

Biofizică

CURS 11

1. Principii fizice ale imagisticii medicale: (radiografie, ecografie, CT, MRI, scintigrafie, PET)

Ecografie

Unde mecanice (ultrasunete)

frecvența $f = 1/T$ [Hz]

< 16 Hz - infrasunete
16 ÷ 20.000 Hz – sunete
> 20.000 - ultrasunete

1÷15 MHz – pentru investigații medicale

v (în țesut moale) ≈ 1540 m/s

Ecografie

Unde mecanice (ultrasunete)

Producere

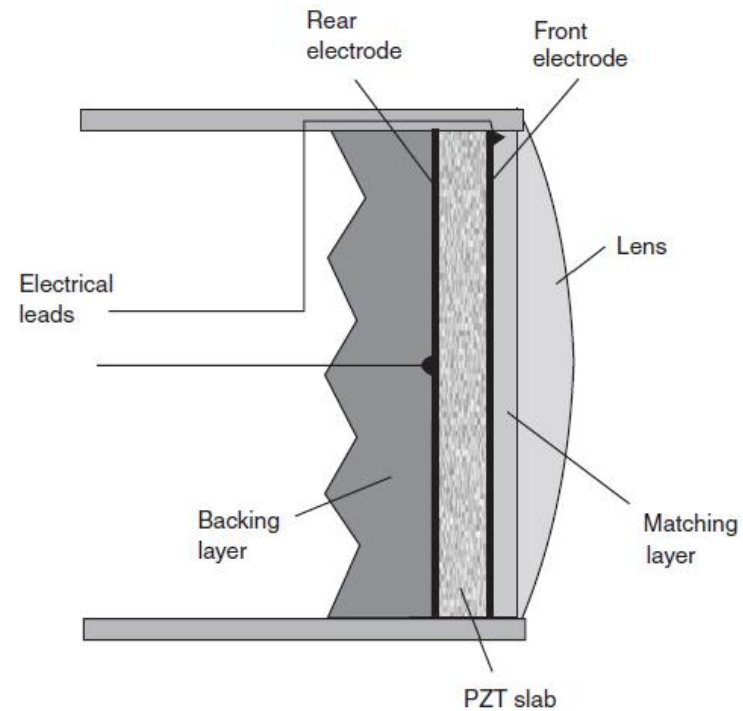
materiale (cristale) piezoelectrice → apariția unei tensiuni electrice ca răspuns la presiunea mecanică aplicată materialului

temperatura Curie: temperatura la care materialul pierde prop. piezoelectrice

Ecografie

Producere

Generator ultrasunete:



Ecografie

Unde mecanice (ultrasunete)

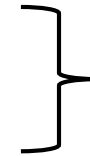
Exista câteva tipuri procese ce se produc la trecerea unei unde printr-un mediu:

Interacție cu materia

reflexie si refracție

împrăștiere (dispersie, difracție, interferență)

absorbție



atenuare ↔ pierderi

IMPORTANT: procesele de atenuare depind de frecvența folosită

Ecografie

Unde mecanice (ultrasunete)

$$Z = \rho \cdot v$$

impedanța este produsul între densitatea mediului și viteza undei în mediul respectiv

$$\alpha_R = \left(\frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right)^2$$

fracția dintre intensitatea incidentă și cea reflectată la incidență normală (90°)

Ecografie

(rayl)

$$\alpha_R = \left(\frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right)^2$$



interfața aer-țesut moale



$$\alpha_R = \frac{(1.63 - 0.0004)^2}{(1.63 + 0.0004)^2} \approx 0.999$$

Necesitatea aplicării gelului într-o investigație

$$Z_{\text{coupling medium}} = \sqrt{Z_{\text{transducer}} \times Z_{\text{medium}}}$$

material	ρ (kg/m ³)	v_s (m/s)	$Z (= \rho v_s)$ (kg/m ² -s)
air (20°C)	1.20	343	413
water	1.00×10^3	1,480	1.48×10^6
fat	0.92×10^3	1,450	1.33×10^6
muscle	1.04×10^3	1,580	1.64×10^6
bone	2.23×10^3	3,500	7.80×10^6
blood	1.03×10^3	1,570	1.61×10^6
soft tissue (avg.) ^a	1.06×10^3	1,540	1.63×10^6
lung	286	630	1.80×10^5

