

2. RADIOGRAFIA



- 2.1. Introducere
- 2.2. Razele X
- 2.3. Interacțiune cu materia.
 - 2.3.1. Interacțiunea fotonilor cu materia
 - 2.3.2. Interacțiunea razelor X cu țesutul
- 2.4. Detectoare de raze X
 - 2.4.1. Detectoarele ecran-film
 - 2.4.1.1. Ecran
 - 2.4.1.2. Filmul
 - 2.4.2. Intensificator de imagine
 - 2.4.3. Detectori pentru radiografia digitală
 - 2.4.3.1. Fosfor depozitat
 - 2.4.3.2. Detectoare plate cu matrice active
- 2.5. Imagistica dual-energie -----
- 2.6. Calitate Imagini -----
 - 2.6.1. Rezoluția
 - 2.6.2. Contrastul.
 - 2.6.3. Zgomotul
 - 2.6.4. Artefacte
- 2.7. Echipament
- 2.8. Utilizare clinică -----
- 2.9. Efectele biologice și de siguranță
- 2.10. Așteptările viitoare

2.1. INTRODUCERE

- Razele X au fost descoperite de catre *Wilhelm Konrad Röntgen* în 1895 în timp ce el a efectuat experiment cu tuburi catodice. În aceste experimente, el a folosit ecrane fluorescente, care încep să strălucească atunci când este lovit de lumina emisă din tub. Spre surprinderea lui Röntgen, acest efect a persistat chiar și atunci când tubul a fost plasat într-o cutie de carton.
- El și-a dat seama curând că tubul nu emite numai lumină, ci, de asemenea, un nou tip de radiații, care au numite *raze X* după natura lor misterioasă. Acest nou tip de radiații nu a putut călători numai prin cutia de carton.

- Röntgen a descoperit că razele *sunt atenuate într-un mod diferit de către diferite tipuri de materiale* și care ar putea, ca lumina, să fie *capturată pe o placă fotografică*. Acest lucru a deschis calea pentru utilizarea sa în medicină.
- *Prima "Imagine Röntgen"* a unei mâni a fost făcută în curând după descoperirea razelor X. Nu mai mult de câteva luni mai târziu, radiografia era deja utilizată în practică clinică. *Natura razelor X ca radiație electromagnetică de unde scurte a fost stabilită de către Max von Laue în 1912.*



2.2. RAZELE X

- Razele X sunt unde electromagnetice.** Radiația electromagnetică este formată din fotoni. Energia E a unui foton cu frecvența f și lungimea de undă λ este

$$E = hf = \frac{hc}{\lambda}, \quad (2.1)$$

- unde h este constanta lui Planck și c este viteza luminii în vid; $hc = 1.2397 \times 10^{-6} \text{ eVm}$.
- Lungimea de undă a razelor X este de ordinul Angstromi (10^{-10} m) și, prin urmare, energiile corespunzătoare de fotoni sunt de ordinea keV ($1 \text{ eV} = 1.602 \times 10^{-19} \text{ J}$).
- Spectrul electromagnetic (vezi Figura 2.1), poate fi divizat în mai multe benzi, începând cu :

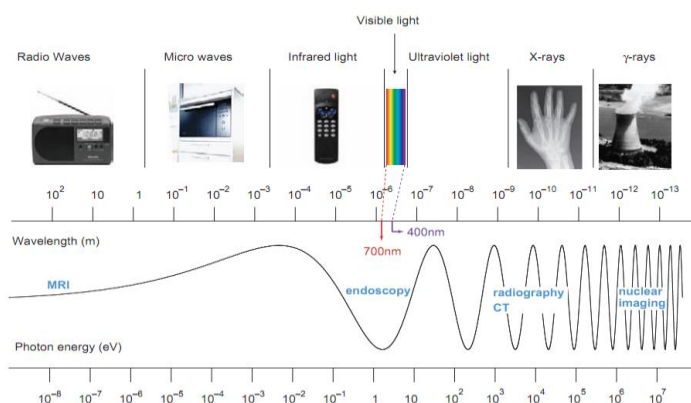


Fig. 2.1. Spectrulul electromagnetic.

- undele radio** foarte lungi, folosite în imagistica prin rezonanță magnetică (MRI) (Capitolul 4), care se extind la
- microunde,**
- unde infraroșii,**
- vizibile și**
- ultraviolete,**
- raze X,** folosite în radiografie, până la undele
- ultrascurte,** de o energie înaltă - **raze gama γ ,** utilizate în imagistica nucleară (capitolul 5).

- Razele X sunt generate într-un **tub de raze X**, care conconstă dintr-un tub cu vid, cu un catod și un anod (Figura 2.2 (a)).

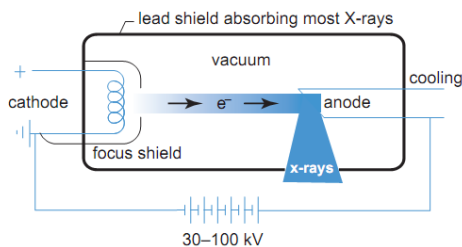


Fig. 2.2. (a) Schema de un tub cu raze X.

(a)

- Curentul de catod emite electroni la catod prin *excitație termică*. Acești electroni sunt accelerați spre anod de o tensiune U dintre catod și anod.
- Electronii lovesc anodul și *eliberează energia lor, parțial în formă de raze X*, de exemplu, ca radiație de *frânare* și *radiație caracteristică*. Radiația de frânare produce un spectru continuu de raze X în timp ce radiația caracteristică produce vârfuri caracteristice suprapuse pespectrul continuu (Figura 2.2 (b)).

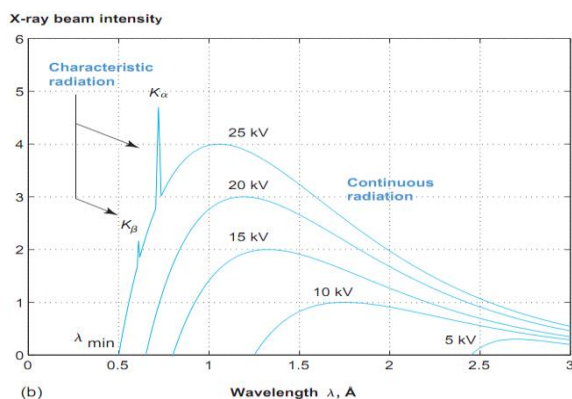


Fig. 2.2. (b) distribuție intensitate în spectrul Röntgen de molibden pentru tensiuni diferite. Potențialul de excitație al K-seriei este 20.1 kV. Această serie apare ca vârfuri caracteristice în curba 25kV . Vârfurile $K\alpha$ și $K\beta$ sunt datorate „căderii” de pe L-înveliș și M-înveliș respectiv

(b)

Radiație de frânare

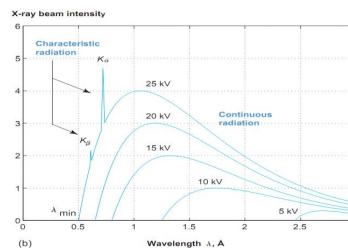
- Energia (exprimată în eV) și lungimea de undă a fotonilor radiației de frânare sunt delimitate de

$$E \leq E_{\max} = qU, \quad \lambda \geq \lambda_{\min} = \frac{hc}{qU}, \quad (2.2)$$

- unde q este sarcina electrică a unui electron. De exemplu, dacă $U = 100$ kV, apoi $E_{\max} = 100$ keV.

