

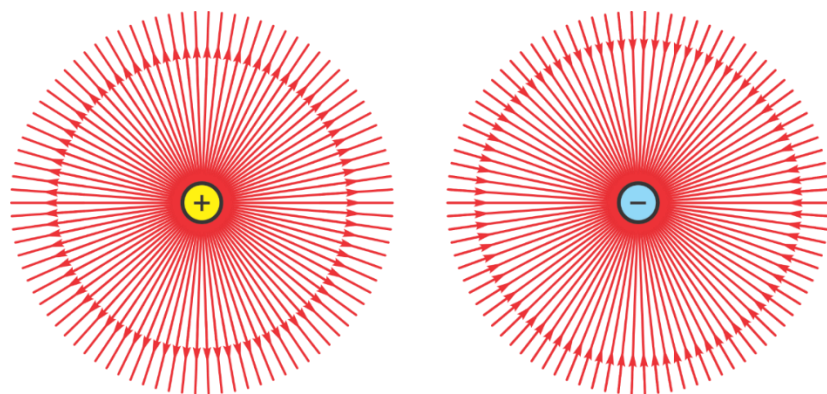


UNIVERSITATEA
DE MEDICINĂ ȘI FARMACIE
„VICTOR BABEȘ” DIN TIMIȘOARA

**Mirela Nicolov Zoltan Szabadai
Claudia Watz**

**FIZICĂ FARMACEUTICĂ
Partea a II-a:**

EDIȚIA A DOUA ADĂUGITĂ ȘI REVIZUITĂ



**Editura „Victor Babeș”
Timișoara, 2024**

Editura "Victor Babeș"

Piața „Eftimie Murgu” nr. 2, cam. 316, 300041 Timișoara

Tel. /Fax 0256 495 210

email: *evb@umft.ro*

www.umft.ro/editura

Director General: Prof. univ. Dr. Sorin Ursoniu

Colecția : MANUALE

Coordonator colecție : Prof. univ. dr. Codruța Șoica

Prof. univ. dr. Daniel Lighezan

Referent științific: Prof. univ. dr. Codruța Șoica

© 2024

Toate drepturile asupra acestor ediții sunt rezervate.

Reproducerea parțială sau integrală a textului, pe orice suport, fără acordul scris al autorilor este interzisă și se va sancționa conform legilor în vigoare.

ISBN 978-606-786-393-2 Vol. 2

ISBN 978-606-786-394-9 GENERAL

FIZICĂ FARMACEUTICĂ - partea II

CUPRINS

1. ELECTROSTATICA	5
2. ELECTRODINAMICA.....	28
3. ELECTROLIZA	37
4. MAGNETISMUL.....	44
MAGNETOSTATICĂ ȘI MAGNETODINAMICĂ	45
APLICAȚII ALE FLUIDELOR FEROMAGNETICE ÎN TRANSPORTUL MEDICAȚIEI PRIN ORGANISM	67
5. ELECTROMAGNETISM.....	69
6. SUNETE, ULTRASUNETE, INFRASUNETE.....	92
LEGEA WEBER & FECHNER.....	93
EFECTUL DOPPLER.....	94
SISTEMUL AUDIO AL URECHII.....	97
APLICAȚII ÎN DOMENIUL FARMACEUTIC	103
ULTRASUNETE.....	111
APLICAȚIILE ULTRASUNETELOR ÎN FARMACIE ȘI MEDICINĂ.....	115
7. LASERII ȘI APLICAȚIILE LOR	128
8. RADIOACTIVITATEA NATURALĂ ȘI RADIOACTIVITATEA ARTIFICIALĂ	151
DEZINTEGRAREA α	152
DEZINTEGRAREA β	154
DEZINTEGRAREA γ	155
LEGEA DEZINTEGRĂRII RADIOACTIVE.....	156
RADIOFARMACEUTICELE	164
9. RAZE X.....	181
10. OPTICA GEOMETRICĂ.....	196
INTRODUCERE ÎN MICROSCOPIA OPTICĂ	214
OCHIUL CA INSTRUMENT OPTIC	216

11. FOTOMETRIA SI RADIOMETRIA	226
FOTONICA	233
BIOFOTONICA	239
12. OPTICA ONDULATORIE.....	242
13. MODEL DE ÎNTREBĂRI PENTRU EXAMEN.....	263
14 . BIBLIOGRAFIE	272

1. ELECTROSTATICA

INTRODUCERE

Câmpul electromagnetic reprezintă un sistem fizic diferit, de corpuri, care poate exista atât în interiorul corpurilor, cât și în vid. El este un ansamblu indisolubil format din câmpul electric și câmpul magnetic, fiind generat de corpurile care se află în anumite stări sau având o existență independentă.

Teoria câmpului electromagnetic constituie o sinteză a rezultatelor experimentale, destinată să țină seama de maximum de fapte.

Interesul pentru studiul câmpului electromagnetic pornește de la dorința de a înțelege comportarea diferitelor aparate și dispozitive, de a le prevedea performanțele pentru anumite scopuri. În același timp, este necesar să se înțeleagă propagarea energiei electromagnetice în spațiu și semnificația emisie și recepției acesteia. Pentru a obține toate acestea, trebuie să se studieze fenomenele electromagnetice atât teoretic, cât și practic.

Astfel, experiența și teoria ne furnizează cele două mijloace pentru a rezolva problemele de câmp electromagnetic. Aceste mijloace nu sunt complet distincte.

Teoria ține seama de experiențele anterioare, iar orice realizare practică se bazează pe o muncă pregătitoare, care utilizează cunoștințele teoretice înainte de a pune în lucru mijloacele practice (materii prime, uzinaj, instalație, încercări, întreținere).

În plus, continua perfecționare a modelului teoretic, astfel încât acesta să reflecte realitatea din ce în ce mai fidel și să fie confirmată de experiențe.

Cantitatea enormă de rezultate experimentale acumulate în ultima sută de ani a condus la presupunerea că fenomenele electromagnetice la scară microscopică sunt guvernate de ecuațiile lui Maxwell. Deci teoria clasică a câmpului electromagnetic este teoria ecuațiilor lui Maxwell. Studiul acestor ecuații se realizează pentru a deduce structura și proprietățile câmpului electromagnetic, atât pentru el însuși, cât și în raport cu sursa acestuia. Justificarea ipotezelor făcute va releva o coerență continuă între deducțiile teoretice și experiență.

Studiul practic al fenomenelor electromagnetice constă în aplicarea ecuațiilor lui Maxwell la problemele practice concrete.

Pentru orice problemă tehnică de electromagnetism există o soluție. Însă această soluție nu poate fi oricare. Trebuie să se țină seama că mijloacele practice utilizate pentru a o găsi sunt cu atât mai puțin costisitoare cu cât s-a făcut uz mai mult de cunoștințele teoretice.

Gilbert studiază fenomenul de electrizare, descoperind că există multe corpuri cu această proprietate. El numește fenomenul electrizare, de la electron – denumirea chihlimbarului în limba greacă. Tot Gilbert descoperă fenomenul de atracție și repulsie a polilor magnetici și fenomenul de magnetizare prin inducție.

În cele ce urmează, se prezintă un scurt istoric, ținând seama de cele **afirmate de Lord Kelvin: “Când poți să măsoari ceea ce spui și să exprimi în numere, atunci știi ceva despre ceea ce ai măsurat; dar când nu poți să măsoari și nu poți să exprimi în numere, cunoașterea ta este nesatisfăcătoare”**.

După Gilbert, este de remarcat Gray, care descoperă electrizarea prin influență și conducția electricității, Dufay descoperă cele două tipuri de electricitate, Franklin elaborează o teorie prin care se explică calitativ aproape toate faptele cunoscute la vremea aceea și inventează paratrăsnetul ș.a.

Se poate spune, totuși, că intram în epoca electricității și magnetismului cu opera lui Coulomb. Coulomb a inventat un dispozitiv pentru determinarea forțelor foarte slabe, numit balanta de torsione, care explică legea forței electrostatice.

În 1785, Charles Coulomb a arătat că forța dintre două sarcini electrice este proporțională cu electricitatea fiecăreia și invers proporțională cu pătratul distanței dintre ele.

Aceași lege a fost studiată independent de către Cavendish, care nu a publicat rezultatele obținute. Rezultatele referitoare la legea proporționalității forței electrostatice cu inversul pătratului distanței dintre sarcini au fost preluate de la Cavendish de către Maxwell care le-a publicat în 1879.

Înainte de Coulomb, Volta, a construit dispozitive mai simple. Astfel, Volta a construit în 1775 un electrometru sensibil cu fir de păr, fără a cunoaște însă intensitatea forței care acționa asupra firului de păr.

Pentru a genera electricitate în secolul al XVIII-lea, oamenii de știință au frecat sticlă cu blană de pisică, au folosit potențialul de contact dintre metale, au ridicat zmee și multe altele. Apoi, Volta, profesor de fizică la Universitatea din Pavia (Italia), înțelegând importanța descoperirii lui Galvani asupra „electricității animale” la începutul anilor 1800, a inventat pila voltaică (bateria formată din perechi de discuri zinc-cupru în contact direct, fiecare pereche fiind separată de cealaltă prin carton umezit), dând noi echipamente foarte importante.

Se puteau face scântei oriunde se dorea, sârmele de legătură se încălzeau și se puteau realiza noi experiențe.

Încă din prima treime a secolului al XVIII-lea oamenii au căutat să vadă dacă există o legătură între magnetism și electricitate.

În primele decenii ale secolului al XIX-lea, la Universitatea din Copenhaga, profesorul Oersted a sperat să obțină un nou efect al electricității, așezând o sârmă prin care trecea un curent electric lângă un ac de compas magnetic. Experimentele sale au fost publicate, declarându-se că s-a descoperit un efect magnetic al electricității voltaice.

Studiul cantitativ al interacțiunii dintre magneți și curenți a fost efectuat de către BIOT ȘI SAVART, iar legea numită astăzi a lui Biot și Savart a fost enunțată de Laplace.

Studiul cantitativ al interacțiunii dintre magneți și curenți a fost realizat de Biot și Savart, iar legea lui Biot și Savart a fost formulată de Laplace.

La întâlnirea Academiei Franceze de Științe, când Oersted și-a prezentat lucrările, a participat și Ampère, care a decis să extindă rezultatele. Ampère, un om cu expertiză specială în mai multe domenii, a descoperit că un curent electric care trece printr-un fir exercită o forță asupra altui fir prin care circulă un curent, chiar și fără magnet.

Într-un studiu pe care îl prezentase Academiei Franceze, **la 18 septembrie 1820, Ampère spunea: "Acțiunea solenoidului apare în două tipuri de efecte pe care vreau să le disting după o definiție precisă. Voi numi prima TENSIUNE ELECTRICA și a doua PUTERE ELECTRICA".**

Astfel, el a descoperit diferența dintre tensiunea electrică și intensitatea curentului electric și s-a folosit de abilitatea sa matematică deosebită pentru a arăta că intensitatea câmpului magnetic produs de un curent care trece printr-o sârmă este proporțională cu intensitatea curentului electric și invers proporțională cu distanța de la sârmă.

Tot AMPÈRE introduce teoria curenților moleculari, iar în 1827 prezintă teoria matematică a fenomenelor electrodinamice, deduse, în mod unic, din experiențe.

Următoarea contribuție majoră la teoria electromagnetismului a fost făcută de FARADAY. În 1819 a fost primit de Davy în laboratorul său și în august 1831 a avut un mare succes.

FARADAY a realizat un inel de fier, care are două bobine fără interconectare. A conectat o baterie la una dintre bobine și un galvanometru la cealaltă. Când bateria a fost deconectată, acul galvanometrului s-a mișcat, iar când a reconectat bateria, acul galvanometrului s-a deplasat în direcția opusă. Ulterior, Faraday a descoperit mai multe modalități de a obține curenți induși de variația câmpului

magnetic . Faraday a dezvoltat ideea că un curent indus este întotdeauna rezultatul unei modificări a liniilor magnetice de forță . Ideea ca liniile de forță ale lui Faraday să ocupe tot spațiul a fost controversată de majoritatea fizicienilor timpului său.

Dupa o ipoteză a lui Weber, s-a crezut că forțele electrice și magnetice acționează la distanță, în linie dreaptă și, în plus, intră în orice spațiu cu viteză infinită. Maxwell a verificat teoretic liniile de forță ale lui Faraday , iar Hertz a verificat experimental opera lui Maxwell. În plus, Faraday are rezultate excelente asupra fenomenelor de electroliză, polarizare dielectrică, polarizare magnetică rotativă etc. În perioada 1826-1827, a fost descoperita legea lui Ohm. Legea lui Ohm a fost verificată cantitativ de Fechner în 1829 și apoi de Pouillet în 1837. Kirchhoff extinde Teoria lui Ohm și are o mare contribuție la dezvoltarea electrocineticii.

Sinteza electromagnetismului este realizată de Maxwell . James Clerk Maxwell manifestă încă din copilărie un mare interes pentru matematică și la vârsta de 15 ani scrie lucrarea intitulată „descrierea curbilor ovale”, publicată în Edinburgh Proceedings of the Royal Society. Pasiunea lui Maxwell pentru matematică avea să crească și, odată cu aceasta îi crește interesul pentru lucrarea lui Faraday de electromagnetism, încercând să-și transpună ideile despre liniile de forță în formulă matematică. În 1857, Maxwell i-a scris lui Faraday, comentându-i lucrările. Faraday i-a răspuns și l-a încurajat cu câteva idei noi. În 1873, după 5 ani de muncă grea , Maxwell A PUBLICAT „TRATAT DE ELECTRICITATE ȘI MAGNETISM”. Maxwell a compilat toate cunoștințele despre electricitate și magnetism într-un grup de ecuații simple, specificând propagarea undei electromagnetice, calculând viteza luminii și explicând propagarea acesteia ca fenomen de unde electromagnetice. Cartea sa a devenit baza teoriei electromagnetismului pentru toate dispozitivele, ca o privire de ansamblu, care datorită intuiției sale matematice a lui Maxwell, reprezintă unificarea experimentelor făcute pe parcursul a 150 de ani într-o teorie coerentă. Deoarece teoria lui Maxwell era radical diferită de regulile acceptate până atunci, a durat încă 25 de ani până când Heinrich Hertz a demonstrat corectitudinea ecuațiilor lui Maxwell

Heinrich Hertz confirmă validitatea teoriei lui Maxwell pe care o dezvoltă pentru corpurile în mișcare. El a expus teoria în două studii care au ajuns în 1890: „Despre ecuațiile fundamentale ale electrodinamicii corpurilor în repaus” și „Despre ecuațiile fundamentale ale electrodinamicii corpurilor în mișcare. Teoria electronilor” aproape toate fenomenele electrice, magnetice și optice cunoscute până atunci.

Experimentele de raze X efectuate de Einchenwald și Wilson au invalidat unele rezultate ale teoriei lui Hertz și stau la baza teoriei lui Lorentz. Experimentul curentului de convecție al lui Rowland confirmă teoria lui Hertz. Ipoteza electronului a fost confirmată de JJ Thomson în 1897 și HA Wilson în 1901. Sarcina electronului a fost determinată experimental de Millikan în 1911.

Relativitatea specială elaborată de A Einstein în 1905 arată validitatea ecuațiilor lui Maxwell și pentru medii în mișcare (ecuații Maxwell-Minkowski) și pentru viteze relative mari, comparabile cu viteza luminii și, în plus, dovedește fenomenele electromagnetice.

În 1928, Dirac, Heisenberg și Pauli au abordat cuantificarea câmpului electric.

Electrodinamica cuantică, forma perfectă a teoriei, în stadiul actual al dezvoltării electromagnetismului, a fost scrisă în anii 1946-1950 de Tomonaga, Schwinger și Dyson.

FENOMENE ELECTRICE

Teoria acțiunii la distanță exprimă forța de interacțiune între două sarcini electrice sau între doi dipoli magnetici.

Teoria acțiunii prin contiguitate: Există un câmp electromagnetic care se propaga puțin câte puțin cu o viteză finită, în vederea căreia această viteză este egală cu viteza luminii

Teoria microscopică a fenomenelor electromagnetice (sau teoria electronilor Lorentz) se bazează pe existența unei sarcini electrice discrete, electronul fiind prima particulă elementară descoperită.

Teoria relativistă a fenomenelor electromagnetice a fost inițiată pentru a reformula teoria lui Maxwell și Lorentz în conformitate cu principiile relativității speciale. Este cunoscută și sub numele de electrodinamică relativistă.

Teoria cuantică a fenomenelor electromagnetice (electrodinamica cuantică) se ocupă de structura fină a sistemelor atomice produse de fluctuațiile cuantice ale câmpului electromagnetic și de interacțiunea acestor câmpuri cu substanța formată din particule cu sarcină electrică.

INTRODUCERE ÎN ELECTROSTATICĂ. SARCINA ELECTRICĂ

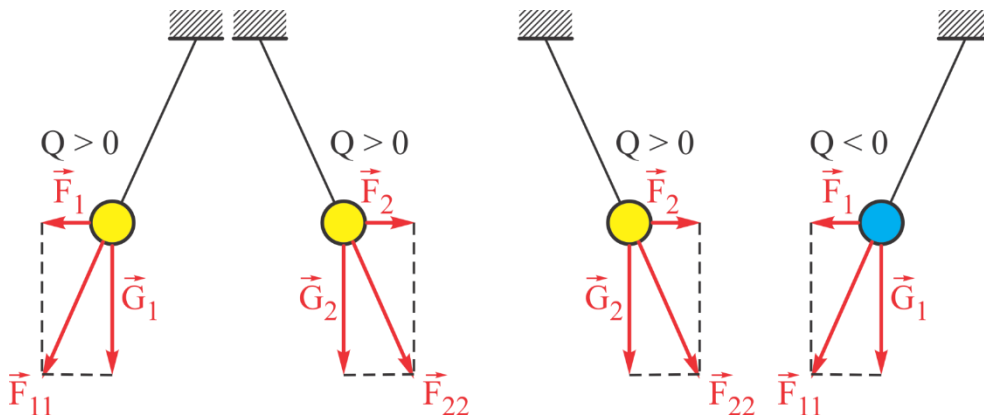


Figura 1: Forțe și sarcini electrice

Chiar și studiile timpurii despre electricitatea statică au subliniat că există două tipuri de sarcină electrică, denumite clasic (+) și (-).

Între sarcinile electrice de același semn se manifestă o forță de respingere.

Între sarcinile electrice de semne opuse există o forță de atracție.

SARCINA ELECTRICĂ are unitatea de măsură în SI Coulomb-ul

Definiția unității de măsură Coulomb (C): Coulomb este o mărime derivată, este sarcina electrică care trece printr-o secțiune de conductor timp de o secundă, dacă curentul din conductor este de 1 amper (ampere - unitate de bază IS).

1 C = $6,241 \cdot 10^{18}$ sarcini electrice elementare
(sau sunt $6,241 \cdot 10^{18}$ sarcini electrice ale electronului)

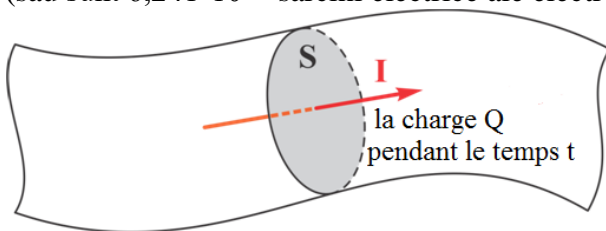


Figura 2: Intensitatea curentului electric I , sarcina Q , timpul t

$$I = \frac{Q}{t}$$

$$Q(\text{Coulomb}) = I(\text{Amper}) \cdot t(\text{secundă})$$

Intensitatea curentului electric este sarcina transportata in unitatea de timp

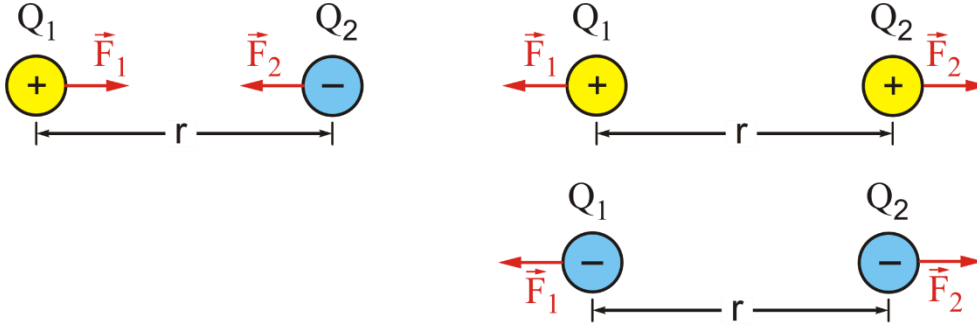
PROPRIETĂȚI ȘI CARACTERISTICI ALE SARCINILOR ELECTRICE PUNCTIFORME

Sarcina electrică este o mărime scalară, cu unitate de masura derivată în SI;

Unitate de măsură este „Coulomb” (C)

Sarcina electrică este pozitivă sau negativă

Forța de interacțiune (forța Coulomb) între două sarcini punctiforme Q_1 și Q_2 :
este o mărime vectorială



Legea lui Coulomb (ϵ : permitivitatea electrică a mediului)

SARCINA ELECTRICA

Sarcina electrică este o mărime scalară care măsoară starea de electrizare.

Caracterizează corpurile pentru a crea un câmp electric și a produce forțe ponderomotrice atunci când alte corpuri sunt plasate în câmpul electric.

Sarcina electrică este de mai multe tipuri: pozitivă, negativă, zero și fracționară.

Sarcina electrică elementară este discretă: $e = -1,6 \cdot 10^{-19} \text{ C}$

Sarcina electrică este un invariant scalar și respectă o lege de conservare.

Sarcina electrică este negativă sau pozitivă după cum atomii au un exces de sarcină negativă elementară (adică de electroni).

Electronul (descoperit în 1897 de JJ Thomson) este unitatea de masură pentru sarcina particulelor elementare.

sarcina specifică $\frac{e}{m} = 1,758796 \cdot 10^{11} \frac{\text{C}}{\text{kg}}$

masa de repaus $m_0 = 9,1091 \cdot 10^{-31} \text{ kg}$

Sarcina electrică elementară $e = 1,60210 \cdot 10^{-19} \text{ C}$

Sarcina electrică (Q sau q) are trei proprietăți fundamentale :

1. **Sarcina electrică se conservă** - legea conservării sarcinii electrice: suma algebrică a sarcinilor oricărui sistem fizic izolat este constantă.

2. **Sarcina electrică este cuantificată**: particulele elementare au doar trei valori posibile ale sarcinii electrice $+e, 0, -e$: $Q = Ne, [\pm (2/3) e]$ sau $[\pm (1/3) e]$

Cantitatea posibilă de sarcină electrică este un multiplu întreg al sarcinilor elementare:

Quarkul este o subparticulă a sarcinii divizate. Sarcina Quark-ului:

- Protonul este compus din: 2 quarkuri de sarcină $[(2/3) e]$ și un quark de sarcină $[-(1/3) e]$

- Neutronul este compus din: un quark de sarcină $[(2/3) e]$ și 2 quarkuri de sarcină $[-(1/3) e]$

3. **Sarcina electrică a corpurilor este relativ invariantă**, nu depinde de viteză.

DISTRIBUȚII DE SARCINI ELECTRICE

Distribuția liniară a sarcinii electrice este sarcina distribuită pe unitatea de lungime

$$\lambda = \frac{dQ}{dl} \quad \lambda = \frac{Q}{L}$$

$$[\lambda]_{\text{S.I.}} = 1 \frac{\text{C}}{\text{m}}$$

Distribuția superficială a sarcinii electrice este sarcina distribuită pe unitatea de suprafață

$$\sigma = \frac{dQ}{dS} \quad \sigma = \frac{Q}{S}$$

$$[\sigma]_{\text{S.I.}} = 1 \frac{\text{C}}{\text{m}^2}$$

ou

$$Q = \oint_{\Sigma} \sigma \, dS$$

Distribuția volumică a sarcinii electrice este sarcina distribuită în unitatea de volum

$$\rho = \frac{dQ}{dV} \quad \rho = \frac{Q}{V}$$

$$[\rho]_{\text{S.I.}} = 1 \frac{\text{C}}{\text{m}^3}$$

ou

$$Q = \iiint \rho \, dV$$

LEGEA LUI COULOMB

Această lege se referă la interacțiunea sarcinilor punctiforme.

Se considera două sarcini punctiforme Q_1 și Q_2 aflate la o distanță r una de cealaltă:

$$F \approx \frac{q_1 q_2}{r^2} \quad \text{ou} \quad F = k \frac{q_1 q_2}{r^2}$$

dacă

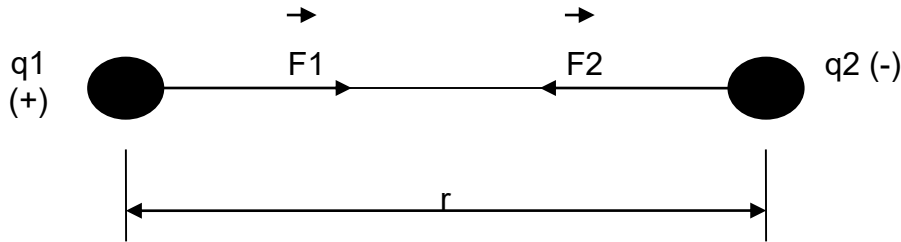


Figura 4: Legea lui Coulomb

Forța lui Coulomb sub formă vectorială este: $\vec{F} = k \cdot \frac{q_1 q_2}{r^3} \vec{r}$

$$\vec{n} = \frac{\vec{r}}{r} \quad \text{vector unitate}$$

$$k = \frac{1}{4 \cdot \pi \epsilon_0} \cong 9 \cdot 10^9 \frac{m}{F} \quad \text{factor de proportionalitate}$$

$$\epsilon_0 = \frac{10^{-9} F}{36 \cdot \pi m} \cong 8,83 \cdot 10^{-12} \frac{F}{m} \quad \text{permitivitate electrica}$$

Pentru **distribuția liniară a sarcinii**

$$dq = \lambda dl$$

$$\vec{F} = \frac{q_0}{4\pi\epsilon_0} \int \lambda \frac{dl}{r^2} \vec{n}$$

Pentru **distribuția superficială a sarcinii**

$$dq = \sigma dS$$

$$\vec{F} = \frac{q_0}{4\pi\epsilon_0} \int \sigma \frac{dS}{r^2} \vec{n}$$

Pentru **distribuția volumică a sarcinii**

$$dq = \rho dV$$

$$\vec{F} = \frac{q_0}{4\pi\epsilon_0} \int \rho \frac{dV}{r^2} \vec{n}$$

INTENSITATEA CÂMPULUI ELECTRIC

Prezența sarcinilor electrice conferă spațiului înconjurător noi proprietăți fizice decât cele care există în absența câmpului (câmp electric).

Considerăm sarcina punctiformă q (sarcina de probă). Asupra ei se exercită o forță $\vec{F} = q \cdot \vec{E}$
-care se numește forță ponderomotoare - legea acțiunii ponderomotoare.

$$\text{Intensitatea câmpului electric : } \vec{E} = \frac{\vec{F}}{q}, [E]_{\text{S.I.}} = 1 \frac{\text{N}}{\text{C}}$$

Intensitatea câmpului electric este o mărime fizică care reprezintă liniile de forță ale spațiului care acționează

- dacă sarcina este (+) atunci liniile de câmp pornesc de la sarcina spre exterior
- dacă sarcina este (-) atunci liniile de câmp se adună toate la sarcina

Folosind expresia pentru forța lui Coulomb dată mai sus, forma forței ponderomotoare este:

$$\vec{F} = \frac{1}{4 \cdot \pi \cdot \epsilon_0} \cdot \frac{q_0 q}{r^2} \cdot \vec{n}$$

$$\text{atunci intensitatea câmpului electric va fi: } \vec{E} = \frac{1}{4 \cdot \pi \cdot \epsilon_0} \cdot \frac{q}{r^2} \cdot \vec{n}$$

- Pentru distribuția liniară a sarcinii

$$dq = \lambda dl$$

$$\vec{E} = \frac{1}{4 \pi \epsilon_0} \int \lambda \frac{dl}{r^2} \vec{n}$$

Pentru distribuția superficială a sarcinii

$$dq = \sigma dS$$

$$\vec{E} = \frac{1}{4 \pi \epsilon_0} \int \sigma \frac{dS}{r^2} \vec{n}$$

- Pentru distribuția volumică de sarcină

$$dq = \rho dV$$

$$\vec{E} = \frac{1}{4 \pi \epsilon_0} \int \rho \frac{dV}{r^2} \vec{n}$$

CÂMPUL ELECTRIC: intensitatea câmpului electric este o mărime vectorială; În SI are o unitate de măsură derivată: Volt/metru (V/m)

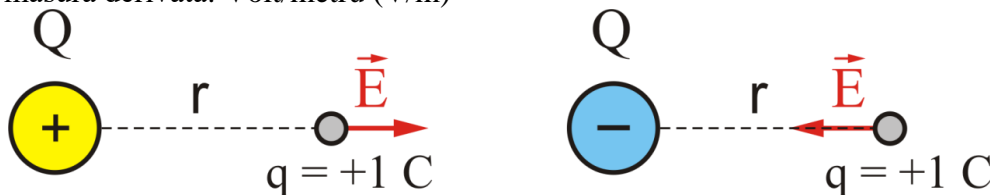
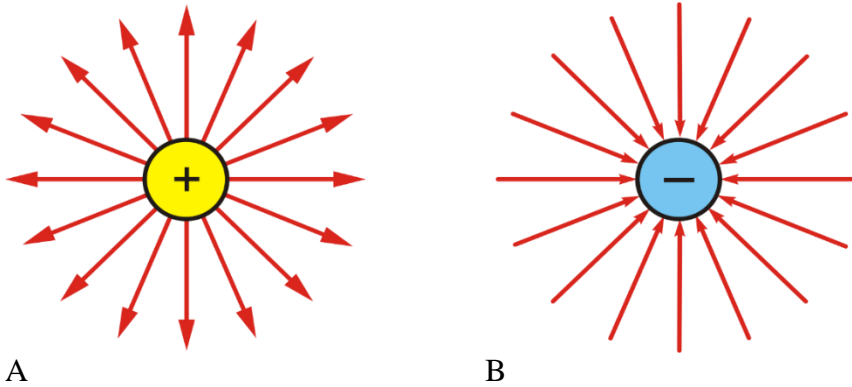


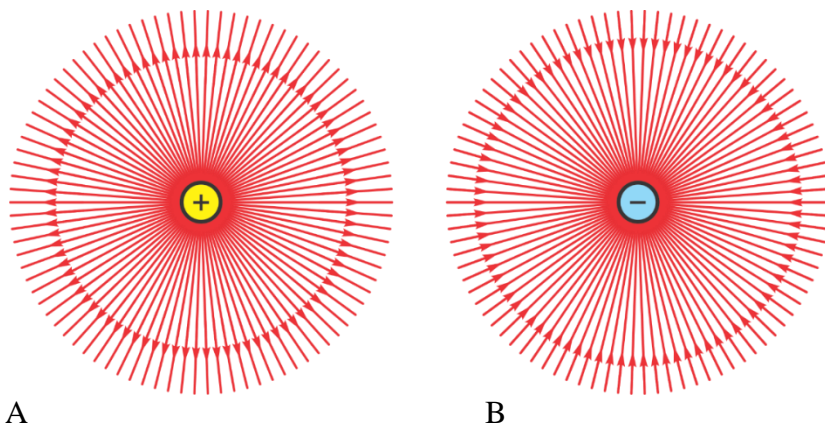
Figura 5: Intensitatea câmpului electric la o distanță „r” de o sarcină punctiformă „Q”

Intensitatea câmpului electric la distanța „r” de o sarcină punctiformă „Q” este numeric egală cu forța exercitată asupra unui corp de probă punctiformă cu sarcina electrică $q = +1 \text{ C}$

Liniile de câmp electric sunt traiectoriile urmate de corpul de proba (cu sarcina $q = +1 \text{ C}$) datorita interacțiunii cu sarcina electrica (Q) a corpului studiat.

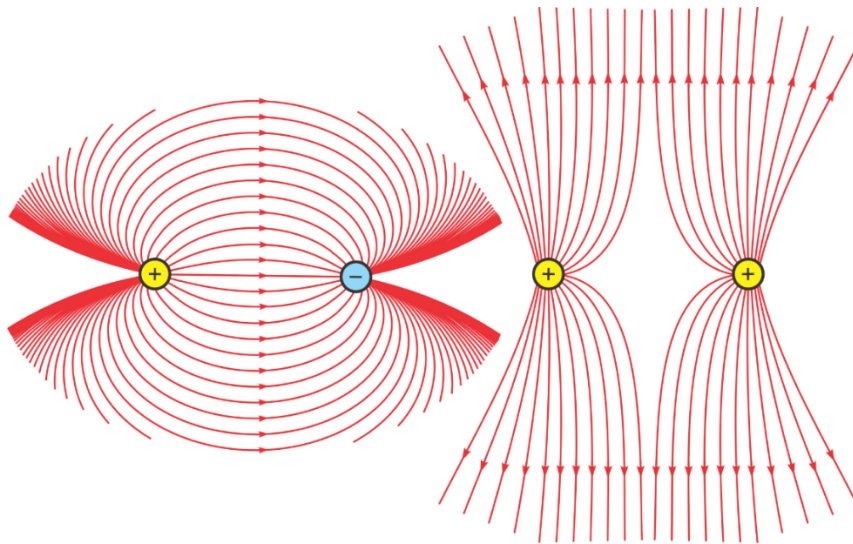


A B
*Figura 6: A: Liniile de câmp ale unei sarcini punctiforme pozitive;
B: Liniile de câmp pentru o sarcină punctiformă negativă*



A B
*Figura 7: A: Liniile de câmp ale unei sarcini punctiforme pozitive;
B: Liniile de câmp pentru o sarcină punctiformă negativă*

LINIILE DE CÂMP ELECTRIC PENTRU O PERECHE DE SARCINI PUNCTIFORME



A

B

Figura 8: A: Liniile de alimentare ale unei perechi de sarcini punctiforme de semn opus;

B: linii electrice ale unei perechi de sarcini punctiforme de același semn

POTENȚIALUL ELECTRIC ÎN APROPIEREA SARCINILOR PUNCTIFORME(Q)

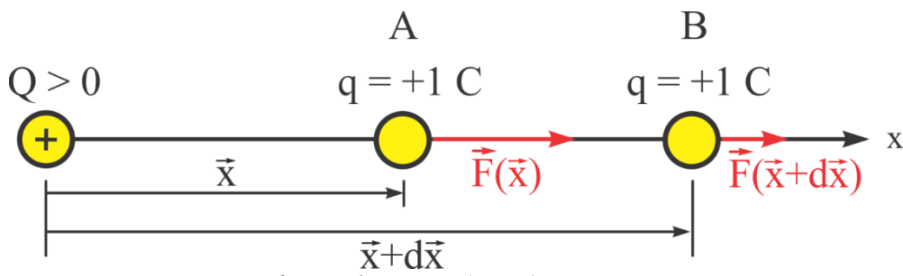


Figura 9: Sarcini și forțe electrice ($Q > 0$)

Lucrul mecanic elementar (dL) efectuat de sistem in timp ce sarcina de proba $q = 1 \text{ C}$ se deplaseaza in campul electric al sarcinii punctiforme ($Q > 0$) de la punctul (A) in punctul (B) pe distanta infinitesimala

$$dW = \vec{F} \cdot d\vec{x}$$

dx: pentru ca $\cos(\vec{F}, d\vec{x}) = 1$

$$\Rightarrow W = F \cdot dx$$

Se poate spune că sistemul efectuează lucru mecanic

La o deplasare finită (de la punctul A la punctul B), lucrul mecanic efectuat de sistem este:

$$W_{AB} = \int_{x_A}^{x_B} \frac{Q}{4 \cdot \pi \cdot \epsilon \cdot x^2} \cdot dx = \frac{Q}{4 \cdot \pi \cdot \epsilon} \int_{x_A}^{x_B} \frac{dx}{x^2}$$

$$W_{AB} = \frac{Q}{4 \cdot \pi \cdot \epsilon} \cdot \left(-\frac{1}{x} \right)_{x_A}^{x_B} = -\frac{Q}{4 \cdot \pi \cdot \epsilon} \left(\frac{1}{x_B} - \frac{1}{x_A} \right)$$

Potențialul electric din apropierea punctului de sarcină $Q > 0$ (în punctul A) este egal cu lucrul mecanic efectuat de sistemul format dintr-o sarcină punctiformă Q și o sarcină de proba ($q = +1$ C), în timp ce sarcina de proba se deplasează din punctul A la o distanță infinită de sarcina Q . Potențialul punctului A este pozitiv.

$$W_{AB} = -\frac{Q}{4 \cdot \pi \cdot \epsilon} \left(\frac{1}{x_B} - \frac{1}{x_A} \right)$$

si $x_B \rightarrow \infty$

deci:

$$W_{A\infty} = -\frac{Q}{4 \cdot \pi \cdot \epsilon} \left(-\frac{1}{x_A} \right) = \frac{Q}{4 \cdot \pi \cdot \epsilon} \cdot \frac{1}{x_A} = V_A$$

$$W_{AB} = -\frac{Q}{4 \cdot \pi \cdot \epsilon} \left(\frac{1}{x_B} - \frac{1}{x_A} \right)$$

si $x_B \rightarrow \infty$

deci:

$$W_{A\infty} = -\frac{Q}{4 \cdot \pi \cdot \epsilon} \left(-\frac{1}{x_A} \right) = \frac{Q}{4 \cdot \pi \cdot \epsilon} \cdot \frac{1}{x_A} = V_A$$

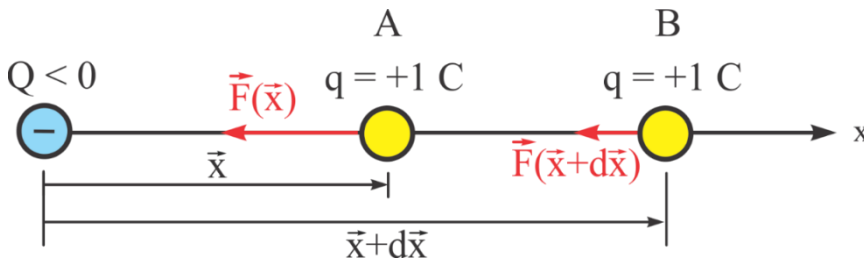


Figura 10: Sarcini și forțe electrice ($Q < 0$)

$$dW = \vec{F} \cdot d\vec{x}$$

pentru ca $\cos(\vec{F}, d\vec{x}) = -1 \Rightarrow dW = -F \cdot dx$

Mediul efectuează lucru mecanic asupra sistemului

$$W_{AB} = -\int_{x_A}^{x_B} \frac{Q}{4 \cdot \pi \cdot \epsilon \cdot x^2} \cdot dx = -\frac{Q}{4 \cdot \pi \cdot \epsilon} \int_{x_A}^{x_B} \frac{dx}{x^2}$$

$$W_{AB} = -\frac{Q}{4 \cdot \pi \cdot \epsilon} \cdot \left(-\frac{1}{x} \right)_{x_A}^{x_B} = \frac{Q}{4 \cdot \pi \cdot \epsilon} \left(\frac{1}{x_B} - \frac{1}{x_A} \right) < 0$$

Si $x_B \rightarrow \infty$, alors ...

$$W_{A\infty} = -\frac{Q}{4 \cdot \pi \cdot \epsilon} \cdot \left(-\frac{1}{x} \right)_{x_A}^{x_B} = \frac{Q}{4 \cdot \pi \cdot \epsilon} \left(-\frac{1}{x_A} \right) < 0 \quad W_{A\infty} = V_A < 0$$

APLICATII

PROBLEMA 1:

Se dau 3 sarcini punctiforme care sunt plasate linear la distantele:

$r_{13} = 2,8 \text{ mm}$ iar $r_{23} = 1,0 \text{ mm}$.

Daca sarcinile au valorile

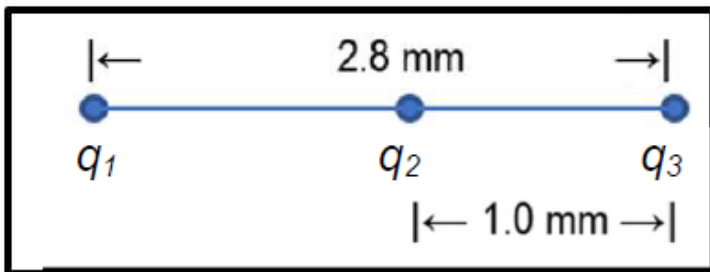
$q_1 = -2e$, $q_2 = +4e$, $q_3 = -4e$ unde

$$\frac{1}{4\pi\epsilon_0} = 9 \cdot 10^9 \frac{F}{m}$$

$e = 1,6 \cdot 10^{-19} \text{ C}$, iar

Sa se determine forta lui Coulomb exercitata de sarcina q_2 si q_3 asupra lui q_1 .

Este forta finala de atractie sau de repulsie?



$$\vec{F} = \frac{1}{4\pi\epsilon_0} \frac{q_1 q_2}{r^3} \vec{r}$$

$$F_{12} = \frac{1}{4\pi\epsilon_0} \frac{q_1 q_2}{r_{12}^2} = \frac{9 \cdot 10^9 \text{ m}}{F} \frac{(-2 \cdot 1,6 \cdot 10^{-19} \text{ C})(+4 \cdot 1,6 \cdot 10^{-19} \text{ C})}{(1,8 \cdot 10^{-3})^2 \text{ m}^2}$$

$$F_{12} = -56,88 \cdot 10^{15} \text{ N}$$

$$\frac{N}{C} = \frac{V}{m} \text{ si } F = \frac{C}{V}$$

$$F_{13} = \frac{1}{4\pi\epsilon_0} \frac{q_1 q_3}{r_{13}^2} = \frac{1 \cdot 10^9 \text{ m}}{F} \frac{(-2 \cdot 1,6 \cdot 10^{-19} \text{ C})(-4 \cdot 1,6 \cdot 10^{-19} \text{ C})}{(2,8 \cdot 10^{-3})^2 \text{ m}^2}$$

$$F_{13} = 23,51 \cdot 10^{15} \text{ N}$$

$$\frac{N}{C} = \frac{V}{m} \text{ si } F = \frac{C}{V}$$

Gungor A., De Cock M., (2021), *Context-based problems for electricity topics in introductory physics courses, 3rd World Conference on Physics Education . Innovating Physics Education : From REsearch to Practice. Hanoi, Vietnam.*

PROBLEMA 2:

Cele două catene ale moleculei de ADN (figura 1) sunt ținute împreună prin forțe electrostatice. Când se mărește figura 2 vedeți atomii care interacționează la marginile moleculelor de adenină și timină.

În figura 3 se vede cum interacționează atomii de O, H și N.

Să presupunem că sarcina medie (datorită partajării electronilor) pe atomul de H este $+0,2e$, pe atomul de N este $-0,2e$ și pe atomul de O este $-0,4e$.

Aflați mărimea forței lui Coulomb exercitate de atomii H și N asupra atomului O.

Este această forță de atracție sau de respingere?

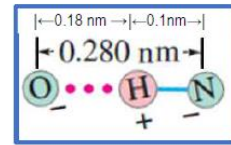
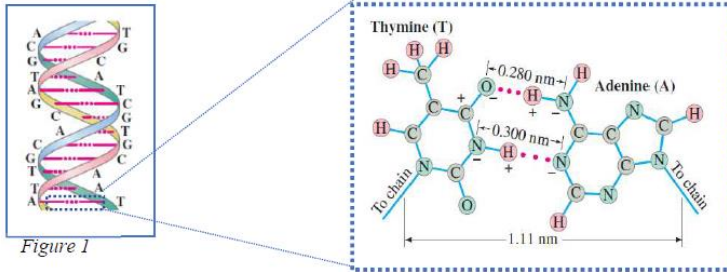


Figure 3

Gungor A., De Cock M., (2021), *Context-based problems for electricity topics in introductory physics courses, 3rd World Conference on Physics Education . Innovating Physics Education : From REsearch to Practice. Hanoi, Vietnam.*

PROBLEMA 3

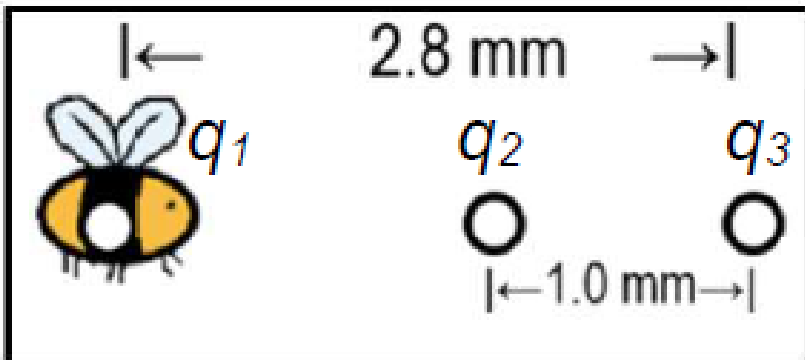
O albină se poate încărca pozitiv de la rezistența aerului în timpul zborului său și această sarcină joacă un rol important în polenizare deoarece grauntele de polen pot avea și sarcini pozitive sau negative până la $2 \times 10^5 e$.

Figura arată două graunte de polen pe o floare și o albină. Tratați grauntele de polen ca sarcini punctiforme și presupuneți că nu există alte sarcini în apropiere care să contribuie la mărimea forței Coulomb exercitate de cele două boabe de polen pe floare ,

Se dau ($q_2 = -4 \times 10^4 e$, $q_3 = +4 \times 10^4 e$)

Sarcina electrică de pe albină din figura este $q_1 = +2 \times 10^4 e$.

Este această forță de atracție sau de respingere?



Gungor A., De Cock M., (2021), *Context-based problems for electricity topics in introductory physics courses, 3rd World Conference on Physics Education . Innovating Physics Education : From REsearch to Practice. Hanoi, Vietnam.*

DIPOLUL ELECTRIC

Se caracterizează printr-o mărime numită moment electric \vec{p} :

$$\vec{p} = q(x_2 - x_1)\vec{i} + q(y_2 - y_1)\vec{j} + q(z_2 - z_1)\vec{k}$$

- Q este valoarea absolută a sarcinii electrice

- x_1, y_1, z_1 reprezintă coordonatele materialului încărcat negativ

- x_2, y_2, z_2 sunt coordonatele materiei încărcate pozitiv.

DIPOLUL ELECTRIC - este un ansamblu de doua corpuri punctiforme situate, unul fata de altul, la distanta (reduca) l , incarcate electric cu sarcini egale in valoare absoluta si de semne opuse

Într-un câmp electric omogen

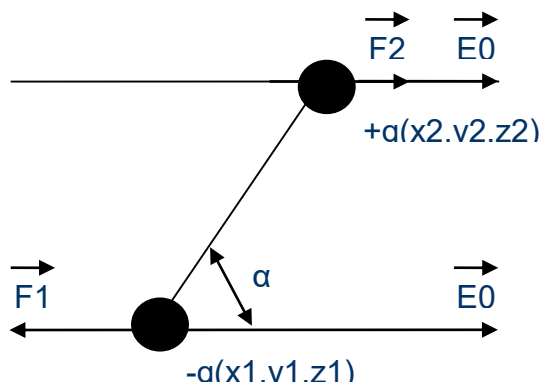


Figura 11: Dipol electric

Dipolul electric susține acțiunea unui cuplu de forțe a căror valoare este:

$$C = \frac{F_2}{\sin \alpha} \quad \vec{C} = \vec{p} \times \vec{E}_o$$

Într-un câmp electric neomogen

- Câmpul electric are valori diferite: \vec{E}'_o et \vec{E}_o
 $\vec{F} = q(\vec{E}'_o - \vec{E}_o)$

E_o' poate fi descompus în serie, în raport cu E_o

$$\vec{F} = q(x_2 - x_1) \frac{\partial E_{ox}}{\partial x} \vec{i} + q(y_2 - y_1) \frac{\partial E_{oy}}{\partial y} \vec{j} + q(z_2 - z_1) \frac{\partial E_{oz}}{\partial z} \vec{k}$$

$$\vec{F} = \frac{\partial}{\partial x} (p_x E_{ox}) \vec{i} + \frac{\partial}{\partial y} (p_y E_{oy}) \vec{j} + \frac{\partial}{\partial z} (p_z E_{oz}) \vec{k}$$

$$\text{ou } \vec{F} = \text{grad}(\vec{p} \cdot \vec{E}_o)$$

POLARIZAREA DIELECTRICILOR

Corpurile dielectrice, deși nu sunt încărcate electric, produc un câmp electric.

Corpurile dielectrice plasate într-un câmp electric suferă acțiuni ponderomotrice. Aceste obiecte se numesc corpuri polarizate.

Comportarea dielectricilor necesită mărimea electrică p care caracterizează starea de polarizare.

Polarizarea $P: P = P_p + P_t$

P_p = moment electric permanent (independent de existența unui câmp electric)

P_t = moment electric temporar (determinat de câmpul electric extern)

Comportamentul corpurilor polarizate, cum ar fi un dipol, sugerează ideea că polarizarea unui corp este echivalentă cu o distribuție aleasă de o sarcină electrică numită sarcină de polarizare.

$$q_p = \sigma_p \cdot A$$

$$p = q_p \cdot l$$

$$p = \sigma_p \cdot A \cdot l$$

σ_p - densitatea suprafeței sarcinii de polarizare

A - zona de bază

L - distanța dintre cele două baze

INTENSITATEA CÂMPULUI ELECTRIC ÎNTR-UN DIELECTRIC

Introducerea unui corp de proba într-un dielectric este echivalentă cu apariția unor suprafețe de discontinuitate (suprafețe formate între probă și corpul dielectric).

După contactul direct cu dielectricul câmpului, corpul de proba încărcat suferă acțiunea unei forțe noi de tip special, numită forță de electrostricțiune .