Herman Irving *Physics of the human body*

Ecografie

Atenuare → împrăștiere, absorbție

$$I = I_0 e^{-\alpha d}$$

d = grosimea probei

$$\alpha(\text{dBcm}^{-1}) = 4.343\alpha(\text{cm}^{-1})$$

TABLE 19-4 Attenuation Coefficients α for 1-MHz Ultrasound

Material	α (dB/cm)	Material	α (dB/cm)
Blood	0.18	Lung	40
Fat	0.6	Liver	0.9
Muscle (across fibers)	3.3	Brain	0.85
Muscle (along fibers)	1.2	Kidney	1.0
Aqueous and vitreous humor of eye	0.1	Spinal cord	1.0
Lens of eye	2.0	Water	0.0022
Skull bone	20	Caster oil	0.95
		Lucite	2.0

Ecografie

Coeficientul de atenuare α este dependent de frecvența folosită

TABLE 19-5 Variation of Ultrasound Attenuation Coefficient α with Frequency in Megahertz, Where α_1 Is the Attenuation Coefficient at 1 MHz

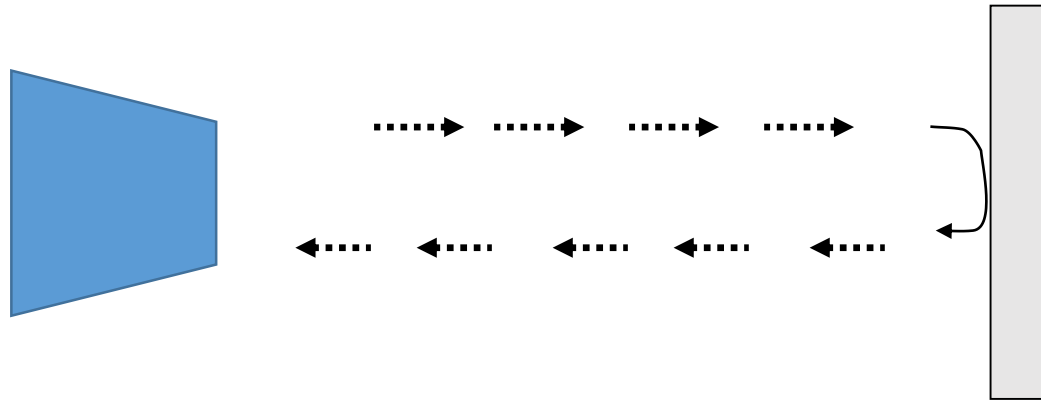
Tissue	Frequency Variation	Material	Frequency Variation
Blood	$\alpha = \alpha_1 \times v$	Lung	$\alpha = \alpha_1 \times v$
Fat	$\alpha = \alpha_1 \times v$	Liver	$\alpha = \alpha_1 \times v$
Muscle (across fibers)	$\alpha = \alpha_1 \times v$	Brain	$\alpha = \alpha_1 \times v$
Muscle (along fibers)	$\alpha = \alpha_1 \times v$	Kidney	$\alpha = \alpha_1 \times v$
Aqueous and vitreous humor of eye	$\alpha = \alpha_1 \times v$	Spinal cord	$\alpha = \alpha_1^1 \times v$
Lens of eye	$\alpha = \alpha_1 \times v$	Water	$\alpha = \alpha_1 \times v^2$
Skull bone	$\alpha = \alpha_1 \times v^2$	Caster oil	$\alpha = \alpha_1 \times v^2$
		Lucite	$\alpha = \alpha_1 \times v$