Radiații caracteristice

- Energia electronilor de la catod poate elibera un electron orbital de pe un nivel (de exemplu, K-înveliș), **formând un gol**.
- Acest gol poate fi reumplut atunci când un electron de energie mai mare (de exemplu, de la L-înveliș sau M-înveliș) **“cade” în gol în timp ce emite fotoni de o energie foarte specifică**.
- Energia fotonului este **diferența între energiile celor două stări electronice**; de exemplu, atunci când un electron de la L-înveliș (cu energie E_L) “cade” pe K-înveliș (obținerea de energie E_K) un foton de energie este emis. Așa tranziții, prin urmare, **produc vârfuri caracteristice în spectrul de raze X**.



$$E = E_L - E_K \quad (2.3)$$

Parametrii importanți a sursei de raze X

- **Cantitatea de electroni** ce lovesc anodul și, prin urmare, **cantitatea de fotoni emiși** **concontrolată de către curentul de catod înmulțit cu timpul de acțiune** a curentului (de obicei exprimate mA s). Valorile tipice variază de la 1 la 100 mAs.
- **Energia electronilor** ce lovesc anodul și, în consecință, **energia fotonilor emiși** (de obicei exprimate în keV), **controlată de tensiunea dintre catod și anod** (de obicei, exprimată în kV).
- Pentru cele **mai multe examene medicale aceasta variază de la 50 - 125 kV**.
- Pentru **mamografie tensiunea este de 22-34 kV**. Energia atomului definește limita superioară a energiei fotonice.
- **Energia incidentă totală** (de obicei, exprimată în jouli, $1 \text{ J} = 1 \text{ kVmA e}$) la anod, definit de **produsul tensiunii, curentului la catod și timpul de acțiune a curentului**.
- Rețineți că aproape toată această **energie degradează în caldura din interiorul tubului**. **Mai puțin de 1% este transmisă în raze X**.

	2.1. Introducere
	2.2. Razele X
	2.3. Interacțiune cu materia.
	2.3.1. Interacțiunea fotonilor cu materia
	2.3.2. Interacțiunea razelor X cu țesutul
	2.4. Detectoare de raze X
	2.4.1. Detectoarele ecran-film
	2.4.1.1. Ecran
	2.4.1.2. Filmul
	2.4.2. Intensificator de imagine
	2.4.3. Detectori pentru radiografia digitală
	2.4.3.1. Fosfor depozitat
	2.4.3.2. Detectoare plate cu matrice active
	2.5. Imagistica dual-energie _____
	2.6. Calitate Imagini _____
	2.6.1. Rezoluția
	2.6.2. Contrastul.
	2.6.3. Zgomotul
	2.6.4. Artefacte
	2.7. Echipament
	2.8. Utilizare clinică _____
	2.9. Efectele biologice și de siguranță
	2.10. Așteptările viitoare

2.3. INTERACȚIUNE CU MATERIA.

2.3.1. INTERACȚIUNEA FOTONILOR CU MATERIA

- *Raze X și razele gamma γ sunt raze ionizante. Astfel de fotoni sunt capabili de a ioniza un atom, de exemplu, de a elibera un electron de la atom.*
- *Fotonii cu mai puțină energie decât 13,6 eV sunt nonionizanți. Acești fotoni nu pot “scoate” un electron din atom, dar au doar posibilitatea de a ridica electronul pe un înveliș energetic mai mare, un proces numit excitație. Fotonii ionizanți pot interacționa cu materia, în moduri diferite:*
 - Energia razelor X poate fi absorbită de atom și imediat a emisă din nou în formă un foton nou cu aceeași energie, dar îndreptat în altă direcție*
Acest proces nonionizant se numește dispersia Rayleigh sau împrăștierea coerentă și apare mai ales la energii joase (<30 keV).
Reducerea de energie mărește unghiul de împrăștiere.
În cele mai multe examene radiologice nu joacă un rol important, deoarece tensiunea utilizată este de obicei în intervalul 50 - 125 kV.
Pentru mamografie, cu toate acestea, tensiunea este mai mică (22 - 34 kV) și dispersia Rayleigh nu poate fi neglijată.

- b. Un foton poate fi absorbit de un atom în timp ce energia excita un electron. Electronii, apoi "scapă" de nucleul său în aceeași direcție ca și direcția fotonului de intrare. Acest mecanism este numit **absorbție fotoelectrică**.
- c. O a doua posibilitate este că fotonii transferă doar o parte din energia sa de a evacua un electron cu o anumită energie cinetică. În acest caz, un foton cu restul de energie mai mică este emis și direcția deviază de la direcția fotonului de intrare. Electronul este emis în altă direcție. Acest proces este numit **împrăștierea Compton**.

- d. Un al treilea mecanism este **producerea de perechi**. În cazul în care energia unui foton este de cel puțin 1.02 MeV, fotonii pot fi transformați într-un electron și un pozitron (pereche electron-pozitron).

Pozitron este antipartícula unui electron, cu masa egală dar sarcina opusă.

La scurt timp după formarea sa, cu toate acestea, pozitronul va întâlni un alt electron, și ei vor anihila reciproc, cu crearea a doi fotoni de energie 511 keV care zboară în afara direcției opuse. Acest proces își găsește aplicarea în domeniul medicinei nucleare.

- e. La energii mai mari, fotonii pot cauza reacții nucleare. Aceste interacțiuni nu sunt utilizate pentru aplicații medicale.

2.3.2. INTERACȚIUNEA RAZELOR X CU ȚESUTUL

- Să considerăm **un fascicul de raze X** și un material de grosime $d = x_{\text{out}} - x_{\text{in}}$ (a se vedea Figura 2.3 (a)).

(a)

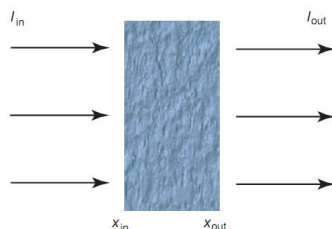


Fig. 23. (a) fascicul de raze X ce călătoresc printr-o lespede de material.

- În interiorul materiei, **fasciculul este atenuat** de diferite tipuri de interacțiune explicate mai sus. Deși interacțiunile individuale sunt de natură statistică, **intensitatea macroscopică a fasciculului urmează o lege exponențială deterministică**: intensitatea fasciculului de ieșire I_{out} se referă la intensitatea fasciculului de intrare I_{in} după cum urmează

$$I_{\text{out}} = I_{\text{in}} e^{-\mu d}, \quad (2.4)$$

- unde μ este numit **coeficientul de atenuare liniară** (tipic exprimat în cm^{-1}).
- Această lege simplă este valabilă numai atunci când materialul este omogen și fluxul de raze constă din fotoni de o singură energie.

$$I_{\text{out}} = I_{\text{in}} e^{-\mu d},$$

- De fapt, μ este o funcție atât de energie fotonică cât și de material, $\mu = \mu(E, \text{material})$, de exemplu:
- Ecuatia (2.4) poate fi generalizată, după cum urmează.

$$\begin{aligned} \mu(10 \text{ keV}, \text{H}_2\text{O}) &= 5 \text{ cm}^{-1} \\ \mu(100 \text{ keV}, \text{H}_2\text{O}) &= 0.17 \text{ cm}^{-1} \\ \mu(10 \text{ keV}, \text{Ca}) &= 144 \text{ cm}^{-1} \\ \mu(100 \text{ keV}, \text{Ca}) &= 0.40 \text{ cm}^{-1}. \end{aligned}$$

(2.5)

- Când un fascicul de fotoni de o singură energie parcurg un mediu de neomogen, I_{out} se referă la I_{in} după cum urmează

$$I_{\text{out}} = I_{\text{in}} e^{-\int_{x_{\text{in}}}^{x_{\text{out}}} \mu(x) dx} \quad (2.6)$$

- Un flux de raze X nu conține o singură energie de foton, ci un întreg spectru de energii. Efectuând distribuția intensității fasciculului de intrare în funcție de energie,

$$I_{\text{in}} = \int_0^\infty \sigma(E) dE$$

intensitatea fasciculului de ieșire este egală cu

$$I_{\text{out}} = \int_0^\infty \sigma(E) e^{-\int_{x_{\text{in}}}^{x_{\text{out}}} \mu(E,x) dx} dE. \quad (2.7)$$

- Figura 2.3 (b) arată că la energii joase absorbția fotoelectrică este cea mai predominantă, în timp ce la energiile intermediare împrăștierea Compton domină.