Forța exercitată asupra dielectricului: $F = F_{el} + F_{sp} + F_{elstr}$

F_{el} = forța exercitată de câmpul electric

F_{sp} = Forța exercitată de sarcinile suplimentare de polarizare

F_{elstr} = Forța de electrostricțiune

Electrostricțiunea poate fi suprimată prin evitarea contactului direct între eșantion și corpul dielectric, ceea ce este posibil dacă o cavitate este menținută goală în dielectric și dacă corpul de testare este introdus în această cavitate.

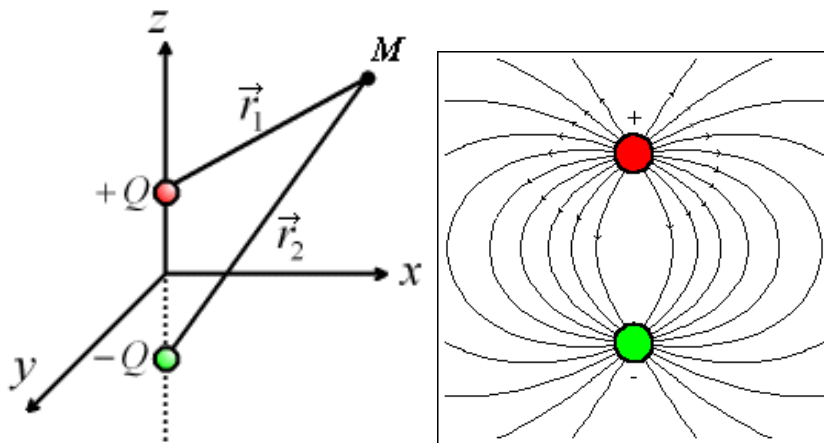


Figura 12: Câmpul electric într-un dielectric

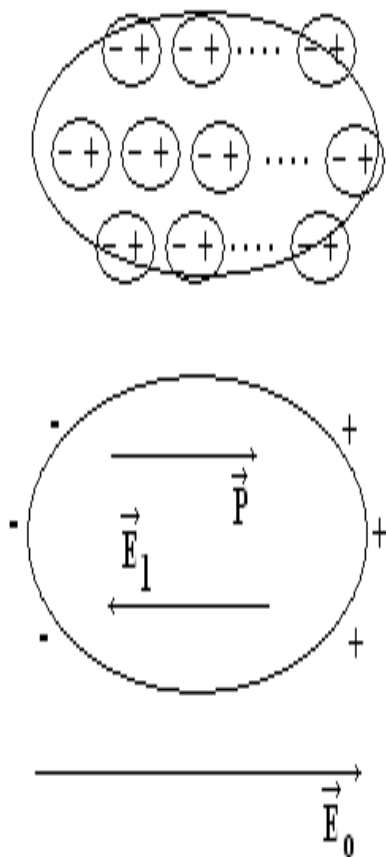
Câmpul electric aplicat este generat de sarcini electrice externe dielectricului.

În punctul dielectric, câmpul total este suprapunerea acestui câmp cu câmpul creat de toate sarcinile din solid.

Un dielectric solid este un set de un număr foarte mare de atomi sau molecule polarizabile. Sub acțiunea câmpului exterior, solidul devine o distribuție de dipoli.

Dipolul electric este o sursă de potențial electrostatic și, prin urmare, de câmp electric. În figura 13A este prezentată geometria momentului dipolar pentru cele două sarcini electrice.

În fig. 13B sunt reprezentate liniile de câmp electric generate de un dipol în plan tridimensional zx , iar în fig. 2 și 3 sunt reprezentate distribuțiile posibile ale liniilor și ale liniilor de câmp generate de un astfel de dipol.



A

B

Figura 13:

A: geometria momentului dipolar pentru cele două sarcini electrice. ;

B: liniile de câmp electric generate de un dipol

Înainte de a trece la evaluarea câmpului electric în dielectric, facem următoarele precizări:

într-un solid, există mulți liberi (electroni liberi) și sarcini (nuclee ionice și electronii atomilor care participă la legătura chimică dintre ei);

sub acțiunea unui câmp electric extern, sarcina electrică este supusă derivei curgerii libere (prin care se face transportul sarcinii în solid), iar sarcina este polarizată (momentele dipolare elementare sunt induse și polarizarea indusă la scară macroscopică).

În cele ce urmează, vom considera numai dielectricii solizi fără sarcini libere, astfel încât solidul dielectric polarizat poate fi imaginat ca un ansamblu de un număr foarte mare de dipoli elementari, orientați preferențial paralel cu câmpul. În interiorul dielectricului, câmpurile create de dipoli se anulează reciproc, dar câmpurile create de dipolii marginali ai suprafeței probei macroscopice rămân active. Imaginea este aceea a unui singur dipol dielectric, a cărui sarcină este distribuită în funcție de geometria suprafeței. Acest „dipol” creează un câmp, care este opus câmpului aplicat numit câmp de depolarizare, Pe o anumită zonă, imaginată în interiorul dielectricului, se va găsi și sarcina dipolilor marginali distribuită.

Dipolii moleculari (sau atomici) oscilează la o frecvență situată în domeniul spectral optic (IR + vizibil) cu frecvențe în intervalul $\nu \in (10^{11}, 10^{15})$ Hz.

Domeniul va fi creat la o astfel de lungime de undă în interval $\lambda \in (10^{-1}, 10^3) \mu\text{m}$

CAPACITATEA ELECTRICA. CONDENSATORII

Capacitatea electrică a unui corp - capacitatea organismului de a stoca o sarcină electrică

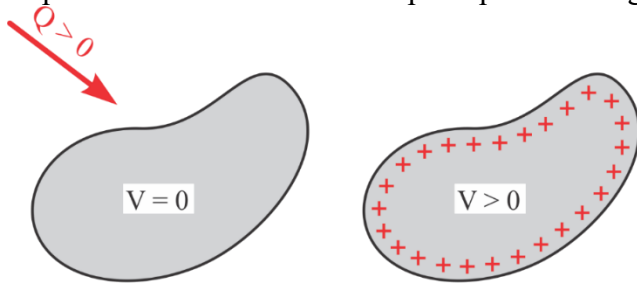


Figura 14: Capacitatea electrică a unui corp

$$\frac{Q_1}{V_1} = \frac{Q_2}{V_2} = \dots = C$$

C = capacitatea electrică a unui corp

Unitatea de măsură a capacității electrice în SI: „Fahrad” (F): $1F = \frac{1C}{1V}$

În practică - subunități : microfahrad (10^{-6} F), picofahrad (10^{-12} F) etc.

CAPACITATEA ELECTRICĂ A UNUI CONDUCTOR SFERIC

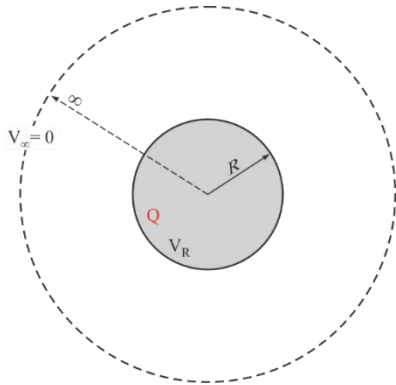


Figura 15: Capacitatea electrică a unui conductor sferic

$$C = \frac{Q}{V} = \frac{Q}{\frac{Q}{4 \cdot \pi \cdot \epsilon \cdot R}} = 4 \cdot \pi \cdot \epsilon \cdot R$$

Capacitatea Pământului: Capacitatea electrică a Pământului ($R \approx 6370$ km = $6370 \cdot 10^6$ m)

Dacă mijlocul este gol (ϵ_0), atunci

$$k = \frac{1}{4 \cdot \pi \cdot \epsilon_0} = 9 \cdot 10^9 \frac{\text{N} \cdot \text{m}^2}{\text{C}^2}$$

Capacitatea Pământului:

$$C_P \frac{1}{k} \cdot R = \frac{6,370 \cdot 10^6}{9 \cdot 10^9} = 707,7 \cdot 10^{-6} \text{ F} = 707,7 \mu\text{F}$$

CAPACITATEA ELECTRICĂ A UNUI CONDENSATOR

Capacitatea unui corp sau a unui set de obiecte depinde de caracteristicile geometrice ale corpurilor conductoare. În practică, capacități mai mari decât cele ale Pământului sunt realizate prin utilizarea unui set de obiecte.

ex. Condensatorul plan - format din două plăci conductoare (fittinguri izolate cu un strat de material neconductor (dielectric)).

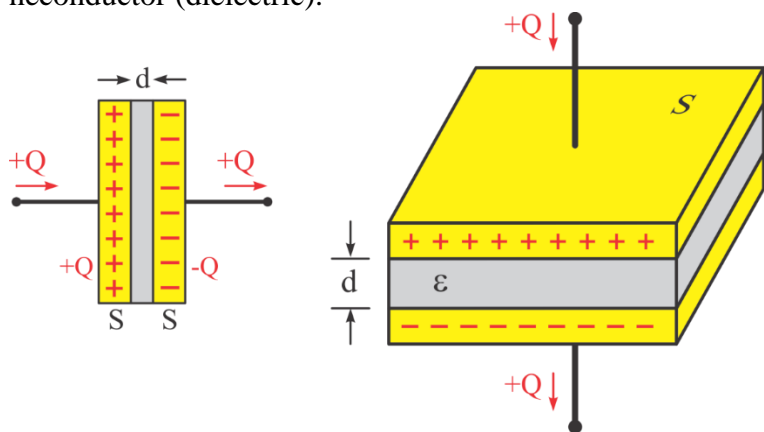


Figura 16: Capacitatea electrică a unui condensator

$$C = \epsilon_0 \cdot \epsilon_r \cdot \frac{S}{d}$$

ϵ_0 = permittivitatea în vid

$$\epsilon_0 = 8,854 \cdot 10^{-12} \frac{F}{m}$$

Permittivitatea relativă ϵ_r a unor materiale

dielectric	ϵ_r
gol	1
aer	1,00059
teflon	2.1
Apă	80,4
sticlă	5 -19

CAPACITATEA ELECTRICĂ A UNUI CONDUCTOR SFERIC (SFERE CONCENTRICE)

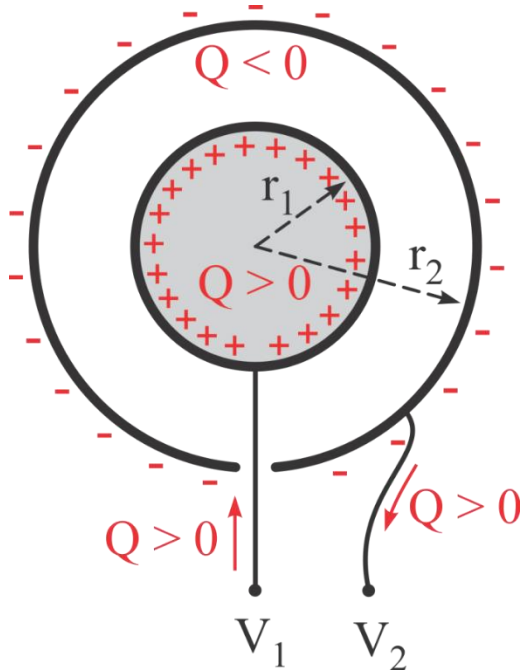


Figura 17: Capacitatea electrică a unui conductor sferic

Diferența de potențial $U_{12} = V_1 - V_2$ dintre suprafața armăturii este egală cu diferența punctelor potențiale care poartă aceeași sarcină electrică Q .

$$V_1 = \frac{Q}{4 \cdot \pi \cdot \epsilon \cdot r_1} ; V_2 = \frac{Q}{4 \cdot \pi \cdot \epsilon \cdot r_2}$$

$$U_{1,2} = V_1 - V_2 = \frac{Q}{4 \cdot \pi \cdot \epsilon} \cdot \left(\frac{1}{r_1} - \frac{1}{r_2} \right)$$

$$C = \frac{Q}{U_{1,2}} = \frac{4 \cdot \pi \cdot \epsilon}{\frac{1}{r_1} - \frac{1}{r_2}}$$

CAPACITATEA ELECTRICĂ ECHIVALENTĂ A UNUI ANSAMBLU DE CONDENSATOARE

CONDENSATOARE CONECTATE ÎN SERIE

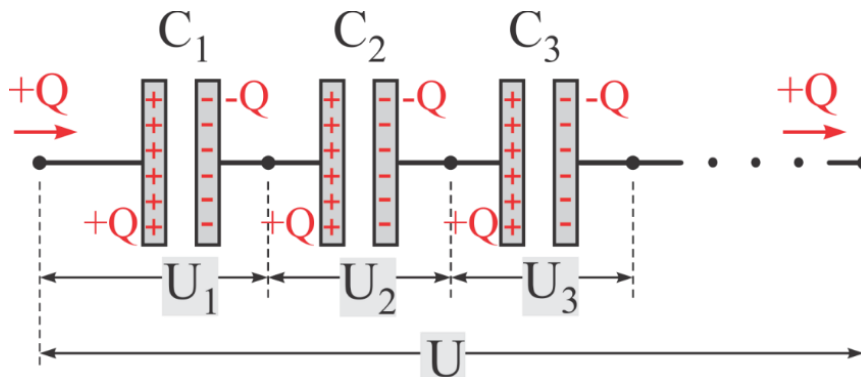
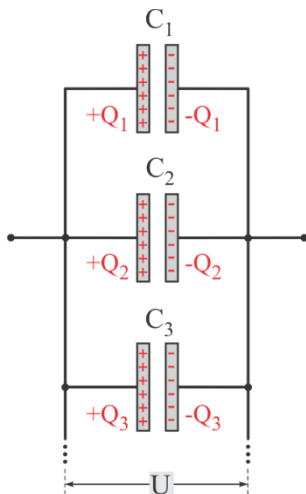


Figura 18: Condensatoare conectate în serie

$$U = U_1 + U_2 + U_3 + \dots$$

$$\frac{Q}{C_s} = \frac{Q}{C_1} + \frac{Q}{C_2} + \frac{Q}{C_3} + \dots$$

$$\frac{1}{C_s} = \frac{1}{C_1} + \frac{1}{C_2} + \frac{1}{C_3} + \dots$$



CONDENSATOARE CONECTATE ÎN PARALEL

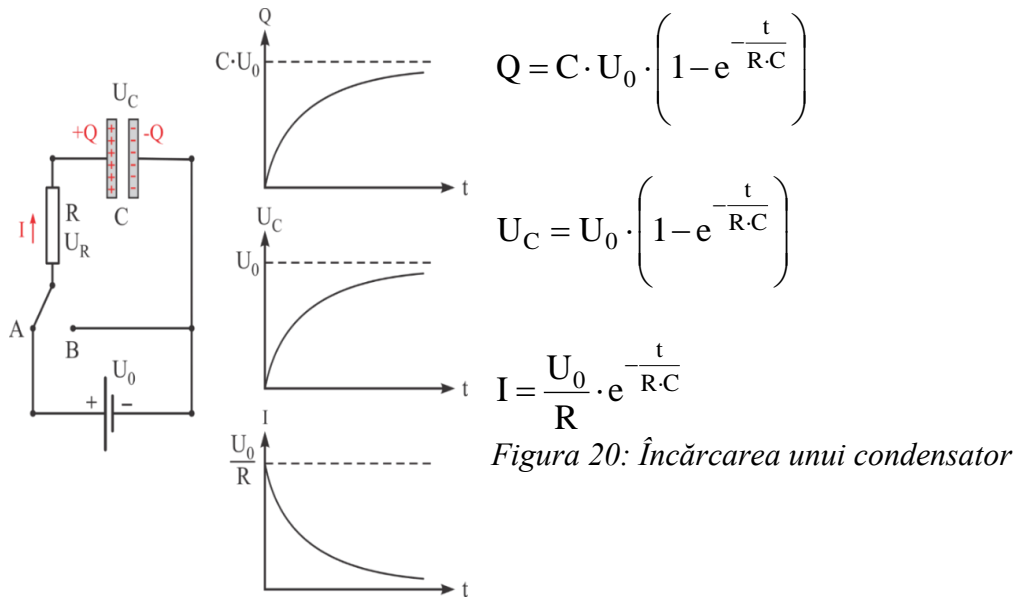
$$Q = Q_1 + Q_2 + Q_3 + \dots$$

$$C_p \cdot U = C_1 \cdot U + C_2 \cdot U + \dots$$

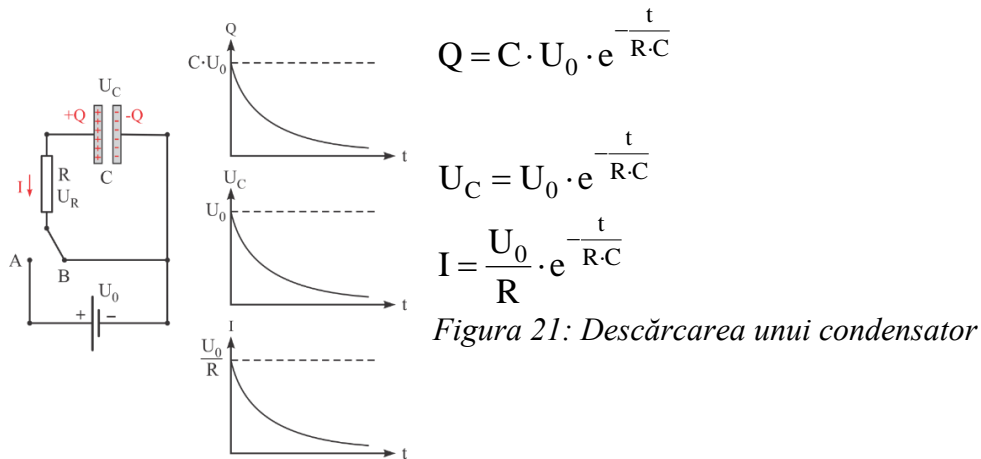
$$C_p = C_1 + C_2 + C_3 + \dots$$

Figura 19: Condensatoare conectate în paralel

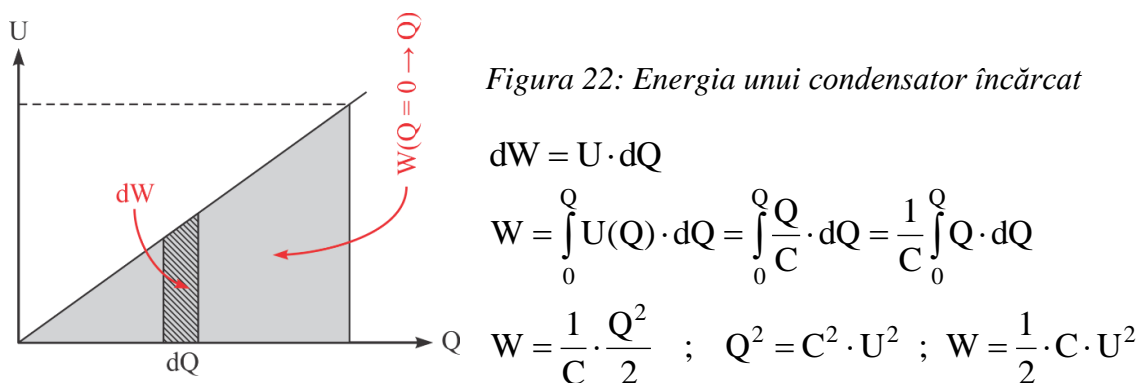
ÎNCĂRCAREA UNUI CONDENSATOR



DESCĂRCAREA UNUI CONDENSATOR



ENERGIA UNUI CONDENSATOR ÎNCĂRCAT



2. ELECTRODINAMICA

Electrodinamica studiază fenomenele legate de mișcarea sarcinilor și fenomenele fizice cauzate de mișcarea sarcinii.

Mișcarea purtătorilor de sarcină este curentul electric.

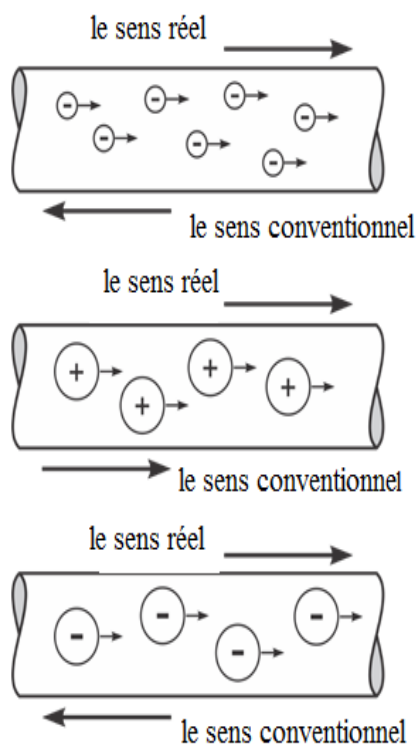
Mișcarea purtătorilor de sarcină într-un conductor are loc datorită unei diferențe de potențial (tensiune) între capetele conductorului.

Sarcini :

- Electroni în cazul conductoarelor metalice;
- Ioni negativi/pozitivi în cazul semiconductorilor, soluțiilor de electroliti, electrolitilor topiti, gazelor etc.

Semnificația reală sau convențională a curentului electric.

Direcția convențională corespunde direcției de mișcare a purtătorilor de sarcină pozitivă.



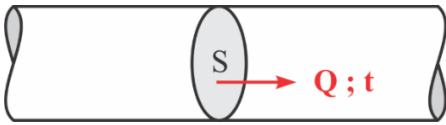
Dacă purtătorii de sarcină sunt electroni, direcția convențională a curentului electric este opusă direcției reale.

Dacă purtătorii de sarcină sunt ioni pozitivi, atunci direcția clasică a curentului electric coincide cu o direcție reală.

Dacă purtătorii de sarcină sunt ioni negativi, atunci direcția convențională este opusă direcției curentului electric real.

Figura 23: Purtători de sarcină și direcția curentului electric

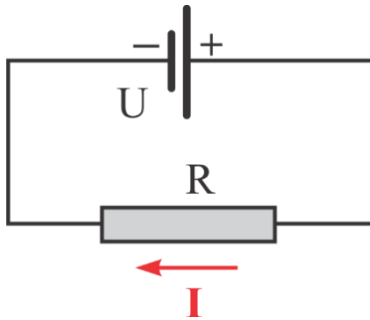
INTENSITATEA CURENTULUI ELECTRIC



Cantitatea de sarcină electrică care trece prin secțiunea conductorului într-o unitate de timp definește unitatea de măsură a curentului electric (amperi).

$$I = \frac{Q}{t}$$

Figura 24: Circuit electric traversat de un curent de intensitate I



Sarcinile electrice trec printr-un conductor dacă între capetele conductorilor există o diferență de potențial (tensiune). Conductorii electrice prezintă rezistență la mișcarea purtătorilor de sarcină.

CIRCUITUL ELECTRIC. REZISTENȚA UNUI REZISTOR. LEGEA LUI OHM.

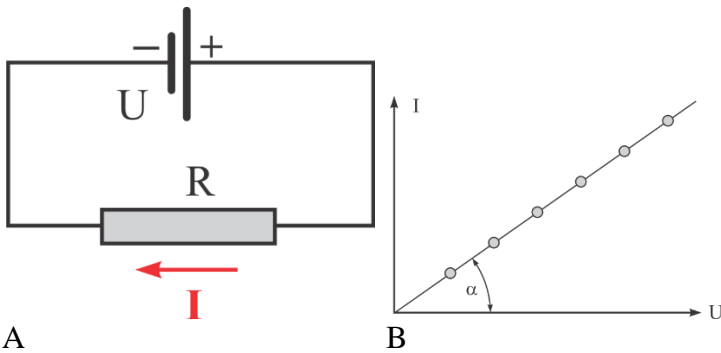


Figura 25:A) circuitul electric simplu; B) reprezentarea legii lui Ohm.

$$\operatorname{tg} \alpha = \frac{1}{R}; I = \frac{U}{R}$$

R = Rezistența electrică a unui conductor, $[R]_{SI} = \text{"ohm"} = \Omega$

REZISTENTA ECHIVALENTA UNUI ANSAMBLU DE REZISTENTE

REZISTENTE LEGATE IN SERIE:

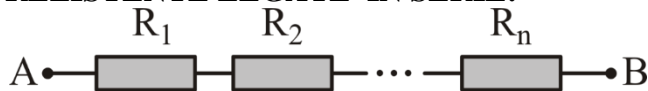


Figura 26: rezistențe în serie

$$R_{AB} = \sum_{i=1}^n R_i$$

Dependența rezistenței de caracteristicile geometrice.

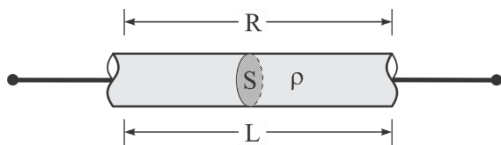


Figura 27: Rezistență și caracteristici geometrice.

Proprietatea intrinsecă a unui conductor:

$$R = \rho \cdot \frac{L}{S}$$

R = rezistență (Ohm, W)

S = aria secțiunii transversale (m²)

r = rezistența specifică (W•m)

REZISTENTE LEGATE IN PARALEL:

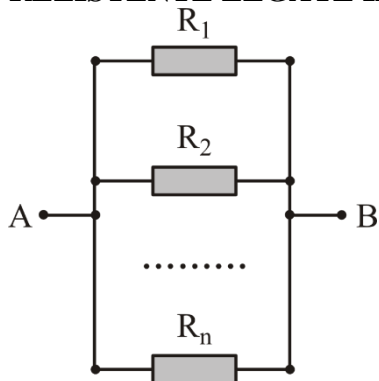


Figura 28: Rezistoare în paralel:

$$\frac{1}{R_{AB}} = \sum_{i=1}^n \frac{1}{R_i}$$

Măsurarea intensității curentului într-un circuit de ramură și a tensiunii circuitului electric între două noduri

Intensitatea curentului electric în ramura AB ampermetru (legat în serie cu elementele circuitului de ramură implicate)

OHMMETRUL IDEAL are „rezistență zero R_A ”

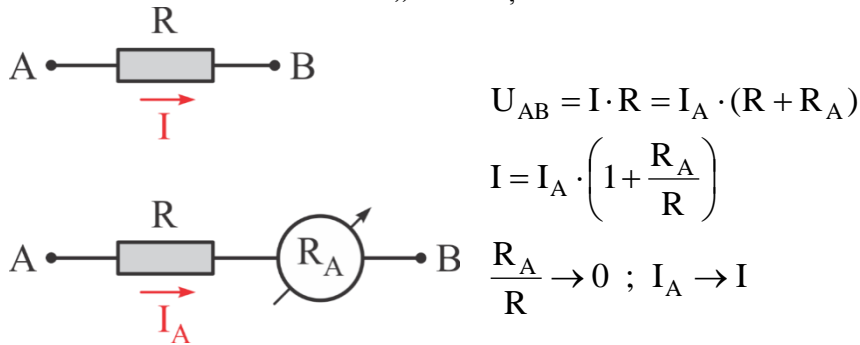


Figura 29: Măsurarea intensității curentului într-un circuit cu Ampermetrul ideal

Tensiunea între două noduri (A și B): Voltmetru (legat în paralel cu elementele circuitului de ramură asociate cu perechea de noduri)

VOLTMETRU IDEAL CU „ R_V DE REZISTENȚA INFINITA”

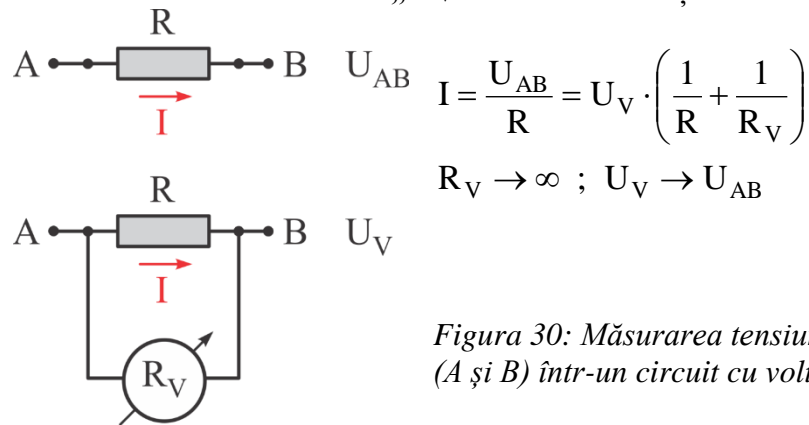


Figura 30: Măsurarea tensiunii între două noduri (A și B) într-un circuit cu voltmetrul ideal

LEGEA LUI OHM PENTRU ÎNTREGUL CIRCUIT

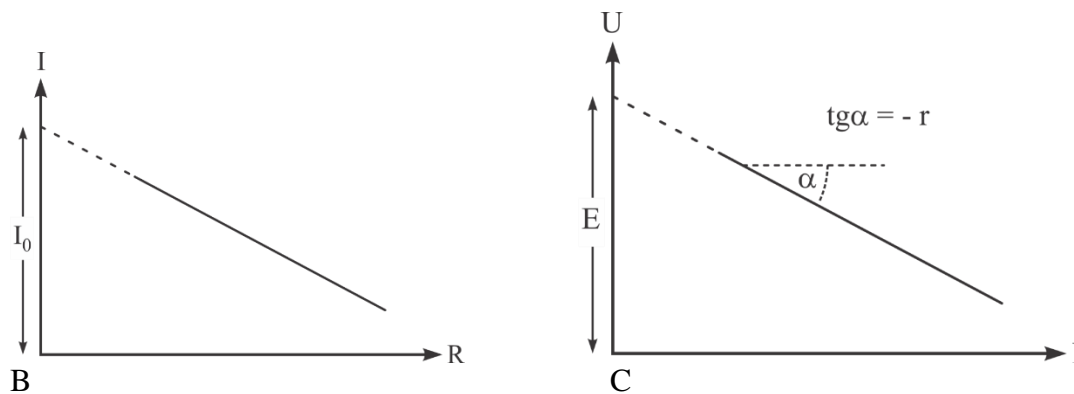
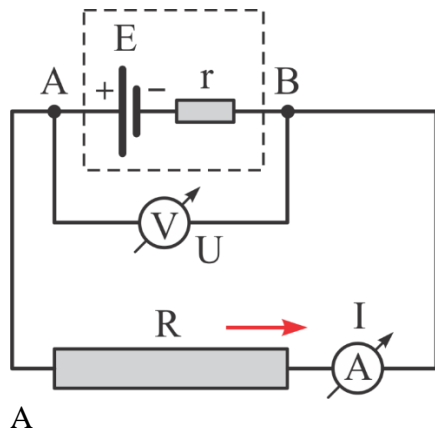


Figura 31: A) Întregul circuit; B) Varianta: $I=I(R)$; C) Varianta $U=U(I)$

Caracteristicile unei surse de curent continuu:

- Tensiunea electromotoare (E): $E = I \cdot R + I \cdot r$
- rezistența internă (r)

$$I = \frac{E}{R + r}; \quad U = E - I \cdot r; \quad I_0 = \frac{E}{r}; \quad I_0 = \text{intensitatea curentului de scurtcircuit}$$

**MĂSURAREA TENSIUNII ELECTROMOTOARE A UNEI SURSE.
PUNTEA POGGENDORFF**

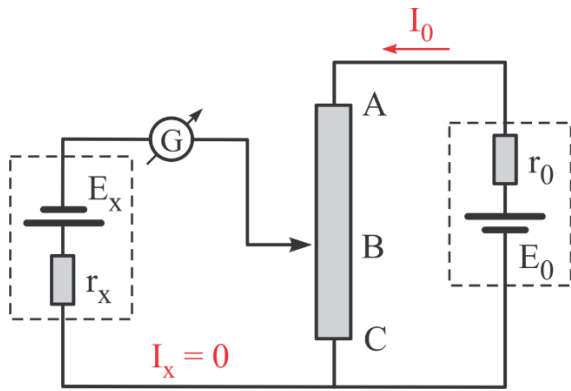


Figura 32: Ansamblul Poggendorff

$$I_0 = \frac{E_0}{r_0 + R_{AC}} ; U_{BC} = R_{BC} \cdot \frac{E_0}{r_0 + R_{AC}} = E_x$$

$$\frac{E_x}{E_0} = \frac{R_{BC}}{r_0 + R_{AC}} ; E_x = E_0 \cdot \frac{R_{BC}}{r_0 + R_{AC}}$$

LEGILE LUI KIRKHOFF

Analiza circuitelor parcurse de curent continuu -

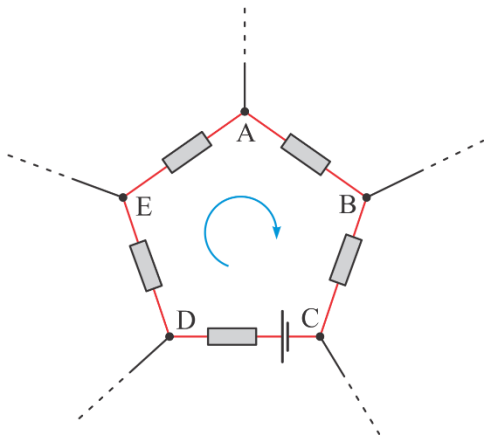


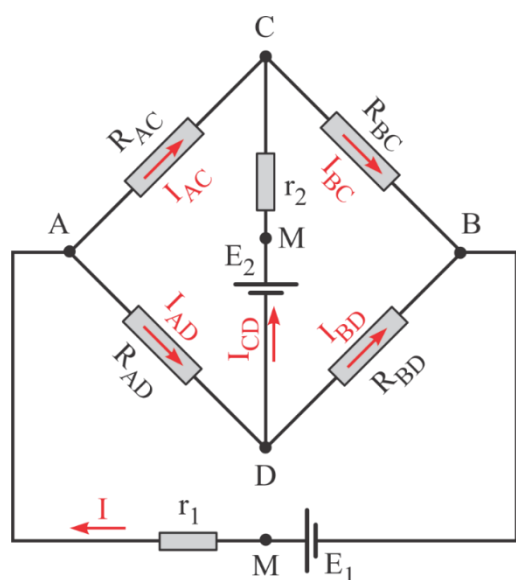
Figura 33: Circuitul prin care trece curentul continuu.

A ; B ; C ; D ; E = noduri
AB ; BC ; CD ; DE ; EA
ABCDE = buclă („ochi”)

- (i) *Suma algebrică a intensităților curenților care se reunesc într-un nod de rețea este zero.*
- (ii) *De-a lungul conturului unei bucle (un „ochi”) a rețelei, suma algebrică a surselor de tensiune electrică este egală cu suma algebrică a produsului curentului și rezistența totală pe fiecare parte.*

ANALIZA CIRCUITURILOR PARCURSE DE CURENTUL CONTINUU – EXEMPLU

Scop : Exprimarea intensității curentului continuu pe fiecare parte în funcție de rezistențe și de caracteristicile surselor (forța electromotoare și rezistența internă).



(1) În fiecare ramură se alege în mod arbitrar un efect pozitiv pentru curentul corespunzător.

(2) Dacă rețeaua conține noduri „p”, atunci pentru nodurile „p – 1” se aplică legea lui Kirchoff (I).

Curenții care intră în nod sunt considerați pozitivi, curenții care ies din nod au semn negativ.

Figura 34: Analiza circuitelor parcurse de curentul continuu

Rețeaua are patru noduri, așa că aplicarea legii (I) duce la trei ecuații:

$$(A): I - I_{AC} - I_{AD} = 0$$

$$(B): -I + I_{BC} + I_{BD} = 0$$

$$(C): I_{AC} + I_{CD} - I_{BC} = 0$$

(3) Se alege (arbitrar) un număr de bucle independente și pentru fiecare buclă aleasă este definită (arbitrar) o direcție de derulare. Curenții unei bucle, care au o semnificație egală cu direcția de derulare a buclei, sunt pozitive; celelalte sunt negative. Sursele de tensiuni electrice sunt pozitive dacă direcția derulării aleasă coincide cu direcția impusă de sursa de curent; altfel sunt negative

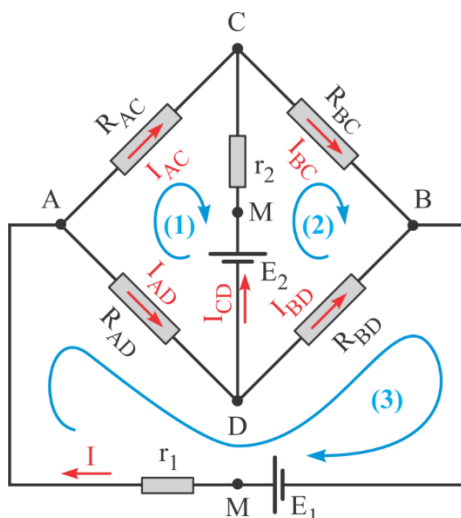


Figura 35: Analiza circuitelor parcurse de curentul continuu

Bucla (1) (bucla ACDA):

$$I_{AC} \cdot R_{AC} - I_{CD} \cdot r_2 - I_{AD} \cdot R_{AD} = -E_2$$

Bucla (2) (bucla CBDC):

$$I_{BC} \cdot R_{BC} - I_{BD} \cdot R_{BD} + I_{CD} \cdot r_2 = E_2$$

Bucla (3) (bucla ADBMA):

$$I \cdot r_1 + I_{AD} \cdot R_{AD} + I_{BD} \cdot R_{BD} = E_1$$

(4) Cele 6 ecuații sunt rezolvate față de cele 6 necunoscute (curenții I , I_{AC} , I_{AD} , I_{CD} , I_{BC} și I_{BD}). Dacă într-o problemă reală pentru unul dintre curenți s-a obținut o valoare negativă înseamnă că alegerea (arbitrară) a direcției curentului nu a fost corectă.

PUNTEA WHEATSTONE

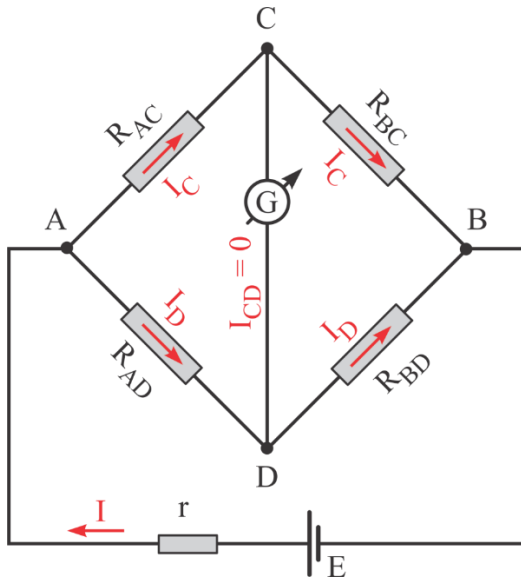


Figura: 36: Puntea Wheatstone

Dacă galvanometrul „G” indică curent zero, atunci:

$$I_{CD} = 0$$

$$U_{AC} = U_{AD} \text{ și}$$

$$U_{CB} = U_{BD}$$

$$I_C \cdot R_{AC} = I_D \cdot R_{AD}$$

$$I_C \cdot R_{BC} = I_D \cdot R_{BD}$$

$$\rightarrow \frac{R_{AC}}{R_{BC}} = \frac{R_{AD}}{R_{BD}}$$

PUTEREA DISIPATĂ PE REZISTENȚĂ – RELAȚIA JOULE-LENZ

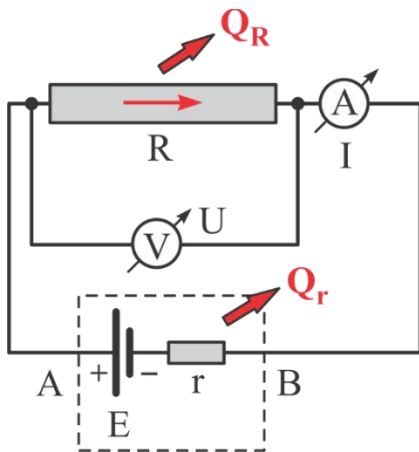


Figura 37: Disiparea căldurii (Q_R) pe R a rezistenței externe

Disiparea căldurii (Q_R) pe R a rezistenței externe în timpul t:

$$Q_R = U \cdot I \cdot t$$

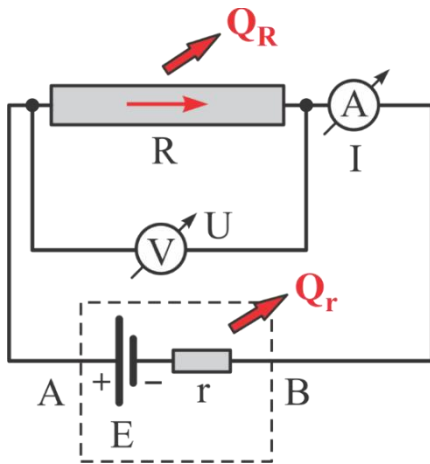
Puterea disipată (P_R) pe rezistența externă R:

$$P_R = \frac{Q_R}{t} = U \cdot I = \frac{U^2}{R} = I^2 \cdot R$$

Puterea disipată (P_{R+r}) pe circuitul complet:

$$P_{R+r} = \frac{Q_{R+r}}{t} = E \cdot I = \frac{E^2}{R + r}$$

**PUTEREA MAXIMA DISIPATA PE REZISTENTA UNUI CIRCUIT ETERN
CANTITATEA MAXIMĂ DE PUTERE DISIPATĂ ÎN REZISTENTA UNUI CIRCUIT
EXTERN**



Puterea disipată (P_R) în rezistența externă R :

$$P_R = \frac{Q_R}{t} = U \cdot I = \frac{U^2}{R} = I^2 \cdot R$$

Figura 38: Disiparea căldurii (Q_R) pe rezistența externă R

Enunt: Care este valoarea optimă a rezistenței R_{opt} pentru care s-a disipat puterea externă (P_R).
acest rezistor este maxim și ce valoare are puterea maximă disipată (P_{max})?

soluție:
$$P_R = I^2 \cdot R = \frac{E^2 \cdot R}{(R + r)^2} = \frac{E^2 \cdot R}{(R - r)^2 + 4 \cdot R \cdot r}$$

Pentru toate valorile posibile termenul $(R - r)^2$ este pozitiv. Valoarea minimă a numitorului (adică valoarea maximă pentru P_R) se realizează pentru cazul în care $R = r$,

iar în acest caz
$$P_{max} = \frac{E^2}{4 \cdot r}$$

3. ELECTROLIZA

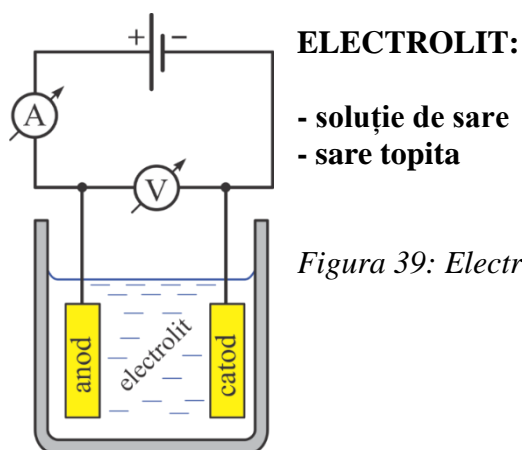


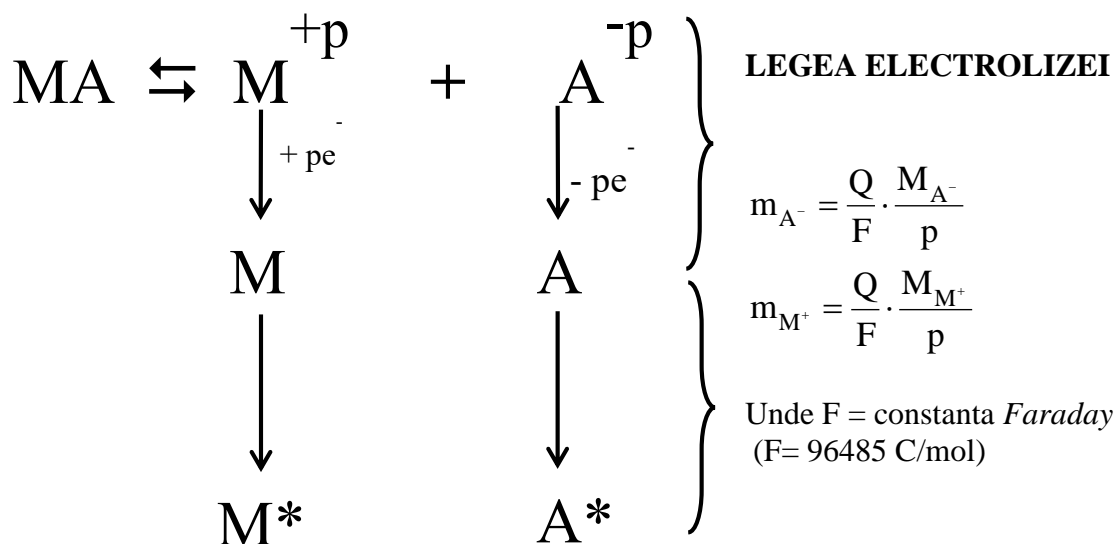
Figura 39: Electroliza

Purtători de încărcare: ioni

Trecerea curentului electric prin electrolit: procese cu electrozi

- Primar
- Secundar

Procese de electrod primare



Procese de electrod secundare

Masa unei substanțe (m), formată prin electroliză este direct proporțională cu cantitatea de sarcină (Q) care trece prin sistem.

Dacă I = const. (t = timpul de electroliză)

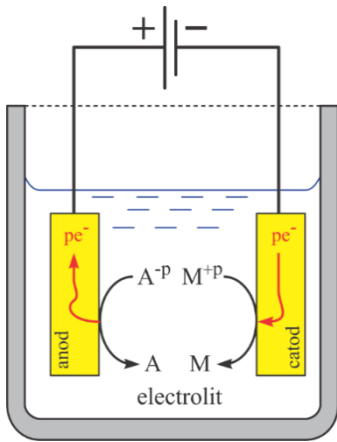


Figura 40: Electroliza

$$m_{A^-} = \frac{I \cdot t}{F} \cdot \frac{M_{A^-}}{p} ; m_{M^+} = \frac{I \cdot t}{F} \cdot \frac{M_{M^+}}{p}$$

Dacă $I = \text{variabil}$ ($t = t = \text{ timpul de electroliză}$)

$$m_{A^-} = \frac{M_{A^-}}{F \cdot p} \cdot \int_0^t I(t) \cdot dt ; m_{M^+} = \frac{M_{M^+}}{F \cdot p} \cdot \int_0^t I(t) \cdot dt$$

RANDAMENTUL FENOMENULUI DE ELECTROLIZA

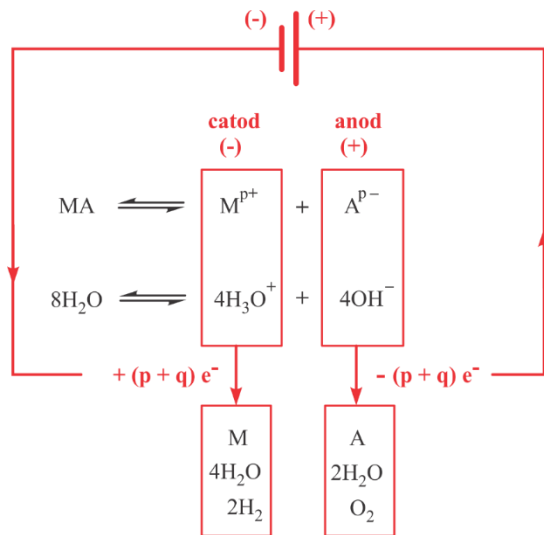


Figura 41 : Electroliza

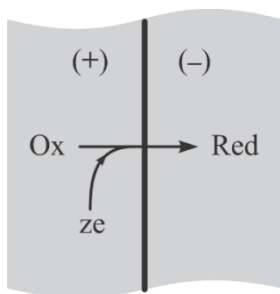
$$\eta = \frac{p}{p+q}$$

η = randamentul de curent pentru electroliza electrolitului MA

$$m_{A^-} = \frac{I \cdot t}{F} \cdot \frac{M_{A^-} \cdot \eta}{p+q}$$

$$m_{M^+} = \frac{I \cdot t}{F} \cdot \frac{M_{M^+} \cdot \eta}{p+q}$$

POTENȚIALUL DE ELECTROD - ECUAȚIA NERNST



Dacă o substanță poate exista în două forme redox (forma oxidată - „Ox” și forma redusă „RED”) în două medii separate de o suprafață, atunci trecerea formelor redox prin suprafața de separare generează o diferență de potențial între mediile separate de suprafață.

