografia clasică nu oferă informațiile dorite.

Ecografia transesofagiană - se efectuează prin introducerea sondei ecografice în esofag. Procedura oferă imagini detaliate ale inimii și este recomandată pacienților cardiaci, atunci când este nevoie de o imagine amănunțită și detaliată a cordului.

Ecografia transrectală - este recomandată uneori bărbaților care prezintă semne clinice ale afecțiunilor de prostată. Sonda se inserează în rect și permite o vizualizare detaliată a prostatei.

Ecografia mamară - se utilizează pentru investigarea sânilor, mai ales la pacientele tinere sub 40 de ani și se recomandă pacientelor care prezintă dureri la nivelul sânilor sau simt la palpare formațiuni suspecte cum ar fi nodulii.

Ecografia de părți moi - investighează structurile pielii, tendoanele, ligamentele, acumulările de fluide, inflamațiile articulațiilor, herniile, mușchii și nervii, tumorile canceroase și necanceroase ale țesuturilor moi.

Ecografia craniană la nou-născuți - la nivelul fontanelei (partea moale din creștetul capului) ajută la diagnosticarea unor anomalii cerebrale sau a hemoragiilor intracerebrale. Se recomandă în special bebelușilor născuți premature [65].

Ecografia șoldului la copii. După naștere, pediatrul vrea să știe mai multe despre situația articulației coxofemorale a bebelușului. Această ecografie este recomandată între 6 săptămâni și 6 luni, dar este bine să fie efectuată la începutul intervalului, când șoldul este mult mai cartilaginos și orice defect se poate repara mai ușor dacă este cazul.

Ecografia renală cu substanță de contrast este o investigație specială și se numește urosonografie și se efectuează la copii diagnosticați cu reflux vezico-ureteral, care sunt în tratament. Urosonografia este indicată și la copiii care fac infecții urinare frecvente. De regulă, cistografia clasică pune diagnosticul de reflux vezico-ureteral. Urosonografia este folosită ulterior pentru monitorizarea și urmărirea evoluției afecțiunii în timp, deoarece este o metodă neiradiantă.

Ecografia musculoscheletală la copii este indicată copiilor sub tratament pentru artrita juvenilă, pentru a ține sub observație cartilajele și articulațiile copiilor [65].

Principalele componente ale unui echipament ecografic sunt (Fig. 6.5)[67]:

- unitate centrală;
- monitor;
- transductor
- imprimantă (optional).



Fig.6.5 Ecograf Ecograf stationar WED 9618 CII [68]

Unitatea centrală conține mai multe componente importante, dintre care amintim [69]:

- *Receptorul* reprezentând un sistem multicanal de preluare și amplificare a semnalelor electronice de mică amplitudine de la nivelul cristalelor piezo-electrice și de filtrare a acestora înainte de intrarea în procesor;
- *Sincronizatorul principal* responsabil pentru asigurarea timpilor de emisie și de recepție a ultrasunetelor;
- *Generatorul de unde* care controlează secvența de activare a cristalelor electrice;
- *Procesorul de semnal digital* blocul care controlează funcționarea ecografului având funcția de conversie a semnalului analog în digital;
- *Conectorul sondei* reprezentând un sistem de legătură complex dintre sondă și ecograf;
- *Tastatura* reprezentând o interfață cu medicul.

Monitorul este componenta care afișează informația ecografică. Aspectul său este dreptunghiular, dimensiunea variând în funcție de echipament. Pe laturile monitorului, se dispun difuzoare, pentru analiza acustică a semnalului Doppler.

Sonda sau transductorul este piesa esențială a ecografului, responsabilă pentru generarea de ultrasunete și recepția de ecouri (fig. 6.6).



Fig. 6.6 Sondă sau transductor ecografic

La nivelul sondei se realizează conversia semnalului electric în vibrație și invers. Această conversie se realizează prin cristalele piezo-electrice care intră în alcătuirea transductorului (Fig. 6.7) [69].