Frecvență mare → atenuare ridicată
Frecvență mică → atenuare mică

Ecografie

Obținerea semnalului

se analizează semnalul reflectat la interfața diferitelor țesuturi



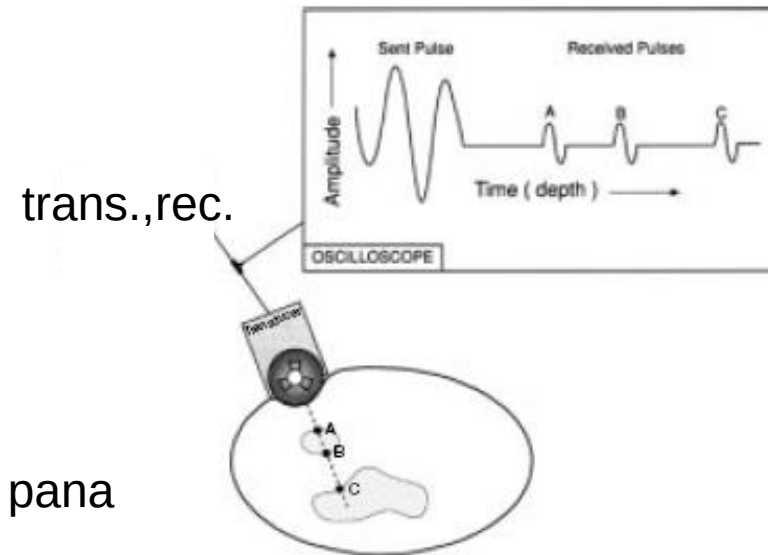
puls emis ($1\mu\text{s}$) $\rightarrow$ așteptare ecou ($99\mu\text{s}$)

Ecografie

Tipuri (moduri) de investigație

1. modul –A (amplitudine)

reprezentarea grafica a amplitudinii ecoului → în funcție de timp (distanța până la obstacol).

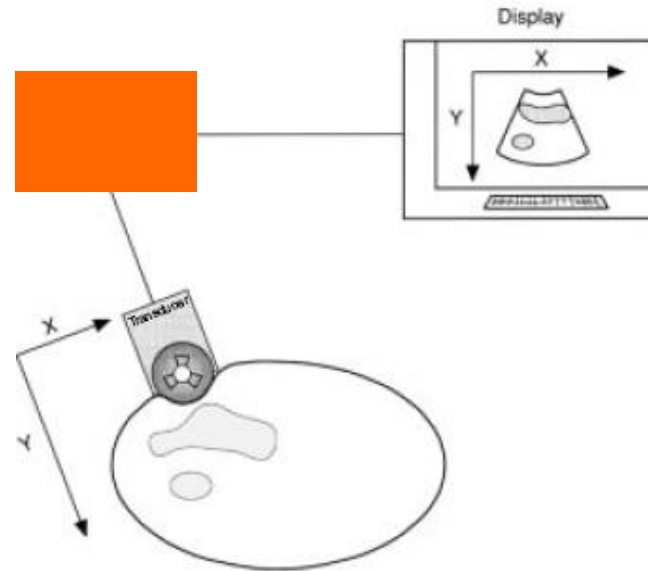


Ecografie

Tipuri (moduri) de investigație

2. modul –B (stralucire)

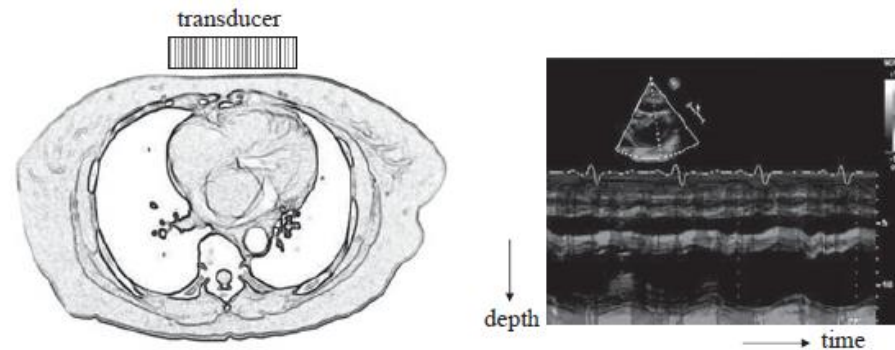
reprezentarea bidimensională a
suprafețelor reflectatoare →
stralucirea unui punct este dată
de “taria” ecoului provenit din
acel punct



Ecografie

Tipuri (moduri) de investigație

3. modul –M (modulare poziție - timp) achiziția unor serii de semnale de tip A și afișarea lor în funcție de timp



M-mode data acquisition. The transducer is placed above the heart and sends out a single line of ultrasound. An A-mode scan is recorded, and as soon as the last echo has been acquired, the A-mode scan is repeated. The horizontal time-axis increments for each scan, and therefore a time-series of one-dimensional scans is built up. A straight line represents a structure that is stationary, whereas the front of the heart shows large changes in position.