Figura 42: Forma oxidată - „Ox” și forma redusă „RED”)

$$E = E^0 + \frac{R \cdot T}{z \cdot F} \cdot \ln \frac{[Ox]}{[Red]} \text{ \textit{équation de Nernst}}$$

E^0 : potențial standard pentru cuplul Ox / Red

[Ox] și [Red]: concentrații de forme oxidate și reduse

F: Numărul Faraday

z: numărul de electroni modificați ai unei molecule (ion)

T: temperatura absolută

R: constanta universală a gazului

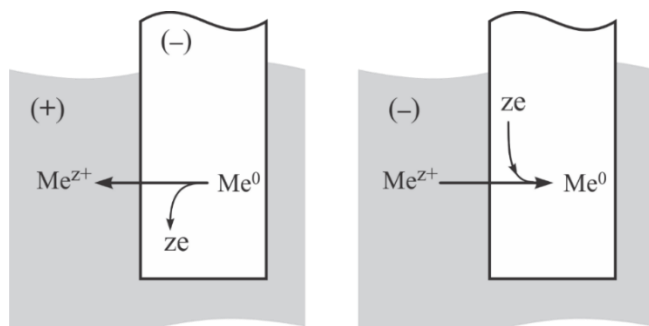


Figura 43: Reprezentarea ecuației lui Nernst

$$E = E^0 + \frac{R \cdot T}{z \cdot F} \cdot \ln \frac{[Me^{z+}]}{[Me^0]} = E^0 + \frac{R \cdot T}{z \cdot F} \cdot \ln[Me^{z+}] - \frac{R \cdot T}{z \cdot F} \cdot \ln[Me^0]$$

$$E = E^{0*} + \frac{R \cdot T}{z \cdot F} \cdot \ln[Me^{z+}]$$

POTENȚIALUL TRANSMEMBRANAR

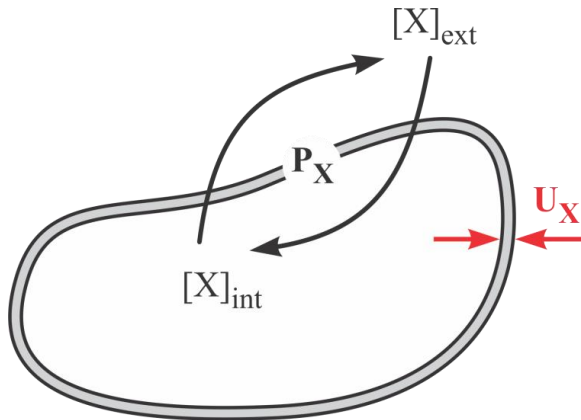


Figura 44: Reprezentarea potențialului transmembranar.

$$U_X = \frac{R \cdot T}{z \cdot F} \cdot \ln \frac{[X]_{\text{ext}}}{[X]_{\text{int}}}$$

Mai mulți ioni (ecuația Goldman-Hodgkin-Katz) :

- Cationi monovalenți: M_i^+ ; ($i = 1, 2, \dots, N$)
- Anioni monovalenți: A_j^- ; ($j = 1, 2, \dots, M$)

$$E_m = \frac{R \cdot T}{F} \ln \left[\frac{\sum_i^N P_{M_i^+} \cdot [M_i^+]_{\text{ext}} + \sum_j^M P_{A_j^-} \cdot [A_j^-]_{\text{int}}}{\sum_i^N P_{M_i^+} \cdot [M_i^+]_{\text{int}} + \sum_j^M P_{A_j^-} \cdot [A_j^-]_{\text{out}}} \right]$$

$$P_{M_i^+} \quad P_{A_j^-}$$

Permeabilitatea membranei în comparație cu ionii M_i^+ și A_j^- (m/s)

EFECTE TERMOELECTRICE LA INTERFAȚA DINTRE CONDUCTORI

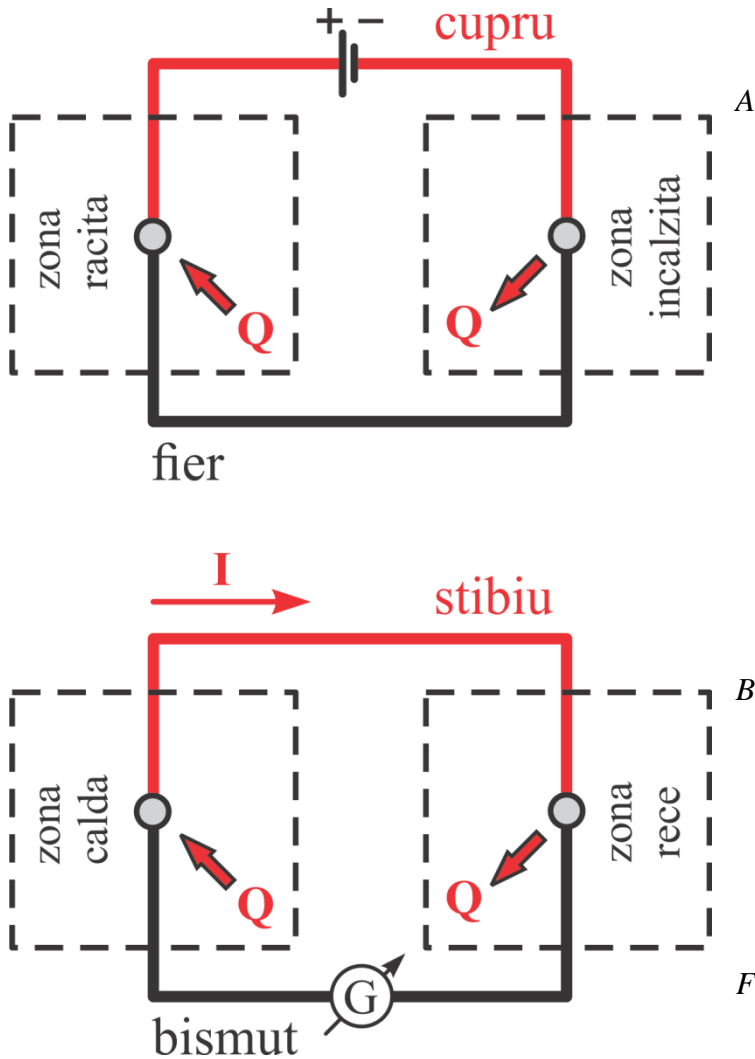


Figura 45: A) efect Peltier; B) Efectul Seebeck

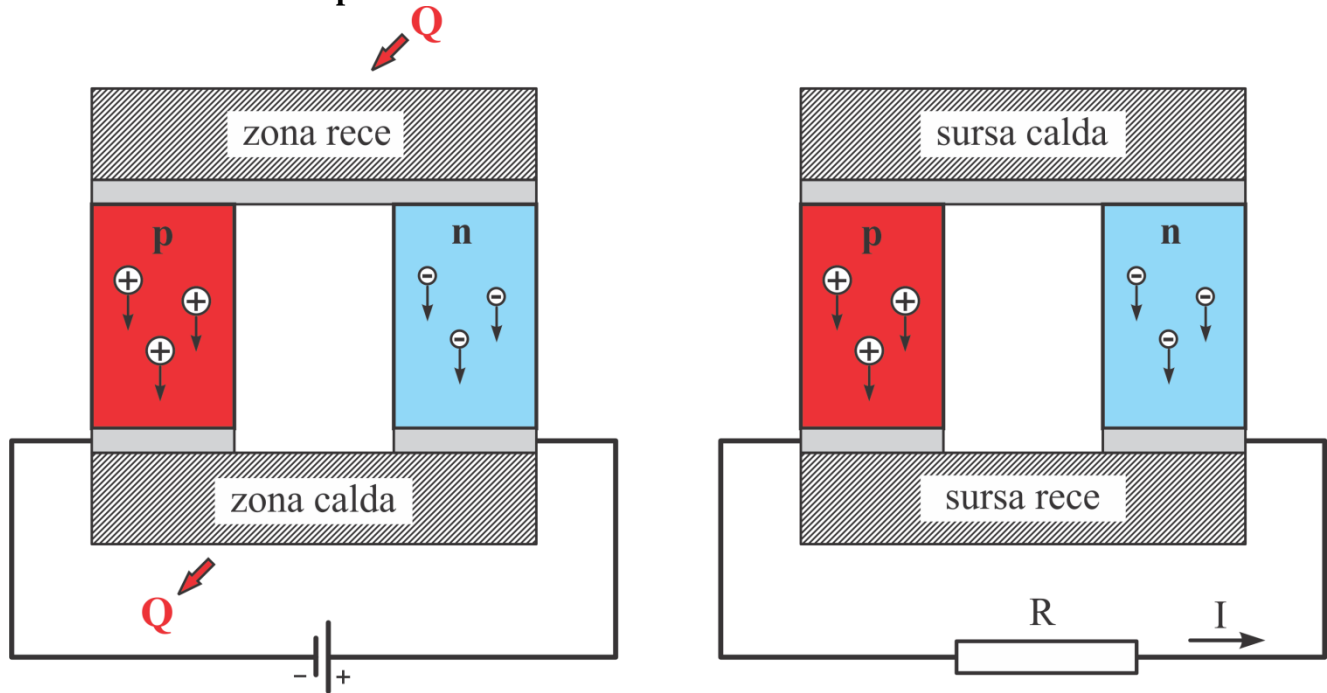
A: EFECTUL PELTIER

Unul din punctele de contact între doi conductori, străbătuți de curent continuu, se răcește, celălalt se încălzește.

B: EFECTUL SEEBECK

Dacă punctele de contact între doi conductori se mențin la temperaturi diferite, în circuit se generează un curent electric continuu.

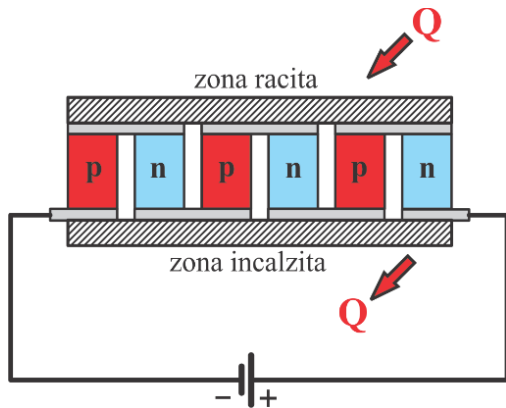
Intensitatea efectului depinde de caracteristicile conductorilor.



A: Efect Peltier

B: Efect Seebeck

Figura 46: A) efect Peltier; B) Efectul Seebeck



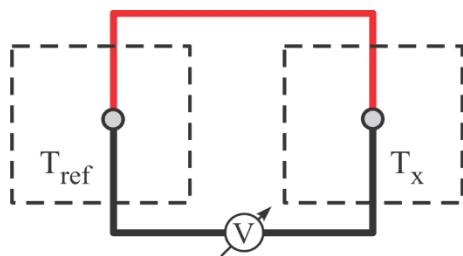
$$Q = (P_A - P_B) \cdot I$$

Aceasta

Q = cantitatea de căldură „pompată” într-o perioadă de timp „ t ”
 P_A ; P_B = coeficienții Peltier ai conductoarelor „A” respectiv „B”

I = intensitatea curentului electric

Figura 47: Măsurarea temperaturii cu termocuplul (aplicarea efectului Seebeck)



Coeficienții Seebeck pentru perechile de conductori
Într-un interval limitat de temperatură:

$$V = -S \cdot \Delta T$$

V = tensiunea generată

S = coeficientul Seebeck

DT = diferența de temperatura

Bac sis	Cuplu dirijor	Seebeck (mV/K)	S
E	chromel–constantan	60	
J	fier - constantan	51	
T	cupru - constantan	40	
K	chromel - alumel	40	
NU	nicrosil - nisol	38	
S	Pt (10% Rh) – Pt	11	
B	Pt (30% Rh) – Pt (6% Rh)	8	
R	Pt (13% Rh) – Pt	12	

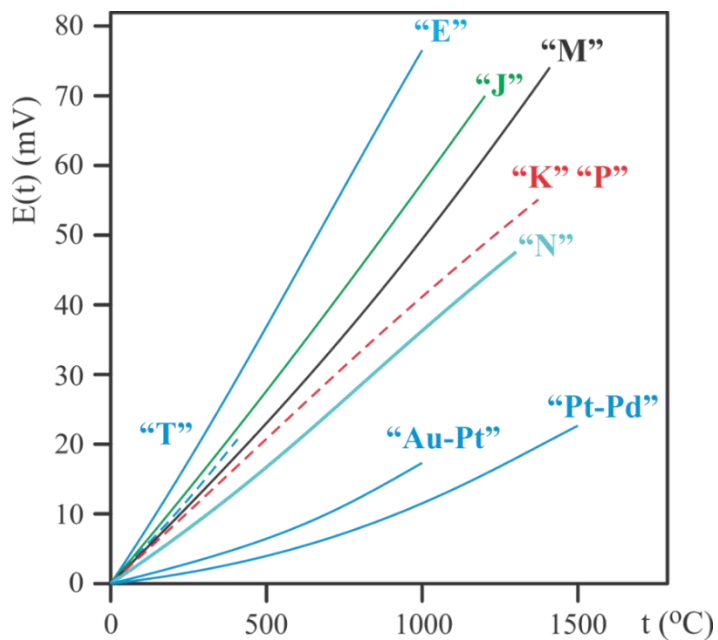


Figura 48: Cuplu de conductori

4. MAGNETISMUL

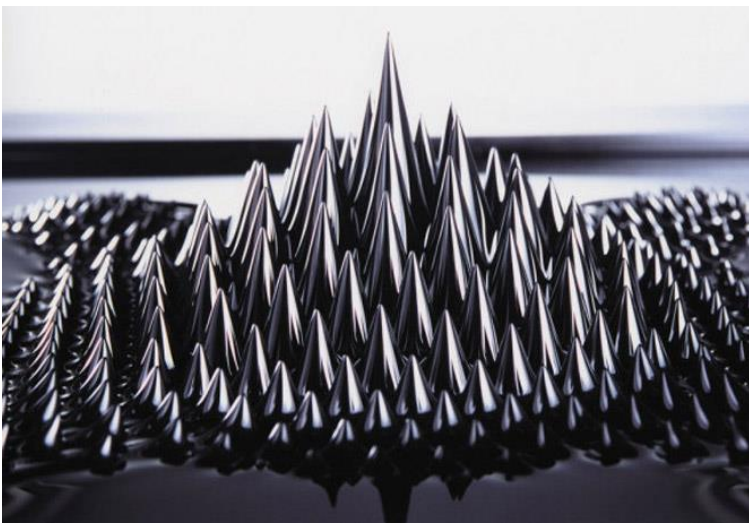
Magnetita sau oxidul de fier sub forma de cristale - are proprietatea de a atrage obiecte mici de fier din apropierea sa. Acest lucru conferă spațiului din jurul său proprietăți speciale și creează un câmp magnetic.

Câmpul magnetic se manifestă la intensitate maximă în apropierea unor zone ale materiei minerale, dispuse în perechi care se numesc **poli magnetici**.

Știm că **un câmp electric** este deschis în principal **de intensitatea câmpului electric E**, de forte determinate care acționează asupra unei sarcini q în repaus sau în mișcare.

Un câmp magnetic acționează asupra sarcinilor electrice numai dacă acestea se mișcă și viteza lor nu este

paralelă cu direcția câmpului. $R = \frac{mv}{qB}$



Ferofluidurile sunt lichide magnetizabile sau suspensii stabilizate de particule de magnetita (Fe_3O_4)

Perspective: transportul dirijat către organe sau țesuturi țintă al medicamentelor atașate de nanoparticule acționate magnetic.

MAGNETOSTATICĂ ȘI MAGNETODINAMICĂ

Există o legătură între curentul electric și câmpul magnetic. Această legătură se manifestă în mai multe moduri.

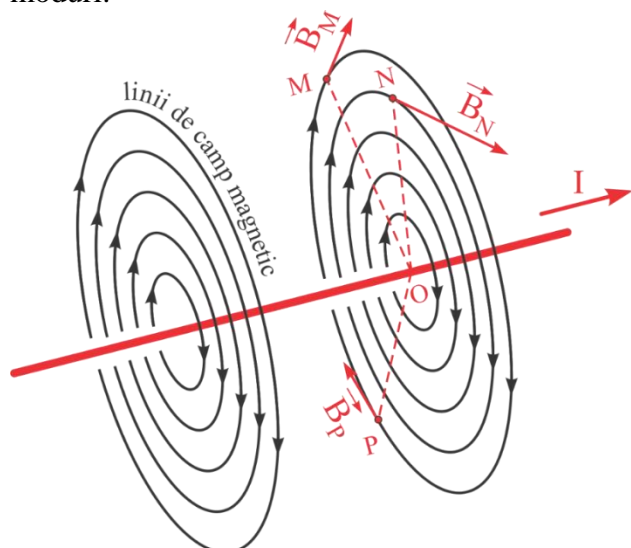


Figura 49: Liniile de câmp magnetic

În jurul unui conductor traversat de un curent liniar continuu (I) se generează un câmp magnetic reprezentat de liniile de câmp. Aceste drepte sunt de fapt curbe (închise) situate în planul perpendicular pe conductorul liniar.

Liniile de câmp sunt asociate cu o direcție de mișcare („regula de rotire”).

Fiecare punct din câmpul magnetic din jurul firului este caracterizat (dimensiune, direcție și direcție) de vectorul de inducție magnetică ($\vec{B}_M, \vec{B}_N, \vec{B}_P$)

Vectorul inducție magnetică într-un punct (ex. punctul “N”) este orientat tangent la linia de câmp care trece prin punctul respectiv și are sensul corespunzător liniei de câmp în acel punct. **Modulul vectorului inducție magnetică depinde de distanța punctului considerat de la conductorul strabatut de curent, de intensitatea curentului și de caracteristicile mediului în care are loc fenomenul (“permeabilitatea magnetică a mediului”).**

Se consideră că printr-un anumit procedeu s-a creat într-un domeniu din spațiu un câmp magnetic uniform, adică un câmp magnetic care are proprietăți identice în orice punct al domeniului respectiv. Dacă într-un astfel de câmp se trimite cu viteza v , după diverse direcții, o particulă de masă m și de sarcină electrică q se constată următoarele (fig.50);

- în câmpul magnetic există o direcție privilegiată după care particula nu și modifică vectorul vitează v și deci, asupra ei nu acționează vreo forță din partea câmpului (fig. 50);
- dacă particula este trimisă în câmp într-o direcție conținută într-un plan perpendicular pe direcția privilegiată, atunci traiectoria particulei devine circulară (fig. 50), valoarea absolută a vitezei rămânând însă constantă.

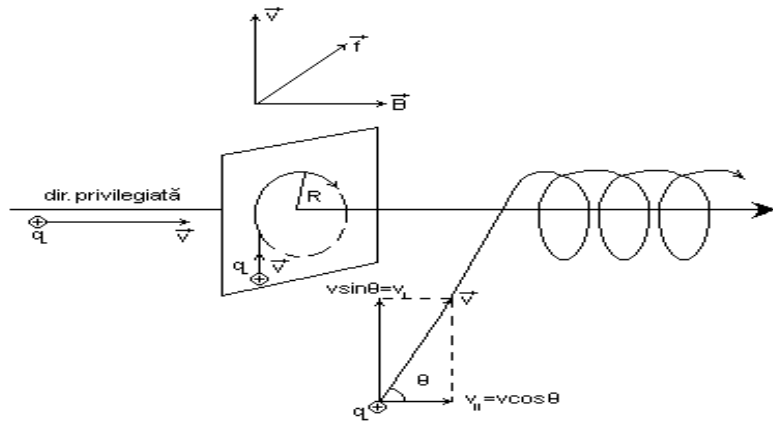


Figura 50: Mișcarea unei particule într-un câmp magnetic

Aceasta înseamnă că, în acest caz, asupra unei particule acționează o forță constantă și normală în toate punctele, traiectorie și direcție preferată, adică o forță centripetă.

S-a constatat că raza R a traseului circular este proporțională cu masa m și cu viteza v este invers proporțională cu sarcina q: $R = \frac{mv}{qB}$

Unde $1/B$ este factorul de proporționalitate. Dacă se menține constante valorile mărimilor m , q și v , dar se modifică câmpul magnetic, raza R a traiectoriei își schimbă valoarea. Acesta arată că mărimea B din relația (2) caracterizează câmpul magnetic .

Prin definiție, se numește **INDUCȚIE MAGNETICĂ** mărimea vectorială a cărei valoare , în orice punct al câmpului, este egală cu B, a cărei direcție coincide cu direcția privilegiată din câmp și al cărei sens, prin convenție, este sensul pozitiv al axei Oy, într-un sistem de coordonate rectangular în care axa Ox are direcția și sensul vectorului viteză v a unei particule de sarcină pozitivă, iar axa Oz are direcția și sensul forței care acționează asupra particulei în camp (fig.51) .

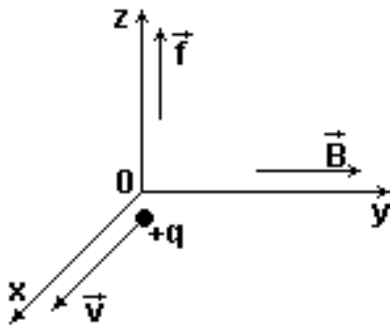


Figura 51: Inducția magnetică, viteza și sarcina electrică

$$f = \frac{mv^2}{R} = qvB$$

Pentru forța centripetă este dată ecuația: $f = \frac{mv^2}{R} = qvB$ (2)

Sau având în vedere caracterul vectorial al mărimilor v, f, și B.

$$\vec{f} = q\vec{v} \times \vec{B} - \text{vectorial}$$

$$f = q.v.B - \text{scalar}$$

aceasta este forța cu care câmpul magnetic de inducție B acționează asupra unei particule de sarcină q, ce se deplasează cu viteza v în câmp; ea se numește **forță Lorentz**.

Dacă particula pătrunde în câmp cu o viteză v care face un unghi α cu B, mișcarea ei – înainte de intrarea în câmp – poate fi considerată ca rezultată a două mișcări:

- una cu viteza $v \cos \alpha$, paralelă cu B și
- alta cu viteza $v \sin \alpha$, perpendiculară pe B.

Prima nu este influențată de prezența câmpului magnetic, iar a doua în câmp devine o mișcare circulară într-un plan perpendicular pe B.

Traectoria mișcării rezultante este o linie elicoidală cu axa paralelă cu B (fig.50), particula înfășurându-se deci în jurul liniilor vectorului B.

Forța dată de relația de mai sus fiind, în orice punct, normală la traiectorie, nu efectuează lucru mecanic asupra particulei în mișcare și deci nu produce variația valorii absolute a vitezei v și a energiei cinetice ale particulei încărcate. Așa se întâmplă în cazul când câmpul magnetic este constant în timp: însă un câmp magnetic ce depinde de timp accelerează particulele încărcate.

Pentru viteza unghiulară a mișcării pe traiectoria circulară rezultată sau, pentru perioada T se poate scrie

$$\text{relatia } \omega = \frac{qB}{m}; T = \frac{2\pi}{\omega} = \frac{2\pi}{q.B} m$$

perioada nu depinde de viteza particulei într-un câmp uniform.

Este folosit în acceleratorul de particule încărcate numit ciclotron.

RELAȚIA BIOT-SAVART

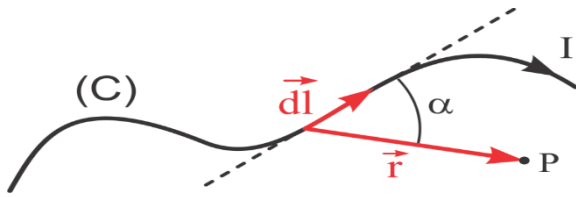


Figura 52: Vectorul de inducție magnetică (B_P) produs în punctul P de curentul din partea infinitezimală a conductorului (dl),

Vectorul de inducție magnetică (B_P) produs în punctul P de curentul din partea infinitezimală a conductorului (dl), este:

$$d\vec{B}_P = \frac{\mu_0 \cdot \mu_r \cdot I}{4 \cdot \pi} \cdot \frac{d\vec{l} \times \vec{r}}{r^3} ; dB_P = \frac{\mu_0 \cdot \mu_r \cdot I}{4 \cdot \pi} \cdot \frac{\sin \alpha}{r^2} \cdot dl$$

$$\vec{B}_P = \frac{\mu_0 \cdot \mu_r \cdot I}{4 \cdot \pi} \cdot \int_C \frac{d\vec{l} \times \vec{r}}{r^3}$$

$$B_P = \frac{\mu_0 \cdot \mu_r \cdot I}{4 \cdot \pi} \cdot \int_C \frac{dl \cdot \sin \alpha}{r^2}$$

$$B_P = \frac{\mu_0 \cdot \mu_r \cdot I}{2 \cdot \pi \cdot r_p}$$

Sau

B_P = inducția magnetică în punctul „P”

r_p = distanța de la punctul „P” al conductorului liniar

μ_0 = permeabilitatea magnetică a vidului

μ_r = permeabilitatea relativă a mediului

$$[B]_{SI} = \text{Tesla (T)}$$

$$\mu_0 = 4 \cdot \pi \cdot 10^{-7} \frac{V \cdot s}{A \cdot m}$$

INDUCȚIA MAGNETICĂ ÎN CENTRUL UNUI CONDUCTOR CIRCULAR (DE RAZA R)

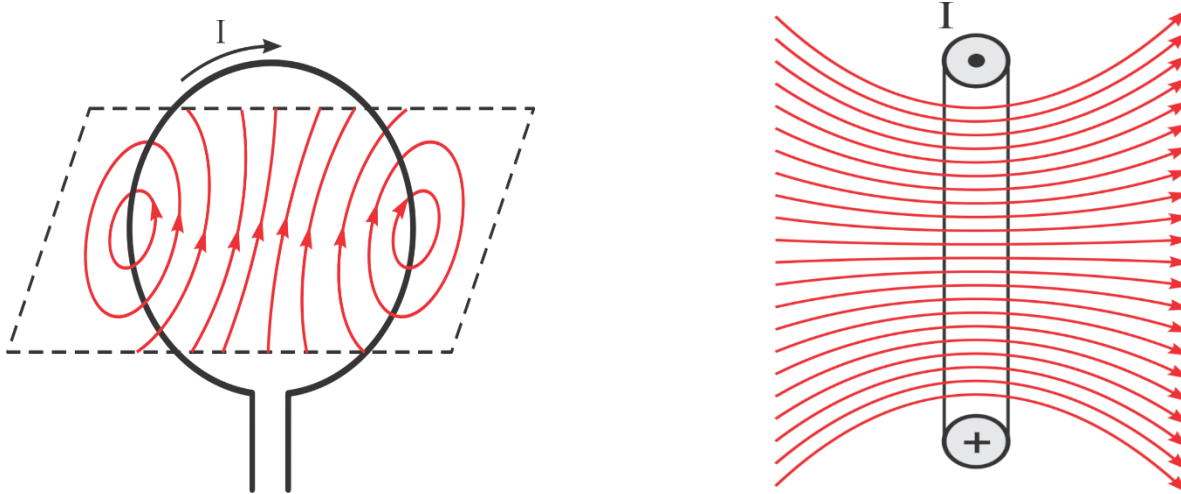


Figura 53: Liniile de câmp magnetic „regula burghiului”.

Direcția liniilor câmpului magnetic „regula burghiului”

$$B = \mu_0 \cdot \mu_r \cdot \frac{I}{2 \cdot R}$$

R = raza conductorului circular

INDUCȚIA MAGNETICĂ ÎN INTERIORUL UNUI SOLENOID

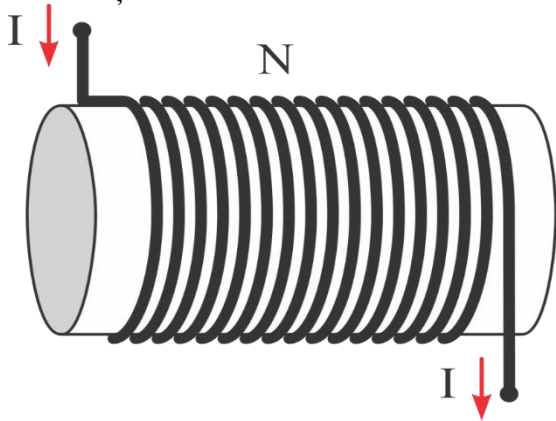


Figura 54: Inducția magnetică în interiorul unui solenoid

$$B = \mu_0 \cdot \mu_r \cdot \frac{I \cdot N}{l}$$

I = intensitatea curentului care trece prin solenoid

N = numărul de spire

l = lungimea electromagnetului

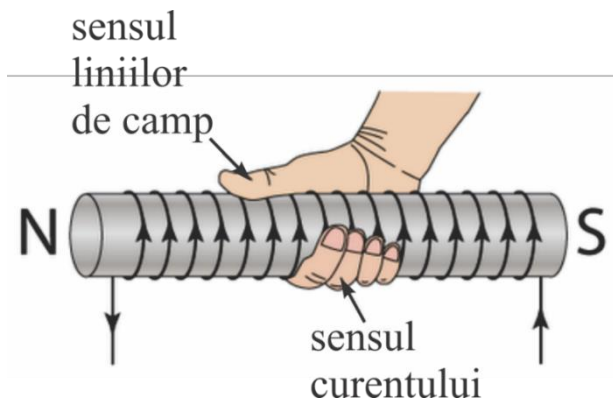
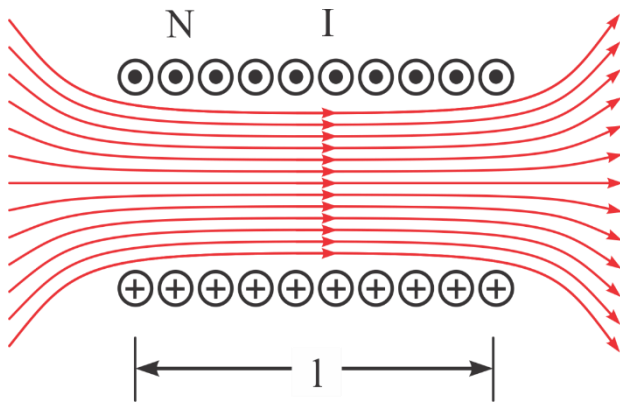


Figura 55: Direcția liniilor de câmp și direcția curentului.

Corelația direcției liniilor magnetice și a direcției curentului electric prin solenoid „regula mâinii drepte”

INTERACȚIUNEA INDUCȚIEI MAGNETICĂ – CURENT ELECTRIC – FORȚA LORENTZ

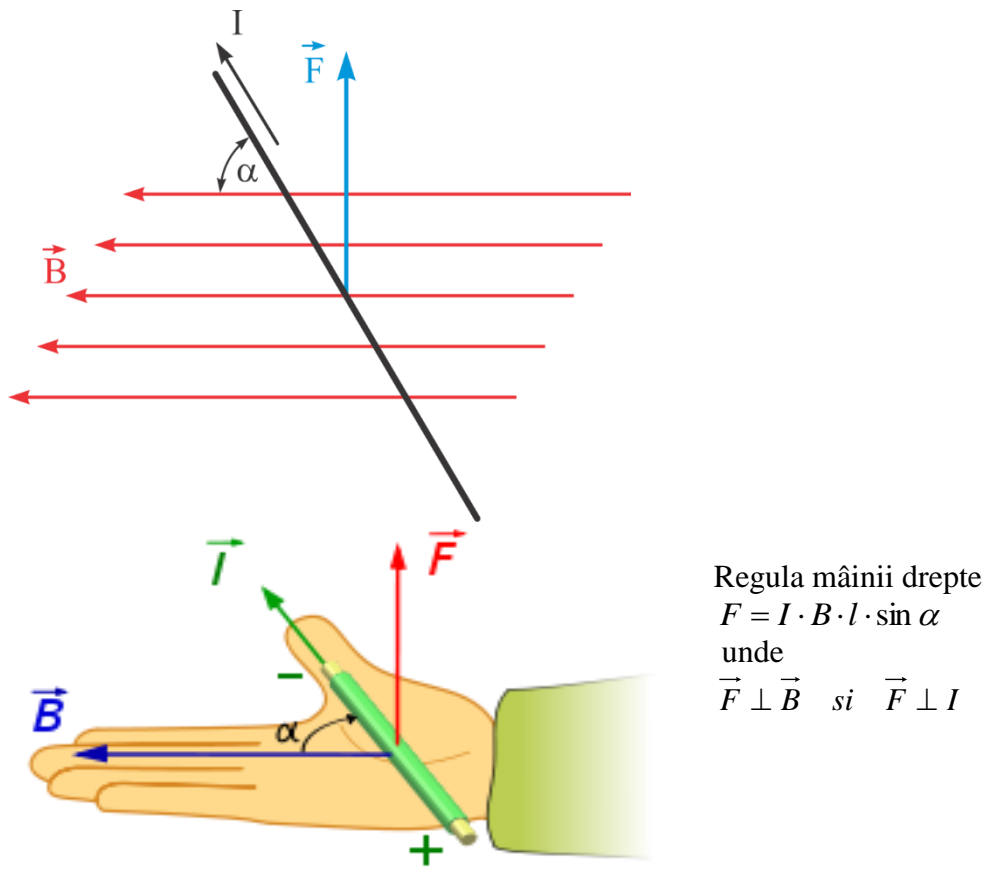
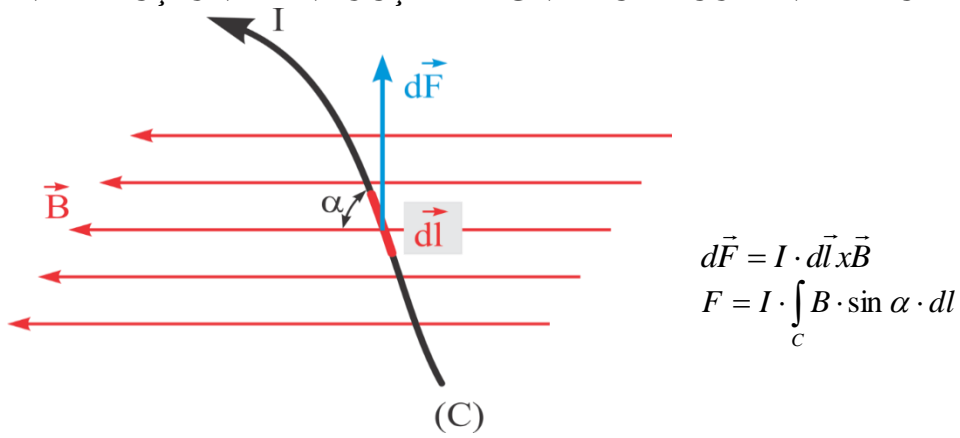


Figura 56: Regula mâinii drepte pentru forta Lorentz

Forța *Lorentz* este reprezentată de un vector orientat perpendicular pe planul definit de direcția curentului electric și liniile de câmp magnetic. Sensul forței *Lorentz* se determină în corelație cu sensul (convențional) al curentului electric și sensul liniilor de câmp magnetic.

Corpurile magnetizate au doi poli: polul “Nord” și polul “Sud”.

În afara corpului liniile de câmp sunt orientate de la polul “Nord” spre polul “Sud”.

În interiorul corpului liniile de câmp magnetic sunt orientate de la polul “Sud” spre polul “Nord”.

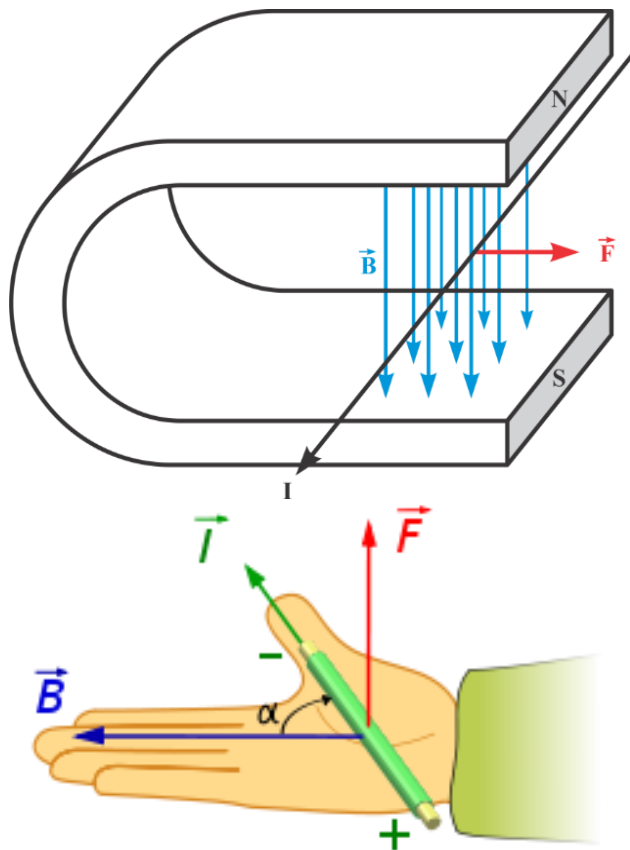


Figura 57: Regula mâinii drepte pentru Lorentz Force

TRAIECTORIA UNEI PARTICULE ÎNCARCATĂ ÎN CÂMP MAGNETIC – FORȚA LORENTZ

Pe o sarcină electrică, care se mișcă într-un câmp magnetic, se exercită o forță perpendiculară pe liniile de direcție a câmpului și în direcția momentană de deplasare (forța Lorentz).

$$\vec{F} = q \cdot \vec{v} \cdot \vec{B}$$

Deoarece forța Lorentz este întotdeauna perpendiculară pe direcția momentană de deplasare a particulei încărcate, traiectoria particulelor este circulară (raza R).

Deoarece $\sin 90^\circ = 1$, rezultă că:

$$\frac{m \cdot v^2}{R} = q \cdot v \cdot B \text{ Și } R = \frac{m \cdot v}{q \cdot B}$$

Regula mainii drepte la deplasarea unei sarcini punctiforme (pozitive) in camp magnetic omogen

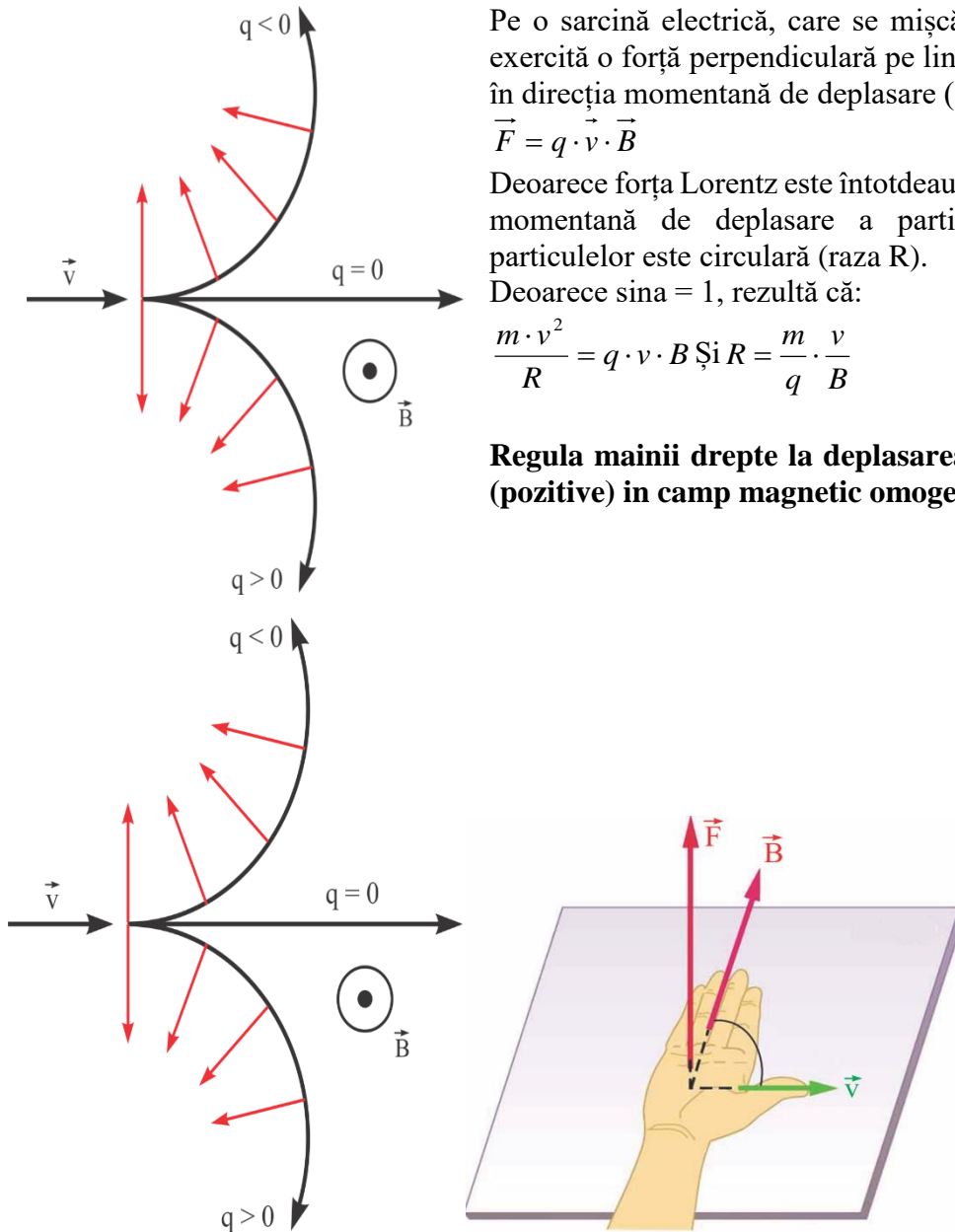


Figura 57: Regula mâinii drepte pentru Lorentz Force

CÂMPUL MAGNETIC TERESTRU

Nord geografic = „Sud” magnetic

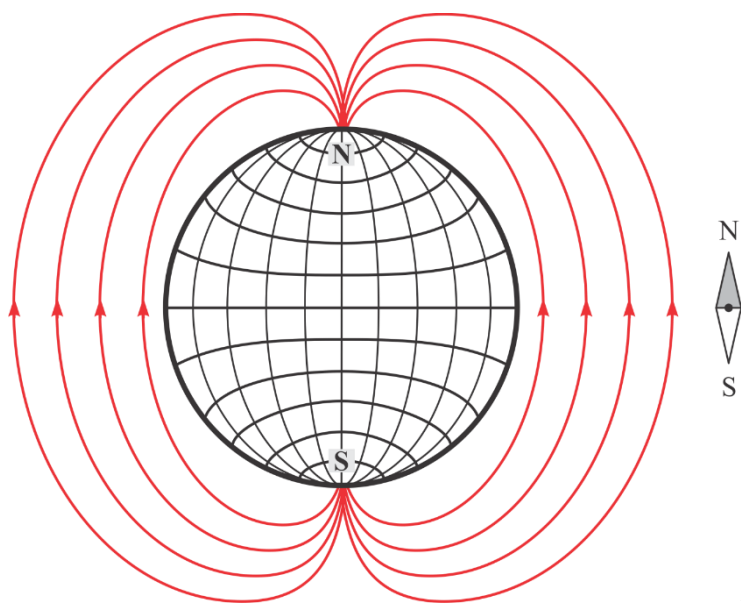


Figura 58: Polii magnetici

Polul acului magnetic, care se orientează spre “polul nord geografic” al Pământului, a fost denumit polul “Nord” al acului magnetic.

Polul acului magnetic, care se orientează spre “polul sud geografic” al Pământului, a fost denumit polul “Sud” al acului magnetic.

Razele cosmice , particule încărcate emise de Soare sosesc pe Pământ ca particule încărcate (electroni, protoni, etc.) , de energie mare.

În apropiere de suprafața Pământului aceste particule suferă influența câmpului magnetic terestru modificându-și traiectoria (fig. 3) .

Unele din ele care se îndreaptă către polii magnetici ai Pământului, se vor mișca aproape de-a lungul liniilor inducției magnetice terestre, înfășurându-se în jurul lor. Particulele încărcate care vin spre Pământ în apropierea planului ecuatorial, sunt orientate aproape perpendicular pe liniile inducției magnetice și sunt întoarse din drum . Numai cele mai rapide dintre ele ($R \sim v$) pot atinge suprafața Pământului .

Ca urmare intensitatea razelor cosmice ce ajung pe Pământ în apropierea ecuatorului este mai mică decât la latitudini mai mari. Astfel se explică strălucirea straturilor superioare ale atmosferei, produsă de emisia de particule încărcate de către Soare care se observă în special în regiunile polare (aurora polară).

Câmpul magnetic terestru reprezintă un adevărat scut care apără omenirea de nocivitatea radiațiilor cosmice, el este cauza formării a așa numitelor centuri de radiație descoperite în anul 1959 de Van Allen pe baza datelor obținute cu ajutorul sateliților artificiali .

Aceste centuri sunt zone de acumulare a particulelor cosmice, datorită câmpului magnetic terestru care constituie ceea ce se numește o capcană magnetică.

Prima centură Van Allen se află la înălțimi cuprinse între 500-4000 km , a doua este de la 6000 la 60000 km.

Zborurile cosmice se fac astfel încât să ocolească centurile de radiație.

AURORA

Istoric

Aurora polară este un fenomen optic ce constă într-o strălucire intensă observată pe cerul nocturn în regiunile din proximitatea zonelor polare, ca rezultat al impactului vântului solar în câmpul magnetic terestru.

Când apare în latitudinile emisferei nordice fenomenul e cunoscut sub numele de **aurora boreală**, termen folosit inițial de Galileo Galilei, cu referire la zeița romană a zorilor, Aurora, și la titanul care reprezenta vânturile, Boreas.

Apare în mod normal în intervalele septembrie-octombrie și martie-aprilie.

În latitudinile din emisfera sudică, fenomenul poartă numele de **auroră australă**, după James Cook, o referință directă la faptul că apare în sud.

Fenomenul nu este exclusiv terestru, fiind observat și pe alte planete din sistemul solar, precum Jupiter, Saturn, Marte și Venus. Totodată, fenomenul este de sorginte naturală, deși poate fi reprodus artificial prin explozii nucleare sau în laborator.

Aurorele boreale sunt studiate la nivel științific încă din secolul XVII.

În 1621, astronomul francez **Pierre Gassendi** a descris fenomenul observat în sudul Franței.

În același an 1621, astronomul italian **Galileo Galilei** a început investigarea fenomenului ca parte dintr-un studiu referitor la mișcările astrelor cerești. Faptul că raza acoperită de studiul său era continentul european s-a concretizat în observarea fenomenului în nordul continentului, de unde numele de auroră boreală.

În secolul XVIII navigatorul englez **James Cook** a constatat prezența fenomenului observat de Galileo în Oceanul Indian, botezându-l **aurora australă**.

De atunci a devenit clar că **efectul nu era exclusiv emisferei nordică terestră**, motiv pentru care a apărut denumirea de **auroră polară**.

În aceeași epocă, astronomul britanic **Edmond Halley** a emis ipoteza potrivit căreia **câmpul magnetic terestru ar fi legat de fenomenul de formare a aurorelor boreale**.

În 1741, **Hiorter și Anders Celsius** au fost primii care au înregistrat **evidențe ale controlului magnetic când se observau aurorele**.

Mecanismul apariției Aurorei



Figura 59: Aurora înregistrată la sud la 22:50 (ora locală) la Lakes Entrance, Victoria, Australia

Aurora polară este un fenomen optic ce constă într-o strălucire intensă observată pe cerul nocturn în regiunile din proximitatea zonelor polare, ca rezultat al impactului vântului solar în câmpul magnetic terestru.

Apare în mod normal în intervalele septembrie-octombrie și martie-aprilie. În latitudinile din emisfera sudică, fenomenul poartă numele de auroră australă, după James Cook, o referință directă la faptul că apare în sud.

Aurora apare în mod obișnuit atât ca o strălucire difuză cât și ca o cortină extinsă în spațiu orizontal.

Câteodată se formează arcuri care își pot schimba forma permanent.

Fiecare cortină este compusă dintr-o serie de raze paralele și aliniată pe direcția liniilor de câmp magnetic, sugerând faptul că fenomenul de pe planeta noastră este aliniat cu câmpul magnetic terestru. De asemenea, variabilitatea unor anumiți factori poate determina formarea de linii aurore de tonalități și culori diferite.

AURORA POLARA TERESTRĂ

Aurora polară terestră e provocată de ciocnirea unor particule încărcate electric (de exemplu electroni) din magnetosferă, cu atomi din straturile superioare ale atmosferei terestre, aflate la altitudini de peste 80 km.

Aceste particule electrice au o energie de 1 până la 15 keV iar coliziunea lor cu atomii de gaz din atmosferă determină energizarea acestora din urmă. Prin fiecare coliziune o parte din energia particulei este transmisă atomului atins, într-un proces de ionizare, disociere și excitare a particulelor.



Figura 60: Aurora înregistrată la sud la 22:50 (ora locală) la Lakes Entrance, Victoria, Australia

În timpul ionizării, electronii se desprind de atom, care se încarcă cu energie și determină un efect de ionizare de tip domino în alți atomi.

Excitația rezultă în emisie, ducând atomul în stări instabile, dat fiind că aceștia emit lumină în frecvențe specifice când se stabilizează.

Dacă procesul de stabilizare a oxigenului

durează până la o secundă, azotul se stabilizează și emite lumină instantaneu.

Magnetosfera terestră este o regiune din spațiu dominată de câmp magnetic.

Ea se constituie ca un obstacol în drumul vântului solar, cauzând dispersarea sa pe sensul de întoarcere. Lățimea sa este de aproximativ 190 000 Km, iar în timpul nopților o lungă *coadă magnetică* se extinde pe distanțe chiar și mai mari.

Sursa de energie a aurorelor este dată de vânturile solare care circulă pe Terra. Atât magnetosfera, cât și vânturile solare pot conduce electricitate.

Este cunoscut faptul că dacă două conductoare electrice legate într-un circuit electric sunt introduse într-un câmp magnetic, iar unul dintre ele se deplasează în jurul celuilalt, în circuit este generat un curent electric. Generatoarele electrice și dinamurile utilizează acest principiu, însă conductoarele tradiționale pot fi înlocuite de plasmă sau chiar alte fluide.

În acest context, vântul solar și magnetosfera sunt fluide conductoare de electricitate cu mișcare relativă, fiind astfel capabile să genereze curent electric, care produce efect luminos.



Figura 61: Aurora boreală văzută de la Stația Spațială Internațională

FORȚA CE ACȚIONEAZĂ ÎNTR-UN CÂMP MAGNETIC ASUPRA UNUI CONDUCTOR PARCURS DE CURENT ELECTRIC

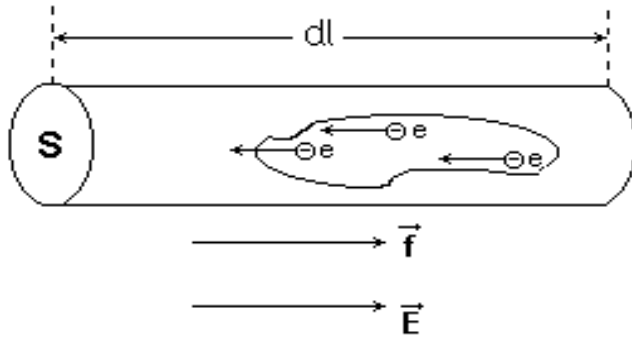


Figura: 62: Forța care acționează într-un câmp magnetic asupra unui conductor prin care trece un curent electric

Se consideră într-un câmp magnetic uniform de inducție B , un element de lungime dl dintr-un conductor metalic parcurs de un curent I (fig. 62).
 Cum asupra unui electron liber , ce formează curentul de conducție din metal , acționează o **forță Lorentz** din partea câmpului magnetic, rezultă că elementul de conductor va fi supus unei forțe , de oarece electronii nu pot părăsi rețeaua cristalină a metalului , constituită din ioni pozitivi.