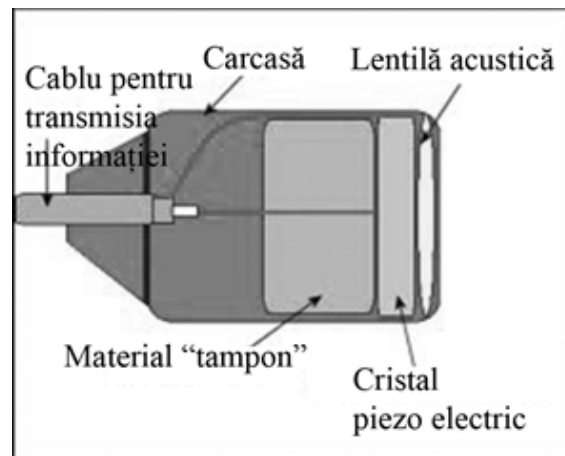


Fig. 6.7. Reprezentarea schematică a unui transductor.

Transductorul este compus din cristale piezo-electrice. Un cristal piezo-electric este o structură ce conține titanat de zirconiu, metal care are capacitatea de a genera semnal electric atunci când este supus unei deformări mecanice. Fenomenul este valabil și în sens invers, expunerea cristalului la o diferență de potențial electric face ca materialul să se contracte sau relaxeze, în funcție de caracterul pozitiv sau negativ al diferenței de potențial [69].

Astfel, cristalul piezo electric devine o sursa de vibrații și implicit de unde acustice care vor avea aceeași lungime de undă cu frecvența semnalului electric la care este excitat.

Rolul carcasei este acela de a reduce la maximum vibrațiile secundare ale transductorului în momentul în care excitarea electrică se oprește. Fiecare cristal este responsabil pentru emisia/recepția unui singur fasciul de ultrasunete.

Funcție de zona investigată trebuie să alegem sonda adecvată. Fiecare transductor funcționează într-un anumit interval de frecvență și este dedicat pentru investigarea unor anumite zone.

Aranjarea cristalelor în interiorul unui transductor se face în forma de “matrice”, de unde și denumirea acestora de transductoare “matriciale”. În funcție de poziția elementelor active în interiorul carcasei transductoarele se clasifică în [69]:

- Lineare;
- Convexe;
- Anulare (“phased array”).

Dispoziția spațială a cristalelor dictează forma imaginii generate de transductor (fig. 5.).

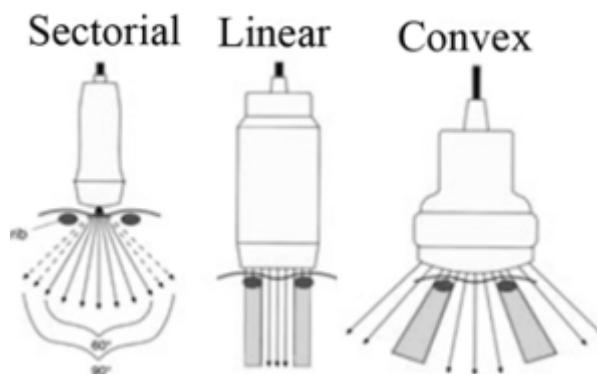


Fig.6.8. Reprezentare schematică a diferitelor tipuri de transductoare în funcție de aranjamentul interior al cristalelor.

În transductorul linear, cristalele sunt dispuse paralel iar excitarea electrică se face succesiv de la un capăt la celălalt a sondei, cu viteză foarte mare.

Suprafața de contact este relativ redusă și plată. Cristalele din componența acestuia sunt dispuse paralel. Este utilizat pentru explorarea structurilor superficiale [69].

Transductorul linear utilizează frecvențe înalte (7 – 12 MHz sau mai mult) de aceea și fenomenul de atenuare este destul de pronunțat. Vizualizarea

structurilor profunde, la peste 6 cm adancime fata de tegument, nu este posibila cu acest tip de transductor, el fiind folosit numai pentru investigarea structurilor superficiale.



Fig. 6.9 Transductor linear GE M12L [71]

Transductor linear GE M12L poate utiliza următoarele frecvențe:

- 5 – 13 MHz (Logic 7, 9, S6);
- 4.9 – 14 MHz (Vivid 7 Pro);
- 5.6 – 14 MHz (Vivid 7).

Este utilizat pentru zone mici, vascular, neonatal și pediatric. Are un câmp visual de 37.4 mm și o amprentă de 45 x 10 mm [71].

În cazul unui transductor convex cristalele sunt orientate divergent iar excitarea electrică se poate face individual sau în grup (Fig. 6.10.).