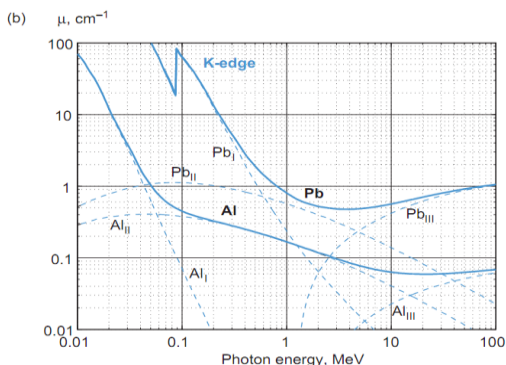


Fig. 2.3. (a) (b) coeficientul de atenuare liniară pentru fotoni în aluminiu și plumb. Curbele solide reprezintă coeficientul total de atenuare liniară. Linile punctate arată coeficientul parțial de atenuare liniară pentru fiecare dintre cele trei efecte: I pentru absorbția fotoelectrică, dominantă la energii joase, II, pentru dispersia Compton, dominantă la energii mai mari; III pentru producția de perechi, dominantă la energii foarte mari.

- Producția de perechi există numai la energii foarte mari. Absorbția fotoelectrică are loc la energii fotonice mai mare decât energia de legătură a electronilor de pe K-inveliș. Prin urmare, coeficientul de atenuare crește brusc la această energie, cunoscută sub numele de K-margine.
- Figura 2.3 (b) arată, de asemenea, că cu creșterea energiei, scade absorbția fotoelectrică mai rapid decât împrăștierea Compton.
- Notăm, de asemenea, că coeficientul de atenuare liniară crește cu numărul atomic Z. Odată cu creșterea Z, absorbția fotoelectrică crește mai rapid decât împrăștierea Compton.

- Adesea, coeficientul de atenuare masă (μ_m) este utilizat în loc de coeficientul de atenuare liniară:

$$\mu_m = \mu / \rho, \quad (2.8)$$

- în cazul în care ρ este densitatea masei a mediului de atenuare.
- De exemplu, pentru apă $\rho = 1 \text{ g/cm}^3$ și pentru calciu $\rho = 1.55 \text{ g/cm}^3$. Prin urmare,

$$\begin{aligned} \mu_m(10 \text{ keV}, \text{H}_2\text{O}) &= 5 \text{ cm}^2/\text{g} \\ \mu_m(100 \text{ keV}, \text{H}_2\text{O}) &= 0.17 \text{ cm}^2/\text{g} \\ \mu_m(10 \text{ keV}, \text{Ca}) &= 93 \text{ cm}^2/\text{g} \\ \mu_m(100 \text{ keV}, \text{Ca}) &= 0.258 \text{ cm}^2/\text{g}. \end{aligned} \quad (2.9)$$

<http://www.youtube.com/watch?v=K0Obb7XUlfA>

	2.1. Introducere
	2.2. Razele X
	2.3. Interacțiune cu materia.
	2.3.1. Interacțiunea fotonilor cu materia
	2.3.2. Interacțiunea razelor X cu țesutul
	2.4. Detectoare de raze X
	2.4.1. Detectoarele ecran-film
	2.4.1.1. Ecran
	2.4.1.2. Filmul
	2.4.2. Intensificator de imagine
	2.4.3. Detectori pentru radiografia digitală
	2.4.3.1. Fosfor depozitat
	2.4.3.2. Detectoare plate cu matrice
active	2.5. Imagistica dual-energie ———
	2.6. Calitate Imagini ———
	2.6.1. Rezoluția
	2.6.2. Contrastul.
	2.6.3. Zgomotul
	2.6.4. Artefacte
	2.7. Echipament
	2.8. Utilizare clinică ———
	2.9. Efectele biologice și de siguranță
	2.10. Așteptările viitoare

2.4. DETECTOARE DE RAZE X

- Pentru a produce o imagine fascicul de raze X atenuată, **razele X trebuie să fie capturate și convertite în informații în formă de imagini.**
- Unele detectoare pentru radiografia digitală sunt *evoluții relativ recente*. Mai în vârstă, dar încă în uz, sunt *detectoarele ecran-film și intensificatoare de imagine.*

2.4.1. Detectoarele ecran-film

2.4.1.1. Ecran

- Filmul fotografic este foarte ineficient pentru captarea raze X. Doar 2% din razele X de intrare contribuie la imaginea de ieșire pe un film. Acest procent de fotoni care contribuie corespunde unei probabilități că un foton de raze X (cuantic) este absorbit de către detector. Acesta este cunoscut sub numele de eficiență de absorbție.
- Sensibilitate scăzută de film pentru raze X ar necesita doze exagerat de mari pentru pacienți. Prin urmare, un ecran de intensificare este utilizat în partea din față a filmului.
- Acest tip de ecran conține un element chimic greu care absoarbe cele mai mulți dintre fotonii X. Atunci când un foton de raze X este absorbit, energia cinetică a electronului eliberat ridică mulți alți electroni la o stare energetică mai mare. Când se întorc la starea lor inițială ei produc un flash de lumină vizibilă, numit scintilație.

- Notam, că aceste fotoni de lumină sunt împrăștiați în toate direcțiile. Prin urmare, două ecrane intensificatoare pot fi utilizate, de exemplu, una în față și una în spatele filmului, pentru a crește eficiența de absorbție în continuare.
- Partea de lumina care este îndreptată spre film contribuie la expunere filmului. În acest fel, eficiența de absorbție poate fi crescută la mai mult de 50% în loc de 2% pentru film.
- Deoarece lumina este emisă în toate direcțiile, un spot (pată) de lumină lină (PSF) în loc de un vârf ascuțit luminos si provoacă neclaritatea imaginii.
- Ecrane intensificatoare de raze X constau din substanțe scăpărătoare (scintilatoare) care prezintă luminescență.

Luminescenta este capacitatea unui material de a emite lumină după excitație, fie imediat, fie întârziat.

- **fluorescenta** este emisia rapidă de lumină atunci când este excitată de raze X și este folosită în ecrane de intensificare. Un material se spune ca este **fluorescent atunci când lumina de emisie începe simultan cu radiația de excitație și emisia de lumina se oprește imediat după radiații de excitație se oprește.**

Inițial, **wolfram de calciu (CaWO_4)** a fost cel mai frecvent folosit pentru ecrane de intensificare.

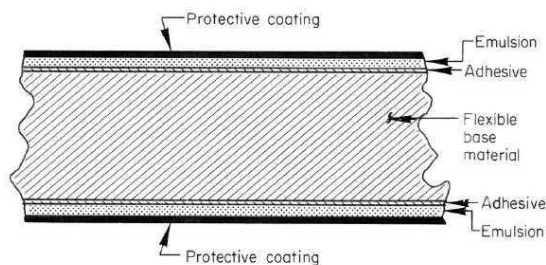
Progresele în tehnologie, au dus la utilizarea compușilor de pământuri rare, cum ar fi **oxisulfid de gadolinium ($\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S}$)**.

Un material scintilator mai recent este **taliu dopate cu iodură de cesiu (CsI:Tl)**, care are nu numai o eficiență de absorbție excelentă, dar, de asemenea, o rezoluție bună, din cauza **structurii cristaline în formă de ac sau în formă de pilon, care limitează difuzia luminii laterale.**

- **fosforescență** sau strălucire posterioară este continuarea emisiei de lumină, după ce radiația excitantă este oprită.
- În cazul în care întârzierea de a ajunge o emisie de vârf este mai mult de 10^{-8} secunde sau dacă materialul continuă să emită lumina după această perioadă, se spune că el **fosforescează**. Fosforescență pe ecrane este un efect nedorit, deoarece provoacă imagini fantomă și ceață de film ocazionale.

2.4.1.2. Filmul

- Filmul conține o emulsie cu cristale de halogenuri de argint (de exemplu, AgBr).
- Atunci când sunt expuse la lumină, granulele de halogenuri de argint absorb energia optică și sunt supuse unei schimbări fizice complexe. Fiecare granulă, care absoarbe o cantitate suficientă de fotoni conține mici zone negre de argint metalic numite centre de dezvoltare.



- Este important să notăm că cantitatea de fotoni necesară nu este dependentă de dimensiunea granulei. Atunci când filmul este dezvoltat, centrele de dezvoltare accelerează (condiționează) schimbarea întregii granule la argint metalic.
- Mai multa lumina ajunge la o anumită zonă a filmului, mai multe granule sunt implicate și mai închisă devine zona după dezvoltare. În acest fel se formează un negativ.
- După dezvoltare, filmul este stabilit prin eliminarea chimică a restului de cristale de halogenuri de argint.
- În radiografie, imaginea negativă este imaginea finală de ieșire. În fotografie, aceeași procedură trebuie să fie repetată pentru a produce o imagine pozitivă. Negativul este apoi proiectat pe o hârtie sensibilă de emulsie de halogenură de argint similar cu cea folosit în fotografia de film.