Dacă S este aria secțiunii transversale a conductorului și N este numărul electronilor din unitatea de volum de conductor, atunci forța ce acționează asupra elementului $d l$ este $dF = N \cdot f \cdot S \cdot dl$

unde f este dat de $f = e \cdot v \cdot B \cdot \sin \theta$ (3)

adică : $dF = N \cdot e \cdot v \cdot S \cdot dl \cdot B \cdot \sin \theta$

deci $I = j \cdot S = N \cdot e \cdot v \cdot S$

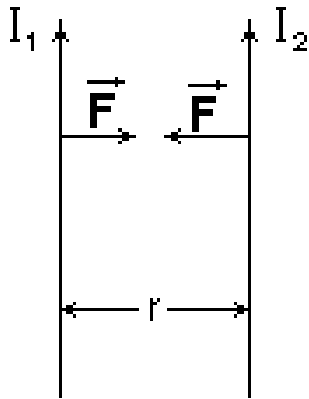
Alegând vectorul dl în direcția curentului ($ev \geq 0$).

Pentru un conductor rectiliniu de lungime l această relație devine $d\vec{F} = I d\vec{l} \times \vec{B}$ (4)

Forța F dată de relația (4) reprezintă deci forța ce acționează asupra unui conductor parcurs de curentul I în câmpul magnetic B și se numește **forța lui Laplace sau forță electromagnetică** .

Când conductorul considerat nu este rectiliniu atunci (4), prin generalizare , devine: $\vec{F} = I \int_C (d\vec{l} \times \vec{B})$

ACȚIUNEA RECIPROCĂ DINTRE DOUĂ CONDUCTOARE PARCURSE DE CURENT ELECTRIC. VECTORUL CÂMP MAGNETIC



Poza: 63: Acțiune reciprocă între doi conductori prin care trece un curent electric

Experiența arată că între conductoarele parcurse de curenți electrici apar forțe de interacțiune , numite forțe electrodinamice.

Considerând două conductoare rectilinii , practic infinit de lungi și paralele între ele (fig. 5) , prin care circulă curenții si, respectiv , forța care acționează asupra unei porțiuni de lungime l a uneia din cele două conductoare este dată de relația

$$F = \frac{\mu \cdot I_1 I_2}{2 \cdot \pi \cdot r} \quad (6)$$

unde r este distanța dintre conductori,

Și μ este un factor care depinde de natura mediului.

Când curenții din cele două conductoare au același sens, forța electromotoare este de atracție, iar când curenții au sensuri contrare , forța este de respingere.

Faptul că un conductor parcurs de curent electric este supus acțiunii unei forțe când se află în apropierea unui alt conductor, de asemenea parcurs de curent, sugerează ideea că la trecerea unui curent printr-un conductor, în spațiu din jurul conductorului apare un câmp magnetic.

Prin urmare sarcinile electrice în mișcare crează câmp magnetic.

Deoarece forța electrodinamică (6) depinde de natura mediului în care se află cele două conductoare , rezultă că și valoarea inducției magnetice trebuie să depindă de natura mediului .

INTERACȚIA MAGNETICĂ A CURENȚILOR PARCURSI DE CURENȚI ELECTRICI

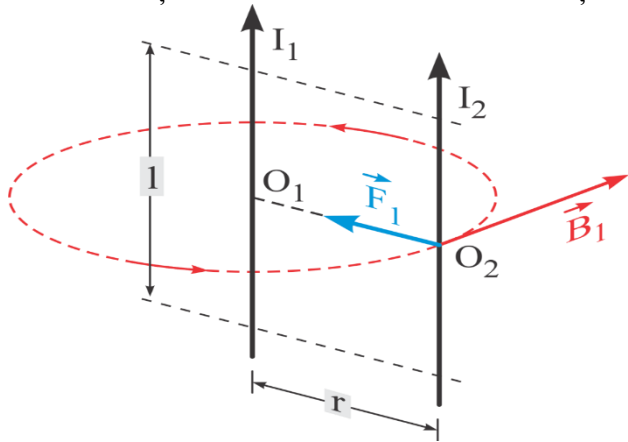


Figura: 64: Interacțiunea magnetică a curenților electrice

$$F_1 = B_1 \cdot I_2 \cdot l$$

$$B_1 = \frac{\mu_0 \cdot \mu_r \cdot I_1}{2 \cdot \pi \cdot r}$$

$$F_1 = \frac{\mu_0 \cdot \mu_r \cdot I_1 \cdot I_2 \cdot l}{2 \cdot \pi \cdot r}$$

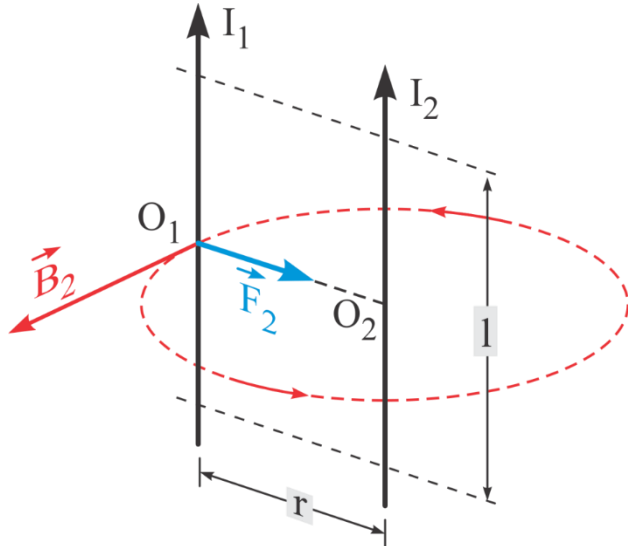


Figura: 65: Interacțiunea magnetică a curenților electrice

$$F_2 = B_2 \cdot I_1 \cdot l$$

$$B_2 = \frac{\mu_0 \cdot \mu_r \cdot I_2}{2 \cdot \pi \cdot r}$$

$$F_2 = \frac{\mu_0 \cdot \mu_r \cdot I_2 \cdot I_1 \cdot l}{2 \cdot \pi \cdot r}$$

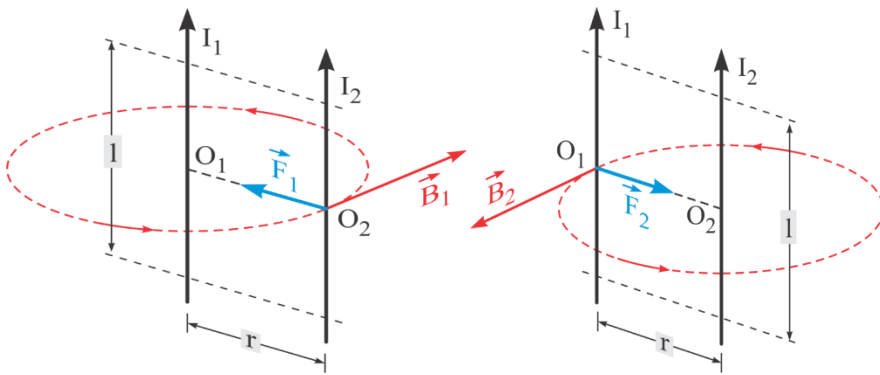


Figura: 66: Interacțiunea magnetică a curenților electrice

$$F_1 = F_2 = \frac{\mu_0 \cdot \mu_r \cdot I_1 \cdot I_2 \cdot l}{2 \cdot \pi \cdot r}$$

Definiția unitatii de masura “amperul”

Un amper este intensitatea unui curent electric constant care circula prin fiecare din cei doi conductori rectilinii, paraleli, foarte lungi, cu secțiunea circulara neglijabila, așezati in vid la distanța de 1 metru unul de altul, dacă pe fiecare porțiune de 1 metru a conductorilor se exercita o forta de $2 \cdot 10^{-7}$ N. (200nN)

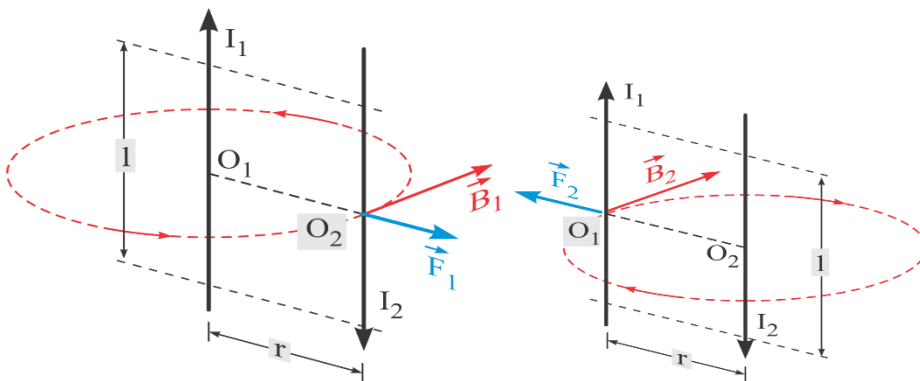


Figura: 67: Interacțiunea magnetică a curenților electrice

Dacă curenții I1 și I2 sunt paraleli și au direcții opuse, atunci între conductori există o forță de respingere:

$$F_1 = F_2 = \frac{\mu_0 \cdot \mu_r \cdot I_1 \cdot I_2 \cdot l}{2 \cdot \pi \cdot r}$$

FLUXUL MAGNETIC ÎN RAPORT CU O SUPRAFAȚĂ

Pentru descrierea și caracterizarea unor fenomene magnetice, este utilă definirea mărimii de “**flux magnetic**” în raport cu o suprafață.

Calitativ: cu cât este mai densă ansamblul de linii de câmp magnetic care intersectează o suprafață, cu atât este mai mare fluxul câmpului magnetic prin suprafața respectivă.

În cazul general, pentru o suprafață infinitesimală (dS), fluxul infinitesimal ($d\Phi$) este:

$$d\Phi = \vec{B} \cdot \vec{n} \cdot dS = B \cdot \cos \alpha \cdot dS$$

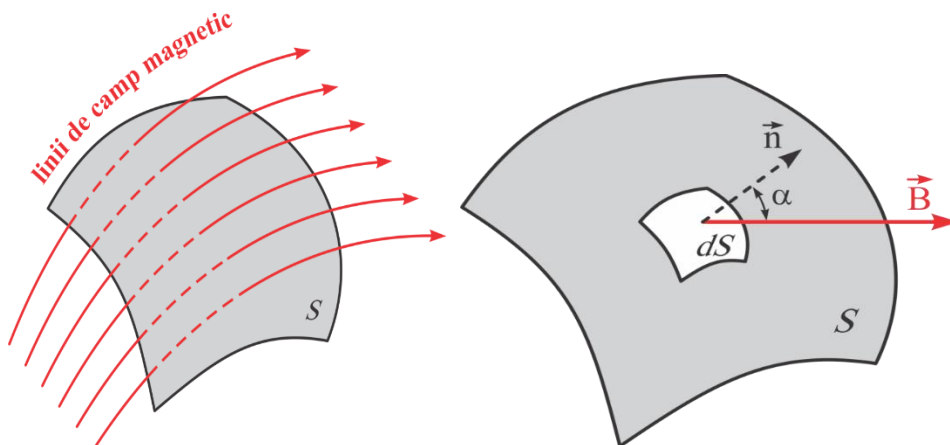


Figura 68: Flux magnetic relativ la o suprafață

Pentru întreaga suprafață (S):

$$\Phi = \int_{(S)} \vec{B} \cdot \vec{n} \cdot dS = \int_{(S)} B \cdot \cos \alpha \cdot dS$$

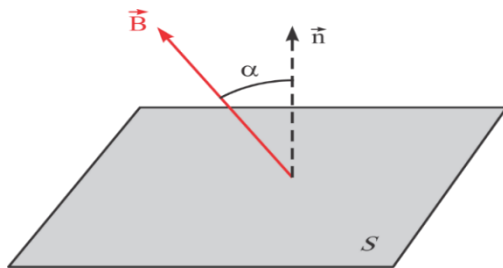


Figura 69: Fluxul magnetic relativ la o suprafață

Dacă suprafața (S) este plană și câmpul magnetic este omogen peste tot, atunci: $\Phi = B \cdot S \cdot \cos \alpha$

Vedem că fluxul magnetic este o mărime scalară.

Unitatea de măsură în SI este Weber (Wb): $Wb = T \cdot m^2$

Fuxul magnetic al inducției magnetice generata de un curent dintr-un solenoid prin suprafata spirelor solenoidului

$$\Phi = N \cdot B \cdot S = N \cdot \mu_0 \cdot \mu_r \cdot \frac{N \cdot I}{l} \cdot S$$

$$\Phi = \mu_0 \cdot \mu_r \cdot \frac{N^2 \cdot I}{l} \cdot S = L \cdot I$$

unde

N = numărul de spire

S = aria secțiunii solenoidului (m²)

l = lungimea magnetului (m)

L = inductanța bobinei (Henry, H)

$$L = \mu_0 \cdot \mu_r \cdot \frac{N^2 \cdot S}{l}$$

CÂMPUL MAGNETIC CREAT DE UN CONDUCTOR PARCURS DE CURENT ELECTRIC

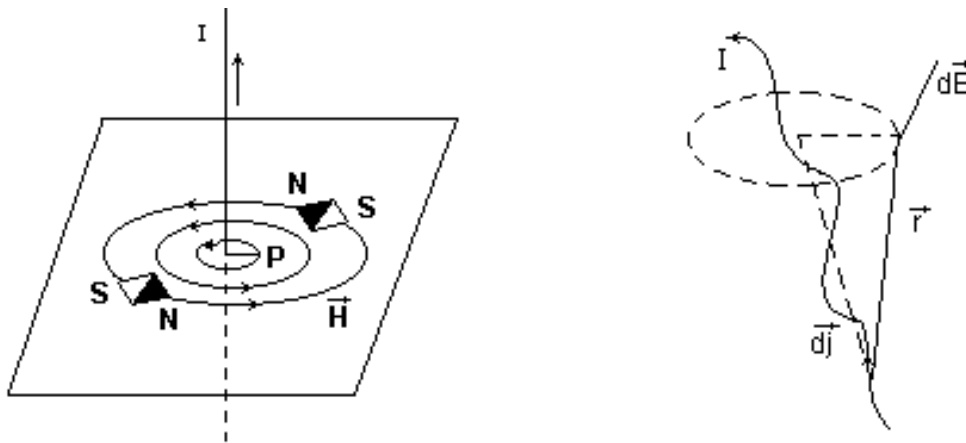


Figura 70: Câmp magnetic creat de conductorul cu fir traversat de un curent electric

În anul 1820, Biot și Savart au constatat că într-un punct P (fig.70) situat la distanța r de un conductor rectiliniu practic infinit lung parcurs de un curent I, apare un câmp magnetic de intensitate a câmpului magnetic H

$$H = \frac{I}{2\pi r}$$

Laplace a generalizat această relație și a arătat că un câmp magnetic creat de un curent ce străbate un conductor de o formă oarecare poate fi exprimat ca sumă vectorială (superpozitivă) a câmpurilor create de porțiunile elementare de conductor.

Pentru câmpul magnetic creat de un element de conductor de lungime dl (fig.7), respectiv, de un conductor de lungime l,

Laplace a gasit formulele:
$$d\vec{H} = \frac{Id\vec{l} \times \vec{r}}{4\pi r^2}$$

$$\vec{H} = \frac{I}{4\pi} \int \frac{d\vec{l} \times \vec{r}}{r^3}$$

unde dl este vectorul element de lungime a cărui direcție coincide cu cea a curentului I, iar r este vectorul ce unește elementul de curent cu punctul în care se determină dH sau H.

SUBSTANȚA ÎN CÂMPUL MAGNETIC

Dacă un conductor prin care circulă curentul electric, este situat mai întâi în vid, apoi într-un mediu oarecare, se observă că în cele două situații, câmpurile magnetice din jurul conductorului nu sunt identice.

Acest lucru se explică prin faptul că orice substanță are proprietăți magnetice, adică se magnetizează (se polarizează magnetic) sub acțiunea unui câmp magnetic.

Se poate stabili un paralelism între magnetizarea substanțelor și contribuția lor la câmpul magnetic, pe de o parte și polarizarea dielectricilor și contribuția lor la câmpul electric, pe de altă parte.

Dar, totodată, trebuie subliniată diferența esențială determinată de absența sarcinilor magnetice libere.

În loc de a exprima acțiunea magnetică a unui corp polarizat magnetic cu ajutorul unei distribuții de sarcini magnetice se folosește reprezentarea dată de Ampere pe baza echivalenței dintre curenții închiși elementari și dipolii magnetici, care consideră magnetismul ca fiind un fenomen produs de sarcinile electrice în mișcare.

MOMENTUL DIPOLAR MAGNETIC – MOMENTUL MAGNETIC

Dacă se consideră un conductor circular de diametru mic, parcurs de un curent staționar I, orientarea conturului în spațiu poate fi caracterizată prin direcția normalei pozitive (determinată după regula burghiului) n la contur (fig.8).

Acest contur se comportă ca un mic magnet fiind numit dipol magnetic. Sensul normalei n este în același timp și sensul sud nord al câmpului produs de curentul circular

Într-un câmp magnetic uniform asupra dipolului magnetic acționează o forță de orientare normală pozitivă n orientându-se paralel cu direcția câmpului. Experimental s-a constatat că F este proporțional cu curentul I din contur și cu aria S a conturului, dar nu depinde de forma conturului.

Pe această bază s-a definit momentul magnetic m al dipolului prin relația: $\vec{m} = I\vec{S} = IS\vec{n}$

Momentul cuplului de forțe F este atunci: $\vec{C} = \vec{m} \times \vec{B}_0$

dacă dipolul este o parcela, este evident că datorită faptului că forțele câmpului uniform nu mai sunt egale, cuplul de forțe va fi dublat de accelerația centrului de masă al dipolului.

Putem arăta că această forță are expresia: $\vec{f} = \text{grad}(\vec{m} \cdot \vec{B}_0)$

prin urmare, un moment magnetic dipol de m într-un câmp magnetic de inducție are energie potențială

$$U_{mag} = -\vec{m} \cdot \vec{B}_0$$

VECTORUL MAGNETIZARE

Când substanța este introdusă într-un câmp magnetic exterior, momentele magnetice ale moleculelor se orientează și ca urmare, substanța capătă un moment magnetic și crează un câmp magnetic care se suprapune peste câmpul inițial.

Câmpul rezultat este : $\vec{B} = \vec{B}_0 + \vec{B}_n$

Magnetizarea substanțelor este caracterizată prin vectorul magnetizație a cărei mărime reprezintă momentul magnetic al unității de volum:

$$\vec{M} = \lim_{\Delta v \rightarrow 0} \frac{\Delta \vec{m}}{\Delta V} = \frac{d\vec{m}}{dV}$$

sau un **vector de polarizare magnetică** $\vec{\mathfrak{S}} = \mu_0 \vec{M}$

care este analog în magnetism polarizației electrice P.

Legătura dintre B , H și M poate fi studiată pe baza unor raționamente cu totul analoage celor folosite în electrostatică la deducerea relațiilor dintre D, E și P, cu deosebire că în locul dipolilor electrici și a teoremei lui Gauss, în magnetism se vor folosi dipoli magnetici ai curenților amperieni și respectiv, teorema circuitului magnetic.

Rezultatul unui astfel de studiu este reprezentat prin relația :

$$\vec{B} = \mu_0 \vec{H} + \vec{\mathfrak{S}} = \mu_0 \vec{H} + \mu_0 \vec{M} = \mu \vec{H}$$

Pentru câmpurile magnetice nu prea intense există relația :

$$\vec{\mathfrak{S}} = \mu_0 \chi \vec{H} \quad (18)$$

χ se numește **susceptibilitate magnetică**

unde $\mu = \mu_0 \cdot \mu_r$ și $\mu_r = 1 + \chi$ (19)

Adesea , în loc de susceptibilitatea magnetică a unității de volum, folosim susceptibilitatea kilomolară sau susceptibilitatea specifică definite de relațiile :

$$\chi_{\text{kmol}} = \chi \cdot V_{\text{kmol}} \quad (20)$$

$$\chi_s = \frac{\chi}{\rho} \quad (21)$$

Măsurătorile de susceptivitate magnetică sunt importante în chimie deoarece depinde compoziția chimică a substanțelor, de tipul lor de structură.

În diferite procese industriale se aplică metode bazate pe determinarea susceptivității.

CLASIFICAREA SUBSTANȚELOR DIN PUNCT DE VEDERE MAGNETIC

În funcție de sensul și valoarea susceptivității magnetice χ , substanțele pot fi clasificate astfel:

1. Substanțe diamagnetice, la care $\chi < 0$ și are ca valori absolute foarte mici (10^{-8} - 10^{-7} m³/kmol), vectorul $\vec{\mathcal{M}}$ este în sens contrar cu H .

Exemple: mercur, apă, bismut, etc.

2. Substanțe paramagnetice, la care $\chi > 0$ și are ca valori absolute mici (10^{-6} m³/kmol), vectorul $\vec{\mathcal{M}}$ având același sens cu H .

Exemple: Na, K, Al, Rb, Mn, Cs, oxigen gazos și lichid, etc.

3. Substanțe feromagnetice, la care $\chi > 0$ și are valori absolute mari (10^3 m³/kmol)

4. Substanțe ferimagnetice (ferite), substanțe antiferomagnetice speciale, în care numai o parte din momentele magnetice elementare se orientează în sens contrar câmpului și din acest motiv, feritele au o permeabilitate magnetică apropiată de cea a substanțelor feromagnetice.

APLICAȚII ALE FLUIDELOR FEROMAGNETICE ÎN TRANSPORTUL MEDICAȚIEI PRIN ORGANISM

Una dintre premisele pentru succesul în aplicarea agenților chimioterapeutici pentru tratamentul bolilor localizate este dezvoltarea unor mijloace eficiente de transport al medicamentului la locul țintă într-un organism.

La mijlocul anilor 1970 a fost introdus un nou concept de administrare țintită a medicamentelor, bazat pe utilizarea sistemelor magnetice externe și a particulelor feromagnetice biocompatibile ca purtători de medicamente.

Experimentele efectuate în anii 1980 în numeroase centre și clinici de cercetare biomedicală indică în mod clar că majoritatea sistemelor de purtători magnetice investigate - ambele chimioterapeutice.

Agenți care conțin microsferă și compoziții ferrofluidice - pot fi concentrați în locuri predeterminate folosind un câmp magnetic suficient de puternic.

În același timp, toate aceste sisteme de transport de medicamente au caracteristici fizice, fizico-chimice și biochimice certe, foarte adesea controversate:

- Particulele din fluidul magnetic stabilizat de substanțe biocompatibile trebuie să aibă forme și dimensiuni corespunzătoare (aproximativ câteva μm) pentru a trece prin sistemele capilare ale organelor și tesuturilor fără a reprezenta amenințarea emboliei vaselor.

- Compoziții care conțin atât ferrofluide și agenții chimioterapeutici trebuie să aibă magnetizare suficient de mare.

- Sistemele suport ghidate magnetic trebuie să fie capabile să transporte cantitățile necesare de compuși farmacologic activi și trebuie să fie un mecanism eficient de eliberare a medicamentului de la purtător la locul țintă.

- Toate componentele sistemului purtător de medicamente trebuie să fie netoxice, biodegradabile și detașabile din sistemul reticulo-endotelial.

S-au făcut cercetări în acest domeniu în următoarele direcții:

- în oncologie ,
- în tratamentul bolilor inimii și sângelui vasele și
- în tratamentul bolilor organelor goale, și de asemenea
- în domeniul separării celulare și al creării de absorbanți biospecifici magnetici.

Acolo sunt trei tipuri de suspensii de particule magnetice, a căror interacțiune cu câmpurile magnetice poate să se utilizeze în medicină:

- *fluide magnetice* (particule 0,01-0,1 μm),
- *suspensii instabile de feroparticule mai mari* (1-10 μm) și
- *microsfere magnetice* (construcții complexe de 0,1-10 μm). particule care conțin materiale magnetice dispersate și medicamente).

Soluții coloidale magnetice (fluide magnetice sau ferrofluide) sunt suspensii stabile de particule ultradispersate de materiale magnetice cu dimensiunile 0,01-0,1 μm , care sunt supuse la mișcarea moleculară termică pentru a preveni sedimentarea lor în câmpuri gravitaționale și magnetice.

Fiecare particulă este o regiune cu un singur domeniu cu un moment magnetic constant (departe de punctul Curie).

Pentru a preveni agregarea lor, particulele trebuie să fie acoperite cu o substanță activă de suprafață.

Din cauza mecanismul frecării vâscoase picaturile de fluid magnetic se pot mișca ca un întreg corp fluid într-un câmp magnetic neuniform deși acționează forțele magnetice numai asupra particulelor magnetice suspendate.

Acest fapt este foarte important în scopuri medicale deoarece ne putem dizolva pur și simplu farmacologic substanțe active (nemagnetizate!) în acest fluid și transporta, deține, captura sau localizează în mod dezirabil în părți ale vaselor de sânge sau organe goale cu ajutorul unui câmp magnetic extern neuniform.

În studiile noastre anterioare, condițiile necesare pentru a menține sau capta o picătură de ferrofluid în fluxuri de apă, soluții și sânge au fost investigate în sisteme model și „in vivo” .

Am ajuns la concluzia că aceste condiții sunt foarte dependente de magnetizarea ferrofluidului și vâscozitate, viteza fluxului și gradientul intensității câmpului magnetic.

De exemplu, pentru a face posibilă captarea magnetică a compoziției ferrofluid-medicament cu magnetizare $J = 1-10 \text{ G}$ din fluxul sanguin într-un vas oclus, este necesar un gradient de câmp magnetic $|\nabla H| = 0,3-1,0 \text{ kOe/cm}$, adică forța volumică specifică magnetostatică $f = I(J \nabla)H$ trebuie să fie mai mare de 300 dyn/cm^2 la vitezele fiziologice ale fluxului sanguin în vasele neocluzate.

O posibilă aplicare a ferrofluidelor este în tratamentul bolilor organelor goale.

Abordare interesantă a fost testată pe pacienți cu probleme cu diferite tipuri de fistule. Canalul fistulei a fost închis cu o compoziție de ferrofluid purtător de medicament care a fost injectată în canal și ținută cu un magnet cu o formă de inel special .

Al doilea tip de suspensie este un sistem bine dispersat care conține magnetic multi-domeniu particule de $1-10 \mu\text{m}$, de zece ori mai mari decât particulele din fluidele magnetice.

În acest caz, energia interacțiunilor dipol-dipol este mai mare decât energia de fluctuație termică, ceea ce duce la crearea unei structuri spațiale rigide a particulelor magnetice în prezența unui câmp magnetic suficient de puternic.

Acest tip de suspensie magnetică este utilizat în principal pentru formarea de trombi în regiunile dorite ale organismului pentru ocluzia selectivă a vaselor de sânge care hrănesc organe sau țesuturi deteriorate de tumoră pentru a induce necroza celulelor tumorale.

O altă aplicație a unor astfel de suspensii este pentru necroza hipertermală direcționată a țesuturilor tumorale, utilizând absorbția selectivă a energiei radiațiilor electromagnetice de înaltă frecvență de către aceste particule magnetice bine dispersate.

Al treilea tip de suspensie magnetică este microsferă magnetică. Microsferele sunt sisteme complexe care cuprind o matrice specială (albumină sau polizaharidă) sau recipient (lipozomi sau globule roșii) care poartă un material magnetic și un medicament.

Momentul magnetic de saturație al unor astfel de microsfere este de obicei în intervalul $10 \sim 2-1 \text{ (I L) Gcm} \sim$. Din estimările noastre teoretice și rezultatele experimentale, un gradient de câmp magnetic de $1-20 \text{ kOe}$ este necesar pentru a ține astfel de microsfere pe peretele unui vas de sânge în condiții normale fluxul sanguin într-o regiune dorită a organismului.

Globulele roșii care conțin ferrofluid sunt cel mai apropiat de componentele native ale organismului și par promițătoare ca potențial sisteme purtătoare de medicamente.

Un eritrocit poate fi privit ca un container biocompatibil care poate fi încărcat cu medicament și un compus magnetic. De exemplu, au fost folosite celule roșii încărcate cu aspirină pentru prevenirea locală a trombozei la arterele animalelor.

În această lucrare încercăm să arătăm principalele dependențe ale procesului de reținere magnetică a picătură de ferrofluid pe peretele unui tub (vas de sânge model) în curentul unui lichid nemagnetic mediu. De asemenea, s-a studiat „in vivo” procesul de transport și ținând o picătură de ferrofluid într-un stomac de iepure.

5. ELECTROMAGNETISM

INDUCȚIA ELECTROMAGNETICA

Fenomenul inducției electromagnetice a fost descoperit de Faraday în 1831.

Acest fenomen constă în următoarele: În orice circuit închis, atunci când fluxul de inducție magnetică variază prin aria limitată a circuitului, apare un curent electric. Acest curent se numește curent indus.

Fenomenul de inducție este confirmat de următoarele experimente:

Dacă ne apropiem de solenoidul A al unui electromagnet, în solenoid se produce un curent electric așa cum este indicat de un galvanometru G. Dispare dacă oprim mișcarea solenoidului. Dacă scoatem rapid magnetul, vedem din nou apariția unui curent în bobină (dar de tensiune opusă). Același efect se observă dacă în locul magnetului se folosește o bobină străbătută de un curent (diagrama b), deoarece aceasta este echivalentă cu un magnet permanent.

Apropiindu-se de doi solenoizi, dintre care unul are galvanometru iar celălalt este alimentat de o baterie și are întrerupător k, la închiderea sau deschiderea întrerupătorului, în prima bobină apare un curent de inducție de foarte scurtă durată.

La trecerea unui curent constant prin bobina II, nu se observă nimic. (Bobinele sunt fixe) (figura c).

În cele două experimente de mai sus, există o variație a câmpului magnetic în vecinătatea solenoidului. (Cu galvanometrul). În al doilea experiment această variație apare brusc de la valoarea $B = 0$ ($k = \text{deschis}$) la valoarea $B = B_{\text{max}}$ ($k \text{ off}$)

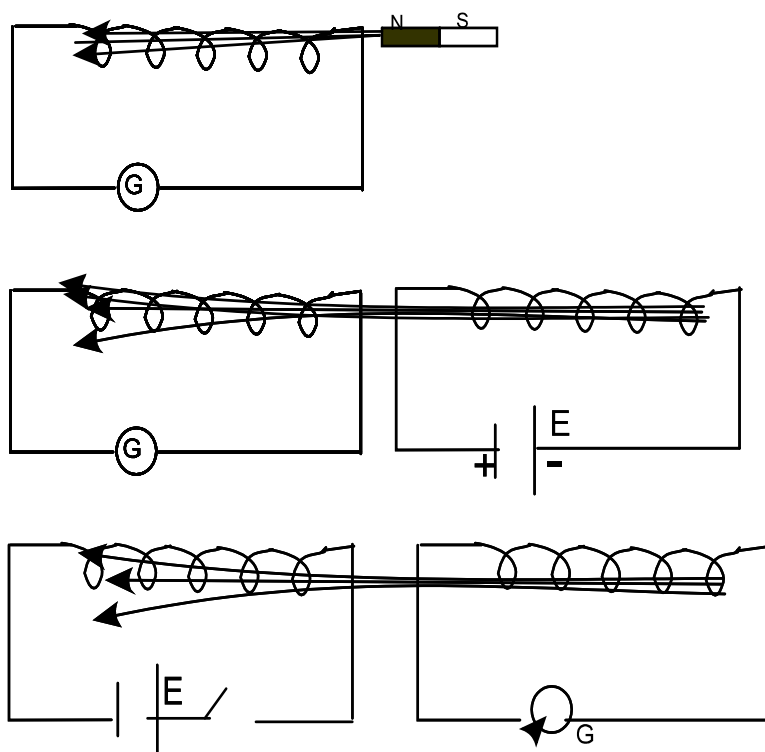


Figura 71: Inducție electromagnetică

Variația câmpului magnetic duce la variația fluxului de inducție magnetică în funcție de zona delimitată de circuit.

Această variație a fluxului de inducție magnetică este cea care declanșează o forță de inducție electromotoare în circuitul cu un galvanometru.

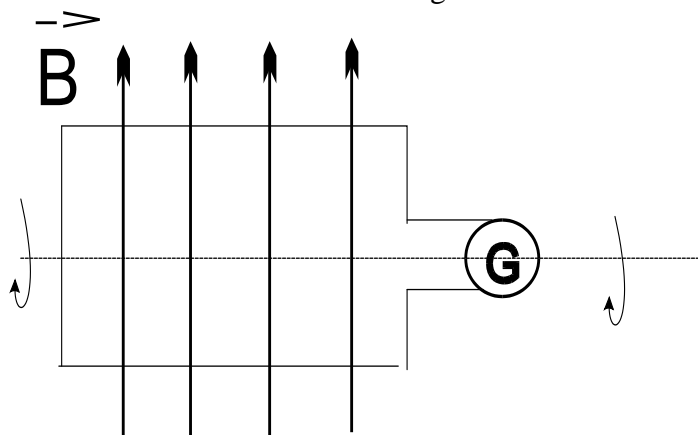


Figura 72: Inducție electromagnetică

Pentru a verifica această afirmație, rotim un cadru conductor complet închis într-un câmp magnetic uniform; în acest caz, valoarea de inducție a câmpului magnetic rămâne constantă în regiunea ocupată de circuit și variază, doar fluxul prin conturul suprafeței deoarece în circuit:

$$f = BScos\alpha$$

α a variat întotdeauna.

Dar dacă mișcăm în translație un conductor închis într-un câmp magnetic uniform, fluxul inducției magnetice rămâne constant și observăm absența curentului.

Domnul Faraday a făcut următorul experiment de acest tip care a confirmat următoarele legi ale inducției electromagnetice

- **LEGEA I: Un curent de inducție ia naștere într-un circuit închis ori de câte ori străbate circuitul. Lenz a formulat a doua lege a inducției electromagnetice care precizează sensul curentului indus.**
- **LEGEA II: - Legea lui LENZ: Curentul indus are sensul prin care fluxul magnetic indus se poate opune variației fluxului magnetic inductor. Curentul indus are sensul prin care se poate opune cauzei care îl produce.**

Fluxul magnetic poate fi produs de magneti sau de cureni așa că putem vorbi despre magnet de inducție și de cureni de inducție.

Din formula fluxului magnetic care traversează o suprafață S a cărei normală formează un unghi α cu direcția câmpului uniform de inducție B.

$$f = B.S.cos\alpha = m.H.S.cos\alpha$$

$$f = f(m, H, S, \alpha)$$

Fiecare dintre acești patru factori determină variația fluxului $f \Rightarrow$ apariția unui curent indus (într-un circuit plasat în câmp magnetic).

Apariția curentului de inducție într-un contur închis este determinată de apariția în circuitul electric a unei forțe, sub influența unui flux magnetic de inducție var.

Cum se poate calcula această forță electromotoare?

În timpul traversării scurte a curentului indus (născut) în circuitul în formă de cadru are ca rezultat apariția unui curent electric.

$$dW = FI dt$$

F = forța electromotoare indusă

I = intensitatea curentului la momentul t

Rezultă că forța electromotoare trebuie să apară în numele unei alte energii. Este energia care este cheltuită pentru a muta cadrul ABCD în câmp magnetic.

INDUCȚIA ELECTROMAGNETICĂ

Fenomenul de inducție electromagnetice consta in aparitia unei tensiuni electromotoare intr-un circuit strabatut de un flux magnetic strabatut de un flux magnetic variabil in timp.

Fluxul magnetic printr-un circuit poate varia in timp pentru ca . . .

(1) . . . variaza in timp inductia magnetica;

(2) . . . variaza in timp suprafata conductorului ;

(3) . . . variaza in timp unghiul α dintre vectorul inductie magnetica si normala la suprafata delimitata de conductor.

(1) Tensiunea electromotoare indusă de variația în timp a inducției magnetice $e = -S \frac{\Delta B}{\Delta t}$

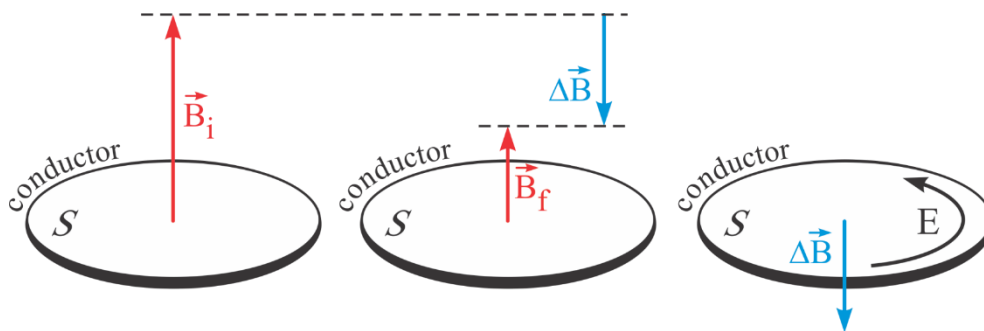


Figura 73: Tensiunea electromotoare indusă de variația în timp a inducției magnetice

2. Tensiunea electromotoare indusă de variația în timp a suprafeței conductorului.

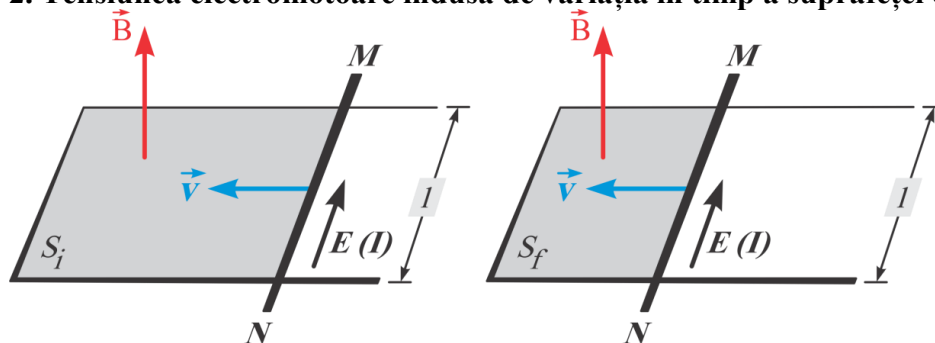


Figura 74: Tensiunea electromotoare indusă de variația în timp a suprafeței conductorului

$$e = -B \frac{\Delta S}{\Delta t}$$

$$\Delta S = v \cdot \Delta t \cdot l$$

$$e = -B \frac{v \cdot \Delta t \cdot l}{\Delta t} \text{ și } e = -B \cdot v \cdot l$$

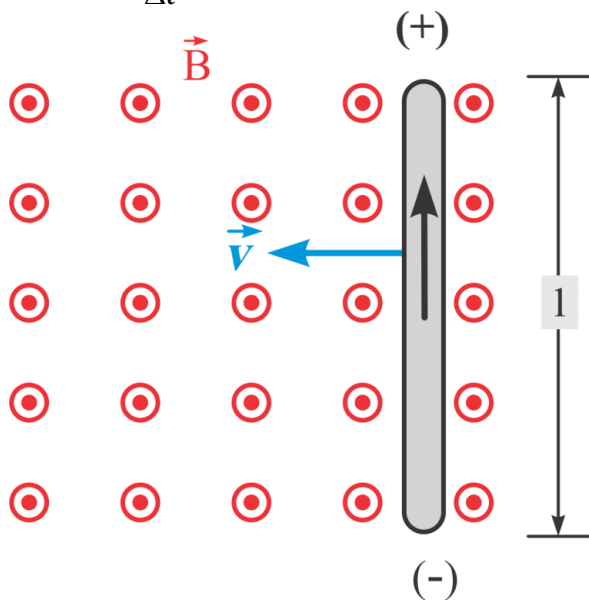


Figura 75: Direcția tensiunii electromotoare a curentului

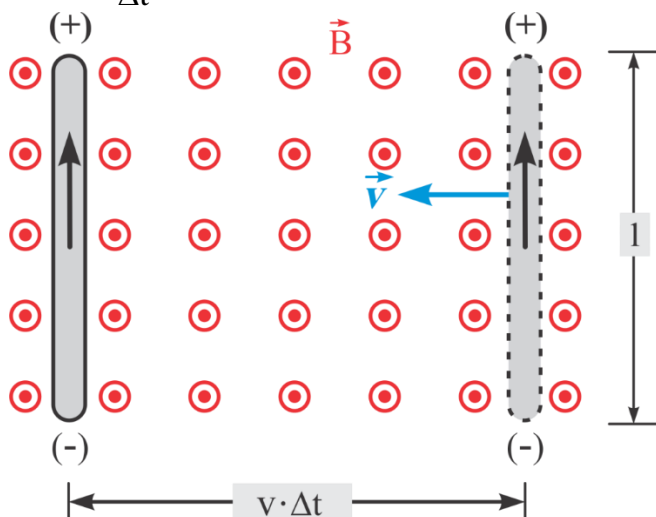
Direcția tensiunii electromotoare

(de curent):

Regula mana dreapta:

- Vector B între palmă;
- Degetul mare de la picior: direcția vitezei de mișcare;
- Celelalte degete: direcția tensiunii electromotoare (curent)

$$e = -B \frac{\Delta S}{\Delta t} \text{ și } \Delta S = v \cdot \Delta t \cdot l$$



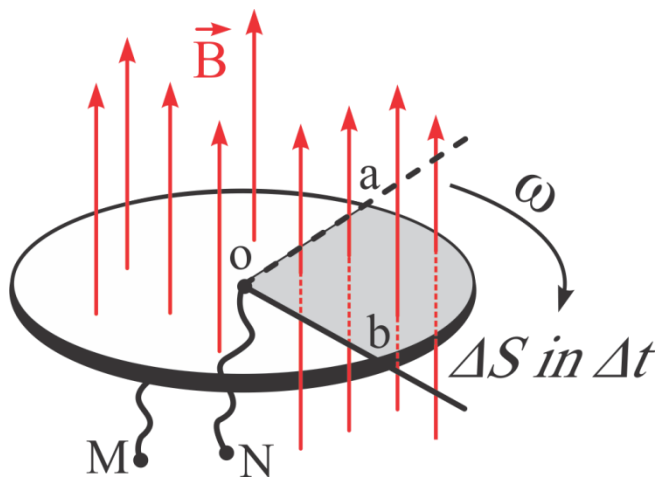


Figura 76: Direcția tensiunii electromotoare a curentului

Relatia se poate generaliza: tensiunea electromotoare între capetele unui conductor este direct proporțională cu aria “maturată” de conductor în unitatea de timp (adică cu fluxul câmpului magnetic uniform prin suprafața “maturată” de conductor în unitatea de timp) și de viteza de deplasare a conductorului.

$$e = -B \cdot \frac{\Delta S}{\Delta t} = -B \cdot R^2 \cdot \frac{\omega}{2}$$

(3) Tensiunea electromotoare indusă de variația în timp a unghiului dintre vectorul de inducție magnetică și normala la suprafața delimitată de conductor.

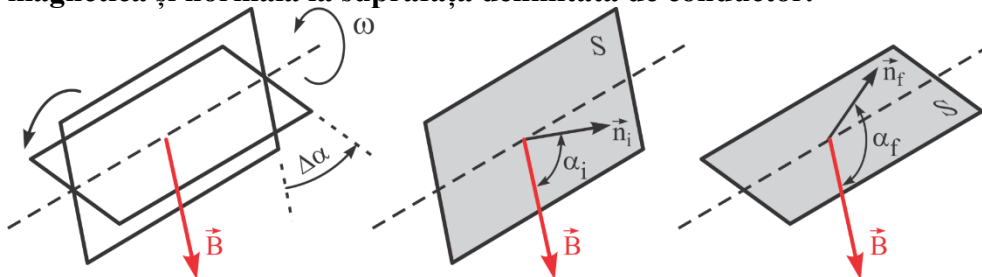


Figura 77: Direcția tensiunii electromotoare a curentului

$$e = -\frac{\Delta \Phi}{\Delta t} = -B \cdot S \cdot \frac{\Delta \cos \alpha}{\Delta t} = -B \cdot S \cdot \frac{\Delta \cos \alpha}{\Delta \alpha} \cdot \frac{\Delta \alpha}{\Delta t}$$

$$e = -B \cdot S \cdot \frac{\Delta \cos \omega \cdot t}{\Delta(\omega \cdot t)} \cdot \frac{\Delta \alpha}{\Delta t} = -B \cdot S \cdot (-\sin \omega \cdot t) \cdot \omega$$

$$e = -B \cdot S \cdot \omega \cdot (-\sin \omega \cdot t) = e_{\max} \cdot \sin \omega \cdot t$$

VECTORUL CÂMP MAGNETIC

În funcție de natura fenomenelor de polarizare magnetică, relația poate fi scrisă și pentru câmpul magnetic: $\vec{B} = \mu \vec{H}$

Introducerea vectorului H numit intensitatea câmpului magnetic și dimensiunea cunoscută a permeabilității (magnetice absolute), care caracterizează proprietățile magnetice ale mediului.

În gol (7) scriem: $\vec{B} = \mu_0 \vec{H}$

$\mu_0 = 4 \cdot \pi \cdot 10^{-7}$ (Henry/m) este permeabilitatea vidului.

În practică, folosim o valoare adimensională egală cu raportul dintre permeabilitatea mediului considerat

și cea a vidului: $\mu_r = \frac{\mu}{\mu_0}$

Denumită permeabilitatea relativă a acestui mediu.

LEGEA INDUCȚIEI ELECTROMAGNETICE

$$e = - \frac{d\phi}{dt}$$

formula fundamentală a inducției electromagnetice induse = tensiune electromotoare indusă într-un circuit

Forța electromotoare a inducției este egală și opusă vitezei de variație a fluxului magnetic.

$$\text{Dacă } \phi = \int \vec{B} d\vec{S} \cos \alpha = \int \vec{B} \cdot d\vec{S}$$

Formula inducției electromagnetice devine:

$$\Sigma = \frac{-d\phi}{dt} = - \frac{d}{dt} \int \vec{B} d\vec{S} = - \int_S \vec{B} d\vec{S}$$

Forța electromotoare într-un circuit închis mișcarea vectorului câmpului electric de-a lungul circuitului

$$e = \oint \vec{E} d\vec{l}$$

LEGEA INDUCȚIEI ELECTROMAGNETICE scrisă în formă vectorială este:

$$\oint \vec{E} d\vec{l} = \int_S (\nabla \times \vec{E}) d\vec{S} \Rightarrow \nabla \times \vec{E} = -\dot{\vec{B}}$$

LEGEA CIRCUITULUI MAGNETIC SAU LEGEA LUI AMPERE

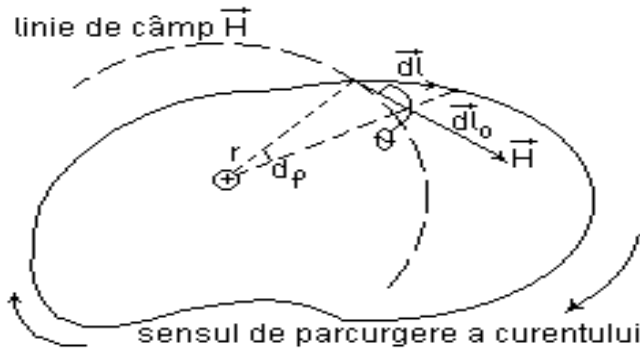


Figura 79: Direcția de deplasare sau pentru curent și liniile câmpului magnetic

Se poate introduce noțiunea de tensiune magnetomotoare, ca fiind circulația vectorului câmp magnetic de-a lungul unei curbe închise: $U_{mm} = \oint_C \vec{H} d\vec{l}$

Se consideră un mediu omogen (= constantă)

un contur C de formă plană, înconjurând un conductor drept infinit, străbătut de un curent I (figura 1).

Liniile câmpului magnetic sunt cercuri concentrice, în planul desenului .

Dacă ați ales calea convențională, direcția fluxului de curent în sensul acelor de ceasornic în C, adică aceeași direcție ca liniile câmpului magnetic din Fig. 1, observăm că:

$$\vec{H} d\vec{l} = H dl \cos\theta = H dl_0 = H r d\varphi \tag{1}$$

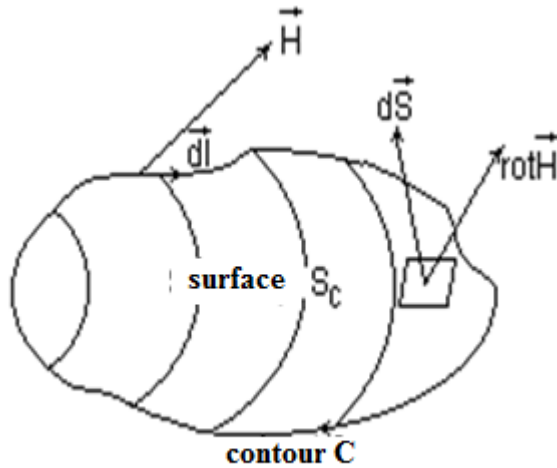
Unde ținem cont de faptul că este de o dimensiune infinitesimală.

Exprimând circulația vectorului H pe conturul C obținem:

$$\oint_C \vec{H} d\vec{l} = \oint_C H r d\varphi = \frac{I}{2\pi r} \oint_C d\varphi = I \tag{2}$$

Sau pentru vectorul inducție magnetică B

$$\oint_C \vec{B} d\vec{l} = \mu I \tag{3}$$



LEGEA CIRCUITULUI MAGNETIC SAU LEGEA LUI AMPERE

Circulația vectorului de inducție magnetică de-a lungul unei curbe închise în jurul unui conductor traversat de un curent este proporțională cu intensitatea curentului în cauză.