Fig. 6.10. Transductor convex SonoScape 3C-A [72]

Este utilizat pentru explorarea structurilor profunde având aplicații în principal abdominale. Frecvența de lucru este mai joasă (2 – 5 MHz) de aceea ele sunt utilizate pentru explorarea structurilor situate în profunzime.

Transductor convex SonoScape 3C-A are un design ergonomic, o frecvență între 1 și 7 MHz, suprafața activă 60 x 18 mm și este utilizat pentru investigații abdominale, ginecologice și urologice [72].

În cazul transductoarelor anulare, cristalele sunt de asemenea activate în succesiune, dar forma fascicolului și orientarea fiecărei unde de ultrasunete emise de cristale este condiționată de un “reglator” electronic al câmpului de ultrasunete. Transductorul anular are o suprafața de contact cu tegumentul foarte îngustă dar imaginea la distanță este similară ca deschidere cu aceea a transductorului convex. Acest tip de transductor este folosit pentru explorarea cordului.

Alături de transductoarele electronice, prezentate mai sus, care se folosesc pentru diagnosticul morfologic, în practică mai există transductoare care exploatează principiul Doppler. Acesta constă în apariția unei diferențe de frecvență dintre fasciculul emis și cel recepționat, atunci când un emițător de ultrasunete este orientat înspre o țintă care se deplasează [69].

Diferența de frecvență poate fi pozitivă sau negativă (ceea ce sugerează o apropiere sau o departare de transductor a țintei), de asemenea, diferența poate fi mai amplă sau mai puțin amplă (ceea ce sugerează o viteză mai mare sau mai mică). Informația obținută este calitativă.

Transductoarele care funcționează în regim Doppler sunt de trei feluri [11]:

- continuu;
- pulsant;
- duplex.

Transductorul TM este un echipament care emite ultrasunetele într-o singură direcție iar afisarea ecourilor se face pe un ecran care se deplasează cu viteză constantă. Este o modalitate de reprezentare a mișcărilor unui organ. Cea mai importantă aplicație este cea cardiacă. Tehnica de examinare este utilă pentru precizarea particularităților de mișcare ale diferitelor structuri cardiace în raport cu timpul, informație care se corelează cu starea de sănătate sau boală a inimii. Transductorul este ținut nemiscat deasupra regiunii cardiace iar fasciculul este unidimensional (Fig. 6.11.) [69].

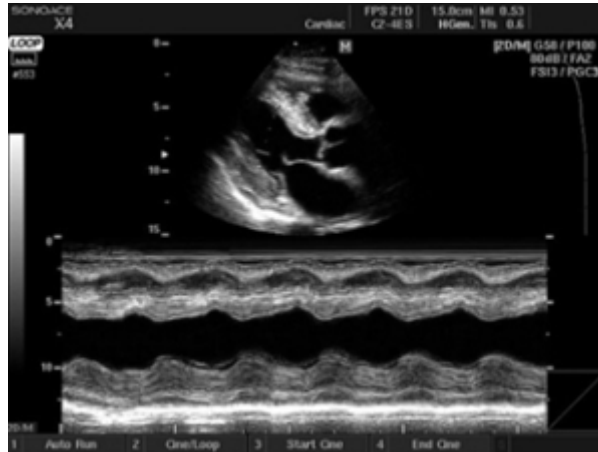


Fig.6.11. Explorare cardiacă folosind modul M.

Transductorul 3D/4D este un echipament mai complex având capacitatea de a genera imagini perpendiculare concomitente, cu reconstruirea celui de-al treilea plan și chiar a reprezentării spațiale, volumetrice a organului examinat (fig. 6.12.) [69].



Fig. 6.12. Transductor 3D.

Transductorul 3D/4D este folosit în aplicații obstetricale, pentru detectarea precoce a anomaliilor fetale sau a sexului fetal (fig. 6.13.) [69].



Fig. 6.13. Sarcina în evoluție sept. 11. Aspect ecografic 3D

Există transductoare electronice care generează imagini 4D (3D “în timp real”). Au la bază o tehnologie foarte complexă și sunt utilizate în principal pentru explorarea cordului pentru confirmarea unor malformații cardio vasculare [69].

Transductorul pentru uz endocavitar poate îmbraca aspecte diferite în funcție de aplicația clinică. Poate să fie montat pe extremitatea unei tije rigide (fig. 6.14) fiind utilizat pentru explorarea pelvisului sau pe extremitatea unui gastrofibroscop în acest caz este folosit pentru investigarea tubului digestiv superior și pancreasului [69].