- Caracteristicile tipice ale unui film sunt *granularitatea, viteza și contrast*.
- a. Gradul de granulație. Imaginea derivă din cristalele de argint și nu este continuă, dar granulată. Acest efect este cel mai evident în filme rapide.

Într-adevăr, deoarece cantitatea de fotoni necesară pentru a schimba o granulă în argint metalizat după dezvoltare este independentă de mărimea granulei, granulele mai mari produc o viteză mai mare, mai repede filmul devine întunecos.

- b. Viteza. Viteza unui film este invers proporțională la cantitatea de lumina necesară pentru a produce o anumită cantitate de argint metalic la dezvoltare.

Viteza este determinată în principal de dimensiunea granulelor de halogenuri de argint. Dimensiuni mai mari de granule produc viteza mai mare, deoarece numărul de fotoni necesare pentru a schimba granula în argint metalic la dezvoltare este independent de dimensiunea granulei. Viteza este exprimată în ASA (American Standards Association) sau în ISO (International Standards Organization). Aceste unități sunt aceleași.

Pentru imagini X-ray cu combinație ecran-film, e mai mult sens să vorbim despre viteza asocierii ecran-film: cât de mulți X-fotoni sunt necesari pentru a produce o anumită densitate pe film. Viteza, atunci depinde de proprietățile ecranului de intensificare și de film, dar de asemenea, și de calitatea de contact film-ecran, și de o bună potrivire între spectrul de emisie a ecranului și sensibilitatea spectrală a filmului folosit.

- c. Contrast. O descriere mai utilizată pe scară largă a proprietăților fotosensibile ale unui film este plotarea de densitatea optică D față de logaritmul expunerii E . Această curbă este numită curba sensitometrică. Expunerea este produsă de intensitatea luminii incidente și durata acesteia. Densitatea optică este definită de

$$D = \log \frac{I_{\text{in}}}{I_{\text{out}}}, \quad (2.10)$$

unde I_{in} și I_{out} sunt intensitatea luminii de intrare și de ieșire atunci când are loc expunerea filmului dezvoltat cu o sursă de lumină. Notăm că I_{in} și I_{out} sunt diferite de intensitatea luminii incidente în definiția expunerii E , în care se referă la lumina emisă de ecran în timpul intensificare a iradierii razelor X.

- **Figura 2.4 prezintă o curbă sensitometrică tipică. Este în formă de S. În zonele joase, și de înaltă densitate, contrastul este scăzut și există puține informații.**
- **Numai partea liniară este foarte utilă și panta caracterizează contrastul filmului.**
- **Panta maximă a curbei este cunoscută sub numele de gamă filmului. Notăm că o pantă mai mare presupune un contrast mai mare la costuri de o gamă mai mică de expunere utilă.**

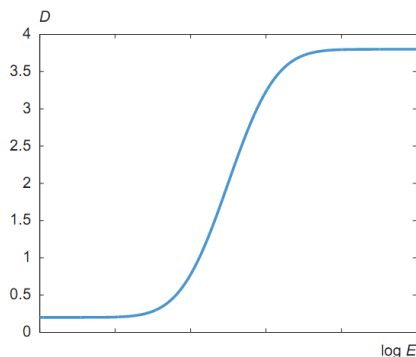


Fig. 2.4. Curba sensitometrică tipică pentru film radiografic. D este densitatea optică și E expunerea.

2.4.2. Intensificator de imagine

- **Un intensificator de imagine funcționează după cum urmează (a se vedea Figura 2.5).**

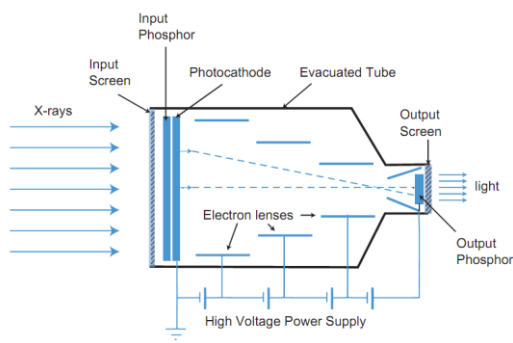
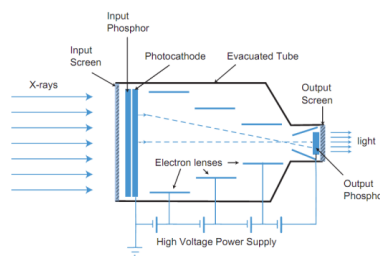


Fig. 2.5. Schema a unui intensificator de imagini. Camera este plasată în ecranul de ieșire pentru a minimiza pierderea de lumină. (Retipărit cu permisiunea Kieran Maher.)

- **Un ecran fluorescent transformă razele X în lumina vizibilă. Lumina emisă lovește fotocatodul, și energia fotonilor eliberează electroni de pe fotocatod.**
- **O mare diferență de potențial între catod și ieșire accelerează electronii ejectați. Fasciculul de electroni rezultat este îndreptat pe un mic ecran fluorescent de focusare electrostatică sau magnetică și convertit în fotoni de lumină din nou.**

- Această focalizare face sistemul adecvat pentru a fi cuplat la un aparat de fotografiat fără nici o pierdere de lumina.
- Principalul **avantaj** al unui sistem intensificator de imagine este că acesta este capabil de producerea secvențe de imagini dinamice, în timp real la rata video, un proces cunoscut sub numele de **fluoroscopie**.
- Cu toate acestea, în comparație cu sisteme film-ecran, imaginile sunt degradate în trei moduri.
 - ❑ Rezoluția spațială va fi, în general, mai mică decât a unui sistem film-ecran din cauza limitărilor în rezoluție a camerei.
 - ❑ Din cauza conversiei suplimentare (lumină → electroni → lumina), zgomotul crește ușor.
 - ❑ Denaturare geometrică are loc, numită *denaturare pin-cushion*, în special spre granițele imaginii.



2.4.3. Detectori pentru radiografia digitală

2.4.3.1. Fosfor depozitat

- Un caz special de fosforescență este atunci când o parte din energia absorbită nu este eliberată imediat în formă de lumină.
- Energia stocată temporar poate fi eliberată la stimularea prin alte forme de energie, cum ar fi lumina laser. Acest fenomen se numește luminescență fotostimulată și este utilizat în radiografia digitală.
- Acest tip de scintilator este numit de fosfor de depozitare sau fosfor fotostimulat. Combinația ecran-film este apoi înlocuită cu un ecran acoperit cu un astfel de scintilator.

- Cand raze X sunt absorbite de fosfor, electronii sunt transferați de la banda de valență la banda de conducție. Într-un scintilator clasic un astfel de electron cade înapoi la banda de valență și în timp ce eliberează energie sub formă de un foton de lumină.
- Într-un fosfor de stocare, cu toate acestea, acești electroni sunt prinși în capcane de electroni, care sunt impurități în scintilator. În acest fel, energia X-ray este transformată în energie stocată.
- După expozitie o imagine latentă este prinsă (salvată) în scintilator. (*LATENT*, -*A* adj. ascuns, care nu se manifestă, dar poate izbucni oricând)
- Imaginea latentă poate fi stocate în placa de fosfor pentru o perioadă considerabilă după expunere. Este nevoie de 8 ore pentru scăderea energiei stocate cu aproximativ 25%.

- Energia stocată poate fi extrasă prin scanarea cu un fascicul de laser. Aceasta duce la faptul că electronii capturați (prinși) primesc o lovitură nouă de energie, care le permite să scape de la capcana lor și să cadă înapoi în banda de valență.
- Informații ce țin de imaginea latentă este, prin urmare, lansată ca lumina vizibilă, care este capturat de o matrice optică și transmisă la un fotomultiplicator. Fotomultiplicatorul convertește lumina detectată într-un semnal electric analogic. Acest semnal analogic este apoi convertit într-un convertor A / D în formă digitală.
- Informațiile reziduale de pe ecranul scintilator sunt șterse de către o sursă de lumină puternică, după care ecranul poate fi reutilizat pentru expunere nouă X-ray.
- De îndată ce tehnicianul radiologic pune caseta în scanner (Figura 2.6), acest ansamblu cu laser de scanare și procesul de curățare se face automat.