Când curba C înconjoară mai mulți conductori prin care circulă curenți, atunci mișcarea lui H este egală cu suma algebrică a curenților:

$$\oint_C \vec{H} d\vec{l} = \sum_{k=1}^n \pm I_k = \theta \quad (4)$$

Mărimea se numește solenație și se măsoară în amperi.

Câmpul magnetic creat de curenții staționari ($I = \text{constant}$) este static (nu depinde de timp) și de aceea se numește

CÂMPUL MAGNETOSTATIC.

Spre deosebire de circulația vectorului câmp electrostatic E, care este nul, circulația lui H nu se anulează, cu excepția cazului în care conturul C nu conține conductori traversați de curenți electrici.

Dacă **curentul I este exprimat** ca:

$$I = \int_S \vec{j} n dS = \iint_S \vec{j} d\vec{S} \quad (5)$$

$$I = \iint_S \vec{j} d\vec{S} \quad (6)$$

Apoi din (10), obținem: $\oint_C \vec{H} d\vec{l} = \iint_S \vec{j} d\vec{S}$

Dacă aplicăm teorema lui Stokes la primul termen al acestei relații, rezultă (Figura 2):

$$\oint_C \vec{H} d\vec{l} = \iint_S \text{rot} \vec{H} d\vec{S} = \iint_S \vec{j} d\vec{S} \quad (8)$$

unde S este o suprafață bazată pe perimetrul C.

$$\text{Din (8) se obține } \text{rot} \vec{H} = \nabla \times \vec{H} = \vec{j} \quad (9)$$

$$\text{sau vectorul B, } \text{rot} \vec{B} = \nabla \times \vec{B} = \mu \vec{j} \quad (10)$$

Relațiile (9) sau (10) exprimă forma diferențială a legii lui Ampère și evidențiază câmpul de caracter al rotației magnetice: densitatea curentului electric deci deplasarea sarcinii electrice creează vârtejuri, adică linii de câmp închise, cu rotorul lui BH-OR diferit de 0.

Legea lui Ampère asupra circulației vectorului H a în studiul câmpului magnetic H are aceeași importanță ca **legea lui Gauss** în studiul câmpului electrostatic.

În special, ca legea lui Gauss pentru calcularea distribuțiilor câmpului E pentru anumite sarcini, atunci legea lui Ampère determină intensitatea câmpului magnetic creat de curenți, fără a utiliza legea Biot-Savart-Laplace, care simplifică foarte mult calculele.

LEGEA FLUXULUI INDUCȚIEI MAGNETICE

Dacă într-un câmp magnetic trasăm curbe care au ca tangentă în fiecare punct, vectorul inducției magnetice B obținem linii de inducție magnetică. Spre deosebire de liniile de inducție ale câmpului electrostatic care încep și se termină pe sarcini și sunt deci linii deschise, liniile fluxului magnetic produs de curenți sunt curbe închise, adică niciun punct al acestor linii nu poate diverge și, prin urmare: (11

$$\operatorname{div} \vec{B} = 0 \quad)$$

Această relație este întotdeauna adevărată chiar și pentru câmpurile magnetice dinamice (nu numai în magnetostatică).

În ceea ce privește câmpul electric, putem defini mărimea numită flux de inducție magnetică (flux magnetostatic), notat Φ .

Pe un raționament analog celui descris în paragraful anterior pentru fluxul magnetic printr-o suprafață S se obține relația:

$$\Phi = \iint_S \vec{B} d\vec{S} \quad (12)$$

Conform teoriei Green-Ostrogorski, fluxul magnetic printr-o suprafață închisă S este zero:

$$\Phi = \iint_S \vec{B} d\vec{S} = \iiint_V \operatorname{div} \vec{B} dV = 0$$

**LEGEA FLUXULUI INDUCȚIEI ELECTRICE . LEGEA GAUSS
LEGEA GAUSS ÎN FORMA INTEGRALĂ**

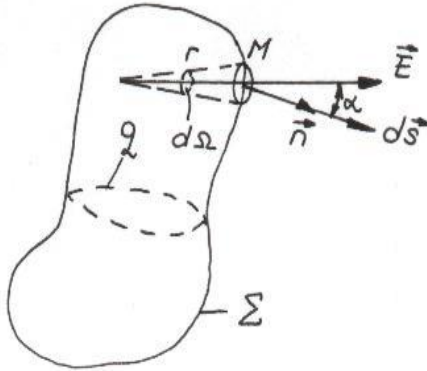


Figura 81: Legea lui Gauss

Luați în considerare o suprafață închisă Σ de formă arbitrară, situată într-un câmp electric și o sarcină electrică punctiformă orice situată pe suprafața interioară Σ . Calculați fluxul intensității câmpului electric generat de sarcina electrică q pe suprafața închisă Σ . Considerăm un punct arbitrar M pe suprafața Σ și o suprafață primară dS situată pe zona din jurul punctului M .

$$E = \frac{1}{4 \pi \epsilon_0} \cdot \frac{q}{r^2}$$

La punctul M :

Fluxul prin suprafață este:

$$d\Phi = e \cdot dS \cdot \cos \alpha = \frac{q}{4 \cdot \pi \cdot \epsilon} \cdot \frac{dS}{r^2} \cos \alpha$$

$$d\Omega = \frac{dS}{r^2} \cos \alpha$$

dS este elementul de suprafață

unde $d\Omega$ este unghiul solid sub care vedem suprafața dS a locului unde se afla sarcina electrică q

Legea lui Gauss în formă integrală

$$\Phi = \oint_{\Sigma} E \cdot dS \cdot \cos \alpha = \frac{q}{4 \cdot \pi \cdot \epsilon_0} \oint_{\Sigma} d\Omega$$

Fluxul total prin suprafață Σ va fi

Sau

$$\oint_{\Sigma} d\Omega = 4 \cdot \pi$$

este unghiul solid sub care suprafața închisă vede de unde este plasată sarcina q .

Dintr-un punct intern, dar orice suprafață este luată ca unghi solid 4π sub care vede o sferă în centru.

LEGEA LUI GAUSS PENTRU FLUXUL ELECTRIC

$$\oint_{\Sigma} \vec{E} \cdot d\vec{S} = \frac{q}{\epsilon_0}$$

este scrisă:

Fluxul câmpului electric printr-o suprafață închisă este proporțional cu sarcina care se află în interiorul suprafeței

Această lege este o lege fundamentală care reflectă relația cauzală dintre sarcina electrică generală (care este cauza) și câmpul electric (efectul)

Legea se referă la sarcini electrice și încă permite determinarea în principiu în funcție de distribuția sarcinilor electrice.

În conformitate cu legea fluxului: dacă sarcinile electrice sunt distribuite în afara suprafeței închise Σ și în interiorul acestei suprafețe nu există sarcină, fluxul prin suprafață Σ este zero.

Considerăm un set de sarcini din domeniul lor, **un spațiu închis Σ în interiorul căruia sarcina maximă este pozitivă.**

În acest caz, **legea fluxului** se scrie astfel:

$$\oint_{\Sigma} \vec{E} \cdot d\vec{S} = \frac{q}{\epsilon_0} > 0$$

Astfel, fluxul determinat de liniile care ies din suprafață este mai mare decât cel determinat de liniile de flux care intră în zonă. Astfel, numărul de linii de forță care ies de pe suprafață este mai mare decât numărul de linii de forță care intră în zonă.

În concluzie, putem spune că există puncte în interiorul suprafeței care sunt sursele liniilor de forță.

Dacă în interiorul suprafeței Σ există sarcini negative putem scrie **legea fluxului electric** ca:

$$\oint_{\Sigma} \vec{E} \cdot d\vec{S} = \frac{q}{\epsilon_0} < 0$$

Prin urmare, fluxul de linii care intră pe suprafață este mai mare decât numărul de linii care părăsesc suprafața. În interiorul casetei se termină liniile câmpului.

Sarcinile negative sunt senzori ai liniilor de câmp.

Sarcinile electrice sunt de obicei sursele liniilor electrice.

LEGEA LUI GAUSS SUB FORMA DIFERENȚIALĂ

Relația: $\oint_{\Sigma} \vec{E} \cdot d\vec{S} = \frac{q}{\epsilon_0}$

Stabilește relația dintre densitatea sarcinilor electrice și câmpul electric într-un punct.

Densitatea de volum a acestor sarcini $\rho(x, y, z)$ depinde de următoarea poziție conform relației:

$$dq = \rho(x, y, z) dV$$

Conform legii fluxului avem:

$$\oint_{\Sigma} \vec{E} \cdot d\vec{S} = \frac{q}{\epsilon_0}$$

Sau

$$q = \int_V \rho(x, y, z) dV$$

este sarcina totală a volumului V.

Dacă $\vec{a}(x, y, z)$ este o funcție vectorială punct, folosind relația

$$\oint_{\Sigma} \vec{a}(x, y, z) \cdot d\vec{S} = \int_V \operatorname{div} \vec{a}(x, y, z) dV$$

Aplicând legea lui Gauss pentru intensitatea câmpului electric \vec{E} și scriem

$$\oint_{\Sigma} \vec{E} \cdot d\vec{S} = \int_V \operatorname{div} \vec{E} \cdot dV$$

$$\int_V \operatorname{div} \vec{E} dV = \int_V \frac{\rho}{\epsilon_0} dV = \frac{q}{\epsilon_0} = \frac{1}{\epsilon_0} \left(\int_V \rho(x, y, z) dV \right)$$

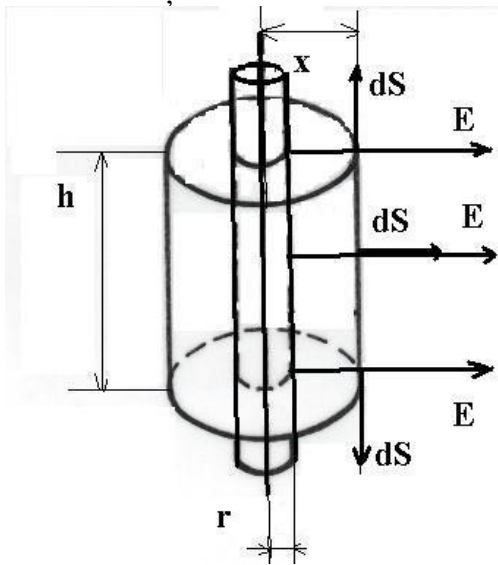
Deci legea lui Gauss pentru fluxul electric sub formă diferențială este:

$$\operatorname{div} \vec{E} = \frac{\rho}{\epsilon_0}$$

sau putem scrie:

$$\frac{\partial E_x}{\partial x} + \frac{\partial E_y}{\partial y} + \frac{\partial E_z}{\partial z} = \nabla \cdot \vec{E} = \frac{\rho(x, y, z)}{\epsilon_0}$$

CALCULUL INTENSITĂȚII CÂMPULUI ELECTRIC FOLOSIND LEGEA GAUSS PENTRU DISTRIBUȚIA SUPERFICIALĂ DE SARCINA σ



Pentru a determina intensitatea câmpului electric pentru un conductor circular cu raza R cu densitatea de sarcină la suprafață σ , infinit de lungă, în funcție de distanța de la axa cilindrului.

În cazul în care $x > r$

$$\oint_{\Sigma} \vec{E} d\vec{S} = \frac{q}{\epsilon_0}$$

Și

Figura 82: Legea lui Gauss pentru distribuția sarcinii de suprafață σ

$$\oint_{\Sigma} \vec{E} d\vec{S} = \int_{\Sigma_{lateral}} \vec{E} d\vec{S} + \int_{\Sigma_{bazal}} \vec{E} d\vec{S} + \int_{\Sigma_{baza2}} \vec{E} d\vec{S}$$

Dar pe suprafețele bazelor vectorul E este perpendicular pe dS și

$$\oint_{\Sigma_{lateral}} \vec{E} d\vec{S} = E \cdot \Sigma_{lateral} = E \cdot 2\pi \cdot x \cdot h = \frac{q}{\epsilon_0}$$

Dar cilindrul de studiu are o distribuție de suprafață a sarcinii

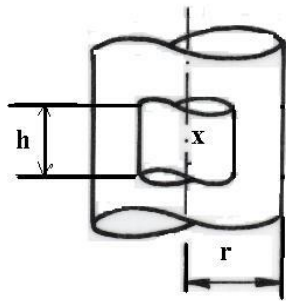
$$\sigma = \frac{dq}{dS}$$

ou

$$\sigma = \frac{q}{S_{lateral}} = \frac{q}{2\pi r h}$$

$$ASA\ DE: q = 2\pi r h \sigma$$

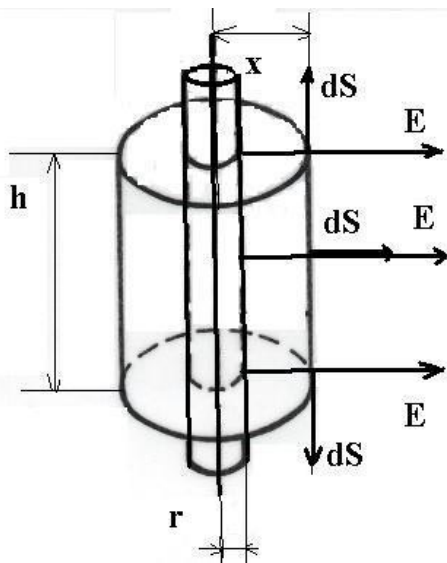
Din legea lui Gauss scrisă mai sus obținem expresia câmpului electric pentru o distribuție de suprafață a sarcinii atunci când sarcina este plasată în afara zonei studiate: $E = \frac{\sigma r}{\epsilon_0 x}$



În cazul: $x < r$,
 Când se aplică legea lui Gauss $E=0$
 Pentru că sarcina electrică este distribuită în exteriorul
 cilindrului studiat (pentru că sarcina este zero în interior).

Figura 83: Legea lui Gauss pentru distribuția sarcinii de suprafață σ

CALCULUL INTENSITĂȚII CÂMPULUI ELECTRIC FOLOSIND LEGEA LUI GAUSS PENTRU DISTRIBUȚIA LINEARĂ DE SARCINA λ



Să considerăm un conductor filiform, drept, infinit de lung, cu o sarcină electrică uniform distribuită cu densitate liniară λ . Calculați intensitatea câmpului electric în funcție de distanța x față de axa conductorului

Prin aplicarea legii lui Gauss: $\oint_{\Sigma} \vec{E} d\vec{S} = \frac{q}{\epsilon_0}$

Figura 84: Legea lui Gauss pentru distribuția liniară a sarcinii λ

Suprafața este aleasă în mod arbitrar pe baza simetriei.
 Aici avem simetria cilindrică.

Calculul intensității câmpului electric la o distribuție liniară λ a sarcinii electrice.

$$\begin{aligned} \oint_{\Sigma_{\text{totale}}} \vec{E} d\vec{S} &= \int_{\Sigma_{\text{lat}}} \vec{E} d\vec{S} + 2 \int_{\Sigma_{\text{base}}} \vec{E} d\vec{S} = E_2 = \\ &= \int_{\Sigma_{\text{lat}}} E dS \cos 0 + 2 \int_{\Sigma_{\text{lat}}} E dS \cos 90^\circ = \int_{\Sigma_{\text{lat}}} E dS \end{aligned}$$

Deci: $E = \frac{\lambda}{2\pi\epsilon_0 x}$ sau $\lambda = \frac{q}{h} \Rightarrow q = \lambda h$

ECUAȚIILE LUI MAXWELL PENTRU CÂMPUL ELECTROMAGNETIC

Forma integrală a ecuațiilor lui Maxwell pentru câmpul electromagnetic este utilă pentru rezolvarea unor astfel de probleme care necesită simetrie completă, cum ar fi simetria sferică, cilindrică și dreptunghiulară unidimensională.

1. LEGEA INDUCȚIEI ELECTROMAGNETICE

$$\int_{\Gamma} \vec{E} \cdot d\vec{r} = -\frac{d}{dt} \int_{S\Gamma} \vec{B} \cdot d\vec{S}$$

2. LEGEA CIRCUITULUI MAGNETIC

$$\int_{\Gamma} \vec{H} \cdot d\vec{r} = -\int_{S} \vec{J} \cdot d\vec{S} + \frac{d}{dt} \int_{S} \vec{D} d\vec{S}$$

3. LEGEA FLUXULUI INDUCȚIEI MAGNETICE

$$\int_{\Sigma} \vec{B} d\vec{S} = 0$$

4. LEGEA FLUXULUI INDUCȚIEI ELECTRICE

$$\int_{S} \vec{D} d\vec{S} = \rho$$

Forma diferențială pentru ecuațiile lui Maxwell pentru câmpul electromagnetic se obține din forma lor integrală folosind:

$$\text{TEOREMA STOKES : } \int_{\Gamma} \vec{A} d\vec{S} = \int_{S\Gamma} (\text{rot} \vec{A}) d\vec{S}$$

$$\text{TEOREMA GAUSS : } \int_{\Sigma} \vec{A} d\vec{S} = \int_{V\Sigma} (\text{div} \vec{A}) dV$$

ALTE LEGI

LEGEA CONSERVĂRII SARCINII:

$$\text{div} \vec{J} + \frac{\partial \rho}{\partial t} = 0 \quad \text{sau} \quad \nabla \cdot \vec{J} + \frac{\partial \rho}{\partial t} = 0$$

LEGEA POLARIZĂRII TEMPORARE $\vec{D} = \epsilon \cdot \vec{E}$

LEGEA MAGNETIZĂRII TEMPORARE: $\vec{H} = \frac{\vec{B}}{\mu}$

Legătura dintre fenomenele electromagnetice și cele mecanice este făcută de forța Lorentz

$$\vec{F} = q(\vec{E} + \vec{v} \times \vec{B})$$

LEGEA INDUCȚIEI ELECTROMAGNETICE SAU LEGEA LUI FARADAY :

$$\oint_{\Gamma} \vec{E} \cdot d\vec{r} = -\frac{d}{dt} \int_{S_{\Gamma}} \vec{B} \cdot d\vec{S}$$

Afirma ca : **tensiunea electromotoare instantanee de-a lungul oricarei curbe inchise Γ este egala cu viteza instantanee de scădere a fluxului magnetic Φ_m ce trece prin orice suprafata deschisa S limitata de curba Γ**

LEGEA CIRCUITULUI MAGNETIC SAU LEGEA LUI AMPERE:

prin analogie cu prima ecuație a lui Maxwell, s-a considerat necesar în cazul dinamic general să se adauge variația temporală a lui D .

$$\text{Astfel, avem: } \oint_{\Gamma} \vec{H} \cdot d\vec{r} = -\oint_S \vec{J} \cdot d\vec{S} + \frac{d}{dt} \oint_S \vec{D} \cdot d\vec{S}$$

Si se poate afirma ca : **tensiunea electromotoare instantanee, din lungul oricarei curbe inchise Γ , este egala cu suma dintre intensitatile instantanee ale curenților electrice de conducție si de deplasare (hertzian) care trec prin orice suprafata deschisa limitata de curba Γ , in aceleasi conditii ca in cazul legii inducției electromagnetice.**

Intensitatea curentului electric I este exprimată în funcție de densitatea curentului prin relația: $I = \int_S \vec{J} \cdot d\vec{S}$

Și din punct de vedere fizic se poate întâmpla în diverse moduri.

LEGEA INDUCȚIEI MAGNETICE SAU LEGEA LUI GAUSS PENTRU CÂMPUL MAGNETIC

$$\oint_{\Sigma} \vec{B} \cdot d\vec{S} = 0$$

Aceasta relatie exprima: **fluxul magnetic instantaneu care trece prin orice suprafata Σ , este nul .** Asta inseamna ca daca pornim dintr-un punct al regiunii cu camp magnetic si ne miscam de-a lungul directiei vectorului de camp, ne putem intoarce din punctul de plecare. Daca pornim dintr-un alt punct prin care n-am trecut prima data si urmam din nou directia vectorului de camp , ne putem intoarce din nou in punctul de plecare, fara a traversa primul drum. Se observa ca este un vector normal la suprafata Σ si indreptat spre exterior.

LEGEA INDUCȚIEI ELECTRICE SAU LEGEA LUI GAUSS PENTRU CAMPUL ELECTRIC:

$$\oint_S \vec{D} \cdot d\vec{S} = \rho$$

Această relație indică faptul că: fluxul instantaneu al inducției electrice care trece pe lângă o suprafață închisă Σ este egal cu sarcina electrică totală din interiorul suprafeței Σ .

Dacă sarcina electrică $q > 0$, fluxul va fi D în afara suprafeței Σ ,

iar dacă $q < 0$, acesta va fi de D în interiorul suprafeței Σ .

CLASIFICAREA UNDELOR

Definiție: Setul de oscilații ale unui punct material dintr-un domeniu elastic se numește undă elastică.

UNDE LONGITUDINALE: sunt undele pentru care viteza momentană este paralelă cu direcția de propagare a undei în punctul în care se află. Când o undă longitudinală se propagă, se creează vibrații de presiune.

UNDELE TRANSVERSALE sunt unde pentru care viteza la un moment dat este perpendiculară pe direcția de propagare.

ECUAȚII DIFERENȚIALE PARȚIALE ALE UNDELOR

$$\frac{1}{c^2} \cdot \frac{\partial^2 u}{\partial t^2} = \frac{\partial^2 u}{\partial x^2}$$

Ecuția de undă pentru propagarea în spațiu

$$\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} = \frac{1}{c^2} \cdot \frac{\partial^2 u}{\partial t^2}$$

C – viteza de propagare a undei

$$c = \frac{1}{\sqrt{\epsilon_0 \mu_0}} = 2,997924 \cdot 10^8 \frac{\text{m}}{\text{s}}$$

Soluție pentru ecuația de undă

Ecuția timpului undei $\omega^2 + \frac{1}{T} \frac{d^2 T}{dt^2} = 0$

Soluție temporală $T = C_1 e^{i\omega t} + C_2 e^{-i\omega t}$

Ecuția undelor spațiale $\frac{1}{X} \frac{d^2 X}{dx^2} + k^2 X = 0$

Soluție spațială $X = D_1 e^{ikx} + D_2 e^{-ikx}$

Soluție generală pentru ecuația de undă

$$u(x, t) = e^{\pm i(\omega(\pm kx))}$$

CLASIFICAREA UNDELOR ELECTROMAGNETICE

Unda radio $1\text{m} < \lambda$

Cuptor cu microunde $1\text{m} > \lambda > 1\text{mm}$

Radiație infraroșie IR $1\text{mm} > \lambda > 760\text{nm}$

radiații vizibile $760\text{nm} > \lambda > 400\text{nm}$

Radiații ultraviolete: UV: $400\text{nm} > \lambda > 1\text{nm}$

Radiații X (Röntgen) $10^{-3}\text{nm} > \lambda > 10\text{nm}$

Unda centimetrică: $\lambda \in (0.01; 0,1)\text{m}$

undă milimetrică: $\lambda \in (0.01; 0,001)\text{m}$

Anulare γ : $\lambda < 0.1\text{nm}$

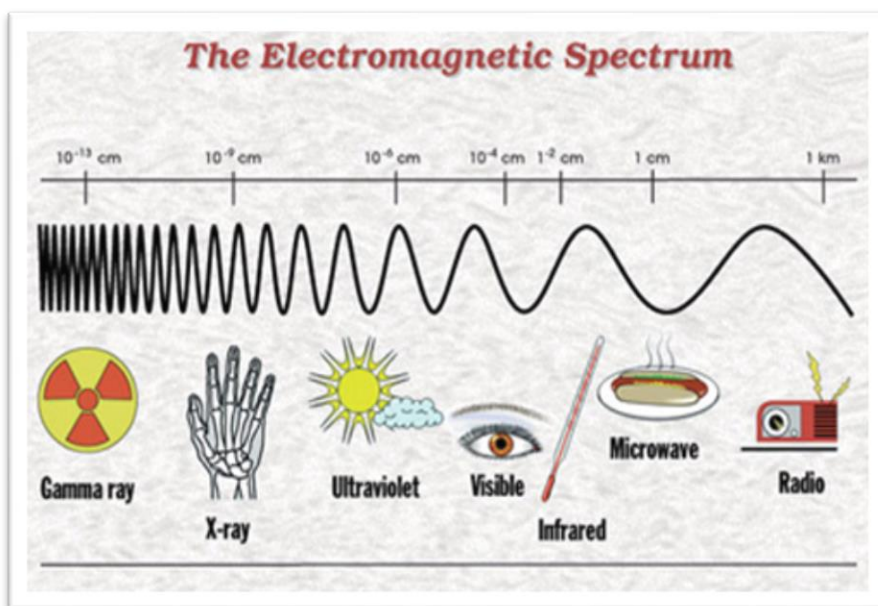


Figura 85: Spectrul undelor electromagnetice

Caracteristicile undelor electromagnetice

Unde mirametrice 3-30KHz sau 100-10Km sau 10-1 km LF

MF 300Khz-3MHz sau 1km-100m

HF 3-30MHz sau 100-10m

Unde metrice 30-300MHz sau 10-1m

UHF 300MHz sau 1-0.1m

Unde centimetrice 3-30GHz sau 0.1-0.01m

Undă milimetrică 30-300GHz sau 0.01-0.001m

Unde decimilimetrice 300-3000GHz sau 0,001-0,0001m

Caracteristici ale intervalelor de unde lung-mediu-scurte și ultra-scurte

Undă lungă 148,5-283,5KHz sau 2020-1058m

Undă medie 526,5-1606,5KHz sau 569,8-186,7m

Undă scurtă 3,9-26,1MHz sau 75-11m

unde ultrascurte

OIRT 66-73MHz sau 4,54-4,11m

CCIR 87,5-108MHz sau 3,42-2,77m

CARACTERISTICILE UNDELOR ELECTROMAGNETICE

Domeniul de frecventa	titlul valului	aplicații
3-30 kHz sau 100-10 km	UNDE MIRIAMETRICE	10 - 150 kHz – comunicații radio, navigație radio; 3-30kHz – încălzire inductivă;
30-300kHz sau 10-1 km	VALURI KILOMETRIE (VALURI LUNGI)	151-281 kHz - difuzare unde lungi 30-300 kHz - încălzire inductivă;
300kHz -3MHz Sau 1km-100m	VALURI HICTOMETRIE (VALURI MEDII)	285-405 kHz - Radionavigație; 405-520 kHz – Radiocomunicații; 520-1602 kHz – Difuzare unde medii; 1602-8000 kHz - comunicare radio;
3-30MHz Sau 10010m	VALURI DECAMETRICE (VALURI MIC DE STATURA)	3-3,9 MHz – comunicare radio; 3,9 -26,1 MHz – comunicații radio și difuzare pe unde scurte (în subgamii) 26,1-30 MHz – comunicare radio 13,56 MHz; 27,12 MHz – încălzire cu frecvențe înalte;
30-300MHz Sau 10-1m	VALURI METRICA (UNDE ULTRASCURTE cu frecvență foarte înaltă)	41-68 MHz – banda I de televiziune 66-73 MHz sau 87,5 -108 MHz - difuzare cu unde ultrascurte (UUS-MF – banda II) 162-216 MHz – televiziune – banda III; 30-300 MHz - comunicare radio (în sloturi libere); 40,68 MHz - încălzire cu frecvențe înalte

300-MHz-3GHz Sau 1-0,1 m	UNDA HF (frecvență ultra- înaltă)	470-960 MHz –TV (Banda IV) 2,5 GHz – 2,69 GHz – transmisie prin satelit 2.375 GHz - încălzire cu frecvențe înalte
3-30GHz Sau 0,1-0,01 m	UNDA CENTRIMETRICA (frecvență ultra- înaltă)	11,7-12,5 GHz – difuzare radio - satelit 3-30 GHz - comunicare radio, radar; 22.125 GHz - încălzire cu frecvențe înalte
30-300GHz Sau 0,01-0,001 m	UNDA MILIMETRICA (frecvență ultra- înaltă)	41-43 GHz - radio - transmisie prin satelit 30-300 GHz - comunicare radio, radar;
300-3000GHz Sau 0,001-0,0001 m	UNDE DECIMILIMETRĂ	

UNDE LUNGI - MEDII - SCURTE SI ULTRA-SCURTE

Domeniul de frecvența	titlul valului	aplicații
UNDE LUNG 148,5-283,5 kHz Sau 2020-1058m		Undele sunt puternic absorbite de ionosferă permițând propagarea într-o zi de vară de ordinul a 1900 km și mai puțin mai mare în timpul nopții și iarna. Transmisia nu prezintă fluctuații specifice pentru propagarea ionosferică, dar este puternic afectată de zgomotul atmosferic.
UNDE MEDII 526,5-1606,5 kHz Sau 569,8-186,7m		Undele sunt absorbite de ionosferă în timpul zilei (propagare maximă: câteva sute de km). Pe timpul nopții, absorbția dispare și undele se pot propaga câteva mii de kilometri (de reflexie ionosferică). Variația continuă a caracteristicilor ionosferice determină fluctuațiile aleatorii ale intensității recepției (fading) mai pronunțate în cazul stațiilor îndepărtate. Decolorarea are loc în apropierea stațiilor de difuzare pe timp de noapte (60 până la 200 km distanță de transmițătorul de frecvență) din cauza suprapunerii undelor cerului pe unda de câmp.
UNDE SCURTE 3,9-26,1 MHz Sau 75-11m Subgamă:		Undele directe se propagă pe o rază de câteva zeci de km și reflexia ionosferică la câteva mii de kilometri (depinde puternic de vreme și de munca de transmisie a frecvenței adoptată). Se obține astfel recepția optimă pe sub-gama mică (13-30 m) și seara și noaptea pe sub-gama mare (30-50 m). Decolorarea este mai pronunțată decât pe undele medii

UNDE ULTRA SCURTE	ORT: 66-73MHz Sau 4,54-4,11 m CCIR: 87,5-108MHz Sau 3,42-2,77m	Undele se propagă în linia vizuală în funcție de înălțime și pozițiile antenei (până la maximum 200-300 km)
------------------------------	--	---

UNDA ELECTROMAGNETICĂ ÎN VID

Câmp electromagnetic: toate câmpurile electrice și magnetice care oscilează și generează altul.

Unda electromagnetică: este un câmp electromagnetic care se propagă

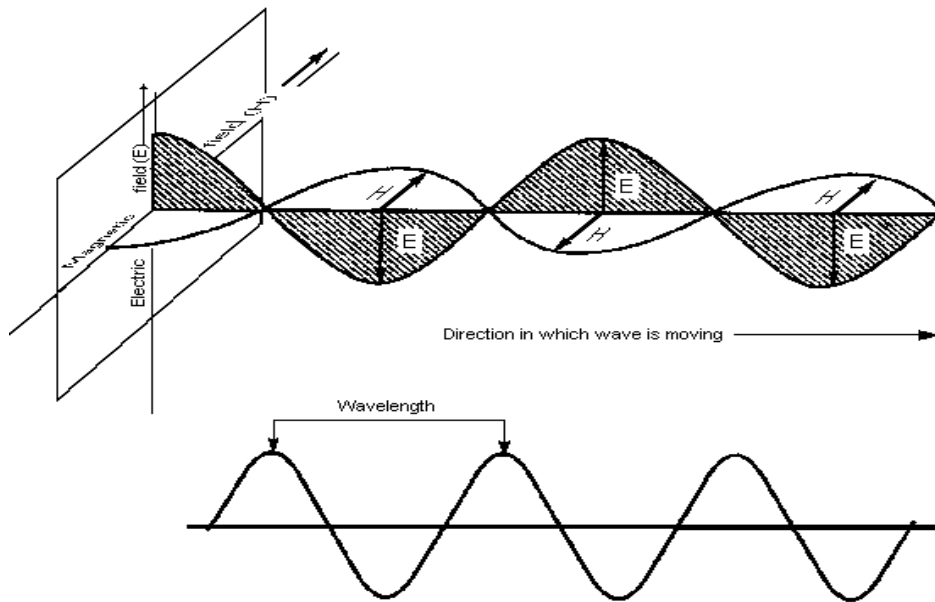


Figura 86: Unde electromagnetice în vid

Viteza de fază (c) - constanta universală nu depinde de caracteristicile undei

Unda electromagnetică - unda vectorială E și H sunt vectori

Unda este efectul undelor transversale

E și H sunt reciproc perpendiculare

E și H oscilează în fază, iar valorile amplitudinii sunt proporționale

Vector de punctare

CÂMPUL ELECTROMAGNETIC UTILIZAT ÎN ORIENTARE

Mișcarea orientată este, în general, mișcare aleatorie în spațiu, ținând cont de obiectele din mediu, prezența altor ființe umane, repere spațiale, puncte cardinale etc. Mișcarea aleatoare este mișcarea cu direcții preferențiale. Este legat de găsirea condițiilor favorabile de viață, evitarea condițiilor nefavorabile, găsirea hranei etc. În determinarea unui rol de conducere mișcarea orientată pe care o au factorii fizici din mediu sau proprietățile fizice ale mediului și ale obiectelor (animalele au evoluat, aceste proprietăți chimice sunt detectate de organele de simț ale mirosului, gustului etc.).

Orientarea subordonează manifestări variate, la toate nivelurile de dezvoltare filogenetică, de la regnurile unicelulare la multicelulare vegetale și animale. Fiziologii disting între orientarea foarte aproape și departe și orientarea directă (ca în tropism) și orientarea indirectă (care presupune memorie).

Mișcările plantelor unicelulare și animalelor mobile se numesc tactism (foto-termic, galvano-chemotaxie etc.). Tactismele sunt pozitive când mișcarea lor se află la sursa excitației (de exemplu, algele au un fototactism pozitiv când caută lumină), și negative când mișcarea este în direcția opusă. Direcția tacticismului poate depinde de intensitatea excitației. Navicula radiosa prezintă o intensitate de tactism pozitiv de 20-30 și o intensitate de tactism negativ între 100 și 10.000.

Tropismele sunt mișcări orientate în care direcția de mișcare a corpurilor este determinată de agentul fizic sau chimic al mediului (geotropism, fototropism, chemotropism etc.).

Orientarea include evenimente specifice, cum ar fi:

explora mediul apropiat;

detectează obiecte sau ființe din mediu care au o valoare deosebită pentru animal (adăpost, hrană, inamic, partener sexual);

capacitatea de a găsi indicii spațiale utile în recunoașterea și recuperarea spațiului familial (cuib de stup etc.), locație, înapoi la cuib (anglo-saxon), etc.;

menținerea acestuia într-o manieră adecvată în timpul migrației acvatice sau terestre, zborului (păsărilor care călătoresc), etc.

Aceste evenimente necesită existența unor organe de simț adecvate modului de viață și modului de mișcare, ceea ce dovedește un „simț al spațiului”. În cazul vertebratelor, senzația de spațiu este dată de prezența canalelor semicirculare ale urechii interne. Este adesea strâns legat de un „simț al timpului” un adevărat ceas biologic. Acest ceas interior (ceasul) își arată prezența în această valoare a excitației (semnal) factor de mediu care variază de la oră la oră și uneori din moment în moment, în acest caz, ați putea vorbi de un calendar biologic. „Busola” ca animale biologice realizează automat o corectare a datelor orare indicate de sursele de lumină naturală. Similar cu navigatorul care determină coordonatele geografice în funcție de poziția soarelui și a stelelor.

Homing-ul a fost explicat prin două tipuri de ipoteze. Unii autori (F. Petter) trebuie să admită că animalul printr-o căutare metodică, selectează din mediu repere auditive, vizuale sau olfactive care pot indica direcția generală a habitatului lor. Speciile de rozătoare care excelează în sensul direcției au abilități auditive excepționale, datorită hipertrofiei cavității osoase a urechii medii (bula timpanică). Alți autori susțin că animalul are un „al șaselea simț” al orientării, prin care habitatul se găsește aproape fără sondare prin mișcare rapidă și dreaptă. Ipoteza se bazează pe observațiile făcute asupra diferitelor specii. E. Indenlaub a constatat, lucrând la rozătoare mici, că indivizii plasați într-o cușcă cu simetrie radială, având ieșiri orientate diferit, aleg de preferință direcția cuibului (cel puțin dacă cuibul este situat la o distanță mai mică de 3km). La tritoni și revenirea la cuib este constantă la 38-58% din experimentele de îndepărtare arbitrara a exemplarelor (Tewitt, Grant Anderson) la o distanță de 2,5-4 km. La fel ca și liliacul, ochii rozătoarelor nu par să interfereze în mod esențial în homing.

6. SUNETE, ULTRASUNETE, INFRASUNETE

SUNETE

Suntetele sunt oscilatii mecanice capabile sa impresioneze organul auditiv-urechea(receptor).

Undele sonore sunt unde mecanice longitudinale ce se propaga in solide, lichide si gaze

Pentru a fi percepute de ureche undele sonore trebuie:

- Sa fie produse de o sursa sonora
- Sa existe un mediu elastic de propagare intre sursa sonora si receptor.
- Frecventa oscilatiilor sunetelor trebuie sa fie cuprinsa intr-un interval de frecvente
 - Exista un interval larg de frecvente in care pot fi generate undele mecanice longitudinale, **SUNETELE sunt prezente in intervalul 16-20.000 Hz care reprezinta INTERVALUL AUDIBIL.**
 - Unda mecanica longitudinala a carei **frecventa este SUB INTERVALUL AUDIBIL SE NUMESC INFRASUNETE**
 - Unda mecanica cu FRECVENTA DEASUPRA INTERVALULUI AUDIBIL SE NUMESTE ULTRASUNET**
- Intensitatea undelor sonore sa fie suficienta pentru a produce o senzatie auditiva
- Durata semnalului sa depaseasca un interval de timp minim(aprox. 0,05 s) pentru a fii sesizat de organul auditiv

SUNETELE se produc in *corzi vibrante* (vioara, corzile vocale umane), *coloane de aer vibrante* (orga, clarinetul), *placi si membrane vibrante* (xilofon, difuzor, toba).

Toate aceste elemente vibrante comprima alternativ aerul inconjurator atunci cand se misca inainte si il rarefiază atunci cand se misca înapoi.

Aerul transmite aceste perturbatii de la sursa spre exterior sub forma unei unde.

Dupa atingerea urechii aceste unde produc senzatia de sunet.

Undele care sunt aproximativ periodice sau constau dintr-un numar mic de component aproximativ periodice dau nastere la o senzatie placuta (daca intensitatea nu este prea inalta) - de exemplu sunetele musicale.

Sunetul a carui unda nu este periodica este auzit ca zgomot.

ZGOMOTUL poate fi perceptut ca o suprapunere de unde periodice avand un numar foarte mare de componente

Halliday D., Resnick R., Fizica vol.I., EDP, Bucuresti, 1975, p.528

PRODUCEREA SUNETELOR

SUNETELE sunt produse în corzi vibrante (vioară, corzi vocale umane), coloane de aer vibratoare (organ, clarinet), plăci și membrane vibrante (xilofon, difuzor, tobă).

Toate aceste elemente vibrante comprimă alternativ aerul înconjurător atunci când se deplasează înainte și îl rarifică când se deplasează înapoi.

Aerul transmite aceste perturbații de la sursă spre exterior sub formă de undă.

După atingerea urechii, aceste unde produc senzația de sunet.

Undele care sunt aproximativ periodice sau constau dintr-un număr mic de componente aproximativ periodice dau naștere unei senzații plăcute (dacă intensitatea nu este prea mare) - de exemplu sunete muzicale.

Sunetul a cărui undă nu este periodică se aude ca zgomot.

ZGOMOTUL poate fi perceput ca o suprapunere de unde periodice având un număr foarte mare de componente

Halliday D., Resnick R., Fizica vol.I., EDP, Bucuresti, 1975, p.528

LEGEA WEBER ȘI FECHNER

Variatia intensitatii senzatiei sonore este proportionala cu logaritmul raportului dintre intensitatile sonore respective ale excitatiei

$$\Delta S = S_2 - S_1 = k \ln \frac{I_2}{I_1}$$

Frecventa undelor mecanice capabila sa impresioneze urechea umana este cuprinsa intre **16 si 20 000 Hz**, vibratiile se numesc **SUNETE**

Vibratiile cu o frecventa **mai mare de 20 000 Hz** se numesc **ULTRASUNETE**

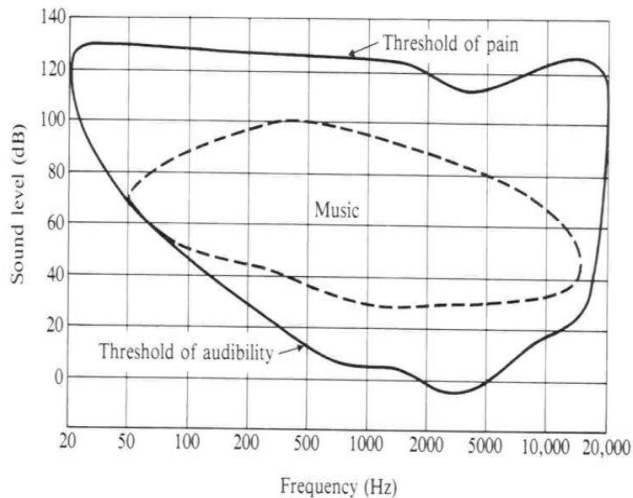


Figura 88: Percepția sunetelor după ureche

INTENSITATEA SONORA

Nivelul intensității sonore (SIL) sau intensitatea acustică este nivelul (o cantitate logaritmică) intensității sunetului față de o valoare de referință.

Este indicat LI, exprimat în dB, și definit prin

$$L_I = \frac{1}{2} \ln \left(\frac{I}{I_0} \right) Np = \log_{10} \left(\frac{I}{I_0} \right) B = 10 \log_{10} \left(\frac{I}{I_0} \right) dB$$

Unitatea standard de intensitate a sunetului este decibelul $dB = 1/10. B$

Bel este egal cu raportul dintre forța sau energia aplicată și o forță sau energie de referință.

Ca referință, puterea necesară pentru ca 1000 Hz de ton pur să fie abia auzit este adesea folosită în activitatea auditivă, iar această putere este de cca. $10^{-16} W/cm^2$,

$$N_{dB} = 10 \log_{10} \left(\frac{P}{P_0} \right) dB$$

Asa de

Unde P este puterea aplicată și $P_0 = 10^{-16} W/cm^2$

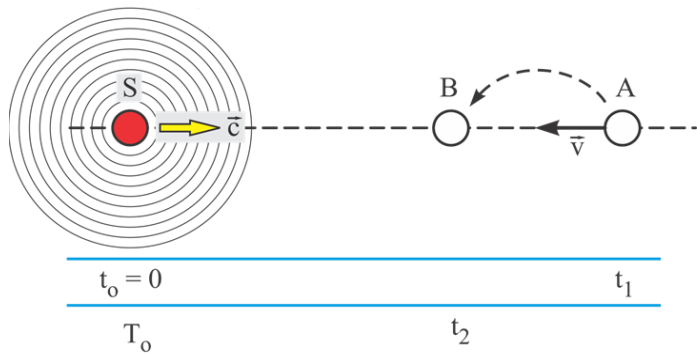
Ruch T., Fulton J., Fiziologie medicala si Biofizica, Ed. Medicala, Bucuresti, 1963

EFFECTUL DOPPLER

Cazul 1. Sursa este în repaus în raport cu mediul.

Observatorul se apropie de sursă cu viteza „v” în raport cu mediul.

Viteza de propagare în mediul unei emise de sursă este „c”



$$T = T_0 + \frac{SB}{c} - \frac{SA}{c} = T_0 - \frac{SA-SB}{c} = T_0 - \frac{AB}{c}$$

dar ... $AB = v \cdot T$ so $T = T_0 - \frac{v}{c} \cdot T$

$$t_1 = \frac{SA}{c} \quad t_2 = T_0 + \frac{SB}{c}$$

și $T = t_2 - t_1$

Asa de $T = T_0 - \frac{v}{c} \cdot T \Rightarrow T_0 = T \cdot \left(1 + \frac{v}{c}\right)$

si pentru ca $f_0 = \frac{1}{T_0}$ si $f = \frac{1}{T} \Rightarrow f = f_0 \cdot \left(1 + \frac{v}{c}\right)$

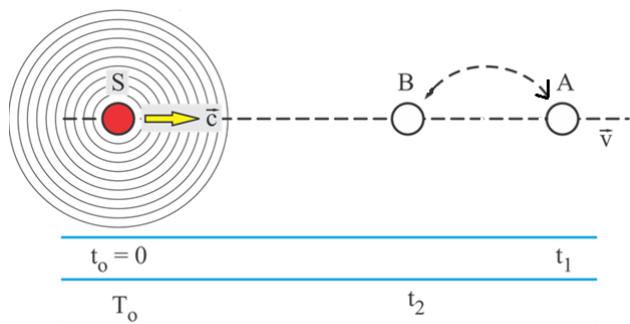
Pentru ca $\lambda_0 = \frac{c}{f_0}$

iar în timpul $t_2 - t_1$ (în care observatorul a parcurs distanța AB) a doua undă a traversat distanța SB cu viteza „c” față de mediul înconjurător, deci

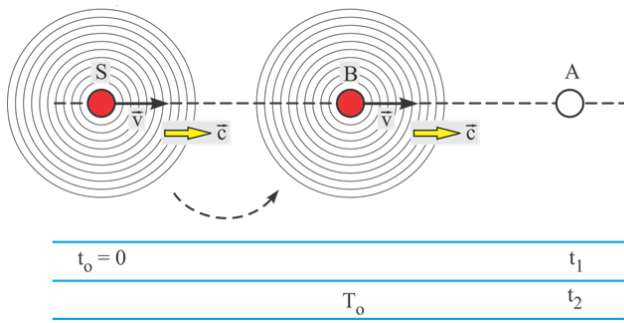
$SB = c \cdot T$ si $AB = v \cdot T$; insa $SA = SB + AB = (c + v) \cdot T$

Cazul 2: Dacă sursa este în repaus față de mediu și observatorul se îndepărtează de sursă cu viteza „v” față de mediu, atunci, dintr-un raționament similar, rezultă:

$$T = T_0 + \frac{v}{c} \cdot T \Rightarrow T_0 = T \cdot \left(1 - \frac{v}{c}\right) \text{ si deoarece } f_0 = \frac{1}{T_0} \text{ si } f = \frac{1}{T} \Rightarrow f = f_0 \cdot \left(1 - \frac{v}{c}\right)$$



Cazul 4. Dacă observatorul este în repaus în raport cu mediul înconjurător și sursa se îndepărtează de observator cu viteza „v”, atunci



$$T = T_o \cdot \left(1 + \frac{v}{c}\right); \quad f = \frac{f_o}{1 + \frac{v}{c}}$$

Pentru că $f_o = \frac{1}{T_o}$ și $f = \frac{1}{T}$ așa $f = \frac{f_o}{1 - \frac{v}{c}}$

Dacă observatorul este în repaus în raport cu mediul și sursa se mișcă cu viteza „v” a observatorului, atunci lungimea de undă (l) sesizată de observator diferă de cea a undei emise de sursă (o) λ :

$$\lambda = \lambda_o \cdot \left(1 \mp \frac{v}{c}\right)$$

Semnul (-) se referă la cazul în care sursa se apropie de observator, iar semnul (+) se referă la cazul în care sursa se îndepărtează de observator.

SISTEMUL AUDIO AL URECHII

Organul care percepe vibrațiile sonore și le transformă în excitație nervoasă care produce senzații auditive este urechea.

Formează, împreună cu o parte a sistemului nervos, analizatorul auditiv, care face posibilă distingerea intensității, înălțimii și timbrului unui sunet, direcția din care provine sunetul, distanța de la sursa sonoră etc.