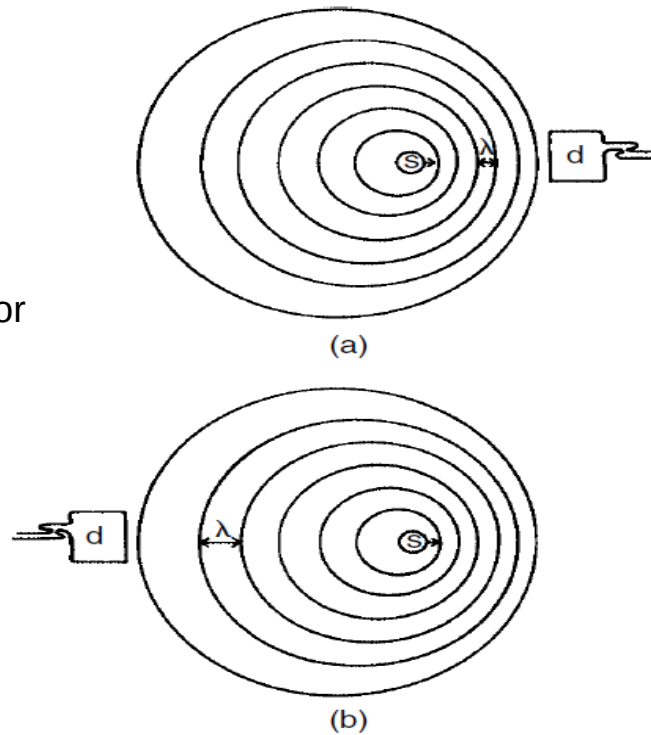
Ecografie

Tipuri (moduri) de investigație

Principiul Doppler

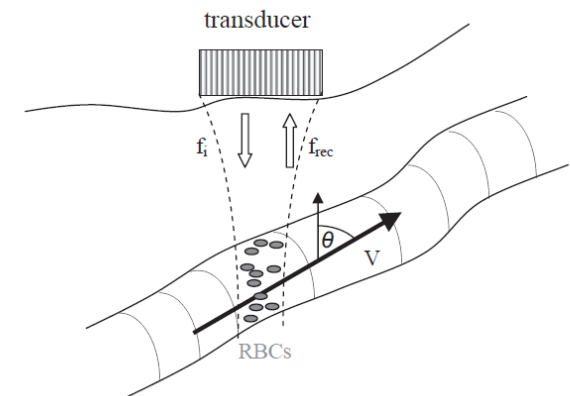
Modificarea frecvenței undei în urma interacției cu un obiect în mișcare

a –sursa se apropie de observator



b –sursa se departează de observator

Modul Doppler



N.B. Smith, A. Webb, *Introduction to medical imaging*, 2011

Reflexie pe hematii

Ecografie

REZOLUȚIE: capacitatea sistemului de a distinge între două structuri apropiate

inversul distanței minime la care doua formațiuni distincte mai pot fi vizualizate separat

REZOLUTIE:

- Axiala
- Laterală

Frecvență mare → rezoluție ridicată

Frecvență mică → rezoluție mică

depind de:

- lungimea spațială (întinderea pulsului)
- frecvența (lungimea de undă) folosită (difracție)
- forma pulsului

→
exemplu

$$\lambda = \frac{v}{f}$$

Frecvența $f = 5\text{MHz}$
Viteza $v = 1540\text{m/s}$



$$\lambda \approx 0.3\text{mm}$$

Ecografie

Substanțe de contrast

SonoVue

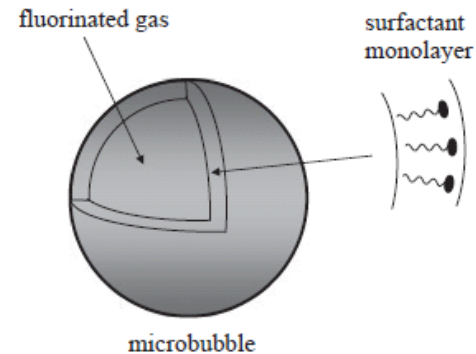
Phospho lipid monolayers

sulphur hexafluoride gas

Optison

serum albumen microsphere

perfluoropropane gas



Diametru 2÷10μm

Ecografie

Artefacte

efecte nedorite (date false) apărute în măsurătoare (reprezentarea țesutului sau organului studiat).