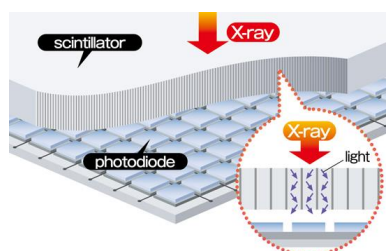
Fig. 2.6. Acest sistem scanează imaginea latentă cu un fascicul laser și șterge imaginea rezidual de fosfor de stocare, după care ecranul poate fi refolosit pentru o nouă expunere X-ray.

- Camere de ecrane cu fosfor oferă o mai largă gama de expunere utilă decât sistemele film-ecran convențional. Mai mult decât atât, fosfor de stocare este un detector liniar. Acest lucru înseamnă că nu există nici o reducere de contrast în zonele de joase și înaltă densitate de imagine, așa cum este cazul cu curba în formă de S-sensitometric.
- Consecutiv, sistemul este mult mai tolerant la supra-expunere și sub-expunere, și repetările cauzate de setările suboptimale de expunere (mA, kV) sunt reduse.
- În teorie, o reducere a dozei de radiație pe imagine este, de asemenea, posibilă, din cauza contrastului disponibil la expunere redusă.
- Cu toate acestea, reducerea dozei afectează în mod negativ SNR a imaginii. Prin urmare, reducerea dozei de examinare trebuie să fie luată în considerare în relația cu informațiile de diagnostic necesare. De multe ori, lăcomia pentru detalii de diagnosticare crește ușor doză, mai degrabă decât o reducere.

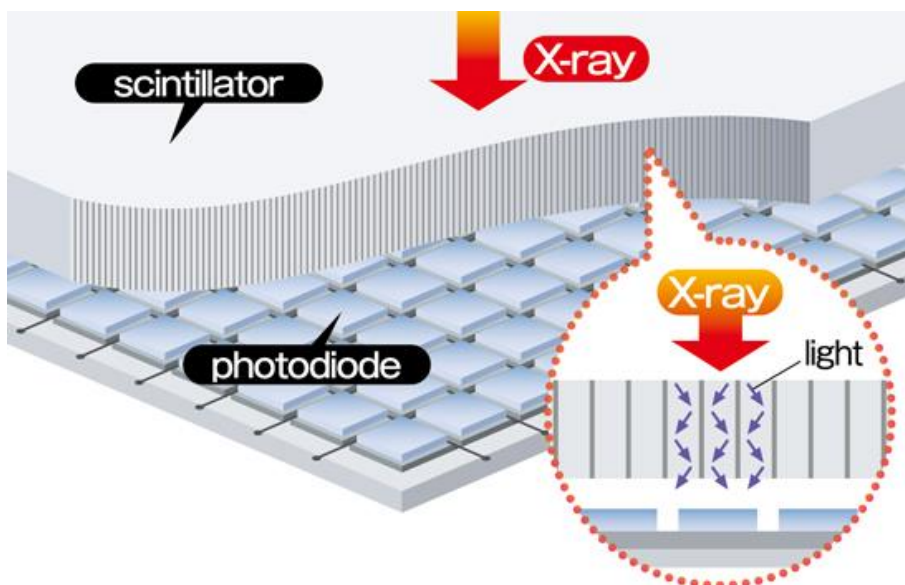
- Un al doilea avantaj al radiografiei digitale este că imaginea este disponibilă pentru postprocesare pe calculator cum ar fi îmbunătățirea imaginii și cuantificarea.
- Mai mult decât atât, imaginea poate fi ușor depozitată și transportată în format digital, ceea ce face imaginile mult mai accesibile și de a face mari arhive de filme inutile.
- Astăzi, arhivarea imaginilor digitale și sisteme de comunicații (PACS) fac parte din sisteme informatice spitalicești, făcând imaginile digitale disponibile imediat prin intermediul rețelei digitale în același mod ca și alte informații despre pacient.

2.4.3.2. Detectoare plate cu matrice active

- Tehnologii mai noi pentru detector pentru radiografie digitală sunt detectoare cu ecran plat, cu capacitate fast-imagistica. Aceste sisteme produc imagini aproape în timp real, spre deosebire de sisteme cu fosfor de stocare, care necesită o scanare de citire în exterior de ordinea de un minut și un flux de lucru similar cu cel pentru sisteme ecran-film.
- Dispozitive electronice tradiționale de capturare, inclusiv CCD (dispozitive cu sarcină cuplată), sunt aproape în exclusivitate tehnologii bazate pe de cristal de Si, și pentru motive de fabricație acestea limitează dispozitivele la suprafețe mici. Acest lucru se datorează faptului că este dificil și costisitor pentru a crea un cristal (dispozitiv) semiconductor mare fără defecte.
- Un circuit integrat plat, de o suprafață mare, numită matrice activă, poate fi fabricat cu ușurință prin depunerea unei matrice 2D de elementele semiconductoare identice pe un material amorf, cum ar fi, siliciu amorf hidrogenat (a-Si: H). Prin cuplare cu o placă fluorescentă acestea funcționează ca un panou de detectare X-ray mare și rapid.



- În ciuda progresului tehnologic în materiale scintilatoare, conversia de raze X în fotoni de lumină influențează negativ PSF, din cauza distribuției luminii în direcții diferite.
- O tehnică mai recentă elimină necesitatea unei scintilator prin utilizarea unui fotoconductor, cum ar fi seleniu amorf (a-SE) sau telurid de cadmiu (CdTe), în loc de fosfor. Atunci când sunt expuse la radiații, fotoconductorul transformă energia fotonilor X direct într-o conductivitate electrică proporțională cu intensitatea radiației.
- Pentru a scana această imagine latentă, stratul fotoconductor este plasat pe o matrice activă care constă dintr-o matrice 2D de condensatoare (în loc de fotodiode), depuse pe substrat amorf. Aceste condensatoare stochează sarcina electrică produsă de fotoni X detectați până când este citit de către circuitul electronic al matricei active. Această tehnologie este cunoscută sub numele de radiografie directă față de abordare indirectă în cazul în care lumina este produsă de un scintilator ca un pas intermediar în transformarea de raze X într-un semnal măsurabil.
- Detectoarele plate cu matrice activă au devenit o tehnologie acceptată pentru mamografie, din cauza performanțelor lor globale.

**2.1. Introducere****2.2. Razele X****2.3. Interacțiune cu materia.****2.3.1. Interacțiunea fotonilor cu materia****2.3.2. Interacțiunea razelor X cu țesutul****2.4. Detectoare de raze X****2.4.1. Detectoarele ecran-film****2.4.1.1. Ecran****2.4.1.2. Filmul****2.4.2. Intensificator de imagine****2.4.3. Detectori pentru radiografia digitală****2.4.3.1. Fosfor depozitat****2.4.3.2. Detectoare plate cu matrice****active****2.5. Imagistica dual-energie ———****2.6. Calitate Imagini ———****2.6.1. Rezoluția****2.6.2. Contrastul.****2.6.3. Zgomotul****2.6.4. Artefacte****2.7. Echipament****2.8. Utilizare clinică ———****2.9. Efectele biologice și de siguranță****2.10. Așteptările viitoare**

2.7. Echipament

- Să aruncăm acum o privire la lanțul complet al imagisticii radiografice, care este ilustrat schematic în Figura 2.9.

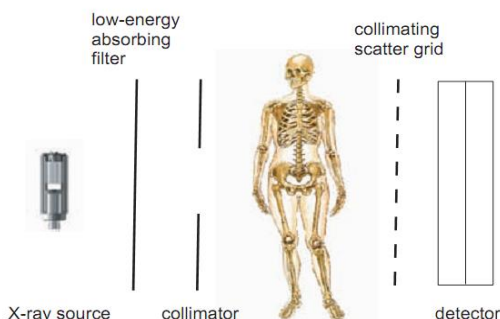
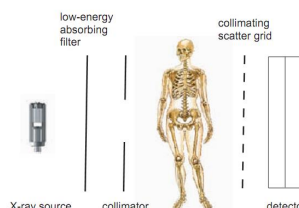


Fig. 2.9. Reprezentarea schematică a lanțului imagisticii radiografice.