O scurtă prezentare a urechii umane, cu cele trei părți principale ale sale, urechea exterioară, medie și interioară este reprezentată în desenul figurii

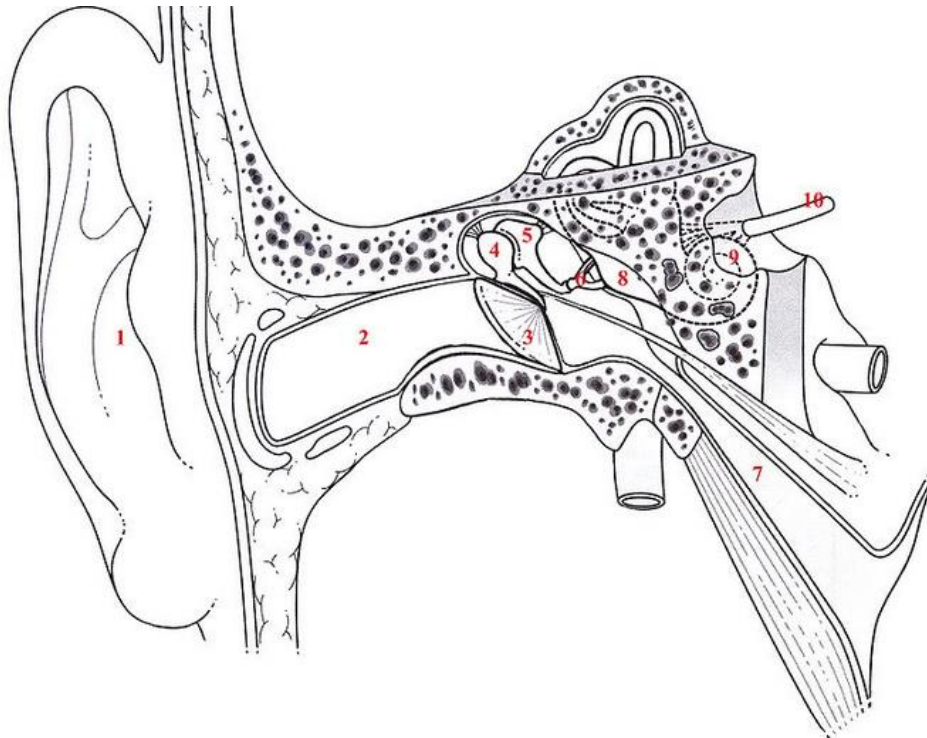
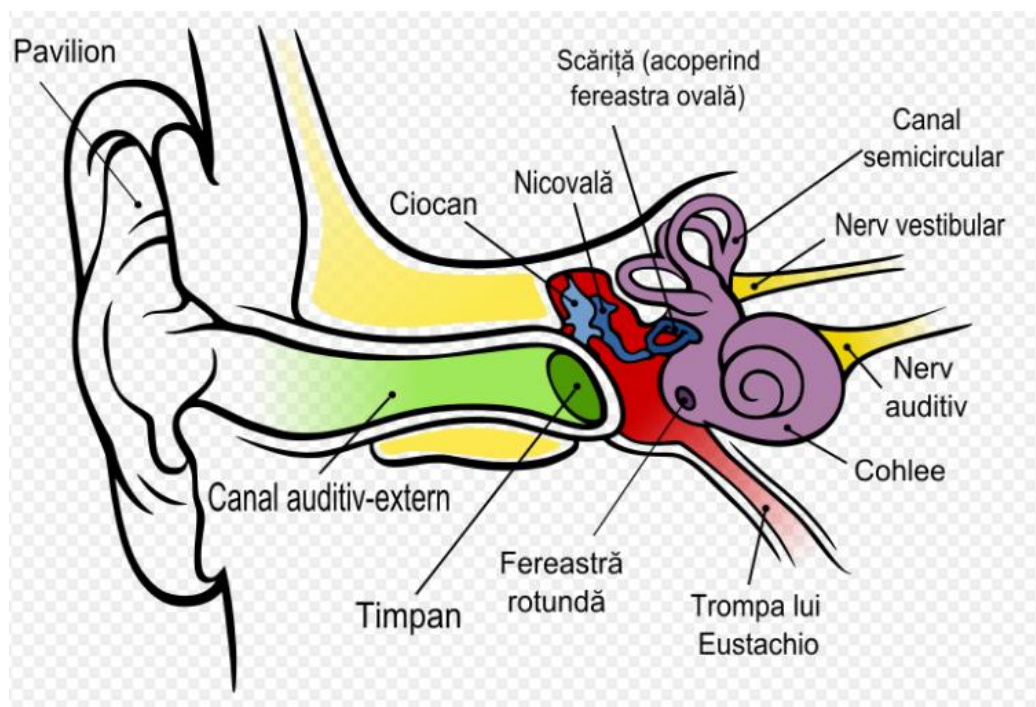


Figura 91: Urechea umană normală

Diagrama urechii:

- 1) Pavilion
- 2) Conductul auditiv extern
- 3) timpan
- 4) Ciocanul
- 5) nicovala
- 6) Etrier
- 7) Trompa lui Eustachio
- 8) Urechea internă
- 9) Cohleea
- 10) Nervul auditiv



O schiță foarte sumară a urechii umane, cu cele trei părți principale ale ei-urechea externă, medie și internă-este redată în desenul din fig.2

Organul care percepe vibrațiile sonore și le transformă în excitație nervoasă ce produce senzația auditivă este URECHEA.

URECHEA alcătuiește, împreună cu o parte din sistemul nervos, un ANALIZOR AUDITIV, care dă posibilitatea de a deosebi intensitatea, înălțimea și timbrul unui sunet, direcția din care vine sunetul, distanța de la sursa sonoră etc.

Percepția sunetelor de ureche

- 1 - sunet (undă sonoră)
- 2 - timpan
- 3 - cohleea
- 4 - recepția auditivă celulară
- 5 - spectrul de frecvență al înregistrării sunetului
- 6 - nerv

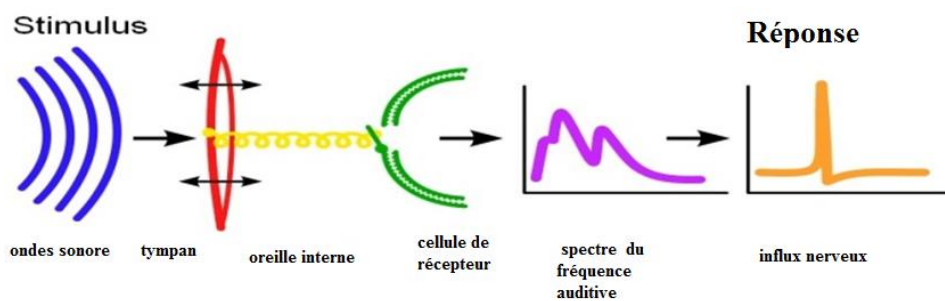


Figura 87: Percepția sunetelor de ureche

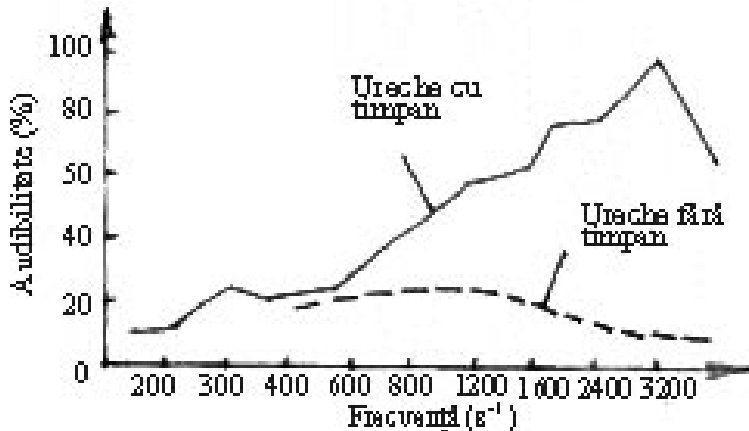


Figura 92: Diagrama audibilității urechii cu și fără timpan în funcție de frecvență

Urechea externă și medie conțin aer și sunt concepute pentru a conduce undele sonore din urechea internă ale cărei canale conțin fluide: perilimfă și endolimfă.

Deși organul urechii interne al lui Corti este legat de un nerv cranian, doar porțiunea cohleară a urechii interne este asociată cu auzul.

Undele sonore din aer sunt prinse în pavilion, care le direcționează către canalul auditiv extern.

În canalul auditiv extern care servește ca tub acustic închis cu timpanul care leagă unul dintre capete, presiunea sonoră este maximă pentru timpan, unde viteza sunetului este scăzută. Pentru partea deschisă a tubului (în afara urechii) presiunea este minimă și viteza maximă.

Mișcărilor undelor sonore care lovesc timpanul au fost studiate în special la frecvențe joase, iar rezultatele au fost extinse cu și pentru frecvențe mai mari. La o frecvență de 1 kHz, viteza particulelor este de 0,1, iar deplasarea este de 0,1, mai mică decât raza unui atom (afirmație surprinzătoare).

Cele trei (oxi) osicule ale urechii medii: ciocanul, nicovala, etrierul, pe care cade energia sonoră, sunt concepute ca pârghii cu brațe inegale și acționează ca transformatoare mecanice.

Ele amplifică presiunea sonoră a vibrațiilor transmise prin aer către timpan. Un alt rol este de a diminua (la intensitate mare) energia sonoră a acestora care intră în urechea internă. Acest lucru se realizează prin tensiunea care variază în mușchi și tendoanele care îi leagă. Acesta este un exemplu de „control automat”, urechea medie caută să mențină un anumit nivel de unde sonore care intră în urechea internă.

Presiunea sonoră p , transmisă de timpan crește la fereastra ovală. Având în vedere ca suprafața timpanului în contact cu ciocanul este de 0,55 cm², forța exercitată asupra ciocanului este. Dar mărimea forței, în absența frecării este.

Presiunea scalei pe zona de 0,032 cm² a ferestrei ovale este

$$p_{t_0} = \frac{F_s}{0,032} = \frac{1,3 \cdot 0,55 p_t}{0,032} \approx 22 p_t$$

Astfel, presiunea teoretică de amplificare de la timpan la fereastra ovală este de 22 de ori.

Măsurătorile făcute de Békésy arată că câștigul real este de 17 ori, ceea ce corespunde unui câștig de presiune acustică de 25 dB.

Se poate spune că urechea medie transportă energia sonoră din mediul gazos în mediul lichid al urechii interne, amplifică presiunea și protejează urechea internă de presiunea sonoră excesivă.

Trompa lui Eustachio, care conectează urechea medie de faringe, face ca ambele părți ale timpanului să mențină aproximativ același mediu de presiune a aerului, protejându-l de distorsiuni care ar putea distruge. Amplificarea presiunii sonore produsă de urechea externă este în medie mai mare de 35 dB.

Din urechea medie, undele sonore trec în urechea internă, a cărei parte centrală este labirintul osos, sculptat în roca osului temporal. Ultima parte a labirintului este formată din cohleea sau meteorul al cărui ax spiralat (columela) iese în evidență de lamele spiralei, terminându-se înaintea vârfului columelei cu o margine liberă.

Spațiul dintre această margine liberă și vârful vârfului columelei se numește Helicotrema și servește la echilibrarea diferențelor de presiune pe cele două părți ale cohleei. În interiorul labirintului osos se află labirintul membranos, care include mai multe cavități.

Perilimfa umple spațiul dintre os și labirintul membranos, iar endolimfa se află în labirintul membranos. Conductul cohlear, care ocupă o parte a labirintului rampei, are forma unui triunghi în secțiune, una dintre laturile sale este membrana bazilară.

Celulele senzoriale se găsesc în organul lui Corti Gasec, situat pe suprafața superioară a membranei bazilare. Aici sunt capetele fibrelor nervoase auditive. Cohleea poate fi considerată un sistem biofizic în care undele sonore sunt convertite în impulsuri nervoase.

SISTEMUL AUDIO AL URECHII transmite către sistemul nervos central informații cu privire la variațiile presiunii aerului.

MECANISMUL DE TRANSMISIE este format din:

1. Urechea internă și urechea medie
2. Cohleea
3. Nervul auditiv și căile către diferitele structuri nervoase centrale

Prima etapă este un dispozitiv mecanic de egalizare a impedanței care transmite variațiile de presiune de la aer la fluidul cohlear cu o pierdere foarte mică de energie.

A doua etapă este sediul excitației țesutului nervos, un proces care depinde de o sursă externă de energie. Energia pentru conducerea nervoasă este furnizată de metabolismul organismului.

RECEPȚIA SUNETULUI

Principalele aplicații ale acestor transformări sunt grupate în două teorii:

TEORIA REZONATORILOR ȘI TEORIA TELEFONULUI.

În *TEORIA REZONATORILOR* (elaborată încă de Helmholtz în 1863) se consideră că membrana bazilară, formată din 24000 de fibre transversale elastice, ar reprezenta un sistem de rezonatori acustici, fiecare fibră fiind un rezonator independent.

Membrana bazilară este mai îngustă la baza melcului și mai lată în apropierea helicotreimei.

Lungimea fibrelor transversale elastice crește de la bază spre helicotremă într-un raport dat

Aceste fibre ar putea fi asemuite coardelor metalice întinse ale unui pian. În vârful melcului ar putea fi *localizați* rezonatorii pentru sunetele cele mai joase, iar la baza acestuia, rezonatorii pentru sunetele cele mai înalte.

Fiecare sunet intrat în ureche, având frecvența sa proprie, pune în vibrație *un singur rezonator*, pe acea fibră care vibrând, dă același sunet, iar fiecare fibră (rezonator) de pe membrana baziliară excită o fibră nervoasă.

Înălțimea sunetului este detectată de fibra care vibrează, iar presiunea sonoră-de amplitudinea mișcării fibrei.

Cu cât organul lui Corti este lezat mai *aproape* de bază, cu atât frecvența sunetului care nu poate fi „auzit” este mai mare.

Potrivit **TEORIEI TELEFONULUI**, cohleea acționează ca un microfon care transmite de-a lungul fibrei nervoase un semnal, a cărui formă este aceeași cu forma undei sonore intrate în ureche.

Cu ajutorul instrumentelor electronice, în ureche se pot înregistra trei feluri de potențiale electrice: potențialul microfonic cohleear,

potențialele de acțiune ale celui de-al VIII lea nerv cranian (nervul auditiv) și potențialele de repaus DC (direct curent).

Potențialul microfonic cohleear cu o valoare ce nu depășește 100 μV , își are originea în cohlee. El descrește exponențial de-a lungul nervului auditiv și al țesutului care înconjoară cohleea: nu are perioadă refractară și poate fi produs chiar de un sunet cu o frecvență de peste 16000 Hz, Reproducând forma undei sonore aplicată cohleei. Békésy susține că energia electrică a acestui potențial microfonic nu este în întregime dată de energia mecanică a sunetului care-l provoacă, ci de rezerva de energie metabolică măsurată de potențialul de repaus *DC*. Acesta din urmă are valori foarte mari: 50 mV în lichidul din canalul cohleear și 5 mV în organul lui Corti.

Potrivit teoriei telefonului, transformarea energiei sonore în energie electrică s-ar face în următoarea succesiune: presiune sonoră→potențial microfonic→impuls nervos.

Împotriva teoriei telefonului pledează faptul că o singură fibră nu poate conduce mai mult de 1000 de impulsuri pe secundă. Aceasta înseamnă că fibra nervoasă ar putea conduce sunete cu o frecvență de cel mult câteva sute de hertzi (deoarece la o frecvență de numai 1 Hz sunt necesare

câteva sute de impulsuri). Totuși un grup de fibre ce acționează simultan pot conduce vibrații cu o frecvență mai mare.

Potrivit **TEORIEI HIDRODINAMICE** a lui Békésy, pe lângă undele longitudinale cunoscute din acustică, se produc în cohlee și unde hidrodinamice, analoage valurilor care se observă la suprafața apei sau la interfața apă-ulei. Viteza acestora nu este constantă ci variază în funcție de frecvență. În cohlee ar exista regiuni în care *îngrămădirea acestor unde este maximă*. Acțiunea cea mai importantă a cohleei ar fi aceea de a transforma aceste maxime ale undelor hidrodinamice în impulsuri nervoase. Transformarea ar fi mijlocită de potențiale “microfonice” născute în membrană.

SUNETUL constituie din punct de vedere fiziologic senzația produsă de vibrațiile materiale ale corpurilor și transmisă prin intermediul undelor acustice.

Urechea umană este sensibilă la vibrațiile aerului cu frecvențe cuprinse între 20 Hz și 20 kHz, cu o sensibilitate maximă a auzului în jur de 3500 Hz.

Acest interval depinde foarte mult de amplitudinea vibrației și de vârsta și starea de sănătate a individului.

Sub amplitudinea de 20 μ Pa vibrațiile nu mai pot fi percepute.

Odată cu vârsta, intervalul de sensibilitate scade, în special frecvențele înalte nu pot fi auzite.

CARACTERISTICILE SUNETULUI

- *Înălțimea sunetului sau frecvența este caracteristica sunetului de a fi mai profund, grav sau mai acut (ascuțit sau subțire).*
- *Intensitatea sau tăria sunetului este determinată de cantitatea de energie pe care o transportă unda sonoră. Ea se obiectivează în amplitudinea undei și se măsoară în decibeli.*
- *Timbrul – între sunetele de aceeași intensitate și înălțime și emisia de instrumente diferite există o deosebire calitativă numită timbrul sunetului.*
- *Astfel pentru ca un om să perceapă bine înălțimea unui sunet trebuie ca urechea să primească unde sonore cel puțin timp de 1/100 de secunde. Prin exercițiu, această limită poate coborî așa cum poate să fie educat și pragul diferențial de discriminare a sunetelor.*

0 db	→	tăcere
10 db	→	foșnet de frunze
30 db	→	șoaptă
40 db	→	o camera linistita
60 db	→	vorbitor
80 db	→	muzica cânta tare
110 db	→	ciocan pneumatic
120 db	→	avionul care decolează

APLICAȚII ÎN DOMENIUL FARMACEUTIC

PROTEZA DE AUZ.

Protezele auditive sunt dispozitive electronice care sunt un ajutor în percepția limbajului și în dobândirea comunicării verbale. Aceste proteze nu pot corecta deficiența, dar pot înlocui sau minimiza efectele acesteia.

Protezele auditive diferă în ceea ce privește designul, dimensiunea, tipul, modul de amplificare, ușurința de purtare sau controlul volumului.

Toate protezele au componente comune:

microfon care colectează sunetele din mediu;

amplificator pentru mărirea intensității sunetelor;

receptor prin care sunetele amplificate sunt transmise la ureche;

baterii cu care să susțină întregul sistem



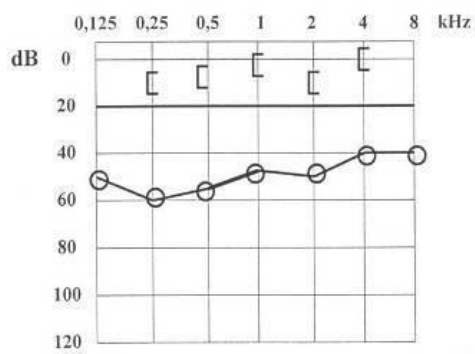
proteze auditive în canalul urechii (acestea sunt cele mai mici tipuri de proteze și oferă avantaje estetice);



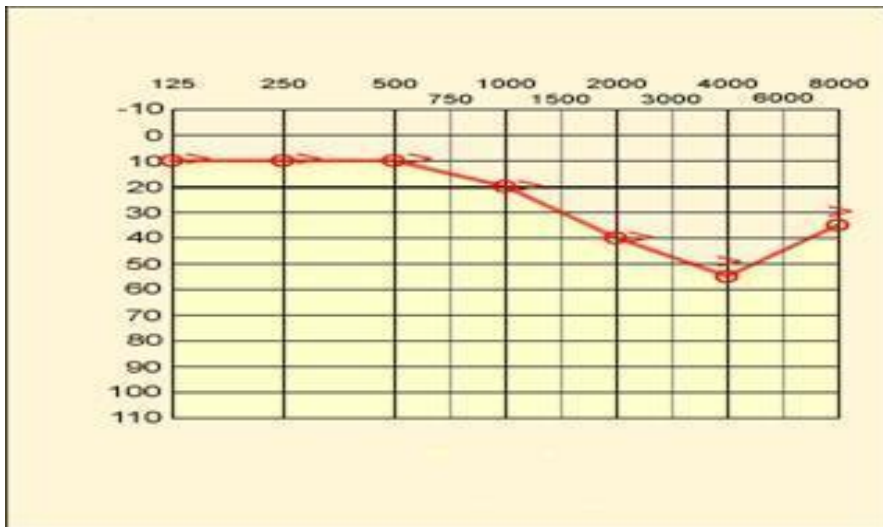
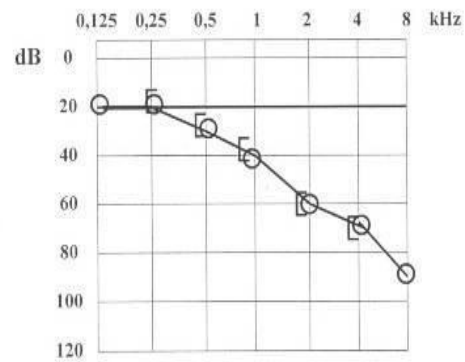


Proteze auditive plasate în spatele urechii/postaurale (componentele aparatului auditiv sunt conținute de un dispozitiv plasat în spatele urechii și conectat la ureche).

Hipoacuzie de transmisie



Hipoacuzie neurosenzoriala



BENZILE DE TRECERE ALE URECHII OMULUI SI ALE CĂTORVA SPECII DE ANIMALE.

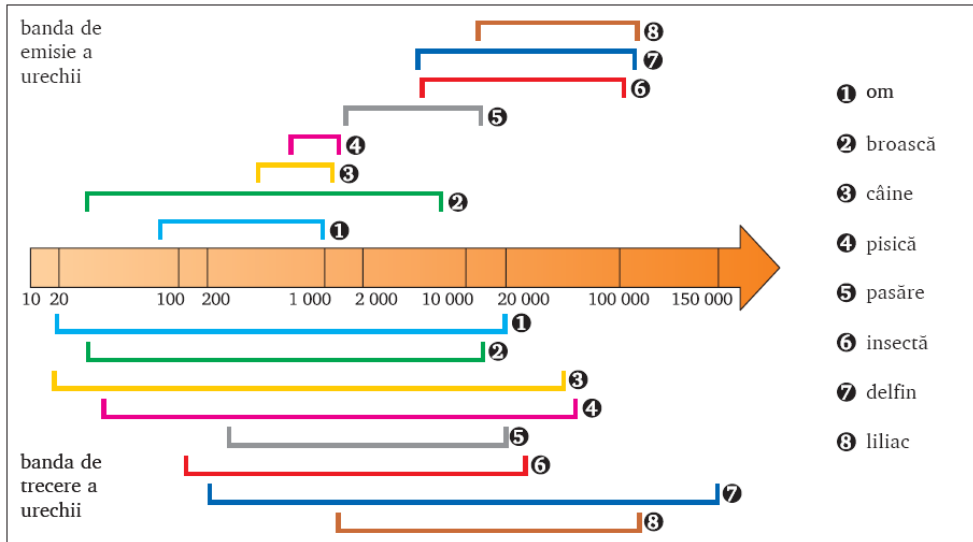


Figura 89: Percepția sunetelor în benzile urechilor care traversează urechea umană și cea a mai multor specii de animale

ORIENTAREA PRIN SUNET

Auzul este rezultatul unei stimulări mecanice vibratorii de o anumită frecvență, intensitate și înălțime, numită *sunet*. Frecvența undelor mecanice capabile să impresioneze urechea omenească este cuprinsă între 16 și 20000 Hz. Aceste limite depind de vârstă, persoană etc. Vibrațiile în afara acestor limite pot fi detectate de alte organe de simț și nu de ureche. La frecvențe mai mici decât cele sonore, vibrațiile cu o amplitudine mult mai mare decât a celor sonore sunt percepute prin pipăit. Vibrațiile cu o frecvență ce depășește 20000 Hz (ultrasunetele) sunt percepute de diverse terminații nervoase din țesuturi numai atunci când energia lor este atât de mare, încât produce o încălzire locală sau distrugerii celulare.

Toate vertebratele au aparate omoloage urechii umane, însă frecvența la care răspund este diferită de frecvența la care răspunde urechea omului. Astfel, insectele, sensibile la vibrații de o frecvență mare sau foarte mare, au receptori particulari, al căror mecanism de funcționare este diferit de mecanismul de funcționare al urechii umane. Unele plante ca și parameciul, răspund de asemenea într-un anumit fel energiei vibratorii care acționează (la energii mici și moderate) în calitate de excitant.

Sunetul simplu sau *tonul*, cum este cel dat de un diapazon în vibrație, exercită o presiune sonoră p , oscilatorie periodic și poate fi reprezentată prin

$$p = p_0 \sin 2\pi vt$$

în care p_0 este presiunea sonoră maximă sau amplitudinea presiunii, v -frecvența sunetului (v fiind inversul perioadei T , adică $v = 1/T$), iar t -timpul calculat de la un moment t_0 luat ca origine și la care se măsoară presiunea p .

Sunetele date de instrumentele muzicale, de organul vocal uman sau de cel al animalelor sunt sunete compuse. **Într-un astfel de sunet se deosebește un ton fundamental, având frecvența cea mai mică, și armonice superioare a căror frecvență este un multiplu întreg al frecvenței fundamentale (adică $2v, 3v, \dots, nv$).** Fiecare sunet poate fi descompus (matematic), conform seriei Fourier, într-un sunet fundamental și armonicele sale superioare.

În măsuratori și în calcule se consideră de obicei presiunea sonoră eficace P_{ef} , care are următoarea valoare:

$$P_{ef} = \frac{P_0}{\sqrt{2}} \approx 0,0707 p_0$$

Unitatea de măsură este barul sau microbarul .

Prin analogie cu impedanța electrică se vorbește de impedanța sonoră ca despre o mărime fizică ce poate caracteriza rezistența pe care o opune mediul la trecerea undelor sonore; ea se măsoară în ohmi-mecanici Ω_{mec} . Un .

Impedanța timpanului (care depinde de frecvență este minimă la 700-800 Hz, având valoarea de $\sim 10 \Omega_{mec}$ deci foarte apropiată de cea a aerului (T. Tröger, 1936). Cu alte cuvinte, timpanul asigură conductibilitatea sonoră fără a reflecta sunetul și fără al absorbi (atenua).

Energia sonoră (raportată la suprafață și la timp) dă intensitatea sonoră I . Urechea este sensibilă la anumite intensități, situate între pragul auditiv inferior I_m și pragul auditiv superior I_M . Intensitatea minimă a sunetului care poate fi percepută de urechea noastră poartă numele de prag auditiv inferior. Valoarea maximă a intensității sunetului, după care apare senzația de durere, se numește prag auditiv superior sau dureros. Pragul auditiv inferior este minim la o frecvența „optimă” de 2000 Hz, iar I_M este maxim aproape de aceeași frecvență.

Curbele care indică pragurile auditive în funcție de frecvență se numesc curbe de audiție (audibilitate). Suprafața cuprinsă între aceste curbe reprezintă domeniul de audibilitate. Raportul este foarte mare pentru urechea umană. Presiunea sonoră medie p la pragul auditiv inferior este de , iar la pragul auditiv superior .

Domeniul de audibilitate definit mai sus are deci valoarea

$$\frac{I_M}{I_m} = \frac{(2 \cdot 10^3)^2 / 43}{(2 \cdot 10^{-4})^2 / 43} = \frac{10^6}{10^{-8}} = 10^{14}$$

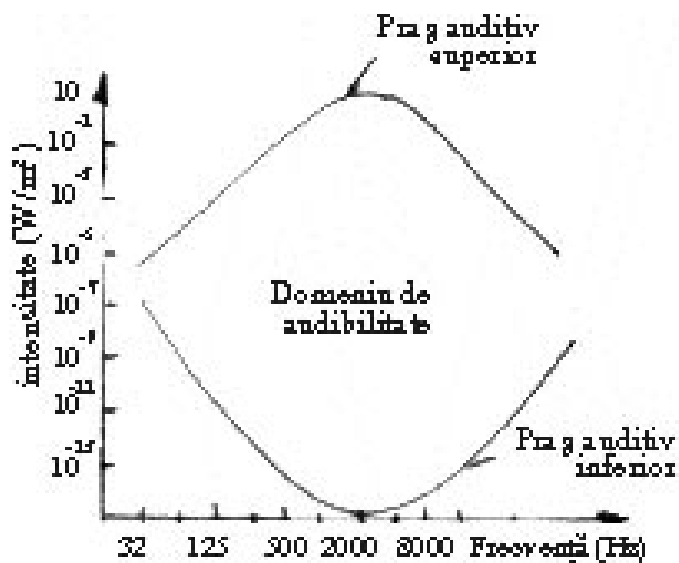


Figura: Praguri auditive ale urechii umane normale

În procesul audiției însă, nu interesează propriu-zis intensitatea absolută a sunetului, ci valoarea lui relativă sau *nivelul sonor*, adică intensitatea I a unui sunet în raport cu pragul auditiv inferior. Nivelul sonor N_s al unui sunet se definește prin logaritmul zecimal al acestui raport, adică

$$N_s = \log \frac{I}{I_m}$$

Pentru că I este (cum se arată în acustică) proporțional cu p^2

$$N_s = \log \frac{p^2}{p_m^2}$$

Valoarea acestui raport se exprimă în unități numite *beli*, cu submultiplu *decibeli*.

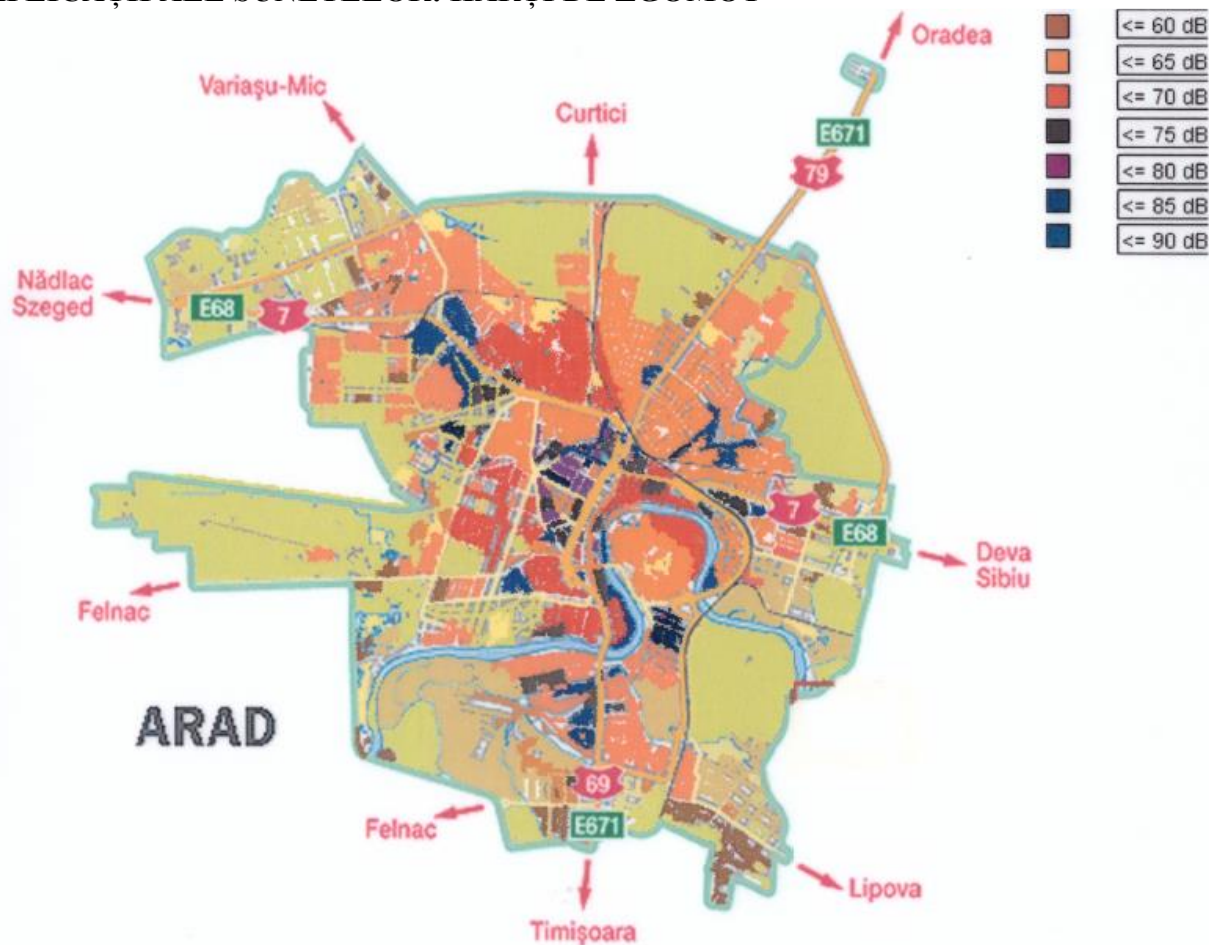
În decibeli, valoarea sa este

$$N_s = 10 \log \frac{p^2}{p_m^2} dB = 20 \log \frac{p}{p_m} dB$$

Pragul auditiv inferior crește o dată cu vârsta omului, dar și atunci când urechea este expusă timp îndelungat la zgomote (cazul fierarilor, al cazaugiilor etc.).

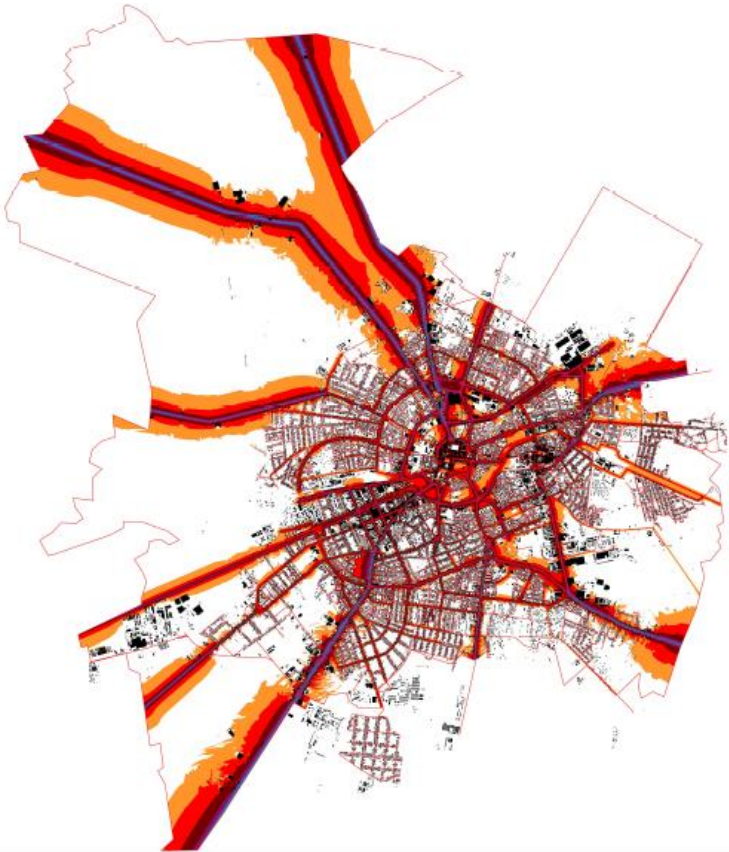
Energia corespunzătoare sunetelor obișnuite este foarte mică. Dacă 2000 de oameni ar vorbi neîntrerupt timp de 0,5 ore, energia vocilor ar fi suficientă doar pentru fierberea unui pahar de ceai.

APLICAȚII ALE SUNETELOR: HĂRȚI DE ZGOMOT

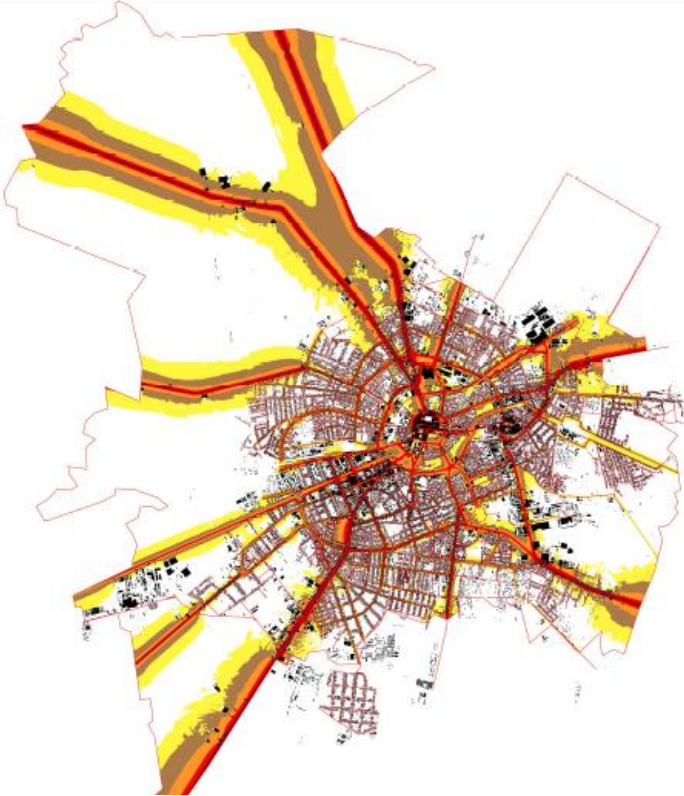


Nr.crt.	Locul efectuării măsurătorii	Intensitatea sunetului (dB)	Media (dB)
1	Podgoria	72 – 84 dB	78 dB
2	Grădiște	61 – 73 dB	67 dB
3	Autogară	72 – 78 dB	75 dB
4	Gară	64 – 78 dB	71 dB
5	Uta	66 – 77 dB	71,5 dB
6	Bujac	57 – 67 dB	62 dB
7	Șega	57 – 67 dB	62 dB
8	Gai	64 – 76 dB	70 dB
9	Zona Industrială Vest	55 – 67 dB	61 dB
10	Primarie	56 – 75 dB	65,5 dB
11	Centru	62 – 70 dB	66 dB
12	Aradul Nou	67 – 76 dB	71,5 dB
13	Sânicolau	56 – 63 dB	59,5 dB
14	Polivalentă	64 – 74 dB	69 dB
15	Subcetate	57 – 66 dB	61,5 dB
16	UAV	63 – 71 dB	67 dB

TIMISOARA IN TIMPUL ZILEI



Yellow	<=	50.0 dB(A)
Brown	<=	55.0 dB(A)
Orange	<=	60.0 dB(A)
Red	<=	65.0 dB(A)
Dark Red	<=	70.0 dB(A)
Purple	>	70.0 dB(A)



TIMISOARA IN TIMPUL NOPTII

INSTRUMENTE UTILIZATE PENTRU MĂSURARE SUNET: Sonometrul digital MS6701 conectat la un notebook care poate fi utilizat pentru a măsura intensitatea sunetului după o măsurare de 2 minute

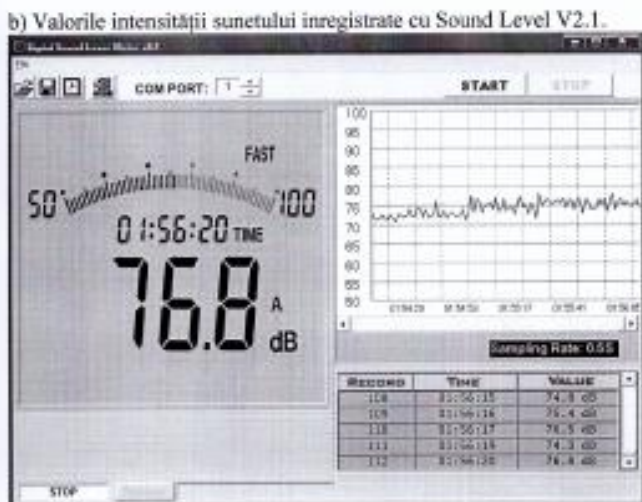
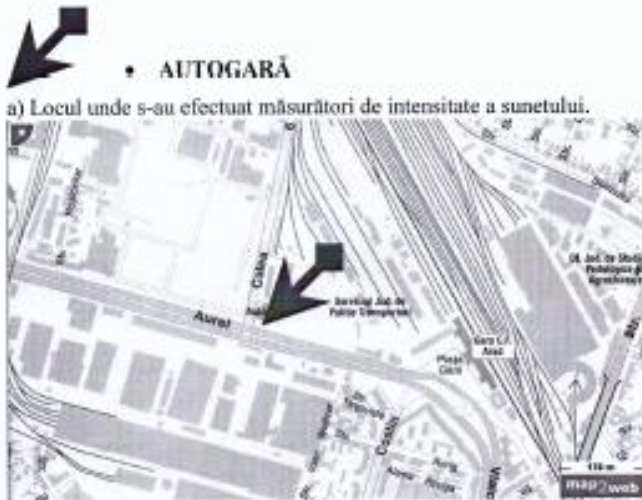


Figura 3.5

ULTRASUNETE

Printre unele vibrații sonore care depășesc limitele audibilității urechii umane, de mare interes din punct de vedere practic, se numără ultrasunetele, sunete a căror frecvență este mai mare de 20.000 Hz.

PRODUCEREA ULTRASUNETELOR

Frecvențele înalte corespunzătoare ULTRASUNETELOR pot fi produse prin *vibrațiile elastice ale cristalului de cuarț induse la rezonanța de un camp electric alternativ aplicat*

Astfel se pot produce sunete cu **frecvențe de până la 600 MHz**.

Lungimea de undă corespunzătoare în aer este aproximativ $5 \cdot 10^{-5} \text{ cm} = 500 \cdot 10^{-9} \text{ m} = 500 \text{ nm}$ comparabilă cu lungimea de undă a undelor luminoase.

Prima demonstrație a efectului piezoelectric direct s-a realizat în 1880 de către frații Pierre Curie și Jacques Curie [2]. Ei și-au combinat cunoștințele de piroelectricitate cu înțelegerea structurilor cristaline care au condus la piroelectricitatea care prezice comportamentul cristalelor și au demonstrat efectul folosind cristale de turmalină, cuarț, topaz, zahăr din trestie și sare Rochelle (tetrahidrat de tartrat de sodiu).

Cuarțul și sarea Rochelle au prezentat cea mai mare piezoelectricitate.

Ultrasunetele sunt obținute de anumite cristale numite piezoelectrice (piezocristale) care prezintă fenomenul electrostrictiv, fie de contractie, fie de dilatare sub acțiunea unui camp electric. Cel mai utilizat este cuarțul, din care este tăiată o placă (lamă) cu o orientare deosebită spre axele cristalografice ale cuarțului (piezoquartz). Grosimea plăcii este cea care vibrează în rezonanță cu câmpul electric alternant aplicat (printr-un condensator).

Astfel, grosimea plăcii este dată de: $C = 5,5 \text{ km/s}$:

Aceeași lamă este folosită pentru a primi ultrasunete, datorită efectului său opus. Când este în rezonanță sub acțiunea unei ultrasunice, lama se polarizează alternativ, adică pe laturile sale apar sarcini electrice alternante.

Se poate folosi și fenomenul de magnetostricție: variația dimensiunilor AC care traversează înfășurările unei bobine.

Ultrasunetele sunt puternic absorbite în gaz și slab absorbite în lichide și solide. Intensitatea lor poate atinge valori de până la 10 atm.

Deoarece intensitatea este proporțională cu pătratul amplitudinii și pătratele frecvenței, amplitudinile de vibrație ale particulelor sunt mari.

Orientarea liliacilor, de exemplu, se bazează pe faptul că emit semnale ultrasonice scurte cu frecvențe cuprinse între 30 și 60 kHz. Liliacii zburători emit în medie aprox. 30 de semnale pe secundă. Unele dintre ele sunt percepute de urechile mari ale liliacilor sub formă de semnale de eco după o perioadă de timp în funcție de faptul dacă obstacolul este mai aproape sau mai departe (cu cât obstacolul este mai aproape, cu atât timpul este mai scurt). Când liliacul se apropie de un obstacol emite tot mai multe semnale de până la 60 de semnale pe secundă, de exemplu, pentru obstacolul situat la 1 metru distanță. Acest lucru permite liliacului să prindă cu precizie poziția obstacolelor.

Utilizarea practică a ultrasunetelor este legată de lungimea sa de undă scurtă. Deci, de exemplu, ultrasunetele pot fi transmise și propagate ca razele de lumină în pachete, spre deosebire de sunetele obișnuite care se împrăștie în toate direcțiile. Astfel, se constată experimental că dacă lungimea de undă a emisiei este mai mică decât dimensiunile liniare ale unde sursei, aceasta se propagă în linie dreaptă ca fascicul. De asemenea, din cauza lungimii de undă scurte, fenomenul de difracție (în jurul obstacolelor) are loc numai pentru obstacole foarte mici, deoarece undele obișnuite evită aproape orice obstacol în calea lor.

Ultrasunetele suferă reflexie și refracție la suprafață, separând două medii diferite, la fel ca undele de lumină. Folosind acest fenomen, au fost construite oglinzi sau lentile concave speciale pentru a focaliza într-un fascicul de ultrasunete.

Un fenomen interesant care are loc în propagarea ultrasunetelor în fluid, este **FENOMENUL DE CAVITAȚIE** care este apariția unor bule care se ridică la suprafață și izbucnesc. Acest lucru se explică prin faptul că expansiunile și compresiile foarte rapide din lichid duc la tensiuni puternice în anumite zone care provoacă „ruperea” moleculelor de lichid. Acest lucru produce bule care conțin vapori și gaze dizolvate în lichid. Bulele mici se contopesc în bule mari încep să vibreze și apoi se sparg, dând naștere la presiuni locale foarte mari care se manifestă ca șocuri hidraulice în volume foarte mici. Deteriorarea palelor turbinei și a elicelor navei este cauzată de cavitația produsă de vibrațiile ultrasonice generate de mașină.

Înainte de a discuta câteva dintre aplicațiile practice ale ultrasunetelor, să vedem cum este produsă. Aici luăm exemplul generatorului piezoelectric. Efectul piezoelectric: dacă cristalul este supus deformării prin tracțiune sau compresie în direcții diferite, pe laturile lui apar sarcini electrice, egale și de semn opus și care își schimbă rolul în funcție de comprimarea prin tensiune, și invers. Există și efectul piezoelectric invers sau electrostrictiune, pe care se bazează generarea ultrasunetelor, care constă în dilatarea și compresia succesivă a cristalului sub acțiunea unui câmp electric alternant.

Ultrasunetele pot fi produse folosind efectul magnetostriktiv care constă în deformarea corpurilor feromagnetice (fier, nichel, cobalt) sub acțiunea unui câmp magnetic. Prin introducerea unei bare dintr-un astfel de material (Ni) într-un câmp magnetic paralel cu lungimea (produce, de exemplu, o bobină în care este introdusă bara), aceasta este mai scurtă. Când câmpul magnetic variază periodic (curentul care curge prin bobină este periodic) barele scurtează periodic.

Prin înaltă frecvență și energie ridicată transportată de ultrasunete, ultrasunetele produce o serie de efecte fizice și chimice printre care: distrugerea stărilor de echilibru labile; mediu de încălzire; formarea sistemelor dispersate (emulsii și suspensii) și distrugerea acestor sisteme (coagulare); influențează potențialul electrochimic și pasivitatea metalelor; flambajul plăcilor fotografice; crește viteza reacțiilor chimice; cuptoare substanțe mai puțin stabile (ex. iodură de azot), etc.

Proprietățile ultrasunetelor permit utilizarea acestuia într-o mare varietate de aplicații practice.

Undele sonore produc căldură și redistribuirea substanței în celulele vii ceea ce duce la utilizarea lor terapeutică (încălzirea anumitor țesuturi și masaj profund) și la conservarea alimentelor (prin utilizarea ultrasunetelor de frecvență și intensitate adecvate pentru distrugerea microorganismelor).

O altă aplicație a ultrasunetelor este legată de măsurarea adâncimii mării. Procesul este în esență același ca în cazul utilizării sunetului convențional, având totuși avantajul fasciculelor direcționate. De asemenea, se pot produce semnale foarte scurte, ceea ce mărește precizia măsurării intervalului de timp dintre producerea semnalului direct și înregistrarea semnalului reflectat.

Ultrasunetele sunt folosite în diverse procese precum spălarea, curățarea, uscarea sau sudarea precum și pentru transformarea pieselor.

Un alt domeniu care folosește foarte mult tehnologia cu ultrasunete este domeniul medical. De exemplu, scanând sarcina unei femei, folosind ultrasunete sau pentru a sparge pietrele la rinichi, intervenția chirurgicală nu mai este necesară acolo.

ULTRASUNETE

Urechea umană - spectrul de frecvență (frecvența audio) între 16 (20) -20.000 Hz, depășind această limită, inabordabil pentru senzorul auditiv uman >20 KHz = ultrasunete
din motive tehnico-științifice, pentru delimitarea precisă a spectrului de frecvență accesibil, ULS 20 - 3000 KHz

ULS este clasificat - 3 categorii:

- ultrasunete de joasă frecvență - 20-100 KHz
- ultrasunete de medie frecvență - 100-300 KHz
- ultrasunete de înaltă frecvență - 300-3000 KHz

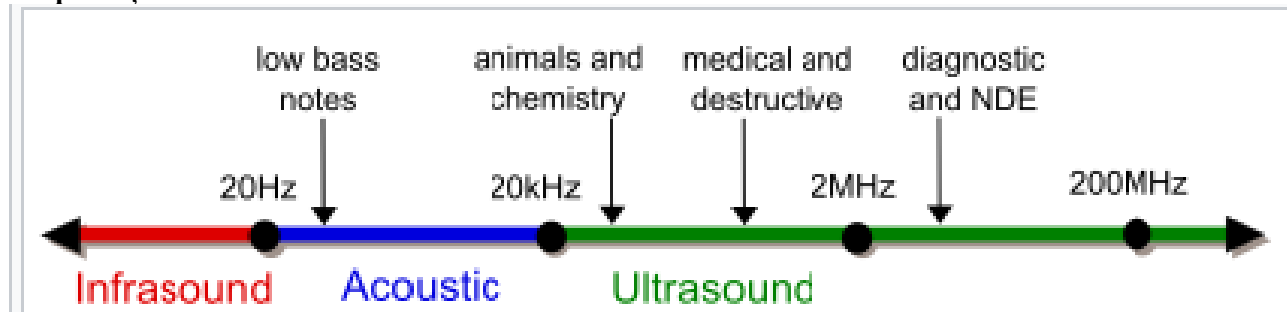
Producerea ultrasunetelor

Se realizează prin metode mecanice, termice, magnetice, piezoelectrice

Corpurile elastice, în urma unei excitații, efectuează mișcări oscilatorii care se transmit mediului înconjurător. Acestea se numesc surse de oscilație sau transductoare.

Transmițătoare electroacustice realizează transformarea energiei electrice în energie oscilantă, cu ajutorul transductoarelor bazate pe fenomenul de: piezoelectricitate, electrostricție, magnetostricție
Producerea ultrasunetelor ULS - valori de până la 100 MHz - emisie de energie ultrasonică, fie în mod continuu, fie în impulsuri

Proprietățile ultrasunetelor



PROPRIETĂȚI FIZICE

- Propagarea
- Absorbția
- Reflexia

PROPRIETĂȚI BIOFIZICE:

Fenomenele termice sunt absorbția – reflexia : crește Căldura Q ($\propto T$ prin creșterea temperaturii T cu 3-4 °C)
– produc hiperemie + hiperlimfemie și astfel metabolismul este crescut.

Fenomene mecanice (componentă fundamentală)

la locul de aplicare, amplitudinea vibrației = 100 x diametrul \varnothing al moleculei, prin micromasaj se determină creșterea permeabilității membranei celulare

METODA DE PRODUCERE A ULTRASUNETELOR

Frecvențele înalte corespunzătoare ULTRASUNETELOR pot fi produse de vibrațiile elastice ale cristalului de cuarț induse la rezonanță de un câmp electric alternant aplicat (EFECT PIEZOELECTRIC) [1]

[Halliday D., Resnick R., Fizica vol.I., EDP, Bucuresti, 1975, p.528]

Astfel, se pot produce sunete cu frecvențe de până la 600 MHz.