Cauze:

- principilor fizice cu care se lucrează
- prelucrării și achiziției semnalelor
- aparatura sau pacientului (mișcare)

efecte ale interferenței, reflexilor multiple, salturi mari de indice de refracție

Ecografie

Artefacte

EXEMPLE

- Semnale amplificate (întăriri acustice)
- Umbre acustice

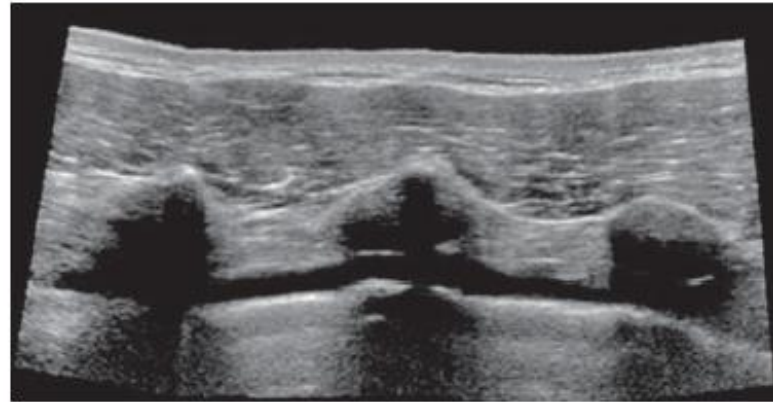
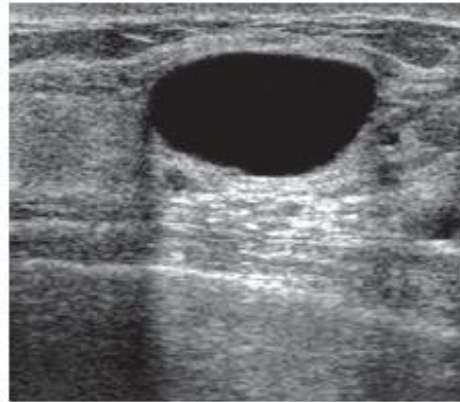


Image artifacts caused by (left) acoustic enhancement, and (right) acoustic shadowing.