Fig.6.14. Transductor endocavitar pentru investigarea pelvisului

Această tehnică oferă numeroase avantaje semnificative în domeniul medical. În continuare se prezintă avantajele ecografiei [2,11].

Non-invazivitate: Ecografia este complet non-invazivă

Lipsa radiațiilor: Ecografia utilizează ultrasunetele, care nu implică utilizarea radiațiilor ionizante, spre deosebire de alte tehnici de imagistică medicală, cum ar fi radiografia și tomografia computerizată (CT). Acest aspect face ca ecografia să fie sigură pentru pacienți, în special pentru femeile însărcinate și copii.

Disponibilitate și portabilitate: Ecografiile sunt relativ mai accesibile și mai puțin costisitoare decât alte tehnologii de imagistică medicală.

Evaluare în timp real: Ecografia oferă imagini în timp real, ceea ce permite medicului să vizualizeze și să observe țesuturile și organele în mișcare.

Diagnostic divers: Ecografia poate fi utilizată pentru a evalua o gamă largă de afecțiuni și organe

Siguranță în timpul sarcinii: Ecografia este una dintre cele mai sigure tehnici de imagistică medicală pentru femeile însărcinate. Aceasta poate fi utilizată pentru a monitoriza dezvoltarea fătului, a detecta anomalii congenitale sau a ghida intervențiile în timpul sarcinii.

Deși ecografia are numeroase avantaje, există și câteva dezavantaje și limitări asociate cu această tehnică de imagistică medicală. Iată câteva dintre acestea [2,11].

Limitări de penetrare: Ultrasunetele utilizate în ecografie pot avea dificultăți în a penetra țesuturile dense sau osoase. Acest lucru poate face ca vizualizarea anumitor organe sau structuri să fie limitată sau mai puțin detaliată.

Dependența de operator: Calitatea imaginilor ecografice și interpretarea corectă depind în mare măsură de abilitățile și experiența operatorului.

Limitări în evaluarea țesuturilor moi: Ecografia poate avea o rezoluție mai scăzută în ceea ce privește vizualizarea detaliată a țesuturilor moi, cum ar fi mușchii, tendoanele sau ligamentele

Dependența de calitatea fizică a pacientului: Calitatea imaginilor ecografice poate fi influențată de anumite factori fizici ai pacientului, cum ar fi obezitatea, prezența gazelor în exces în intestin sau aer în exces în plămâni.

Limitări în vizualizarea vaselor de sânge: Deși ecografia Doppler este utilizată pentru a evalua fluxul sanguin în vasele de sânge, aceasta poate avea dificultăți în vizualizarea vaselor mici sau în evaluarea fluxului în anumite regiuni anatomice complexe.

Imposibilitatea de a diagnostica în mod definitiv: Ecografia poate furniza indicii valoroase despre posibilele afecțiuni sau patologii, dar în multe cazuri poate fi necesară completarea cu alte tehnici de diagnostic sau teste suplimentare pentru a confirma diagnosticul final.

Este important să recunoaștem că dezavantajele ecografiei sunt în general mai puțin semnificative în comparație cu beneficiile sale și că tehnologia continuă să se dezvolte, aducând îmbunătățiri continue în capacitatea de diagnostic și evaluare a pacienților.