Lungimea de undă corespunzătoare în aer este de aproximativ $5,10^{-5} \text{ cm} = 500,10^{-9} \text{ m} = 500 \text{ nm}$, comparabilă cu lungimea de undă a undelor luminoase.

Prima demonstrație a efectului piezoelectric direct a fost făcută în 1880 de frații Pierre Curie și Jacques Curie [Curie, Jacques; Curie, Pierre (1880). "Développement par compression de l'électricité polaire dans les cristaux hémihédres à faces inclinées" [Dezvoltarea, prin compresie, a polarizării electrice în cristale semiedrice cu fețe înclinate]. Bulletin de la Société minérologique de France. 3 : 90–93. Retipărit în: Curie, Jacques; Curie, Pierre (1880). "Développement, par pression, de l'électricité polaire dans les cristaux hémihédres à faces inclinées". Comptes rendus. 91 : 294–295. sau Curie, Jacques; Curie, Pierre (1880). „Sur l'électricité polaire dans les cristaux hémihédres à faces inclinées” [Despre polarizarea electrică în cristale semiedrice cu fețe înclinate]. Comptes rendus 91 : 383–386].

Ei și-au combinat cunoștințele despre piroelectricitate cu o înțelegere a structurilor cristaline care duc la piroelectricitatea care prezice comportamentul cristalului și au demonstrat efectul folosind cristale de turmalină, cuarț, topaz, zahăr din trestie și sare Rochelle (tartrat de sodiu tetrahidrat).

Cuarțul și sarea Rochelle au prezentat cea mai mare piezoelectricitate.

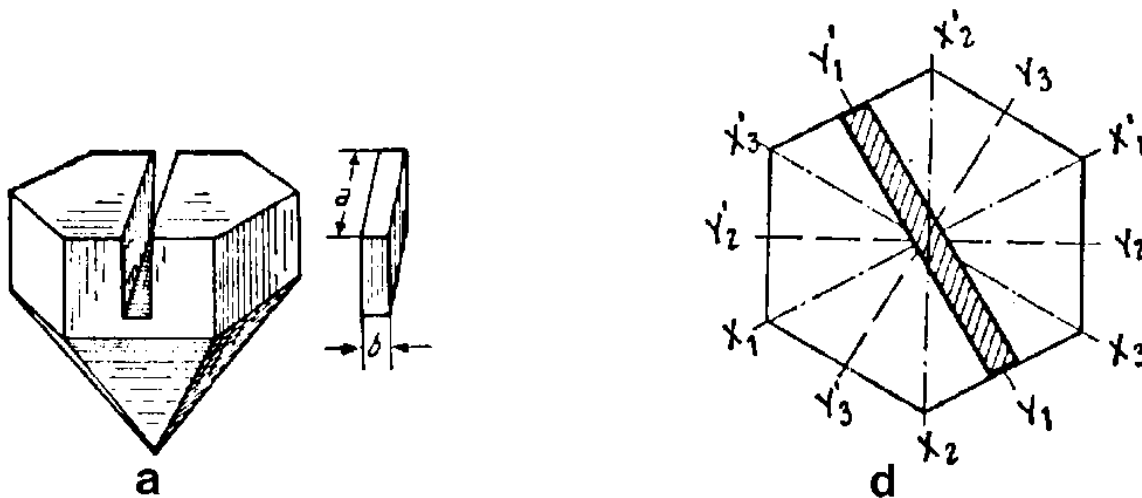
Efectul piezoelectric direct și inversul său sunt mijloacele primare utilizate în ultrasonografia biomedicală în ceea ce privește conversia energiei acustice în energie electrică și invers.

Piezoelectricitatea are numeroase aplicații de bioinginerie, de la imagistica cu ultrasunete și terapie, la chirurgia piezoelectrică și microelectromecanică, precum și la implanturi biomédicale.

Datorită importanței sale fundamentale pentru buna funcționare a sistemelor cu ultrasunete, majoritatea medicilor trebuie să înțeleagă efectul general, istoria dezvoltării acestuia și, din acest motiv, se impune o apreciere a limitărilor și avantajelor sale în generarea și detectarea ultrasunetelor.

Acest articol descrie evoluția istorică asociată cu utilizarea sa în relație cu majoritatea aplicațiilor cu ultrasunete medicale și este destinat să servească drept introducere pentru cititorii neexperți.

[Amir Manbachi și Richard SC Cobbold, Dezvoltarea și aplicarea materialelor piezoelectrice pentru generarea și detectarea ultrasunetelor, Ultrasound 2011; 19: 187–196]



Lama de cuarț este tăiată de-a lungul unei direcții perpendiculare pe o axă X (tăiere („X”)) și supusă unei compresiuni de-a lungul axei Y corespunzătoare, fețele sale (perpendiculare pe X) diferite electricare, una pozitivă și alta negativă.

Inversarea efortului mecanic (întinderea) inversează și polaritatea sarcinilor electrice de pe fețe.

fenomenul piezoelectricitatii – reversibil: punand placa la o tensiune electrica, aceasta se contracta/se alungeste, in functie de polaritatea tensiunii.

Proprietățile piezoelectrice depind de dimensiunile lamei, unghiul de tăiere și modul de excitare.

Factorul care influențează cel mai mult frecvența unui oscilator cu cuarț - variația parametrilor cu temperatura.

APLICAȚIILE ULTRASUNETELOR ÎN FARMACIE ȘI MEDICINĂ

Viteza medie de propagare a undelor ultrasonice în aer = 330 m/sec, în țesuturi biologice = 1500 m/s

Efecte biologice ale vibrațiilor ultrasonice - pentru terapie 800-1200 KHz - frecvență optimă = 800 KHz
Țesuturi iradiate - energie suficientă, având în vedere că absorbția energiei emise este o funcție de frecvență

Energia de vibrație, generată de o sursă ultrasonică, este transmisă mediului înconjurător și se produce o mișcare vibratorie

Țesuturile sistemelor vii au un comportament asemănător cu cel al lichidelor unde propagarea ultrasunetelor are loc sub formă de unde longitudinale, cu excepția în oase (unde transversale, de energie negliabilă)

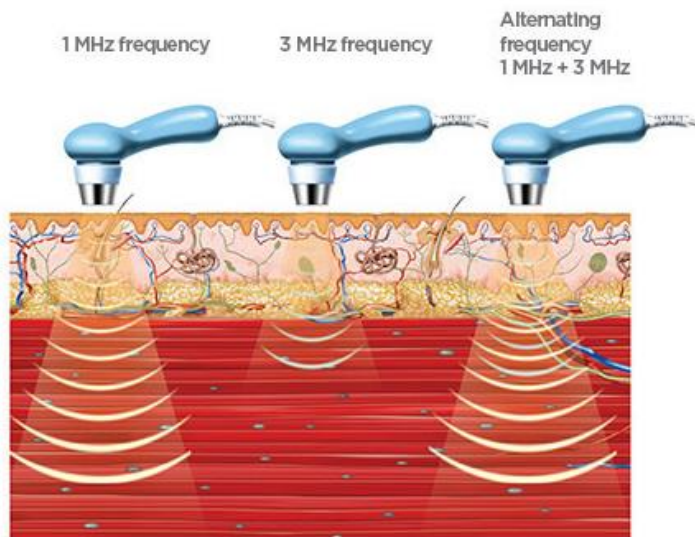
Rezistența aerului la ultrasunete are o valoare negliabilă în raport cu cea din țesuturile vii,

ULS produce reflexie de 100% a undelor sonore la interfața aer-țesut

În practica medicală - nu este posibilă introducerea energiei ultrasonore din aer în corp. Trebuie eliminat aerul interpus între traductorul ultrasonic (solid) și piele printr-un strat de crema/gel special

Prezența unui strat de aer, cu o grosime de 1 μm, anulează transmiterea ultrasunetelor în țesutul biologic
Frecvențe foarte înalte, absorbție în țesuturi - mari, intensități crescute, eficiența doar în țesuturile superficiale

Frecvențe joase - efectul de adâncime este crescut



<http://callyourdoc.net/ultrasound-therapy>

TEHNICA DE LUCRU CU ULTRASUNETE



Iradieră "subacvatică" (apa) cu ULS (ultrasunete) - supape de diferite dimensiuni, cu apă încălzită la o temperatură de 36-37°C, deoarece sub sau peste acest prag, ultrasunetele își modifică intensitatea (pozitivă sau negativă), alterând efectele. Emițătorul de ultrasunete se plasează la o distanță de 2-3 cm de piele (prin intermediul unui suport special), suprafața radiantă a capsulei emițătoare trebuie menținută paralelă cu suprafața pielii, iar fasciculul de unde ultrasonore ar trebui să se propage perpendicular pe țesut pentru a avea un efect sporit de adâncime.

METODE DE APLICARE ULS:

- **regim continuu** când energia ultrasonoră este continuă, pe tot parcursul tratamentului
- **regim de impulsuri**- ULS sub formă de "trenuri" (burst); **Ritmicitate la frecvență de 50 sau 100 Hz**, efectul termic (caloric) asupra țesutului redus
- **regim modulată**- variație continuă a amplitudinii undelor ultrasonice (MA), cu "anvelope" de forme variate (triunghiular, exponențial, dreptunghiular, trapezoidal), aparat auxiliar numit "generator de excitație", care se cuplează la aparatul de ultrasonoterapie prin intermediul unui cablu specializat

ULTRASONOFOREZA

ULTRASONOFOREZA reprezintă pătrunderea unor substanțe farmaceutice în corpul iradiat medicamente care pot fi introduse în țesuturi prin intermediul ultrasunetelor:

- *hidrocortizon,*
- *anestezice locale (procaina 2%);*
- *analgezice*

Ultrasonoforeza este o metoda terapeutică care prezintă succese terapeutice importante în diferite afecțiuni cum ar fi sunt: afecțiunile reumatismale inflamatorii (nu în fazele de exacerbare a inflamației), afecțiunile reumatismale degenerative (coxartroza), tendinite, afecțiuni traumatice și ortopedice, periartrita scapulo-humerală luxații și contuzii și entorse

Ultrasunetul are capacitatea de a favoriza trecerea medicamentului prin tegument și de a ajuta acțiunea acestuia în țesuturile din profunzime.

Pe măsura ce se fac mai multe sedințe de ultrasonoforeza, crește doza de medicament care pătrunde în țesuturile profunde (efect dorit de tratament).

*Ultrasunetul nu se poate aplica direct în anumite regiuni cum ar fi **mana, cotul sau glezna**, din cauza reliefului neregulat al acestor segmente. Astfel, se va pregăti un recipient cu apă în care se va ține mana de exemplu, după care se introduce emițătorul de ultrasunet, care are o construcție mai aparte și care se ține la o distanță de 2-3 cm de regiunea care trebuie tratată.*

Metoda tocmai descrisă constituie terapia indirectă cu ultrasunete.

Fenomen important, complex = cavitație, reprezentând o concentrare a energiei acustice pe volume foarte mici

Cavitația = asupra unui lichid acționează forțe puternice de tracțiune, se produce ruperea acestuia, prin crearea de goluri microscopice, urmată de refacerea lichidului, prin închiderea golurilor.

Ruperea locală a lichidului - depășirea forțelor de coeziune - necesită solicitări (mecanice) foarte mari

Cavitația tranzitorie, în momentul izbucnirii bulelor de gaz (care conțin vapori de apă, a căror temperatură ajunge la 2000°C) => undă de șoc de ordinul a zeci de mii de atmosfere, care distruge celulele și structurile macromoleculare

Creșterea presiunii și a temperaturii în urma „imploziei” bulei de cavitație - interval de timp de 0,01-0,1 μsec

parametrii funcționali ai dispozitivului:

-comutator de pornire (semnalizat optic)

- comutatorul „mod de lucru” (continuu, impuls, modulat)

- regulator al puterii emise;

„cronometru” (ceasul pe durata sesiunii)

- instrument de măsurare ca indicator al energiei aplicate (W/cm²)

în supradozaj determină ruptura membranei celulare (deci contraindicațiile: asupra cartilajului de creștere, pe regiunile faciale din cauza retinopatiei și cataractei posttraumatice, la pacienții laminectomizați din cauza producerii de leziuni ale măduvei spinării).

Efectul de cavitație = ruperea moleculei extracelulare de H₂O în timpul undei de compresie și restabilirea valențelor în timpul undei de decompresie cu af= fULS □ □ reacții redox, □ procesul de difuzie, deplasarea pH-ului către alcalin, modificări ionice, eliberarea de substanțe cu acțiune farmacodinamică, transformarea fracției de gel în starea solidă a proteinelor, schimbarea stării coloidale în stare solidă.

doza ultrasunete = cantitatea de energie absorbită într-o unitate de timp, de o unitate de volum a obiectului iradiat

Efectele fizico-chimice ale ULS în modul continuu și în impulsuri:

Domeniul I (0,1-0,4 W/cm²) – intensitate scăzută – cu modificări nesemnificative, reversibile

Domeniul II (0,5-0,6 W/cm²) – intensitate medie - acțiune fizico-chimică maximă (domeniu intensități terapeutice medii)

Domeniul III (0,8 W/cm² și peste) – intensitate mare – modificări stabile și ireversibile în mediul experimental

Efectele biologice ale ULS:

Efect analgezic: datorită efectului mecanic + termic și la doze de 0,05-0,5 W/cm² are acțiune în special asupra radacinii nervoase - ganglioni - muschi.

Efect miorelaxant: prin efect mecanic = micromasaj; indicat în contractia musculara algica (primara) = miopatii și în antalgic (secundar) = discopatie. Contraindicat în contractia musculara analgezica = sindromul neuronului motor central.

Efect metabolic: datorită efectului de cavitație la doze de 0,5-1 W/cm² - creșterea permeabilității celulare și a posibilității de aplicare a ULS . ULS în combinație cu medicamente ionizabile este utilizat în ultrasonoforeză

Efect resorbtiv și fibrinolitik: la doze = 1-2 și 3 (mai puțin utilizate recent) W/cm²

Instrumentul ULS AS01



<https://terapiavertebrale.ro/ro/fizioterapie/aparat-ultrasunet-ak01.html>

Funcții

Ultrasunetele au efect asupra organismului uman și sunt legate de terapia naturistă, care are o istorie de 50 de ani.

Pentru efectele evidente ale utilizării, această tehnologie este cunoscută a fi una dintre cele mai performante tehnologii.

Tratamentul cu aparatul cu ultrasunete este un produs de înaltă tehnologie cu trei efecte ale ultrasunetelor, are o tehnologie matură, efecte fiabile și nu provoacă traume, radiații și efecte adverse etc.

Efecte mecanice de înaltă frecvență

Vibrația cu ultrasunete poate determina mișcarea celulelor, având astfel efecte de masaj și de calmare a durerii.

Accelerează metabolismul, îmbunătățește circulația sângelui și limfei, îmbunătățește nutriția țesuturilor, modifică gradul de sinteză a proteinelor, crește regenerarea etc.

Creează fluxul citoplasmatic, oscilația, rotația și frecarea granulelor citoplasmatic. Poate stimula procesul de propagare a membranei semipermeabile a celulelor, determinând gradul de propagare și modificări ale permeabilității membranei.

Efecte termice:

Intensifică numărul de capilare sanguine deschise, intensifică circulația sângelui, întărește metabolismul.

Intensifică tensiunea țesuturilor musculare și tensiunea conjunctivă, ameliorează crampele.

Îmbunătățește nutriția parțială a țesuturilor, crește activitatea enzimelor. Promovează constituirea circulației colaterale.

Este bun pentru absorbția congestiei.

Efecte de penetrare

Îmbunătățind penetrarea membranei, bacteriile se acumulează mai repede în mediul medicinal.

Degranularea mastocitelor, creșterea nivelului de calciu intracelular, creșterea permeabilității vasculare, dezvoltarea vaselor de sânge și a elasticității colagenului etc.

Aparatul cu ultrasunete poate crea inactivarea enzimatică în oxidază și dehidrogenază și poate promova efectul de invertază.

Aparatul cu ultrasunete poate afecta fluxul sanguin, angiogeneza, dizolvarea colagenului și maturarea cicatricilor

APLICATII ALE ULTRASUNETELOR

Ultrasunetele sunt produse prin oscilații mecanice cu frecvențe înalte, peste 20 kHz.

La fel ca sunetul, ultrasunetele se propagă liniar (fiind parțial absorbite de mediu), reflectă și refractă. Reflecția stă la baza ecoului, importantă în aplicațiile biologice și tehnice ale ultrasunetelor.

Undele ultrasonice pot fi localizate cu oglinzi sau lentile acustice (cu concentrație de energie de până la 5 kW/cm²).

În mediile organice, unele unde ultrasonice longitudinale (unde de compresie) sunt convertite în unde transversale. Într-un mediu vâscos, cum ar fi protoplasma, aceste unde sunt foarte rapid atenuate.

Transformarea energiei ultrasonice în alte forme de energie se poate face într-un volum foarte mic de țesut, deoarece lungimea de undă este foarte mică (de ordinul micronilor, de exemplu); volumul necesar pentru o astfel de transformare este mult mai mic decât cel necesar pentru transformarea undelor radio.

La granița dintre țesuturile de diferite densități și durități, absorbția energiei ultrasonice este foarte mare. Transformarea energiei ultrasunetelor în căldură este folosită în terapeutică, iar transformarea în căldură are loc în interiorul țesuturilor, ceea ce înlătură unele dintre neajunsurile frecvențe cauzate de încălzirea externă.

Ultrasunetele de mare intensitate distrug celulele suspendate în apă (sau alte lichide). Energia lor este absorbită intens, fără a produce efecte de încălzire.

Distrugerea celulelor izolate în suspensie se datorează în principal așa-numitului fenomen de cavitație. Compresiunile și expansiunile la un anumit punct devin atât de puternice încât mediul de suspensie (apa) se „rupe” în acel moment. Se formează bule sau mici cavități de gaz, care sunt umplute cu vapori de lichid, mai întâi se extind mult și rapid, apoi revin la un volum extrem de mic și izbucnesc (implizie). Ruperea lor provoacă socuri hidraulice (sute sau mii de atmosfere) în lichid. În același timp, în bule apar descărcări electrice asemănătoare fulgerelor microscopice, care provoacă transformări chimice. Se adaugă și fenomene de rezonanță mecanică a celulelor.

Mentionăm ca ultrasunetele pot produce reacții chimice și perturba echilibrul coloidal.

La energii scăzute (până la 1-2 W/cm²), produc efecte biopozitive: accelerarea germinării semințelor, reactivarea forțelor de apărare și stimularea sistemului nervos și endocrin. Sub 0,5 W/cm² nu există nicio influență netă a mediului de propagare.

Undele ultrasonice produc ecouri atunci când lovesc un obstacol. Dispozitivele cu care sunt primite aceste ecouri se numesc sonare.

TRATAMENT DE FRUMUSEȚE CU ULTRASUNETE



MEDIO SONO este un dispozitiv folosit in domeniul medical si cosmetic; Sondele cu ultrasunete de 1 MHz și 3 MHz au două dimensiuni diferite (1 cm² și 5 cm²). Durata terapiei și intensitatea sunt reglabile.

Aparatul cu ultrasunete este un aparat complex care poate fi folosit atat in domeniul cosmeticii cat si in cel medical. Este un aparat de ultimă generație care are proprietăți „miraculoase”, ajutând astfel la rezolvarea

mai multor afecțiuni.

Folosit in centrele de remodelare corporala, aparatul practic poate „dispersa” celulele adipoase, care dau aspectul inestetic de coaja de portocala – lupta impotriva celulitei.

La nivel intradermic, ultrasunetele actioneaza prin topirea conglomeratelor de celule grase, dizolvandu-le, permitand astfel cu ajutorul altor tehnici (masaj, vacuum) sa se produca o remodelare totala a corpului fara nici un disconfort din partea pacientului.

Ca senzatie, la nivel tegumentar, se simte o usoara incalzire a locului care se lucreaza.

Pentru a „distruge” celulita, aparatul este folosit cu creme speciale cu cafeină, struguri, sau creme termosudative. Rezultatele se obtin dupa minim 12 sedinte, fiind indicat si dupa aceasta sedinta sa se continue cu cel puțin o sedinta pe saptamana, pentru intretinere.

Acest aparat este folosit si in domeniul medical, in mai multe domenii:

dermatologice, vasculare, ortopedice și chiar ginecologice. Afecțiunile mici ale pielii, luxațiile, entorsele, întinderea ligamentelor, vasele rupte etc. pot fi tratate. Se vor folosi soluții medicale adecvate pentru diferite afecțiuni. Ședințele sunt personalizate în funcție de condiție, lucrând la intensități diferite.

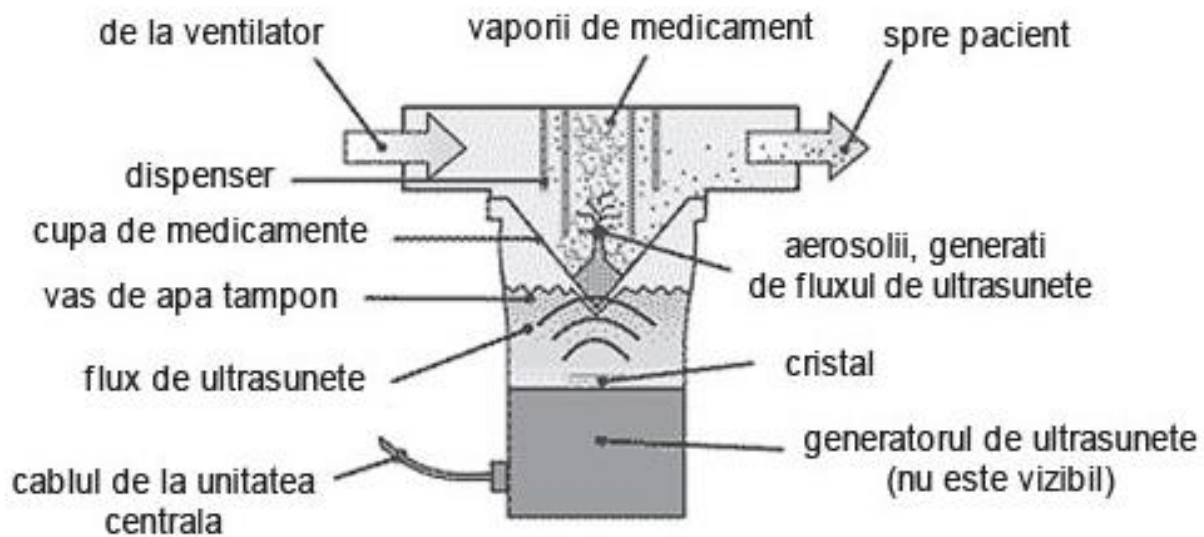
Toți pacienții care au folosit acest dispozitiv au fost mulțumiți de rezultate

NEBULIZATORUL CU ULTRASUNETE

Dispozitivele cu aerosoli sau nebulizatoarele cu ultrasunete sunt echipamente medicale silențioase care transformă medicamentele din lichid în particule microscopice cu ajutorul ultrasunetelor.

Cel mai important avantaj al nebulizatorului cu ultrasunete este că este un dispozitiv cu aerosoli silentios. Particulele de aerosoli, create de un nebulizator cu ultrasunete, pot fi în intervalul 3,5-5 microni, în general cu o generare de particule destul de consistentă.

Nebulizator cu ultrasunete



[<http://www.feo.ro/ce-este-un-nebulizator-cu-ultrasunete-.html>]



NEBULIZATOR ULTRASONIC UN300A

Aparatul cu aerosoli cu ultrasunete NEBTIME UN300A are cea mai eficienta tehnologie, fiind foarte silentios



<http://www.nbmedical.ro/ro/Dispozitive-medice/Aparate-aerosoli/NEBTIME/Aparat-aerosoli-profesional-cu-ultrasunete-NEBTIME-UN300A-p76c59c61.html>

Descriere:

Recomandat pentru uz profesional sau personal

Aparatul de aerosoli cu ultrasunete NEBTIME UN300A transformă medicamentele din formă lichidă în aerosoli într-un mod eficient și silentios.

În timpul procesului de transformare a lichidului în vapori, se folosește frecvența în locul tehnicilor de încălzire.

Frecvența este transformată în vibrații mecanice cu ajutorul unui cristal piezo-ceramic.

Cu ajutorul acestor vibrații, lichidul este transformat eficient și rapid în vapori. Vaporii astfel generați pot fi ușor administrați pacienților.

EMULSIONAREA ULTRASONORĂ

S-a investigat aplicarea ultrasunetelor și a agitației individual sau în combinație pentru a îmbunătăți emulsionarea uleiului de turmeric în laptele degresat.

A fost investigat efectul diferiților parametri de funcționare, cum ar fi adăugarea de surfactant, dodecil sulfat de sodiu (SDS), la diferite concentrații, cantitatea de fază uleioasă, puterea aplicată, timpul de sonicare și ciclul de funcționare asupra dimensiunii picăturilor.

Stabilitatea emulsiei a fost analizată în ceea ce privește fracția de emulsie care rămâne stabilă pe o perioadă de 28 de zile. Setul optimizat de variabile majore ale procesului de emulsionare a fost utilizat la volume mai mari de emulsie. Eficacitatea abordării tratamentului a fost analizată pe baza dimensiunii picăturilor de ulei, a densității de energie și a timpului necesar pentru a forma o emulsie stabilă.

S-a demonstrat cu succes că emulsionarea asistată cu ultrasunete în prezența SDS ar putea fi utilizată pentru a prepara emulsii stabile de ulei de turmeric în lapte, oferind, de asemenea, perspective asupra rolului SDS în creșterea stabilității emulsiilor și a ultrasunetelor în obținerea picăturilor de dimensiuni mai mici.

[L. Patil, PR Gogate, Sinteza asistată cu ultrasunete a uleiului stabil în emulsie de lapte: studiul parametrilor de operare și aspectele de scalare, *Ultrasonics Sonochemistry* (2017), doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ultsonch.2017.07.001>]

ULTRASUNETELE ÎN ORIENTARE

Ultrasunetele sunt produse prin oscilații mecanice cu frecvențe peste 20 kHz. La fel ca sunetul, ultrasunetele se propagă liniar (parțial absorbite de mediu) sunt reflectate și refractate. Reflecția stă la baza ecoului foarte important în aplicațiile biologice și tehnice ale ultrasunetelor. Undele cu ultrasunete pot fi localizate prin oglinzi sau lentile acustice (cu concentrație de energie de până la 5kW/cm²).

În mediile organice, unele unde ultrasonice longitudinale (unde de compresie) sunt convertite în unde transversale. Într-un mediu vâcos, cum ar fi protoplasma, aceste unde sunt rapid atenuate. Transformarea energiei ultrasunetelor în alte forme de energie poate fi realizată într-un volum foarte mic de țesut, deoarece lungimea de undă este foarte mică (micron, de exemplu); cantitatea necesară unei astfel de transformări este mult mai mică decât cea necesară pentru a converti undele radio.

De exemplu, 10⁶ Hz a lungimii de undă ultrasunete λ us este de numai 1,5 mm (calculat prin formula; $\lambda = v/f$, unde v este viteza de propagare în cm s⁻¹ pentru ultrasunete și cm s⁻¹ pentru unde radio), când λ em a undelor electromagnetice este de 300 m. La aceeași frecvență (1 MHz) diametrul fascicului de ultrasunete de 0,25 mm ar corespunde unui fascicul de unde electromagnetice cu diametrul de 50 m. Mișcările dobândite de particulele oscilante ale mediului sub influența ultrasunetelor sunt mici (10⁻⁶ cm), vitezele de asemenea (cm s⁻¹), în timp ce accelerațiile sunt foarte mari (până la 10⁵-10⁶g).

La granița dintre țesuturi de diferite densități și durități absorbția energiei ultrasonice este foarte mare. Transformarea energiei ultrasunetelor în căldură este utilizată în tratamentul terapeutic, iar transformarea căldurii are loc în țesuturi, ceea ce elimină unele dezavantaje comune cauzate de încălzirea externă.

Ultrasunetele de mare intensitate produce deteriorarea celulelor suspendate în apă (sau alt lichid). Energia lor este puternic absorbită fără efect de încălzire.

Distrugearea celulelor individuale în suspensie se datorează în mare măsură așa-numitului fenomen de cavitație. Compresiunile și expansiunile la un moment dat devin atât de puternice încât mediul de suspendare (apa) se „rupe” în acel moment. Bulele mici sau cavitățile de gaz, care sunt umplute cu vapori de lichid, se extind mai întâi foarte rapid și revin la un volum foarte mic și explodează (impluzie). Explozia lor provoacă șocuri hidraulice în lichid (sute sau mii de atmosfere). În același timp, bulele sunt produse prin descărcări electrice microscopice precum fulgerul, care au ca rezultat modificări chimice. Adăugați fenomenele de rezonanță mecanică ale celulei.

Rețineți că ultrasunetele pot produce reacții chimice și pot perturba echilibrul coloidal.

La energie scăzută (până la 2,1 W/cm²) efecte biopozitive: accelerarea germinării semințelor, reactivarea forțelor de apărare și stimularea sistemului nervos și endocrin. La mai puțin de 0,5 W/cm² nu are loc nicio influență netă a mediului de propagare.

Undele ultrasonice produc ecouri atunci când întâlnesc un obstacol. Dispozitivul pentru captarea acestor ecouri se numește sonar.

Ecocoloția sonoră și ultrasonoră este eficace pentru orientarea mișcărilor față de obiectele apropiate. Liliicii se orientează tot atât de bine noaptea pe întuneric, cât și ziua, cu ochii închiși sau deschiși. Porțiunea din creierul lor adaptată vederii este mult mai mică decât cea rezervată auzului. Dacă i se acoperă urechile liliacul își pierde simțul orientării, nu mai poate vâna prada, se lovește de obstacole, nu se mai poate apăra de dușmani. Încă în 1918, D. R. Griffin și G. W. Pierce au arătat că liliicii au un anumit fel de sonar cu care detectează ecourile impulsurilor ultrasonore emise de ei înșiși.

Ecocoloția se întâlnește la unele păsări, care utilizează atât sunete, cât și ultrasunete, și la unele mamifere (în condiții în care văzul și tactul nu sunt de mare folos). Dintre mamifere, ecolocatoare se întâlnesc la liliicii (chiroptere), la unele cetacee (*Tursiops truncatus*) și (poate) la pinipede. Aceste dispozitive nu sunt la fel de dezvoltate la toate chiropterele. Astfel, la microchiroptere, ecolocatoarele sunt foarte răspândite, în timp ce la megachiroptere (ca vampirul), care au bine dezvoltate vederea, auzul și mirosul, ele sunt excepționale.

De aceea s-a presupus că ecoloția este o adaptare pentru urmărirea unei prăzi mobile și de talie mică, cu alte cuvinte o adaptare la regimul insectelor. Totuși, numeroase specii carnivore (ca unii vampiri, de pildă, sau ca *Noctylia*, care reperează peștii din apă cu ajutorul ultrasunetelor) utilizează ecoloția.

După Brosset, ecoloția a constituit o adaptare la un habitat cavernicol. Adoptând un mod de viață nocturnă, liliicii ar fi folosit abia mai târziu facultatea lor de orientare în obscuritate pentru prinderea prăzii.

După Möhres, ultrasunetele permit o orientare cu mișcări rapide în întuneric sau într-un mediu tulbure (netransparent), ceea ce constituie un mare avantaj selectiv. Așa se explică de ce ordinul chiropterelor cuprinde o proporție foarte mare din totalitatea speciilor de mamifere (10%).

Geneza ultrasunetelor are loc în laringe la microchiroptere sau în limbă la megachiroptere.

Laringele se caracterizează printr-o structură specială: este voluminos, osos (nu cartilagos), are umflături de forme variate, iar aparatul muscular anexat este enorm.

Rinolofidele (liliicii cu potcoave) au „ghiduri de undă” pe nas, în timp ce la vespertilionide (*Myotis*) ultrasunetele ies prin gură. În apropierea gurii liliacului presiunea sonoră poate fi de 120 dB (175 dyn/cm²). Recepția se face de către ureche. Urechea externă este foarte dezvoltată, putând egala –la unele specii- lungimea corpului, și are o alcătuire complicată.

Urechea internă se remarcă prin dezvoltarea primei părți a canalului cohlear și prin îngroșarea bazilarei. Centrii cerebrali auditivi sunt extrem de bine dezvoltați (S. L. Polyak). Precizia recepției este similară cu cea a văzului de la alte mamifere, putându-se vorbi de o „audiție vizuală” (*Bildhoren*). Puterea rezolutivă la liliac este de 0,05 mm la o distanță de 10 m. Receptorul funcționează după unul din următoarele două principii: a) aprecierea, cu cele două urechi, a diferenței de timp de care are nevoie ecoul pentru a le atinge; b) aprecierea diferenței de intensitate a ecoului în lungul undei sonore (pentru aceasta este nevoie de o singură ureche cu pavilion mobil, iar uneori și de mișcările capului). Pentru o rezoluție atât de bună și pentru necesitățile unui zbor suficient de rapid se cere o evaluare a timpului (a duratei) cu o precizie de 1/30000 s).

Cercetările au constatat că dacă liliacul zboară mai departe de pământ, el emite impulsuri relativ lungi (de 50 ms) și puține (5 impulsuri pe secundă). Cu cât liliacul se apropie mai mult de pământ,

cu atât lungimea impulsurilor se micșorează (la 2 ms) și frecvența lor într-o secundă crește până la 200.

Este interesant că emisia ultrasunetelor se dezvoltă ontogeneric (la Myotis) din emisia unor sunete audibile. De asemenea, menționăm că unii dintre fluturii nocturni (Noctuidae, Geometridae, Pyralidae) care alcătuiesc prada liliecilor percep ultrasunetele prin organul lor timpanal (K. D. Roeder și A. E. Treat. 1960) care le anunță apropierea inamicului de la o distanță de 30 m. Ecolocatoarele delfinului folosesc frecvențe foarte înalte (120-300 kHz) și reperarea lor poate fi eficientă la 2-3 km (Manteufel, Naumov și Jacobi, 1965).

CÂMPUL ELECTRIC ÎN ORIENTARE

Informațiile exacte despre orientarea în natură folosind electricitate sunt în prezent disponibile numai pentru anumiți pești electrici.

Galvanotactismul prezenței (galvanotaxis) nu demonstrează încă o valoare a stimulării electrice în viața obișnuită a acestui organ. Electropismele plantelor studiate au arătat câmpuri de zeci de kV/m, rezultate în cele din urmă dăunătoare. Aceste câmpuri nu fac parte din condițiile normale de viață ale plantelor (gradientul normal al pământului este de aproximativ 0,2 kV/m).

Socurile electrice folosite pentru detectarea peștilor (orientare) sunt slabe (diferența de potențial de 0,3 la 2 V), scurte (milisecunde) și de frecvență constantă. Se găsesc la Gymnotidae (cu excepția Gymnotus). HW (1958) a studiat în detaliu specia Gymnarchus un pește de apă dulce din Africa care poate atinge 1 m lungime; este un carnivora, este capabil să detecteze și să-și localizeze cu precizie prada. Câmpul electric creat de acest pește este similar cu cel al unui dipol, deoarece are o coadă negativă față de cap.

Câmpul electric este perturbat de obiectele conductoare și izolatoare din mediu, ceea ce provoacă reacții comportamentale caracteristice.

Peștele poate avea un gradient potențial de cel puțin $0,15 \mu A/cm^2$ în corp.

Este foarte sensibil la peștii obișnuiți (sensibilitate de ordinul $10-100 \mu A/cm^2$). Se datorează receptorilor speciali, mormiroamele, organe senzoriale cutanate localizate în special în cap.

Epiderma este un slab conductor electric, dar mormiroama comunică cu suprafața pielii prin intermediul unui canal umplut cu un gel conductiv electric.

Astfel, curentul este direcționat și focalizat către receptorii menționați. Gymnarchus poate detecta o tijă de sticlă de 2 mm grosime, ceea ce corespunde unei variații de ordinul intensității curentului.

Receptorii derivă din modificarea organelor senzoriale ale liniilor laterale. La clasmobranhi, ampulele lui Lorenzini sunt electrosensibile, dar sunt și sensibile la temperatură, mișcarea apei, concentrația osmotică etc. Creierul Mormirid este bine dezvoltat (cântărește 2% din greutatea corpului), în special cerebelul, care pare a fi vârful analizorului electric central.

Organele care primesc energie electrică au și peștele Clarias care nu are organe electrogenice. Se crede că acest pește poate detecta curentii emiși de pradă sau inamici sau curentii produși în apă prin mișcarea peștilor în prezența unui câmp magnetic.

Peștii electrici sunt activi noaptea: întunericul și apa îi fac neobservați de inamicii lor, iar vederea nu îi poate servi în aceste circumstanțe. Orientarea câmpului electric generat de ei înșiși conferă așadar un avantaj foarte selectiv în lupta pentru existență.

CÂMPUL MAGNETIC ÎN ORIENTARE

FA Brown (1960-1963) a arătat că diferite animale (de exemplu gasteropodul Nassarius) sunt influențate în deplasarea lor către câmpul magnetic al pământului sau într-un domeniu de același ordin de mărime (~0,2 Oersted). Această influență depinde de lungimea zilei și de fazele lunii, ceea ce sugerează existența unui „ceas intern”.

Orientarea Dugesia planaria depinde de orientare și de intensitatea câmpului magnetic, de ora din zi, de anotimp și de direcția luminii. Și flagelul protozoarelor pare să aibă o „busolă magnetică”, care pare să servească drept câmp magnetic al Pământului pentru orientare (JD Palmer, 1962).

Cercetările asupra poziției diferitelor muște (Sacophaga, Calliphora, Lucilia etc.) atunci când sunt plasate pe o suprafață plană a peretelui au relevat că există direcții preferate: NS și EW. Un câmp magnetic de 40 Oersted produce o excitație tranzitorie, urmată de o poziție preferată paralelă sau perpendiculară pe liniile de câmp (din magnetotaxis, G. Becker).

Ipoteza că păsările folosesc câmpul magnetic al pământului în orientarea lor nu este nouă. Primul autor care a susținut această idee pare să fie Middendorff, 1855. S-a descoperit că furtunile magnetice, de exemplu, perturbă orientarea porumbeilor (Rochon-Duvigneaud, 1923). Ipoteza magnetică este contrazisă de experimentele negative în care galvanizarea sau prezența magneților nu au perturbat orientarea. Ipoteza magnetică a fost respinsă de autori precum E. Rabaud (1927). În 1963, L. Talkington a sugerat că „pieptene”, un organ aflat în spatele ochiului păsării, joacă un rol în orientare. În pieptene vasele limfatice constituie tuburile conductoare în care datorită mișcării păsărilor în câmpul magnetic al pământului -în zborul lor- ar apărea o tensiune electrică capabilă să determine excitația specifică a terminațiilor nervoase. Dacă direcția de zbor este fixă, efectul compensat rapid de polarizarea conductorului poate fi observat doar prin schimbarea direcției de zbor (JM a Bard și la viteza de zbor fără viteză) direcție cu 1°/min am obține în țesuturile păsării o variație potențială de doar 0,35V / μcm.min (care poate fi compensat cu un curent de ordinul 10⁻¹⁹ A)

LUMINA ÎN ORIENTARE

Exemple de orientare directă, nefacilitată de lumina directă, sunt **tacticismele și tropismele**.

Fototaxia (fototaxis) este observat la animalele cu ochi sau piele sensibile la lumină.

Există două tipuri de fototaxie (Kuhn, 1915):

Tropotactismul, direcția mișcării corpului este efectul rezultat din excitațiile din dreapta și din stânga ale unui corp simetric bilateral. La o iluminare asimetrică are loc o rotație a corpului până când planul de simetrie coincide cu direcția radiației luminii. De asemenea, animalul se deplasează în linie dreaptă în lumină sau în direcția opusă. Un melc cu un ochi îndepărtat urmează o cale în spirală.

Teletactismul constă în faptul că animalul fixează ținta, apoi se deplasează spre ea. Această reacție implică un dispozitiv optic evoluat pentru a desemna direcția radiației luminii. Calea către țintă este dreaptă chiar dacă animalul are un singur ochi.

Reflexul de lumină dorsal este atunci când animalul își îndreaptă spatele în direcția luminii, ceea ce ajută la menținerea echilibrului în timp ce înota sau se odihnește pe un suport (Buddenbrock 1913).

Lumina este folosită ca busolă (mișcarea „Busola”) de către anumite animale inferioare.

Artropodele descriu traiectorii neregulate în întuneric (mișcări de căutare), dar doar o radiație slabă de lumină este suficientă pentru ca mișcarea să fie orientată. Animalul se poate mișca pe o traiectorie care formează unghiuri de orice valoare cu direcția radiației care servește doar ca ghid. Această mișcare diferă semnificativ de tactică. Cercetările au arătat că poziția Soarelui este un criteriu important pentru orientarea multor insecte.

Percepția vizuală și recunoașterea formelor și culorilor joacă un rol în ținerea animalelor superioare (artropodele superioare, vertebratele).

Marea importanță a luminii pentru viața animalelor este dovedită de modul în care se răspândește.

Este suficient să observăm în viața de zi cu zi că razele de lumină traversează spațiul în linie dreaptă și urmează legile reflexiei și refracției. „Radiația luminoasă” nu are analog în celelalte organe de simț. Pentru ca aceste aptitudini să fie puse în slujba organismelor vii, ochii s-au dezvoltat în tot regnul animal, construcția lor amintește de cea a camerelor. În cele mai simple cazuri, ele servesc doar la perceperea direcției de iluminare sau a luminii solare, în timp ce în organismele superioare servesc vederii.

Importanța biologică a luminii este dată de capacitatea majorității obiectelor de a absorbi sau reflecta selectiv lumina care cade asupra lor, permițând corpului să distingă și să recunoască lucrurile după strălucirea și culoarea lor. culoare.

LUMINĂ POLARIZĂTA ÎN ORIENTĂRI.

Lumina polarizată este utilizată pe scară largă de către animale în orientare, așa cum sa arătat pentru prima dată în v. Frisch (1949).

Albinele orientează și localizează sursa de hrană pe baza soarelui de pe cer, dar orientarea și localizarea este posibilă atunci când văd doar o parte din cerul albastru. Atunci când se utilizează un filtru polarizant în experiment, se produce o modificare a direcției dansului lor caracteristic (dans prin care semnaleză reciproc poziția fiecărei surse de hrană). Când planul de polarizare este rotit cu mai mult de 55° , albinele sunt dezorientate. Autrum T. și R. Stumpf (1950) au descoperit că lumina polarizată are un efect mai intens asupra inducției potențialelor electrice ale retinei albinelor decât lumina nepolarizată.

În *Limulus*, M. Waterman (1950) a observat o modificare a acțiunilor potențiale ale fotoreceptorilor în timpul rotației planului de polarizare a luminii.

La crustaceul *Eupagurus Bernhard* s-a dezvoltat că distanța maximă la care este perceput un obiect depinde de locația planului de polarizare a luminii (Kerz, 1950), ceea ce arată că acest ochi de animal are un analizor de lumină polarizată. Menner FA (1951) atrage atenția asupra utilității unui astfel de analizor pentru animalele care privesc limita dintre apă și aer, care ar putea fi dezorientată de strălucirea reflectată de interfața, lumina larg polarizată. Filtre de acest tip au fost găsite la unele păsări.

Operația de detectare a polarizării include:

- a) Separarea luminii incidente în vectori perpendiculari între ei și perpendiculari pe direcția de propagare a fasciculului;
- b) stergerea unui vector;
- c) a rămas intensitatea vectorului de estimare.

Pentru instrumentele fizice, analiza polarizării depinde de rotația analizorului în jurul direcției de propagare a fasciculului de lumină. În sistemele biologice găsite la artropode, analiza depinde de sistemul de analiză dispus radial (fie este vorba de complexul de celule rabdomerretinule, fie de suprafețe diferite ale corneei și cristalinului ochiului compus). Un astfel de aranjament permite compararea simultană a intensităților luminii polarizate în toate azimuturile; comparația se poate face între diferite omatide sau între părți ale sistemului receptor al unei singure omatide.

Propunem trei modele diferite pentru a explica orientarea luminii polarizate

- a) Modelul Brewster-Fresnel, în care una sau mai multe reflexii sau refracții servesc la modificarea preferențială a intensității luminii polarizate paralel cu planul de incidență. Acest model pare a fi realizat la *Drosophila* (HH Stephens, 1953) și *Daphnia*;
- b) Filtrele dicroice par a fi făcute din albină (J. Autrum 1950; Stockhammer, 1956);
- c) în unele cazuri, intensitatea luminii împrăștiată sau reflectată este mai mare în direcția perpendiculară pe planul de polarizare (situație subliniată de Baylor și Smith, 1958).

7. LASERII ȘI APLICAȚIILE LOR

CREAREA LASERULUI

Cuvântul LASER provine de la inițialele numelui englezesc complet *Amplificarea luminii prin emisie stimulată de radiații*, a cărui traducere înseamnă amplificarea luminii prin emisie stimulată de radiații. Despre efectul LASER știm deja multe. Această ramură a științei și-a extins foarte mult de la creația laserului (1955-1965) până astăzi. Chiar dacă fundamentele teoretice erau mai mult sau mai puțin prestabilite, primii care au reușit să concretizeze toate teoriile și ipotezele au fost doi ruși și un american:



Nicolay Basov Gennadiyevich (Institutul Lebedev de Fizică pentru Akademiya Nauk Moscova, URSS, născut în 1922),



Alexander Mikhailovici Prokhorov Prokhorov (Institutul Lebedev de Fizică pentru Akademiya Nauk Moscova, URSS, născut în 1916) și



Charles H. Townes (Massachusetts Institute of Technology (MIT), Cambridge, MA, SUA, născut în 1915).

Cei trei au împărțit *Premiul Nobel acordat în 1964 pentru „cercetarea fundamentală în electronica cuantică care a dus la construirea de oscilatoare și amplificatoare bazate pe principiul maser-laser”*.

PRINCIPIUL LASER constă în faptul că atomii eliberează energie sub formă de fotoni atunci când parcurg tranziția de pe un nivel de excitare metastabil spre un nivel de echilibru. Această tranziție se face sub influența unui factor declanșator și de aceea emisia de energie se numește emisie stimulată sau emisie indusă. Odata pornită reacția aceasta se propagă sub formă piramidală astfel, un foton emis de un atom dezexcitat va declanșa reacția la altul, acesta la rândul lui va emite un foton și îl va elibera și pe cel incident. Avem doi fotoni care se vor înmulți exponențial. Astfel se produce o amplificare a radiației luminoase.

Amplificarea radiației prin utilizarea emisiei stimulate a fost realizată mai întâi în gama undelor radio, în domeniul frecvențelor ultraînalte. Acesta s-a denumit generator molecular, sau MASER, întrucât s-a folosit un fascicul de molecule de amoniac. A fost construit în anul 1954 simultan și în URSS și în COLUMBIA. Ulterior din termenul maser a derivat termenul laser, că rezultat al înlocuirii literei M –MICROWAVE, cu litera L-LIGHT. Apariția maserului a însemnat nașterea unei noi discipline în tehnică, denumită radiofizică cuantică, și electronică cuantică. Primul laser a fost construit de fizicianul T. MAIMAN în anul 1960 laserul cu rubin. Începând cu anul 1961, laserii de diverse tipuri, cu corp solid și cu gaz, ocupă locul primordial în laboratoarele de optică. Se găsesc noi medii active, se prelucrează și se perfecționează tehnologia construirii laserilor. În anii 1962-63 atât în URSS cât și în SUA se construiesc simultan laserii cu semiconductori.

Schema de principiu a unui laser include mediul activ, instalația de pompaj a mediului activ și oglinzile rezonatorului optic. Ca și construcție există foarte multe tipuri de laseri, aceștia deosebindu-se între ele în aspectul exterior și dimensiuni.

Varietatea laserilor se datorește tipului de mediu activ și de pompaj folosite. Drept mediu activ se utilizează cristale dielectrice, sticle speciale, semiconductori, soluții lichide de coloranți, amestecuri gazoase. În laserii cu cristale dielectrice și în cei cu sticle se folosește pompajul optic.

FIZICA LASERULUI

Amplificarea radiațiilor folosind emisia stimulată a fost efectuată mai întâi în domeniul undelor radio în domeniul de frecvență UHF. A fost numit generator molecular sau Maser, deoarece a fost folosit un fascicul de molecule de amoniac. A fost construit în 1954 în același timp de URSS și Columbia. Mai târziu, termenul laser a fost derivat din termenul maser rezultat din înlocuirea literei M, cu L-LUMINĂ. Apariția Maserului a însemnat nașterea unei noi discipline tehnice numite radiofizică cuantică și electronică cuantică. Primul laser a fost construit de fizicianul T. Maiman în 1960 cu laser rubin. Începând cu 1961, diferite tipuri de lasere, atât cu stare solidă, cât și cu gaz, au ocupat un loc important în laboratoarele optice. Noile medii sunt active și transformă și îmbunătățesc tehnologia laser. În anii 1962-1963 în URSS și SUA au fost construite simultan lasere cu semiconductori.

Schema bloc a unui laser include mediul activ, oglinzile rezonatorului optic și o instalație pentru pomparea mediului activ. Deoarece există multe tipuri de construcție de lasere, acestea se disting unele de altele prin aspectul și dimensiunea lor.

Varietatea laserelor se datorează tipurilor de laser activ și mediu de pompare utilizate. Ca mediu activ, se folosesc cristale dielectrice, sticlă specială, semiconductori, soluții lichide de coloranți, amestecuri de gaze. În laserele cu cristale dielectrice și sticlă se utilizează pomparea optică.

UN LASER (acronim pentru „*Amplificarea luminii prin emisie stimulată de radiații*”) este un dispozitiv care produce radiații coerente spațial și temporal pe baza efectului laser. Coborând din maser, laserul a fost numit mai întâi maser optic.