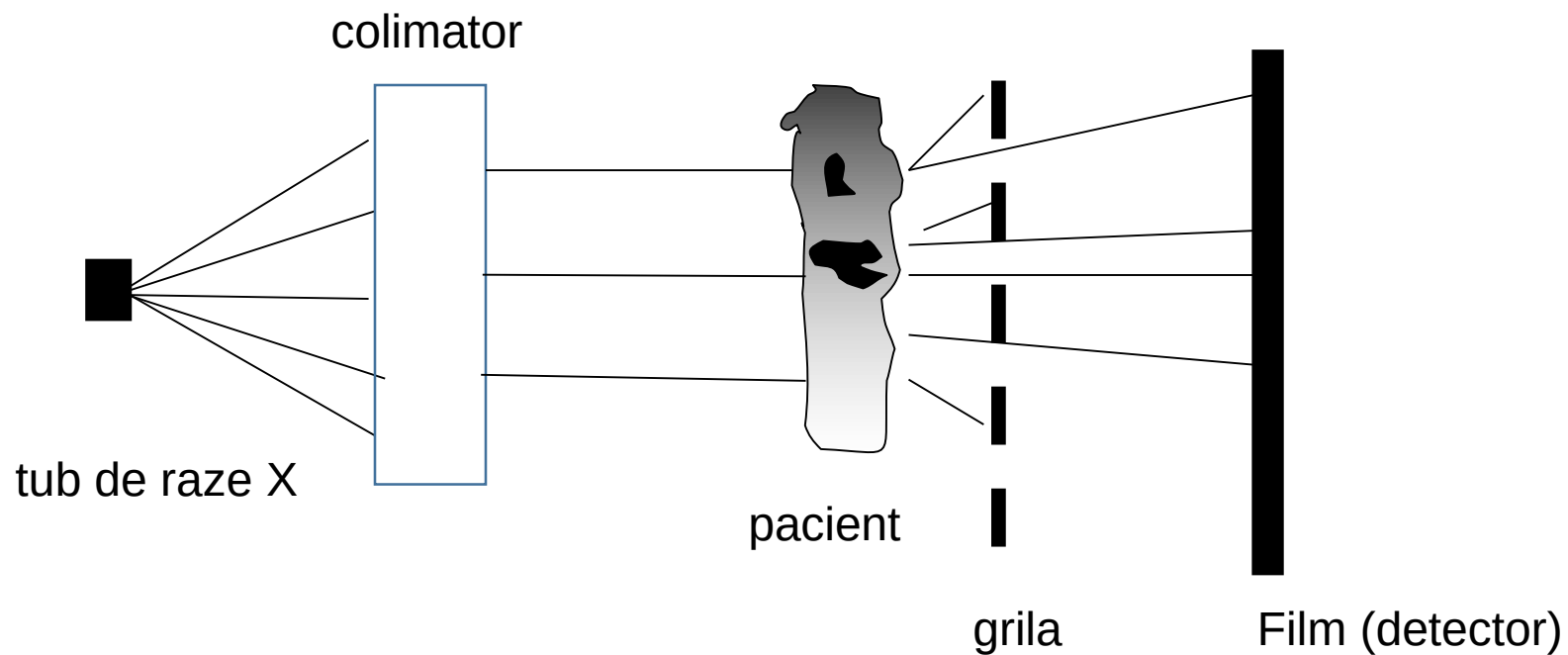
Radiografie

PRINCIPIUL DE FUNCȚIONARE

Variația în intensitate a razelor **X** transmise în funcție de țesutul/organul străbătut

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

Radiografie



Grila – are rolul de a opri radiația împrăștiată (nu conține informație folositoare)

- fixă
- mobilă

Radiografie

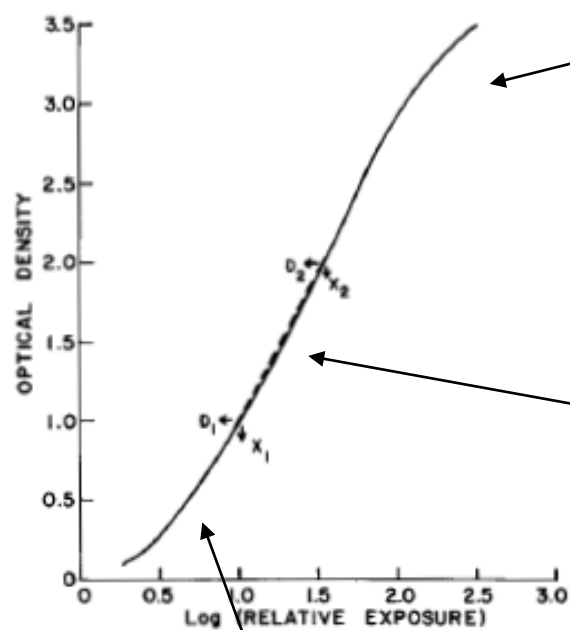
Înregistrarea pe film $\leftrightarrow$ particulele de halogenura (bromura) de argint interacționează cu radiația emergentă; se eliberează electroni care neutralizează ionii de Ag^+ din film $\rightarrow$ ionii de Ag metalic se depun pe granulele de bromura de Ag; la dezvoltare ioni adiționali de Ag se depun pe centrele sensibilizate iar centrele neafectate sunt spălate la fixare

Înnegrirea depinde de cantitatea de Ag liber depusă și deci de cantitatea de radiație X absorbită

T=Transmitanță= cantitatea de radiație transmisă de film/cantitatea de radiație ajunsă pe film

Radiografie

Gradul de înnegrire este dat de *densitatea optica OD*



$$OD = \log_{10} \frac{1}{T}$$

trebuie lucrat în zona liniară

subexpunere

Radiografie

Radiografie digitală → detectori

Substanțe de contrast: (sa crească absorbția razelor X)
compuși pe bază barium
compuși pe bază de iod

CT

TOMOGRAFIE COMPUTERIZATĂ (CT)