- sursa de raze X.
- Un filtru din aluminiu, de multe ori completat de un filtru de cupru. Acest filtru elimină fotoni de energie mică, sporind astfel energia medie a fasciculului de fotoni. Fotonii de energie mică furnizează doze pacientului, dar sunt de prisos pentru procesul de imagistică pentru că nu au suficientă energie pentru a călători prin pacient și nu ajung niciodată la detector. Deoarece fotonii de energie mică sunt numiți radiație moale și fotonii de înaltă energie - radiație dură, această eliminare a fotonilor de energie joasă din fascicul este numită întărire de fascicul (beam hardening).
- Un colimator pentru a limita alte zonele pacientului de iradiere.
- Pacientul, care atenuează fasciculul de raze X și produce împrăștiere.
- O rețea de puncte colimatoare. Acesta este un colimator care absoarbe fotoni împrăștiați. Acesta oprește fotoni cu unghiul de incidență mare, în timp ce fotonii cu unghiul de incidență mic pot trece chiar prin intermediul rețelei. Grila se poate face de plumb, de exemplu. Notăm că o grilă de împrăștiere nu este întotdeauna utilizată în pediatrie deoarece la copiii mici împrăștierea este limitată.
- Detector. Acesta poate fi o
 - ☐ combinație ecran-film în care un film este prins între două ecrane,
 - ☐ un intensificator de imagine cuplat la un aparat de fotografiat,
 - ☐ o casetă care conține de placa de fosfor de depozitare sau
 - ☐ detector de panou plat cu matrice activă sau detector dual-layer.



- Figura 2.10 arată o cameră de radiografie de scop general



Fig. 2.10. Cameră radiografică multifuncțională. Masa poate fi înclinată în orice orientare. Atât un intensificator de imagine cât și o casetă cu fosfor depozitare sunt disponibile.

- Masa poate fi înclinată în orice orientare, de la poziția orizontală la verticală. Sistemul de raze X conține o tavă pentru amplasarea filmului convențional sau casetă de fosfor depozitat, precum și intensificator de imagine sub masă.

- Sisteme X-ray mai recente, conțin un detector-panou plat cu matrice activă cu capacitatea de fast-imagistică, care înlocuiește caseta cu fosfor și intensificatorul de imagine (Figura 2.11).



Fig. 2.11. În sisteme mai recente de raze X casetă și intensificatoare de imagine sunt înlocuite cu un detector ecran plat cu matrice activă. Această imagine prezintă un sistem Siemens, cu un detector mare de siliciu amorf cuplat la o placă-scintilator de CsI



- Figura 2.12 arată un sistem rotational 3D pentru angiografie (3DRA).



Fig. 2.12. 3D angiografia de rotație(3DRA). (a) C-braț, cu tub de raze X și intensificator de imagine la ambele capete. (b) sistem mai recent, în care intensificatorul de imagine a fost înlocuit de un detector cu ecran plat cu matrice activă, cu o rată de achiziție de cadru de până la șase 2048 ×2048 imagini (12BBP) pe secundă. Prin rotirea C-brațului pe un arc circular (de exemplu, 240° în 4 s) în jurul pacientului, o serie de imagini de proiecție sunt achiziționate care pot fi utilizate pentru a calcula o imagine 3D a vaselor de sânge. (Prin amabilitatea profesorului G.Wilms, Departamentul de Radiologie.)

- Imagini ale vaselor de sânge pot fi făcute de la orice orientare prin rotirea C-brațului pe care un tub de raze X și detector de imagine sunt montate la ambele capete.
- Prin rotirea continuă a C-brațului peste un unghi mare (180° și mai mult), imagini suficiente de proiecție sunt obținute pentru a reconstrui vasele de sânge în trei dimensiuni (3D) (Figura 2.13).

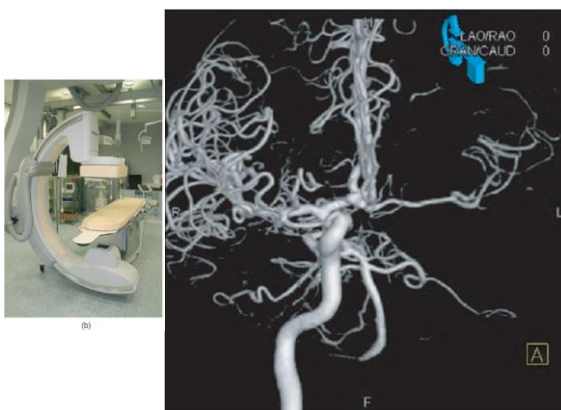


Fig. 2.13. Imaginea 3D a vaselor de sânge cerebrale reconstruită dintr-o serie de imagini de proiecție 2D în jurul pacientului, obținute cu sistemul de 3DRA prezentat în Figura 2.12(b). Injecție selectivă a arterei carotide dreapta internă la un pacient cu o hemoragie subarahnoidiană arată un aneurismal arterei de comunicare anterioare. (Prin amabilitatea profesorului G.Wilms, Departamentul de Radiologie.)

- Matematicile folosite pentru a calcula o imagine 3D de la proiecțiile sale, de asemenea, sunt utilizate în tomografie computerizată (CT) și este explicată în capitolul 3.

2.1. Introducere	
2.2. Razele X	
2.3. Interacțiune cu materia.	
2.3.1. Interacțiunea fotonilor cu materia	
2.3.2. Interacțiunea razelor X cu țesutul	
2.4. Detectoare de raze X	
2.4.1. Detectoarele ecran-film	
2.4.1.1. Ecran	
2.4.1.2. Filmul	
2.4.2. Intensificator de imagine	
2.4.3. Detectori pentru radiografia digitală	
2.4.3.1. Fosfor depozitat	
2.4.3.2. Detectoare plate cu matrice	
active	
2.5. Imagistica dual-energie	_____
2.6. Calitate Imagini	_____
2.6.1. Rezoluția	
2.6.2. Contrastul.	
2.6.3. Zgomotul	
2.6.4. Artefacte	
2.7. Echipament	
2.8. Utilizare clinică	_____
2.9. Efectele biologice și de siguranță	
2.10. Așteptările viitoare	



2.9. Efectele biologice și de siguranță

- Chiar și în foarte mici doze de raze X de energia depusă de către radiații ionizante, cum ar fi razele X, poate fi suficientă pentru a deteriora sau distruge celulele. Deși, în general, aceasta nu are nici o consecință negativă, există întotdeauna probabilitatea că modificări în celulele unice ar putea conduce la tumori maligne (cancer) sau modificări genetice.
- Nu există nici o dovadă de o doză de prag sub care probabilitatea ar fi zero. În cazul în care crește doza de raze X, frecvența de deteriorarea a celulelor și apariția cancerului crește, dar nu severitatea de cancer.
- Boli maligne și efectele ereditare, pentru care probabilitatea dar nu severitatea este proporțională cu doza, fără nici un prag, sunt efecte stocastice ale radiației.
- Efectele deterministe ale radiației, de asemenea, există. Ele sunt leziuni la o populație mare de celule în cazul în care mecanismele reparative eșuează și țesutul este complet deteriorat. Efectele deterministe sunt caracterizate prin o doză prag și o creștere a severității reacției țesutului cu creșterea dozei.