7 BIBLIOGRAFIE

- [1] [https://ro.wikipedia.org/wiki/Imagistic%C4%83_medical%C4%83#:~:text=Imagistica%20medical%C4%83%20este%20tehnica%20%C8%99i,organe%20sau%20%C8%99Besuturi%20\(fiziologie\).;](https://ro.wikipedia.org/wiki/Imagistic%C4%83_medical%C4%83#:~:text=Imagistica%20medical%C4%83%20este%20tehnica%20%C8%99i,organe%20sau%20%C8%99Besuturi%20(fiziologie).;)
- [2] <https://chat.openai.com/>
- [3] Andrew Webb, Introduction to biomedical imaging, John Wiley & Sons INC, 2003, ISBN 0-471-23766-3;
- [4] http://www.sentinelarchiving.com/ARTICLES/em_scale.gif;
- [5] <https://www.alamy.com/stock-photo/electromagnetic-spectrum.html?cutout=1&sortBy=relevant>;
- [6] <https://www.telework.ro/ro/spectrul-electromagnetic/>;
- [7] <https://www.fizichim.ro/docs/fizica/clasa11/capitolul2-oscilatii-si-unde-electromagnetice/II-3-campul-electromagnetic-unde-electromagnetice/>;
- [8] [http://www.referatele.com/referate/fizica/online10/RADIATII--X-Radiatii-electromagnetice](http://www.referatele.com/referate/fizica/online10/RADIATII--X-Radiatii-electromagnetice;);
- [9] <http://www.referatele.com/referate/fizica/online10/RADIATII--X-Radiatii-electromagnetice>;
- [10] Cezar Daniil, Metode și tehnici uzuale în roentgendiagnostic, Ed. Polirom, 1999;
- [11] David J. Dowsett, Patrick A. Kenny, R. Eugene Johnston, The physics of diagnostic imaging – second edition, editura Hodder Arnold, 2006, ISBN-10 0-340-80891-8;
- [12] <https://www.scientia.ro/stiinta-la-minut/64-scintilatii-stiintifice-chimie/1453-structura-atomului-si-tabelul-periodic-al-elementelor-chimie-mendeleev.html>;
- [13] <http://www.umich.edu/>;
- [14] <http://www.radtechonduty.com/2015/02/anode-of-x-ray-tube.html>
- [15] <https://hobbytronica.ro/redresarea-curentului-electric-alternativ/>
- [16] <https://illustrationprize.com/ro/314-half-wave-and-full-wave-rectifier.html>
- [17] <https://www.telework.ro/ro/conversia-de-la-curent-alternativ-la-curent-continuu-redresoare/>
- [18] http://www.lohmannx-ray.com/x-ray_tube_catalog/x-ray_tube_catalog.html
- [19] <https://www.quora.com/How-do-Geiger-counters-measure-radiation>
- [20] <https://www.ntanet.net/how-do-sodium-iodide-scintillation-detectors-work>

- [21] <https://www.fizichim.ro/docs/fizica/clasa12/capitolul2-elemente-de-fizica-cuantica/II-2-efectul-fotoelectric/>
- [22] https://ro.wikipedia.org/wiki/Efect_fotoelectric
- [23] <https://www.fizichim.ro/docs/fizica/clasa12/capitolul2-elemente-de-fizica-cuantica/II-3-efectul-compton/>
- [24] <https://www.fizichim.ro/docs/fizica/clasa12/capitolul2-elemente-de-fizica-cuantica/II-3-efectul-compton/>
- [25] <http://www.med.monash.edu.au/radiography>
- [26] Sonia Herman – Aparatura medicală. Principiile fizice ale aparaturii medicale moderne, Ed. Teora, 2000
- [27] F. Bârsășteanu, M. Mogoșeanu, S. Moțoi, D. Oneț, I. Aboud, Lucrări practice de radiologie – Atlas,
- [28] http://www.imaginis.com/xray/xray_how.asp
- [29] http://www.radiologyinfo.org/content/chest_radiography.htm
- [30] http://www.imaginis.com/xray/xray_how.asp
- [31] <https://www.oncofort.ro/articole/ce-este-radioterapia-tipuri-de-cancer-tratate-prin-radioterapie>
- [32] Văleanu Aurel, Compendiu de ecografie generală, Ed. Universității din Oradea, 1999.
- [33] <http://www.radiology.uiowa.edu/MoreRAD/Teleradiology/Tele.html>
- [34] https://shmedical.ro/smartblog/9_Ce-este-teleradiologia-.html
- [35] <http://www.imaginis.com>,
- [36] <http://www.gmdltd.com/>
- [37] <https://medspec.pro/doc/siemens-axiom-iconos-r200/>
- [38] Paul Borza, aparatură biomedicală, Ed. Tehnică, 1996
- [39] <https://www.medmuseum.siemens-healthineers.com/en/stories-from-the-museum/history-of-ct>
- [40] <http://www.imaginis.com/ct-scan>
- [41] https://www.kau.edu.sa/files/0008512/files/19500_2nd_presentation_final.pdf
- [42] <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6443602/>
- [43] <https://ro.medicaldewata.com/chts-takoe-spiralnaja-kompjuternaja-tomografija.html>
- [44] https://ro-m.iliveok.com/health/tomografia-computerizata-traditionala-spirala_109730i15987.html
- [45] <https://mayoclinic.elsevierpure.com/en/publications/the-dsr-a-high-temporal-resolution-volumetric-roentgenographic-ct>
- [46] <https://www.encyclopedia.com/medicine/encyclopedias-almanacs-transcripts-and-maps/dynamic-spatial-reconstructor-0>