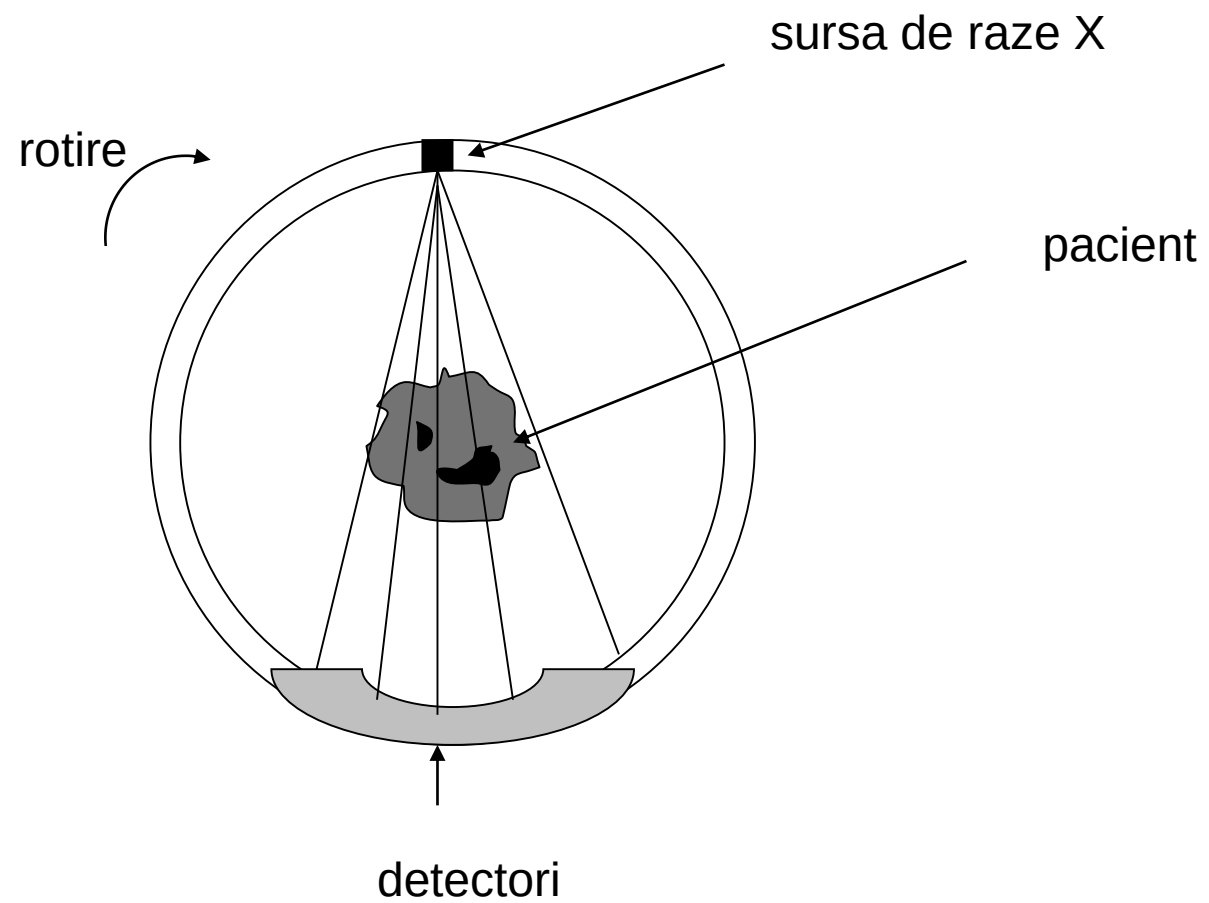
Folosește raze X

Folosește imagini (radiografii) obținute din unghiuri diferite și generează o imagine tridimensională a organului/organelor investigate