- Unitatea SI de doza absorbită, D , este *gray* (Gy). Un Gy este un joule pe kilogram de material iradiat. Dacă doza medie absorbită, D_T , în organ sau țesut T este cunoscută, este, posibil să se prevadă apariția de *efecte deterministe*.
- Tabelele valorilor de prag pot fi găsite în literatura de specialitate. De exemplu, o doză de 5 Gy într-o singură expunere la nivelul lentilelor ochilor poate provoca insuficiență vizuală din cauza cataractei. În practica clinică efecte deterministice sunt rare.
- Probabilitatea de efecte stocastice la radiații depinde foarte mult de tipul de radiații. Unele tipuri de radiații unitate sunt mult mai dăunătoare pe unitate de doză absorbită decât altele. Pentru a evalua riscul de *efecte stocastice* a radiației într-un anumit organ sau țesut T , doza echivalentă, H_T , este utilizată:

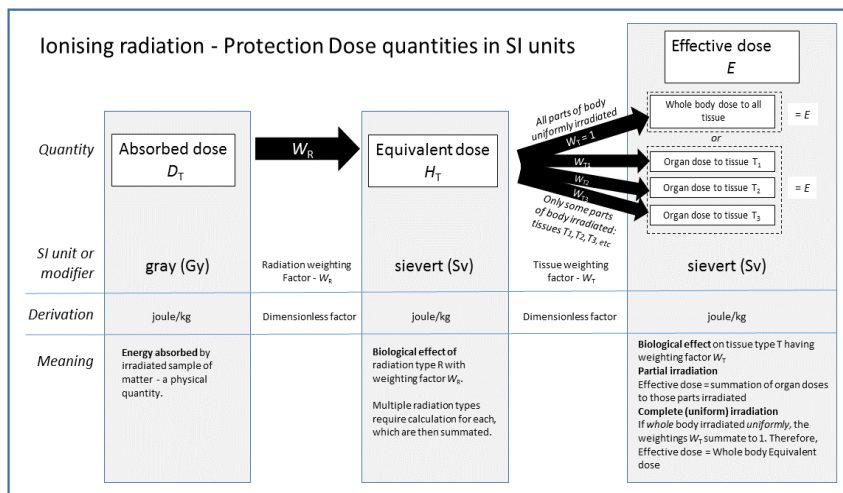
$$H_T = \sum_R (w_R \cdot D_{T,R}) \quad (2,20)$$

- unde $D_{T,R}$ este doza medie absorbită de radiație de tip R în țesut sau organ T și w_R este factor de ponderare de radiații, care este o măsură a impactului biologic relativ pe unitate de doză absorbită. Unitatea SI de doză echivalentă este *sievert* (Sv).

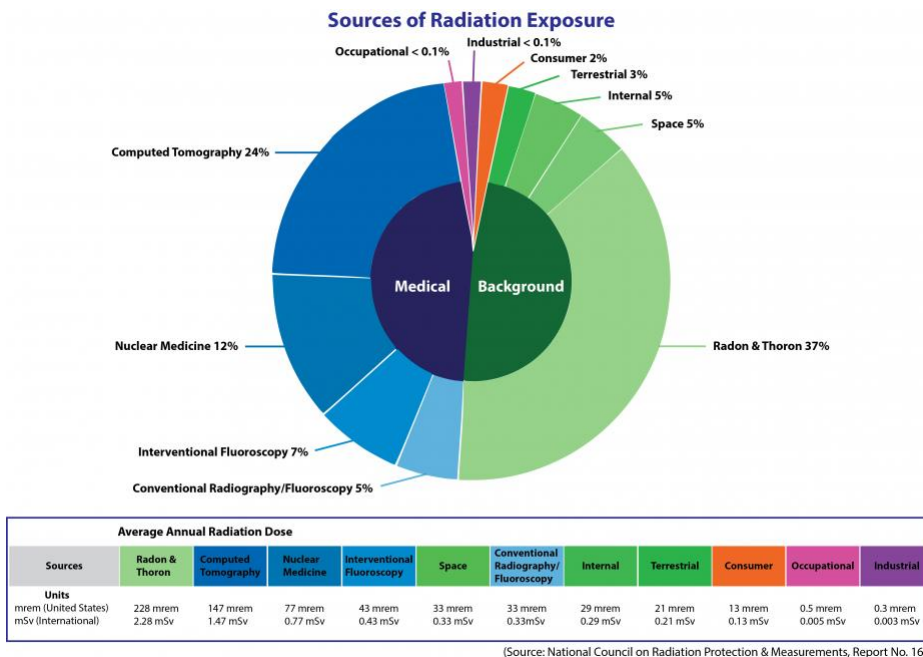
- Factorul de ponderare pentru radiație de raze X, electroni și muoni este de 1, pentru protoni și pioni încărcăți este de 2, și pentru particule mai grele este de 20.
- Pentru neutroni nu este o valoare unică, dar factorul de ponderare este o funcție de energia neutronilor.
- În majoritatea aplicațiilor imagisticii medicale numai razele X sunt implicate și w_R este pur și simplu 1. În literatură, factorul poate fi constatat și se referă la doza echivalentă pentru organe sau țesuturi pentru riscul de efecte stocastice. De exemplu, cancerul pulmonar apare, în medie, în 114 de cazuri la 10 000 de persoane pe sievert, rezultând în așa-zisul coeficient de risc nominal* de inducere a cancerului pulmonar de 1,14% / Sv.
- Pentru a evalua în ansamblu detrimentul (paguba) globală al radiației† a efectelor stocastice, doza eficace†, de asemenea exprimată în Sv (Sv), este utilizată. Doza eficace a țesutului este suma ponderată a dozelor echivalente în toate țesuturile sau organele iradiate ale corpului:

$$E = \sum_T (w_T \cdot H_T), \quad (2,21)$$

- unde H_T este doza echivalentă în țesut sau organ T și w_T este factorul de ponderare tisular.
- * "Coeficienți nominali de risc sunt derivate de o medie de vârstă și sex-la-expunere a riscului duratei de viață estimată la populațiile reprezentative" (Analele de ICRP, publicarea 103, 2007).
- † "Detrimntul Radiației este un concept utilizat pentru a cuantifica efecte dăunătoareale expunerii la radiații în diferite părți ale corpului. Acesta este determinat de coeficienții de risc nominal, luând în considerare severitatea bolii, în termeni de mortalitate și de ani de viață pierduți. Detrimntul totală este suma de detrimntul pentru fiecare parte a organismului (țesuturi și / sau organe) " (Analele de ICRP, publicarea 103, 2007).
- † † "Conceptul de" doză eficace ", asociată cu o anumită expunere presupune organe ponderate individuale și țesuturi de interes prin detrimntal relativ pentru aceste părți ale corpului. Într-un astfel desistem, suma ponderată a dozelor echivalente de țesuturi specifice, denumită doză eficace, ar trebui să fie proporțională cu detrimntul totalul estimat la expunere, indiferent de distribuția dozei echivalente în cadrul organismului. Componentele detrimntului sunt în esență, aceleași pentru cancer și boli ereditare și, dacă se dorește, aceste detrimnte pot fi combinate " (Analele de ICRP, publicarea 103, 2007).



- **Dozele limita** se refera la expunerea profesionala si la expunerea publicului. Ele nu se refera la expunerea medicala.
- **Expunerea profesionala** se caracterizeaza prin dozele limita:
 - a) doza efectiva de 20 mSv pe an in medie in cinci ani consecutivi.
 - b) doza efectiva de 50 mSv intr-un an, cu conditia sa se respecte doza medie in cinci ani consecutivi prevazuta la punctul a.
 - c) doza echivalenta in lentila ochiului de 150 mSv pe an.
 - d) doza echivalenta in extremitatile mainilor si picioarelor sau la piele de 500 mSv pe an.
- **Expunerea publicului:** in acest caz normele precizeaza ca pentru grupul critic din public luat in considerare pentru o anumita procedura pentru care se estimeaza o doza efectiva, nu trebuie sa se depaseasca limita:
 - a) doza efectiva de 1 mSv pe an.
 - b) intr-o imprejurare speciala, doza efectiva de 5 mSv intr-un singur an, cu conditia ca doza medie in 5 ani consecutivi sa nu depaseasca 1 mSv pe an.
 - c) doza echivalenta in lentila ochiului de 15 mSv pe an.
 - d) doza echivalenta pe piele de 50 mSv pe an.