- [47] <https://www.semanticscholar.org/paper/The-DSR%3A-A-High-Speed-Three-Dimensional-X-Ray-for-Robb-Ritman/ae2098f07cdcfed308ce85e1fdd4ea2008339c7b>
- [48] <https://link.springer.com/article/10.1007/s00330-011-2056-z>
- [49] Michael Retsky, Electron beam computed tomography: challenges and opportunities, /<https://core.ac.uk/download/pdf/82727809.pdf>
- [50] <https://www.medlife.ro/articole-medicale/rezonanta-magnetica-cum-functioneaza-rmn-video>
- [51] Dăescu Teodora, Ciot Silviu, Drăgan Ștefan – Andrei, Rezonanța magnetică nucleară <http://scss.elth.pub.ro/scss%202011/L15.pdf>
- [52] <https://www.cdt-babes.ro/articole/rezonanta-magnetica-nucleara-rmn.php>
- [53] Ioan Ardelean, Rezonanța Magnrtică Nucleară pentru ingineri, ISBN: 978-973-662-905-1, <https://www.pediatriesibiu.ro/wp-content/uploads/2020/05/Caracteristici-generale-RMN.pdf>
- [54] Dr. Virgil Barboiu, Spectroscopia de Rezonanta Magnetica Nucleara: fundamente generale si aplicatii la polimeri, https://icmpp.ro/intranet/cursuri/rmn/curs_de_rmn.pdf
- [55] <https://www.cdt-babes.ro/articole/rezonanta-magnetica-nucleara-rmn.php>
- [56] <https://radiologhiea.ro/rezonanta-magnetica/>
- [57] <https://www.scientia.ro/tehnologie/39-cum-functioneaza-lucrurile/932-imagistica-prin-rezonanta-magnetica-rmn-cum-functioneaza.html>
- [58] McDermott R, Lee S, ten Haken B, Trabesinger AH, Pines A, Clarke J (mai 2004). „Microtesla MRI with a superconducting quantum interference device”
- [59] https://www.academia.edu/35945399/PRINCIPII_ALE_TEHNOLOGIILOR_IMAGISTICE
- [60] <http://ultrasonografia.ro/arhive/1574>
- [61] <https://imamed.ro/informatii/istoria-ecografiei/>
- [62] <https://dokumen.tips/download/link/capitolul-1-principii-fizice-fundamentale-in-ultrasonografie.html>
- [63] <https://ro.wikipedia.org/wiki/Ecografie>
- [64] <https://www.prwave.ro/ce-tipuri-de-ecografii-exista-si-cand-sunt-recomandate/>
- [65] <https://www.reginamaria.ro/articole-medicale/ecografii-speciale-si-investigatii-rmn-la-copii>.

- [66] William R. Hendee, E. Russell Ritenour, MEDICAL IMAGING PHYSICS Fourth Edition, Wiley-Liss, Inc. New York, ISBN 0-471-38226-4
- [67] <http://ultrasonografia.ro/arhive/1594>
- [68] <http://ecografe.com/ecograf-stationar-wed-9618-cii-detprod-8870>
- [69] <http://ultrasonografia.ro/arhive/1594>
- [70] <https://www.philips.ro/healthcare/sites/lumify-homepage/transducers#c5>
- [71] <https://www.romedic.ro/ge-m12l-transductor-sonda-matrix-liniara-0H153846>
- [72] https://www.praxisdienst.com/en/Diagnostics/Diagnostic+Accessories/Ultrasound+Transducers/SonoScape+Convex+Transducer+3C+A.html?cur=3&speed=1&gclid=Cj0KCQjwy9-kBhCHARIsAHpBjHgX27sFgMM-wjiUvmdm4PBBqcjX1a-OnDyVYfrPinwuH3WCbcleFEaAswNEALw_wcB



Editura **POLITEHNICA**

ISBN 978-606-35-0537-9