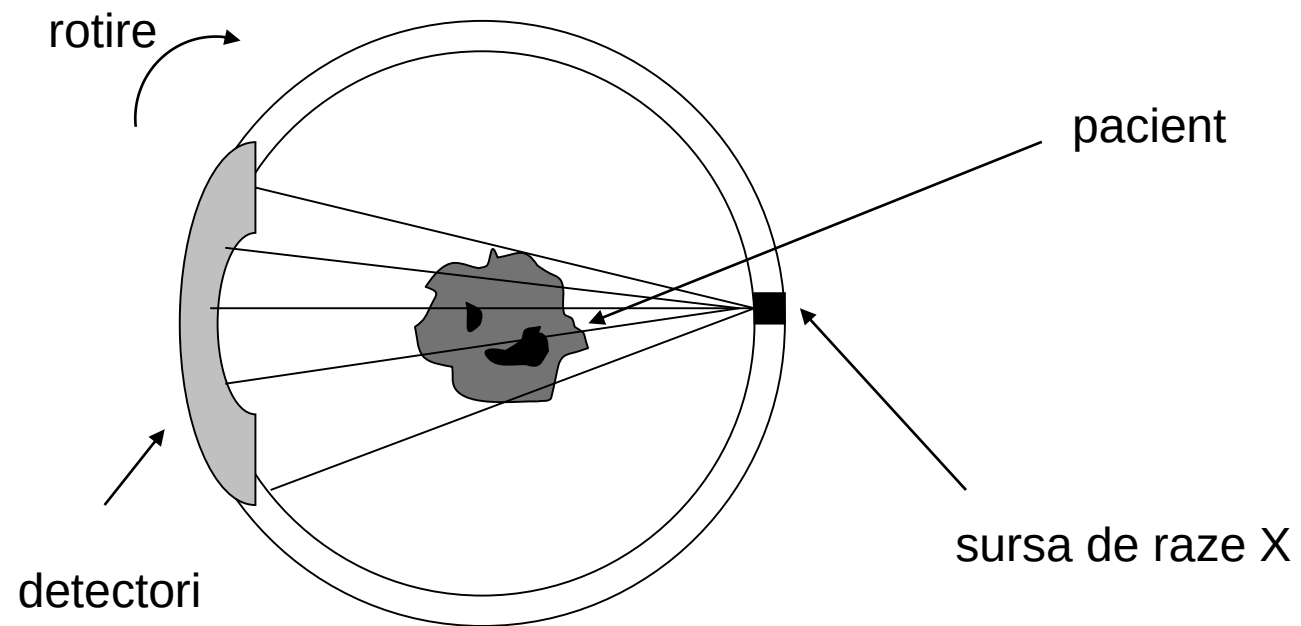
ETAPE

- flux îngust de radiații X pe o direcție din secțiunea a cărei imagine vrem să o obținem.
- radiațiile emergente sunt detectate iar computerul calculează absorbția pe direcția investigată.
- emițătorul își schimbă poziția înregistrându-se absorbția pe altă direcție.
- după baleierea întregii suprafețe computerul construiește imaginea 3D pe monitor

CT



CT



CT

SEMNALUL

- se realizeaza scanari multiple iar semnalul este prelucrat matematic
- Backprojection** (tehnica) ;
- se obține o valoare numerică pentru fiecare voxel
 - valoarea numerică este în legătura directă cu coef. de atenuare masică

voxeli (*volume elements*) = elemente de volum

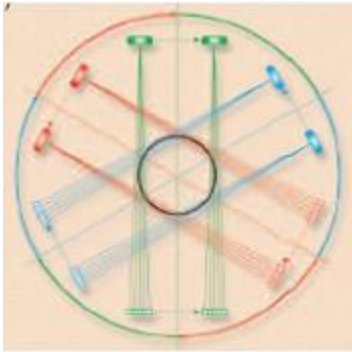
$$\text{CT numbers} = 1000 \frac{\mu - \mu_{\text{apa}}}{\mu_{\text{apa}}}$$

unde μ este coef. de atenuare masica al subst. respective iar μ_{apa} este coef. de atenuare masica al apei

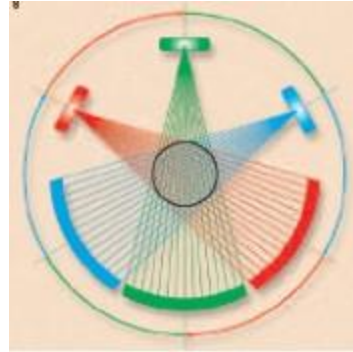
Tissue	CT number (Hounsfield units)
Bone	1000–3000
Muscle	10–40
Water	0
Lipid	–50 to –100
Air	–1000
Brain (white matter)	20 to 30
Brain (grey matter)	35 to 45
Blood	40

CT

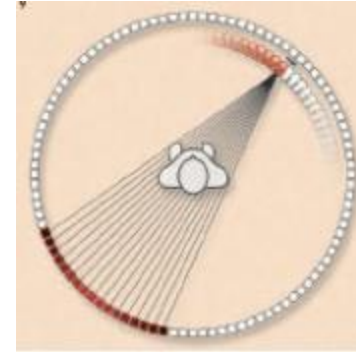
<http://clinical.netforum.healthcare.philips.com/>



II



III



IV

GENERATȚII CT:

I – o singura sursă, un singur detector

II – mai mulți detector dispuși la diverse unghiuri

III – detector de tip array, sursa cu emisie în evantai

IV – inel de detector staționar și sursa în mișcare