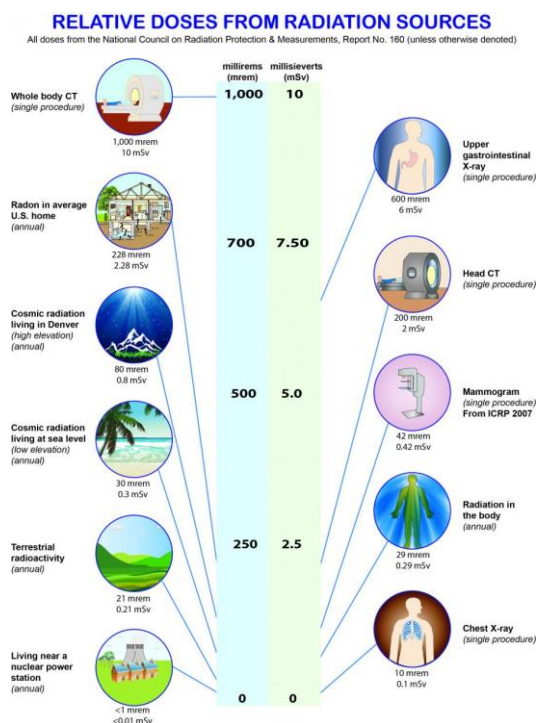


- Factorul (greutatea) w_T (rotunjit) reprezintă dauna relativă de radiații pentru organe și țesuturi individuale. Suma tuturor greutăților este egală cu 1:

$$\sum_T w_T = 1. \quad (2,22)$$

- De exemplu, coeficientul de risc nominal, exprimat în cazuri la 10000 de persoane pe sievert, pentru ficat este de 30. Detrimentul, adică coeficientul de risc nominal ajustat al detrimentului radiației, este de 26.6. Având în vedere detrimentul total pentru toate organele și țesuturile de 574, detrimentul relativ este de 0.046 (rotunjit: $w_{\text{liver}} = 0,04$).
- Factorii de ponderare de țesuturi pot fi găsiți în 2007 "Recomandări ale Comisiei Internaționale privind protecția radiologică" (Analele de ICRP, publication 103). Ele sunt prezentate ca medie pentru toate vârstele și de ambele sexe și, prin urmare, nu se aplică individului special. Măduva osoasă roșie, de colon, plămânii, stomacul și sânii au un factor de ponderare de țesut 0,12. Gonadele au 0,08, vezica urinară, esofag, ficat și tiroidă au 0,04; suprafața oase, creier, glande salivare și pielea au 0,01.
- Restul treisprezece țesuturi au fost definite, de exemplu, glandele suprarenale, regiunea extratoracică, vezica biliară, inima, rinichii, ganglionii limfatici, musculare, mucoasa bucală, pancreasul, prostata (masculin), intestinul subțire, splina, timusul și uterul / cervixul (feminin).
- Deoarece suma tuturor greutăților este egală cu 1, greutatea pentru restul țesuturilor este de 0,12. Trebuie să se aplice media aritmetică a dozei a celor 13 organe și țesuturi.

- **Doza eficientă este o măsură a compara diferite examene. Exemple de doze eficiente pentru unele examinări radiografice tipice sunt: dentar 0.005-0.02 mSv; piept 0.01-0.05 mSv; craniu de 0,1-0.2mSv; bazinul 0,7-1.4mSv; coloanei vertebrale lombare, 0,5-1.5mSv.**
- **Rețineți că multe examene au nevoie de mai mult de o expunere sau o expunere continuă la raze X, care aduce la creșterea dozei.**
- **Utilizarea fluoroscopiei pentru motive de diagnosticare și terapeutice pot produce doze jurul valorii de 5 mSv. Exemple sunt urografie intravenoasă (3 mSv), clisma cu bariu (8 mSv) și colangiopancreatografia endoscopică retrogradă (4 mSv).**
- **Proceduri intervenționale, cum ar fi cele efectuate în sala de angiografie sau în laboratorul de cateterism, pot avea doze mult mai mare, și, ocazional, chiar și doze de piele, care ajung pragurile pentru efecte deterministe.**
- **Doze relativ scăzute sunt întâlnite la angiografia cerebrală (5 mSv) și doze mult mai mari pentru procedurile de shunt portosystemic intrahepatic transjugular (TIPS) (70 mSv). Comparați aceste doze cu echivalentul dozei din cauza sursei naturale, care este de 2-3 mSv pe an.**
- **Potrivit Comisiei Internaționale privind Protecția Radiologică (ICRP) coeficientul de risc nominal ajustat detrimentul radiației relative pentru cancer este de 5,5% / Sv și pentru efecte ereditare pentru a doua generație este de 0,2% / Sv. Pentru adulți (18 la 64 de ani), acest factor de risc este un pic mai mic, respectiv, 4,1% / Sv și 0,1% / Sv respectiv.**



- Din cauza riscului potențial de iradiere medicală, ICRP recomandă păstrarea magnitudinii dozei individuale de examinare cât mai scăzute posibil (principiul ALARA).
- Nu există doză-limită pentru pacienți, dar fiecare expunere trebuie să fie justificată. Aceasta este, într-o mare măsură, o decizie medicală. Fizicianul ar trebui să aibă cunoștințe cât mai mult posibil, despre examinările anterioare ale pacientului și despre starea pacientului.
- Sarcina, pentru exemplu, este o stare în care riscurile sunt crescute. Cele mai multe țări au introdus acum niveluri de diagnosticare de referință și pot verifica în acest fel, dacă dozele X-ray pentru examinări tipice, în centre medicale sunt prea mari sau prea mici.
- O atenție deosebită este acordată examinări de screening (de depistare), deoarece acestea sunt efectuate pe oameni asimptomatici. În acest sens, există o mulțime de experiență în programe de screening de cancer de sân, acolo unde Ghidurile Europene sunt pe scară largă aplicate.
- Atenție specială ar trebui să fie, de asemenea, acordată la copii și la imagistica de doze mari, cum ar fi radiologia intervențională.
- În plus, ICRP recomandă limitarea toți lucrătorii expuși în cadrul practicilor de radiații reglementate la 20 mSv pe an, fiind o medie de cinci ani și publicului la 1 mSv pe an. În special, fizicienii pot obține o expunere semnificativă, atunci când fac proceduri în cadrul fluoroscopiei, dar acestea nu trebuie să depășească 20 mSv pe an. Există protocoale stricte de protecție pe care ei trebuie să le urmeze, printre care de protecție a corpul și glandei tiroide, cu un șorț de plumb și guler. Un dozimetru, care este un dispozitiv mic agățat la îmbrăcăminte personalului, măsoară doza absorbită cumulativă.

2.10. Așteptările viitoare

- Astăzi, alte modalități de imagistica, cum ar fi ultrasunet, CT și RMN au înlocuit în mare măsură un număr de examene X-ray. Exemple sunt artrografia (Articulațiilor), mielografie (maduva spinării), colangiografie (conducte biliare), cholecystography (vezica biliară), și pyelography (ale tractului urinar). Deși radiografiava rămâne o modalitate de imagistica importantă, această evoluție poate fi de așteptat să continue.
- Detectoare cu ecran plat pentru un domeniu larg de vedere și cu o capacitate de citire rapidă vor deveni disponibile pentru imagini 3D. Prin urmare, imagistica 2D proiectivă va fi în continuare înlocuită de imagistica volumetrică 3D (a se vedeade asemenea, Capitolul 3).
 - Se poate, de asemenea, de așteptat că a DOE (detective quantum efficiency) a detectoarelor va continua să se îmbunătățească, obținând doze de radiații reduse sau imagini cu rapor contrast-zgomot îmbunătățit.
 - Mai mult, detectoare cu numărare fotoni și măsurarea energiei lor, vor fi disponibile comercial prin implementarea radiografiei directe cu capacitate de citire foarte rapidă.

- În prezent, toate imaginile medicale poate fi complet integrate sistemul de informații din spital. Imaginile pot fi interpretate pe ecran de către radiolog și transmise electronic la medic.
- Se poate de așteptat că intervenții manuale în timpul procesului de achiziție a imaginii, cum ar fi manipularea casetei și setarea parametrilor, va fi în continuare redus. Aceasta va avea un impact puternic asupra fluxului de lucru într-un departament de imagistică medicală.
- În plus, calculatorul se va comporta ca un asistent inteligent pentru radiolog și va îmbunătăți performanțele lui / ei. Diagnosticul asistat de calculator (CAD) sunt discutate în detalii în Capitolul 7.