O sursă laser combină un amplificator optic bazat pe efectul laser cu o cavitate optică, numită și rezonator, alcătuită în general din două oglinzi, dintre care cel puțin una dintre cele două este parțial reflectorizant, adică o parte din lumină părăsește cavitatea, iar cealaltă parte este reinjectată spre interiorul

cavității laser. Cu unele cavități lungi, lumina laser poate fi extrem de direcțională. Caracteristicile geometrice ale acestui ansamblu impun ca radiația emisă să fie de o puritate spectrală ridicată, adică coerență temporală. Spectrul de radiații conține într-adevăr un set discret de linii foarte fine, la lungimi de undă definite de cavitate și mediul de amplificare. Finețea acestor linii este însă limitată de stabilitatea cavității și de emisia spontană în interiorul amplificatorului (zgomot cuantic). Tehnici diferite fac posibilă obținerea unei emisii în jurul unei singure lungimi de undă.

PRINCIPIUL DE FUNCTIONARE AL LASERUL

- 1 - mediu excitabil
- 2 - energie de pompare
- 3 - oglinda total reflectanta
- 4 - oglinda semireflectorizanta
- 5 - fasciculul laser

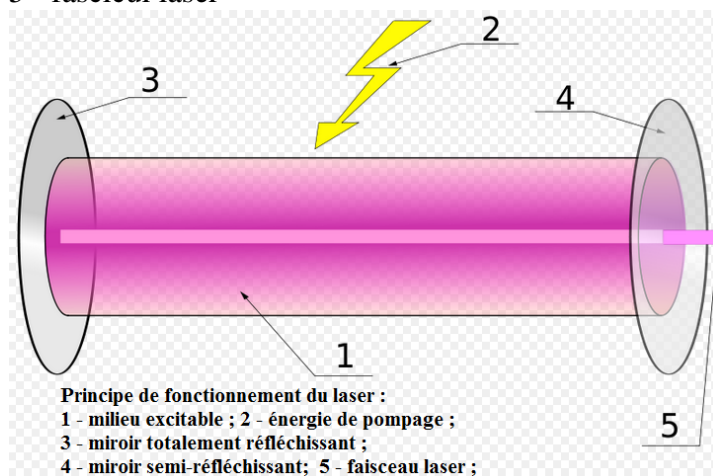


Figura 93: Principiul de funcționare a laserului

FENOMENE IMPLICATE (CALITATIV)

Pentru a înțelege cum funcționează un laser, este necesar să introducem conceptul de *cuantificare a materiei* : electronii sunt distribuiți pe niveluri de energie discrete („cochilii”). Această ipoteză este *fundamentală și nu intuitivă* : dacă luăm în considerare imaginea conform căreia electronii pot fi găsiți doar pe anumite orbite foarte precise în jurul nucleului sau nucleelor atomice.

În cele ce urmează, vom lua în considerare un atom cu un singur electron (hidrogen), pentru a simplifica discuția. Este posibil ca acest lucru să fie pe mai multe niveluri. Cunoașterea nivelului pe care se află acest electron definește starea *atomului* . Aceste stări sunt numerotate în ordine crescătoare a energiei cu un număr întreg , care poate lua valorile , , ... Starea este deci starea de energie cea mai scăzută, corespunzătoare unui electron de pe cel mai apropiat orbital al nucleului.

Să ajungem la principalele procese de interacțiune dintre lumină și materie și anume absorbția, emisia stimulată și emisia spontană.

Absorbție - Când este iluminat de radiație electromagnetică (lumină), un atom se poate deplasa de la o stare la alta, preluând energia corespunzătoare din radiație. Acest proces este *rezonant* : frecvența radiației trebuie să fie apropiată de o *frecvență atomică Bohr* pentru ca aceasta să apară. Frecvențele atomice Bohr sunt definite prin , unde sunt energiile stărilor și . Putem interpreta acest proces ca fiind absorbția unui foton al radiației (de energie) care face ca atomul să treacă de la nivelul de energie la nivelul de energie. Condiția de rezonanță corespunde atunci conservării *energiei*

FENOMENUL DE ABSORBȚIE : Fotonul de energie mută atomul din starea sa fundamentală 1 în starea excitată 2.

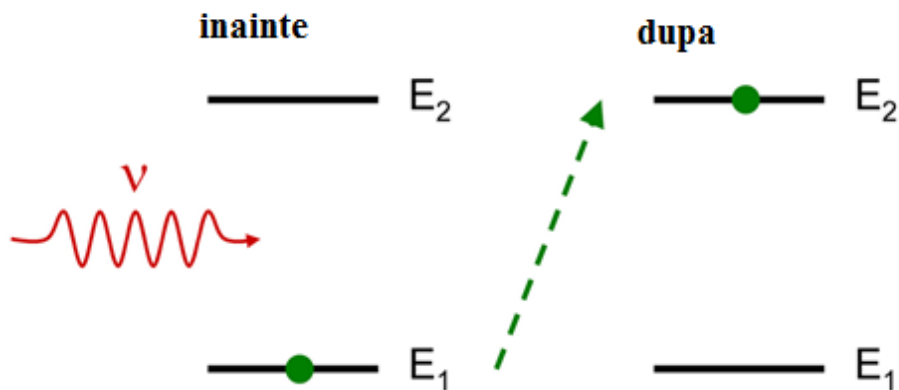


Figura 94: Principiul de funcționare a laserului

Când este iluminat de radiație electromagnetică (lumină), un atom poate trece de la o stare n la o stare $n' > n$, prin preluarea energiei corespunzătoare din radiație. Acest proces este *rezonant* : frecvența radiației trebuie să fie apropiată de o *frecvență atomică Bohr* pentru ca aceasta să apară. Frecvențele atomice Bohr sunt definite prin $\nu_{n, n'}$, unde sunt energiile stărilor și E_n . Putem interpreta acest proces ca fiind absorbția unui foton al radiației (de energie) care face ca atomul să treacă de la nivelul de energie la nivelul de energie. Condiția de rezonanță corespunde atunci conservării *energiei*.

EMISIE SPONTANĂ — Acest proces este imaginea în oglindă a absorbției: un atom în stare excitată poate dezexcita la o stare, chiar și în absența radiației. Radiația este emisă într-o direcție aleatorie cu o fază aleatorie, iar frecvența sa este egală cu frecvența Bohr.

Putem interpreta acest proces ca emiterea unui foton de energie într-o direcție aleatorie

Dezexcitarea atomului are loc spontan și este însoțită de emisia unui foton într-o direcție aleatorie

INVERSIUNEA POPULAȚIEI (CALITATIV)

Luați în considerare un set de atomi cu două niveluri. Dacă un câmp este trimis la un set de atomi în stare „înalt”, fenomenul privilegiat va fi emisie stimulată și câmpul va fi amplificat. Pentru a realiza un amplificator optic, este deci necesar să găsim o modalitate de a excita atomii către starea de energie superioară. Mai general, dacă unii atomi sunt în starea fundamentală „jos”, pot fi absorbiți și fotonii, ceea ce scade intensitatea câmpului. Va exista amplificare doar dacă mai mulți atomi sunt în starea „înalt” (probabil să emită) decât în starea „scăzută” (probabil să absoarbă): este necesar să existe o inversare a populației.

Cu toate acestea, la echilibru termodinamic, starea cea mai joasă este întotdeauna cea mai populată. În cel mai bun caz, populațiile oscilează între cele două niveluri (oscilații Rabi). Pentru a menține o inversiune a populației, este necesar să se asigure în mod constant o aprovizionare externă cu energie atomilor, să îi readucă la starea superioară pe cei care au revenit la starea fundamentală după emisia

stimulată: aceasta este „pomparea”. Sursele externe de energie pot fi de diferite tipuri, de exemplu un generator electric, sau un alt laser (pompare optică). Amplificatorul este așadar un set de atomi sau molecule care sunt mutați dintr-o stare fundamentală sau slab excitată într-o stare mai puternic excitată, prin intermediul unei surse externe de energie (pompare). Acești atomi pot apoi dezexcita către stare, prin emiterea de fotoni cu o frecvență apropiată de . Astfel, radiația de frecvență care trece prin acest mediu poate fi amplificată prin procese de emisie stimulată.

EMISIA STIMULATA DE LUMINA

Atomii și moleculele corpurilor sunt într-o permanentă mișcare energia lor cinetică disipată, distribuită în jurul anumitor medii care depind doar de temperatură.

Atomii și moleculele pot locui în diferite stări discrete de energie, electronice, vibrații, rotație, astfel încât absorbția de energie sau îndepărtarea acestor particule are loc doar într-o tranziție adecvată între două stări de energie cuantificate.

Distribuția atomilor în aceste stări proprii de energie se bazează și pe temperatura corpului. Această dependență înseamnă că, la o anumită temperatură, numărul de atomi în stările de energie scăzută este mai mare decât cei excitați la niveluri de energie ridicate.

Un atom situat în starea cea mai înaltă de energie E_2 poate reveni la un nivel inferior E_1 fie spontan, emitând o cantă de energie $= h\nu E_2-E_1$, fie ca urmare a interacțiunii cu un foton de frecvență egală cu intervalul dintre cele două niveluri. Primul fenomen se numește emisie spontană, în timp ce al doilea este emisie indusă sau stimulată, emisia se numește adesea emisie forțată deoarece emisia are loc sub influența iradierii externe excitatoare.

PRINCIPIUL DE FUNCȚIONARE A LASERULUI

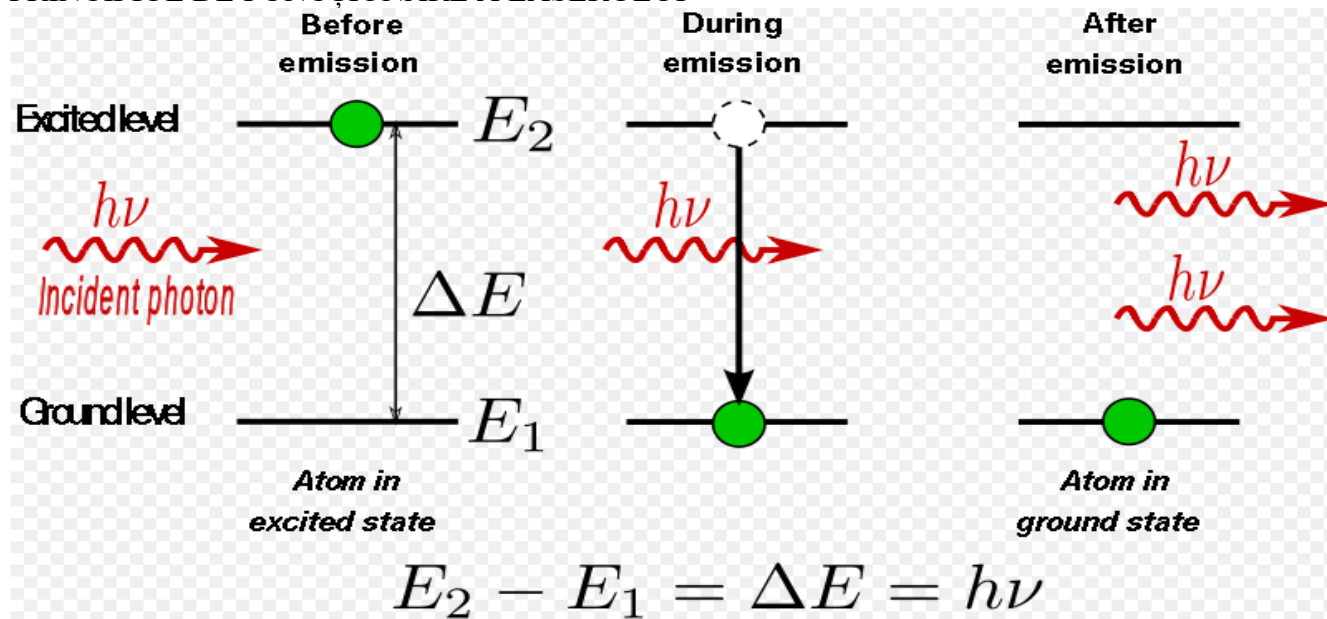


Figura 95: Principiul de funcționare a laserului

Fenomenul de emisie stimulată a fost introdus de EINSTEIN în 1917, în timpul dezvoltării teoriei radiațiilor, dar a fost evidențiat și utilizat experimental în ultimii treizeci de ani.

În cazul emisiilor induse, pe lângă fotonul incident, apare altul cu aceeași putere și în fază cu primul. Acest lucru, la rândul său, poate provoca apariția unui alt foton atunci când întâlnește un nou atom în E_2 . S-ar putea astfel obține o amplificare a radiației incidente, dacă în proba iradiată ar exista destui atomi în starea superioară E_2 .

În realitate, fenomenul de amplificare, este practic inexistent, deoarece, la echilibru termodinamic, nivelul înalt E_2 este mult mai puțin populat decât E_1 și atunci cel mai frecvent fenomen la iradierea unei substanțe va fi interacțiunea fotonilor incidenti cu mulți atomi în starea energetică E_1 . Această interacțiune poate duce la excitarea atomului în starea energetică E_1 . Atomul rămâne în starea excitată o perioadă limitată de timp, numită durata medie de viață a stării excitate, după care revine în starea de energie inferioară E_1 fie prin transferul de energie E_2-E_1 al atomilor vecini, sub formă de căldură, fie prin emisia unui foton. Acest nou foton poate părăsi corpul iradiat sau poate fi la rândul său absorbit ca urmare a altor procese de excitație.

În condiții normale, din corpul iradiat va ieși pe unitatea de timp, un număr de fotoni mai mic decât cel incident și deci radiația incidentă și va fi întotdeauna slăbită ca urmare a trecerii acestuia prin corpul în cauză.

Rezultă că orice organ iradiat va furniza mai puțină putere decât cel incident din cauza pierderilor, care în cele din urmă încălzesc corpul.

Prin urmare, pentru a amplifica fasciculul luminos, trebuie creată o situație neobișnuită. Numărul de atomi sau molecule de la nivelul de energie superior este mai mare decât numărul celor de la nivelul inferior, așa că am creat o inversare a populației a nivelurilor de energie.

Amplificarea luminii în esență înseamnă că un fascicul de lumină trece printr-un mediu în care a practicat inversarea populației a nivelurilor de energie.

Laserul prezintă mediul activ. Atomii sau moleculele care au o proprietate foarte importantă aflându-se la niveluri de energie mai înalte, pot rămâne acolo suficient de mult timp, fără a fi nevoie să se grăbească să se întoarcă spontan la nivelurile inferioare. Astfel, se pot crea destui atomi la un nivel, pentru a fi mult mai numeroși decât cei de la nivelurile inferioare. Ca rezultat, se va crea o inversare a nivelurilor populației, care este necesară pentru ca procesele de emisie stimulate să depășească procesele de absorbție a luminii.

Orice organ iradiat va furniza mai puțină putere decât cea incidentă din cauza pierderilor, care în cele din urmă încălzesc corpul.

Să presupunem că trimitem asupra unui corp o radiație electromagnetică ai cărei fotoni au energia $h\nu$ egală cu diferența dintre cele două energii E_1 și E_2 .

Notând cu $I\nu$ numărul de fotoni incidenti de energie, $h\nu$, pe unitatea de timp, atunci puterea radiației incidente este $P_{inc} = I\nu h\nu$.

Unii dintre acești fotoni vor fi absorbiți de atomii aflați la nivelul inferior E_1 , făcându-i să treacă la nivelul E_2 .

Numărul de tranziții E_1-E_2 în unitatea de timp va fi proporțional cu numărul de fotoni incidenti $I\nu$ și cu numărul N_1 de atomi care se află în E_1 .

Observând coeficientul de proporționalitate cu B_{12} , puterea absorbită este $P_{excit} = B_{12}I\nu N_1 h\nu$.

Unii dintre atomii care sunt în starea de energie E_2 se vor întoarce spontan la nivelul E_1 fie radiativ, fie neradiativ.

Fotonii emisi cu aceasta ocazie au aceeași energie, iar numărul lor va fi proporțional cu numărul de atomi de N_2 situați la nivelul energetic E_2 .

Dacă notăm cu coeficientul de proporționalitate A_{21} , puterea emisă de corp prin dezexcitare spontană este atunci

$$P_{spont} = A_{21}N_2 h\nu.$$

Nu depinde de intensitatea radiației incidente.

O altă parte a atomilor de la nivelul E_2 va fi dezexcitată în urma acțiunii fotonilor incidenti.

Numărul de fotoni astfel formați va fi proporțional cu N_2 , dar și cu numărul de fotoni care provoacă această emisie spontană.

Notând cu B_{21} coeficientul de proporționalitate, puterea furnizată de tranzițiile induse va fi

$$P_{ind} = B_{21}I\nu N_2 h\nu.$$

Mărimile lui B_{12} , B_{21} , A_{21} se numesc coeficienți Einstein și au, printre altele, proprietatea $B_{21} = B_{12}$.
 puterea emisă de sistemul iradiat este

$$P_{emis} = P_{excit} + P_{spont} + P_{inc} - P_{inde},$$

$$\text{deci } P_{emis} = P_{inc} + A_{21}N_2h\nu + B_{21}I\nu(N_2 - N_1)h\nu.$$

În cazul surselor obișnuite, cel mai important termen este emisia spontană corespunzătoare.
 Pentru a reda o sursă a cărei putere emisă este mai mare decât puterea incidentă, ar fi mai întâi necesar ca ultimul termen, cel care aduce o contribuție negativă la sumă, să fie pozitiv.
 Deci mai întâi trebuie să efectuăm o inversare a populațiilor între cele două niveluri.
 În al doilea rând, pentru a avea doar emisie stimulată, pentru ca emisia spontană să fie neglijabilă, termenul $A_{21}N_2h\nu$ ar trebui să fie neglijabil în raport cu ultimul.

De

$$P_{emis} = h\nu A_{21}N_2h\nu - B_{21}I\nu P_{inc} (N_1 - N_2).$$

Acest lucru poate fi realizat prin creșterea dramatică a intensității incidentelor de radiații. Valoarea lui $I\nu$ pentru care este îndeplinită această condiție de mai sus se numește intensitate prag. Este calculat pentru fiecare dispozitiv și intră în calculul AI al coeficienților și suprafețelor reflectorizante.
 Dacă se folosește o anumită sursă de energie, se poate realiza inversiunea populației între două niveluri de energie a atomilor dintr-un mediu dat, intensitatea radiației depășește pragul incidentelor de intensitate, puterea radiată de mediul activ poate deveni mai mare decât puterea directă astfel încât se poate obține un AMPLIFICATOR CUANTUM PRIN EMISIE STIMULATĂ DE RADIAȚIE, adică LASER .

PRINCIPIU GENERAL

Principiul de funcționare a unui laser
 Prin urmare, un laser este, în principiu, un *amplificator de lumină* a cărui ieșire este alimentată înapoi la intrare. Alimentarea sa cu energie este sursa pomparii, ieșirea este radiația laser care este reinjectată la intrare de către oglinzile cavității rezonante, mecanismul de amplificare fiind emisie stimulată.

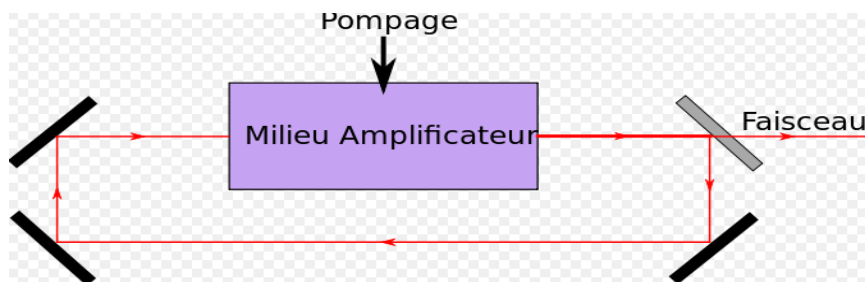


Figura 96: Principiul de funcționare a laserului

Inversarea populației

În cazul unui model de tranziție între 2 niveluri scăzute și înalte, notate respectiv N_1 și N_2 și populația statului înalt trebuie să fie mai mare decât populația statului scăzut pentru a exista emisie: $N_1 < N_2$. .

Evoluția populației statului înalt este dată de o lege de dezintegrare exponențială:

$$N_2(t) = N_{2,initial} \times e^{-At}$$

REALIZAREA DISPOZITIVELOR LASER

Componentele unui laser sunt:

- mediul activ,
- sistemul de excitație și
- rezonatorul optic

MEDIUL ACTIV este elementul esențial al unui dispozitiv laser, un mediu în care atomii se află într-o stare de echilibru energetic. În acest mediu activ se produce o amplificare a radiațiilor luminoase (dacă avem radiații luminoase incidente) sau chiar emisia și amplificarea radiațiilor (dacă nu avem radiații luminoase incidente).

SISTEMUL DE EXCITAȚIE este necesar pentru sistemele atomice cu mai mulți atomi într-o stare de energie mai mare. Există mai multe modalități de a obține excitarea atomilor în mediul activ, în funcție de natura mediului.

REZONATORUL OPTIC este un sistem de lentile și oglinzi necesare procesării radiațiilor optice emise. Deși la ieșirea din mediul activ razele laser sunt aproape perfect paralele, rezonatorul optic este folosit pentru a colima mult mai precis, pentru a focaliza razele într-un punct calculat, pentru difuzia razelor X sau alte aplicații necesare.

TIPURI DE MEDIU ACTIV LASER

În funcție de natura mediului activ, se pot distinge mai multe tipuri de laser.

RUBY LASER, care folosește o bară de rubin ca mediu activ iar ansamblul format dintr-o sursă de lumină și oglinzi acționează ca un sistem de excitație.

LASEREle cu gaze folosesc ca mediu activ amestecuri de gaze rare (He, Ne, Ar, Kr) sau CO₂ și o sursă de curent conectată la doi electrozi având rolul de sistem de excitație.

PROPRIETĂȚI ALE RADIAȚIELOR LASER

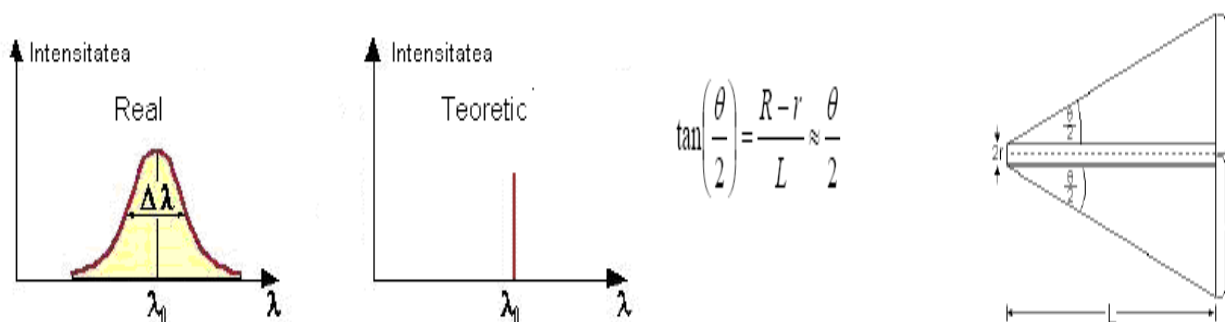


Figura 97: proprietățile radiației laser

MONOCROMATICITATE de monocromaticitate ridicată.

Radiația are aceeași lungime de undă, puritate spectrală

Consecvență

DIRECTIONALITATE-

Divergența fasciculului este foarte mică.

Fasciculul este un fascicul paralel care păstrează direcția spațială.

Radiația emisă de un laser, într-o direcție, este împrăștiată cu un unghi de divergență.

Unghiul de divergență este unghiul determinat de deschiderea fasciculului (de ordinul miliradianului).

Relația de conversie de la radiani la grad $360^\circ = 2\pi$, $1 \text{ radian} = 57,3^\circ$

$1 \text{ miliradian} = 1 \text{ mrad} = 0,057^\circ = 0,057,60' = 3,5''$

TIPURI DE LASERI

LASERUL CU MICROUNDRE (MASER)

Acest laser a fost inventat de Townes și Shawlow în 1954.

Fasciculul de amoniac trece printr-un concentrator electrostatic pentru a separa moleculele la niveluri de energie sporite.

Efectul laser a fost aplicat pentru prima dată în regiunea microundrelor.

Emisiile spontane sunt proporționale cu cubul tranziției de frecvență, fiind slabe în porțiunea de microundre a spectrului corespunzătoare regiunii și pot fi neglijate în comparație cu alte procese precum absorbția și emisia stimulată. Datorita acestei inversiuni, populațiile se obțin ușor cu puțină putere.

Prima inversare a populației a fost obținută în molecula de amoniac (NH_3).

Inversarea populației în moleculele de amoniac se realizează prin separarea fizică a particulelor la niveluri de energie sporite de la niveluri mai mici de energie.

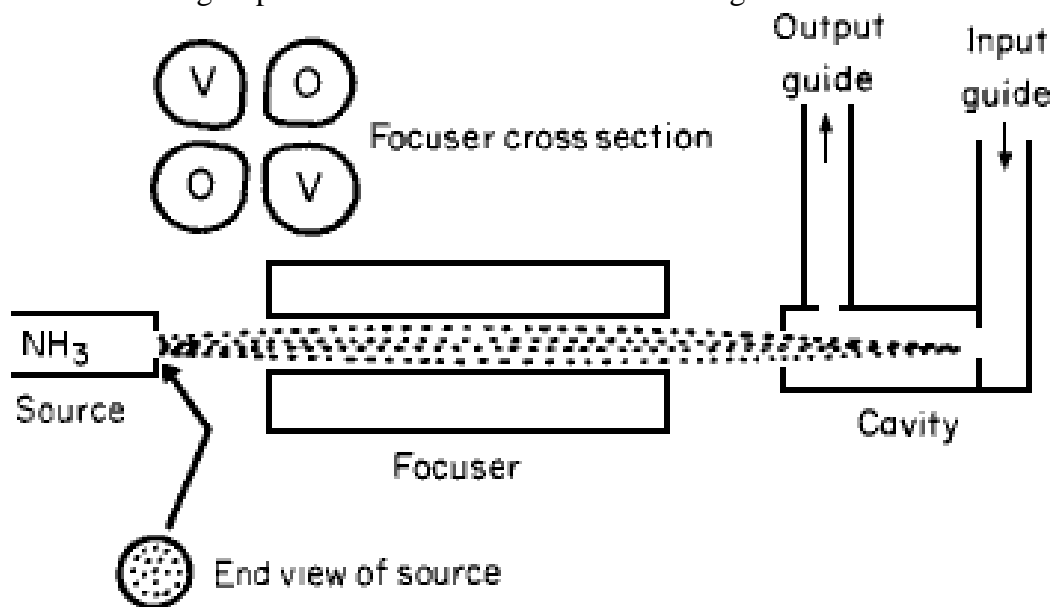


Figura 98: Maser

LASERUL OPTIC

După publicarea cărții în care Shawlow și Townes au arătat posibilitatea acțiunii laserului chiar și în spectrul infraroșu și în spectrul vizibil, la scurt timp după ce mulți cercetători au început să ia în considerare crearea acestor dispozitive.

Mai mulți experți au estimat că primele dispozitive de acest tip vor folosi un gaz.

Muhammad Usman, în 1960, a creat un dispozitiv care folosește rubinul pentru a produce efectul laserului în spectrul vizibil.

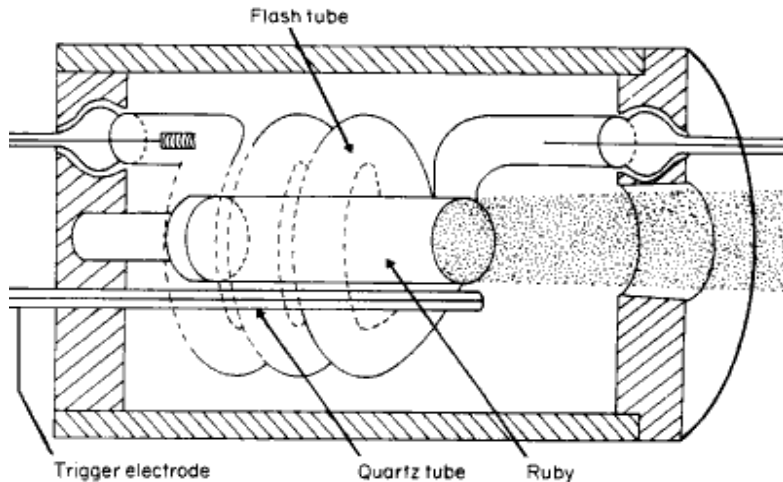


Fig. 99: Laser optic

Primul laser optic, construit în 1960, de Maiman, a fost un laser cu impulsuri, din motive de disipare a căldurii și de necesitatea unei energii mai mari de pompare. Nelson și Boyle au creat în 1962, primul laser rubin, înlocuind sursa (lampa Flash) cu o lampă cu arc.

La scurt timp după ce s-a anunțat primul succes al unui laser optic, alte laboratoare de cercetare au început și au reușit să experimenteze cu lasere optice care în loc de Cr aveau alte metale rare Nd, Pr, Ho, Er, Tm, Yb, Gd și chiar U și cristal de corindon în loc de cristalul de coridon am încercat să folosim o combinație de ytriu, aluminiu, aluminiu sau aluminiu (2). Aceste lasere au găsit, cu metode de producție îmbunătățite, și aplicații practice.

La început s-a crezut că pomparea optică ar fi inefficientă, dar acest lucru se întâmplă doar pentru ionii cu rezonanță scăzută, precum cei din gaz sau plasmă.

Ionii metalici pot absorbi radiația de lungimi de undă într-o bandă mai largă. Radiația cu o lungime de undă de 550 nm este absorbită de o populație de ioni de Cr³⁺ într-un cristal de corindon (conținând Cr₂O₃ și Al₂O₃ în raport de tabel 1:2000) și apoi face o tranziție rapidă, fără modificarea temperaturii la un nivel inferior metastabil de 5 milisecunde.

Dacă energia de pompare depășește o anumită valoare, este posibilă inversarea populațiilor care trec de la starea neutră la acest nivel metastabil. Performanța laserului crește dacă se află în interiorul unui rezonator optic.

LASERUL CU GRANAT NEODIMIU

De exemplu, căutăm un tip concret de mediu activ - granat dopat cu neodim, granat cu ytriu și aluminiu dopat cu neodim. Granatul roșu este un cristal transparent. Centrii activi sunt ioni de neodim încorporați în cristal de granat, în pregătirea mediului activ. În figura următoare este prezentat un sistem simplificat de niveluri de energie granat de neodim.

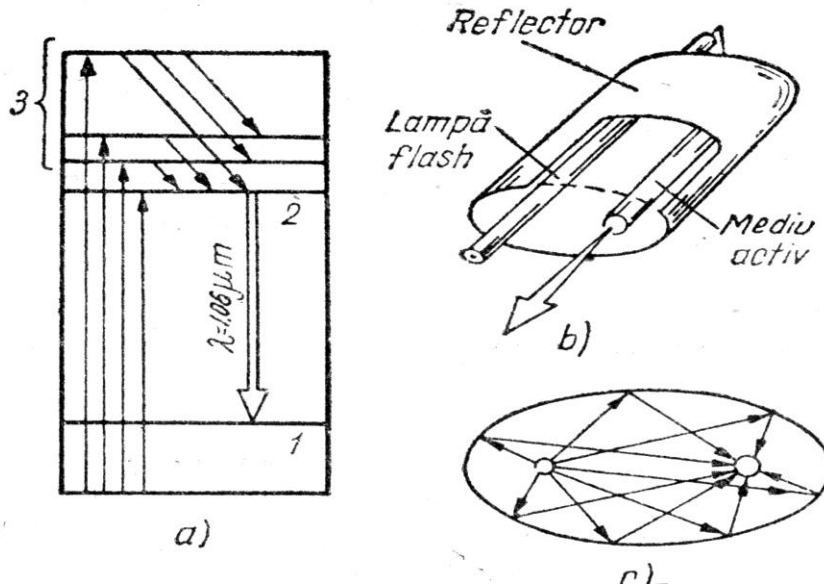


Figura 100: Laser granat dopat cu neodim

Prin absorbția radiației de la o lampă blitz, ionii de neodim devin excitați. Ei transmit niveluri superioare de energie, notate cu 3 pe desen. Apoi foarte repede cad de la aceste niveluri și se adună pe al 2-lea nivel, transformând excesul de energie pentru a încălzi cristalul de granat.

Mediul activ va fi gata să funcționeze când la nivelul 2 vor fi mult mai mulți ioni de neodim decât la nivelul 1. În acest moment este suficient un foton de energie egal cu diferența dintre energiile nivelurilor 2 și 1, pentru a iniția tranziția masivă a ionilor de neodim de la nivelul 2 la nivelul 1. În urma acestei tranziții are loc o avalanșă de fotoni care reprezintă cu exactitate radiația laser. Prin urmare, este posibilă pomparea cu impulsuri de lumină intense create de o lampă. În acest caz, rezultatul fiecărui impuls este radiația laser. De asemenea, în cazul iluminării mediului cu o lampă iluminatoare, radiația laser poate apărea fie sub forma unui fascicul de lumină permanent, fie sub formă de o secvență de impulsuri regulate.

Acest laser generează radiații în regiunea infraroșie a spectrului la mai multe lungimi de undă laser. Cea mai intensă generație are loc la lungimea de undă de 1,06 micrometri.

LASERUL CU SEMICONDUCTORI

Laserul semiconductor este construit ca și alte tipuri de lasere pe modelul de sistem activ de excitație a rezonatorului optic mediu.

Mediul activ: se folosește un amestec de semiconductori.

Cel mai adesea, combinațiile de metale sunt utilizate pentru aceleași perioade din grupele III și V.

Dintre acestea, cel mai răspândit semiconductor este alcătuit din galiu și arsen (GaAs). Alte medii active au fost obținute atât din amestecuri de elemente din grupele II și VI (Zinc și seleniu-ZnSe) cât și din amestecuri de trei sau patru elemente. Ultimele două sunt mai des folosite pentru emisia anumitor radiații mult mai precise din punct de vedere al lungimii de undă. Sistemul de excitație este format din două straturi de semiconductori, unul de tip p și unul de tip n. Pentru a înțelege mai bine aceste două noțiuni, este necesar să menționăm câteva aspecte teoretice referitoare la fizica continuumului și, în special, principiul semiconductorilor.

Semiconductorii sunt o clasă de materiale utilizate pe scară largă în electronică datorită posibilității de control electric.

Rezistivitatea electrică a unui semiconductor scade odată cu creșterea temperaturii și valoarea acestuia poate fi modificată în intervalul foarte larg ($10^{-2} - 10^8 \Omega\text{cm}$).

Într-un semiconductor pur conductivitatea electrică, este dată de electroni proprii și se numește conductivitate intrinsecă iar în cazul materialelor impure, avem de-a face cu o conductivitate extrinsecă.

Conductivitatea intrinsecă poate fi explicată după cum urmează:

La 0 K, electronii stabilesc legături covalente formate între atomii semiconductorului intrinsec.

Odată cu creșterea temperaturii, unii electroni se desprind de legături fiind liberi să se miște pe tot volumul cristalului. Are loc un fenomen de ionizare și se formează un vid în locul electronului detașat.

Un alt electron ocupă acest gol care se mișcă cu o poziție.

Dacă în semiconductori se aplică un câmp electric, electronii liberi vor fi mișcați în direcția opusă câmpului, dar și golurile vor forma un curent pozitiv în aceeași direcție cu câmpul.

Fenomenul mai interesant este modificarea rezistivității electrice a semiconductorilor de către impurități. Astfel, dacă din cei 105 atomi de siliciu, un atom este înlocuit cu altul de bor, rezistivitatea siliciului scade, la temperatura camerei, de 1000 de ori!

Impurificarea este o problemă specifică și fundamentală în fizica și tehnologia semiconductoarelor.

Sion impurități Germaniu (grupa IV, patru electroni de valență) cu un element din grupa 5 (cinci electroni de valență), obținem un amestec cu un electron de valență liber. Aceasta este o impuritate donatoare.

Semiconductorul astfel contaminat este de tip n, iar nivelul său de energie este mai aproape de conducție.

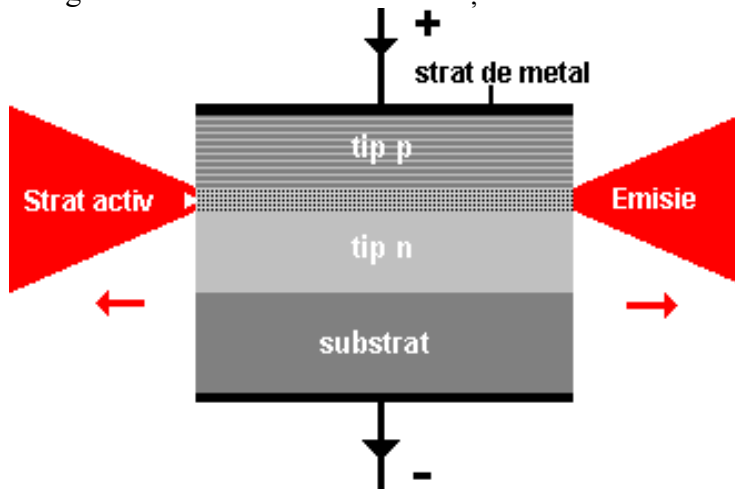
Dacă impurificarea se face cu atomi din grupa a 3-a (trei electroni de valență), aceasta va integra rețeaua cristalină cu doar trei legături covalente, lăsând un gol, deci capabil să capteze electroni în jurul unui atom feric. Acesta este motivul pentru care acestui tip de atomi de impurități au primit numele de acceptor.

Astfel într-un semiconductor astfel impurificat (cu atomii din grupa 3) sarcinile pozitive vor domina, de unde și denumirea de semiconductor de tip p.

Imbinările pn sunt multimi formate prin adaugarea unui semiconductor de tip p cu unul de tip n. Scarpa, interfata, are magnitudini de ordinul 10^{-4} cm. Pe suprafața n-semiconductorului apare o masă de electroni și pe suprafața p-semiconductorului un surplus de goluri. Apare astfel tendința de compensare a acestora prin difuzia electronilor de la un semiconductor la altul.

LASERUL CU SEMICONDUCTORI . CONSTRUCȚIE - CONSIDERAȚII PRACTICE .

Laserul semiconductor este de fapt un „sandwich” format din 3 straturi de semiconductori la care se adaugă elemente de sistem de excitație.



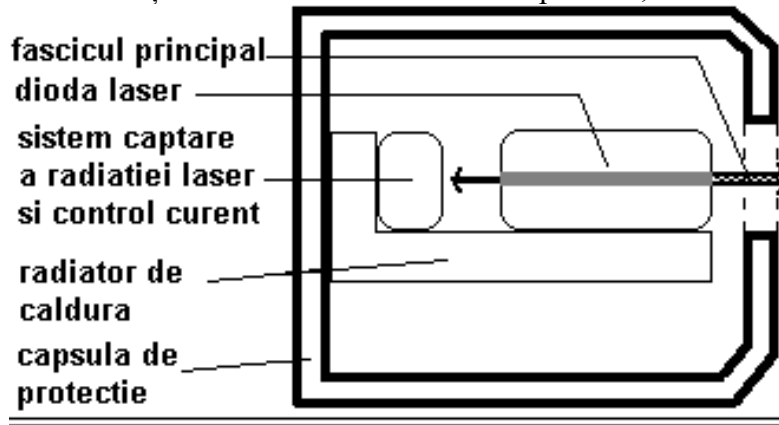
Energia necesară pentru excitarea sistemului de atomi în mediul activ precum și factorul de declanșare sunt date de curentul electric.

Datorită faptului că acest sandwich corespunde modelului clasic de diodă, se folosește și termenul de diodă.

Eficiența acestor diode este de aproximativ 30%, dar amplificarea este destul de mare.

Curentul necesar trebuie să aibă o densitate de câteva mii de amperi pe centimetru, dar deoarece o diodă laser are dimensiuni foarte mici, curentul necesar este adesea mai mic de 100 mA.

Pentru a obține rezultate satisfăcătoare în practică, se folosesc mai multe straturi decât în figură.



Desenul este informativ, nu este la scara.

un set clasic de diode cu capacitatea de a controla curentul

Lungimea stratului activ nu depășește 1 mm, iar grosimea, în funcție de model, este de la 200 la 10 nm.

În general, grosimea stratului activ variază între 200 și 100 nm.

Deoarece este atât de subțire, fasciculul emis (pentru un laser) este divergent; Laserul cu semiconductor se bazează foarte mult pe rezonatorul optic care trebuie ales cu mare grijă și trebuie poziționat cu precizie pentru a obține o eficiență maximă.

Un sistem compus din două lentile convexe cu fețe planar-convexe poziționate cu fețele convexe una față de cealaltă la anumite distanțe cuantificabile este în general suficient pentru a obține un fascicul destul de bine colimat cu raze aproape paralele.

EMISIA LASER ESTE ÎN DOUĂ DIRECȚII .

Acest fenomen este tratat diferit în funcție de nevoi.

Se poate crea o cavitate rezonantă prin poziționarea unei oglinzi perfecte și a unei semi-transparente, se poate folosi emisia "retur" pentru a măsura proprietățile fasciculului principal, se poate folosi aceeași emisie din spate pentru a măsura și controla curentul care trece prin dioda.

Diodele laser sunt foarte sensibile la curenți și, prin urmare, un control strict asupra acestora este absolut necesar. Uneori este nevoie de o mică modificare a tensiunii sau a puterii pentru a provoca arderea diodei. Diodele laser sunt probabil cele mai fragile dispozitive care emit laser. Faptul că stratul activ are, de fapt, dimensiunea unei bacterii este ceea ce stă la baza afirmației anterioare. Acest strat poate fi ușor distrus prin supunerea curentului necorespunzător la influențe electrostatice prin încălzire excesivă. Stratul activ se poate autodistrage, chiar și fără prezența unuia dintre factorii enumerați mai sus. O simplă emisie de lumină poate vaporiza acest strat mic dacă lumina emisă este prea puternică.

O diodă, deși mică, poate dezvolta puteri luminoase de până la 3,5 mW. Deși rare și mai scumpe, diodele care dezvoltă zeci de mii de mW se găsesc în reportofoarele CD și în alte instrumente și dispozitive de profil înalt. În ceea ce privește divergența fasciculului, în prezent majoritatea indicatoarelor reușesc să mențină divergența sub 1 mm la fiecare 5 m. Spectrul de culori acoperit de laserele semiconductoare este în regiunea roșie de la 630 la 780 nm, dar nu este limitat aici.

Laserele verzi sau albastre există și sunt intens studiate.

Problema este că diodele verzi și albastre au o viață trecătoare (cele mai avansate afectează doar câteva sute de ore) și funcționează la temperaturi scăzute (aproape de 0 K).

În comparație cu GaAs clasic (care emite IR roșu), pentru laserele albastre se preferă ZnSe și GaN. Primul a fost treptat exclus din cercetare datorită rezistivității ridicate, consumului mare de energie, eficienței scăzute și multor alți factori descoperiți experimental.

Ultima căutare a fost pentru GaN, prof. Shuji Nakamura a dezvoltat prima instalație practică și fiabilă pentru generarea laserului albastru și cercetările s-au înmulțit.

Un fapt unic la momentul fabricării diodei laser albastre pentru 1993, Shuji Nakamura nici măcar nu avea un doctorat, era doar un om de știință într-un laborator al uneia dintre companiile obscure japoneze. Recent, prof. Nakamura s-a alăturat echipei de personal a Facultății de Inginerie de la Universitatea din California Santa Barbara, SUA.



Trebuie să menționăm o serie de pericole care pot apărea chiar și în cazul laserelor cu semiconductori, despre care se știe că sunt mai puțin puternice.

S-a calculat că o diodă obișnuită are o putere mult mai mare decât soarele la ecuator.

Toate amestecurile stratului activ au o putere de transmisie mult mai mare decât aceeași cantitate de suprafață solară.

Diodele de pe piață sunt de clasa II și III, ceea ce înseamnă că au un risc scăzut de deteriorare la manipulare conform expunerii manuale și de scurtă durată a ochiului la fascicul. Cu toate acestea, rețineți că orice expunere prelungită provoacă leziuni retiniene și nu sunt necesare efecte

imediate pentru ca retina să fie rănită.

Regula numărul unu atunci când lucrați cu lasere: nu vă uitați direct în fascicul, chiar dacă nu simțiți nicio durere sau fasciculul este slab.

Culoarea și luminozitatea laserelor nu au nicio legătură cu puterea radiației.

Aceste două proprietăți sunt date de lungimea de undă a radiației care nu are o influență determinantă asupra puterii laserului.

Pot exista lasere roz pal care sunt mai dăunătoare decât laserele mai aprinse și mai roșiatice.

Există o glumă: „Regula numărul unu în lucrul cu lasere: să nu te uiți niciodată direct în rază cu un singur suport pentru ochi”.

UTILIZAREA LASERILOR CU SEMICONDUCTORI ASPECTELE POZITIVE ȘI NEGATIVE ALE ACESTEI TEHNOLOGII.

Diodele sunt utilizate pe scară largă. Faptul că sunt ieftine de produs, ușor de utilizat a determinat producția lor în masă ducând la includerea lor în majoritatea dispozitivelor electronice care necesită lasere.

Unitățile CD, CD-ROM-urile sau CD-playerele sunt toate echipate cu diode laser.

DVD playerele au diode laser care emit fascicule mult mai fine.

Inscripțiile CD și CD-RW folosesc lasere cu diode emițătoare de lumină apropiate de IR (800 nm) și diode de putere de câțiva W. Aceleași diode dar cu puteri mai mici sunt prezente în imprimantele laser. Alte produse care folosesc lasere emise de diodele laser sunt cititoarele de coduri de bare (cititoarele de coduri de bare), anumite scanere, pointerii etc.

Poate cel mai important avantaj, după unitățile CD/DVD, se găsește în comunicațiile optice. În fiecare transmițător cu fibră optică este un laser cu diodă.

Mai recent, diode au fost folosite în medicină și holografie.

Diodele sunt utilizate în aplicații militare (radar, ghidare de rachetă, transmisie de date prin eter etc.), aplicații astronomice (distanțe cosmice și determinări de compoziție), efecte speciale de holografie la scară, rezistență relativ scăzută, datorită puterilor limitate dezvoltate.

Laserul cu semiconductor este o alternativă fiabilă și ieftină la laserele cu gaz.

Dimensiunile mici, costurile mici de fabricație și operare și longevitatea lor conferă avantaje semnificative diodelor în „bătălia” cu alte dispozitive care emit laser.

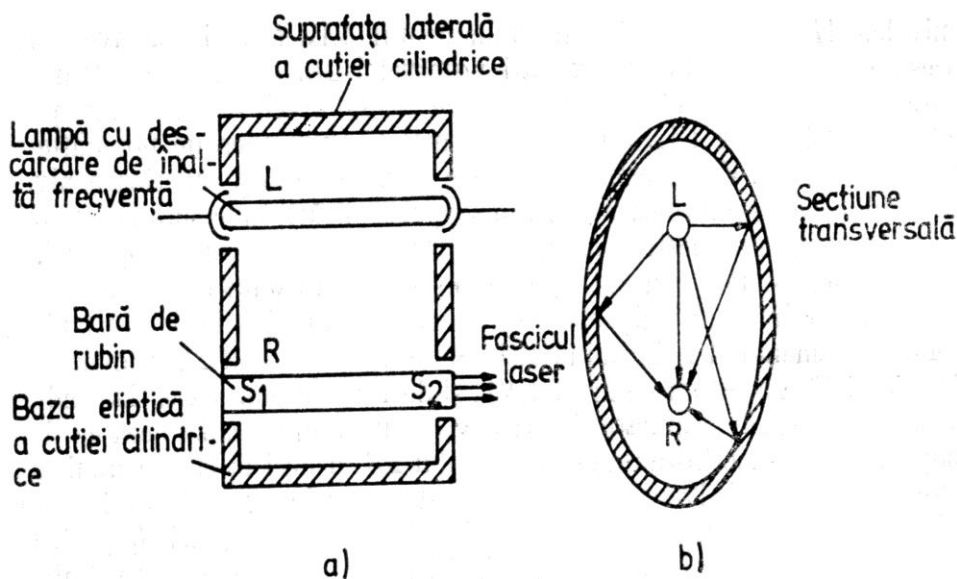
Singurul dezavantaj este puterea lor relativ scăzută și fragilitatea lor, diodele sunt și vor fi intens studiate pentru îmbunătățire.

Este important să cunoaștem pericolele pe care le are o diodă laser și factorii care pot perturba buna lor funcționare pentru a ști cum să ne apărăm și cum să ne protejăm.

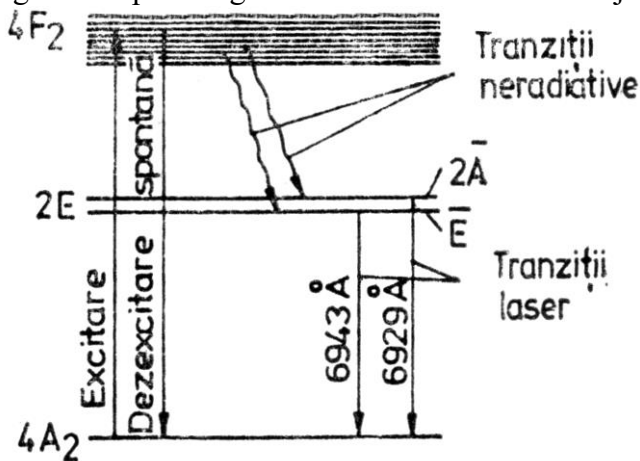
Laserul semiconductor al cărui orizont este un câmp care ne este deschis, cu un viitor sigur și cu implicații puternice în viața de zi cu zi.

LASERUL CU CRISTALE DE RUBIN

În Figura 1 este prezentată o tijă de rubin cilindric roz, tăiată dintr-un singur cristal de corindon obținut prin sinteză, într-un mediu controlat contaminat cu ioni de crom trivalenți în raport de aproximativ 0,05%, astfel încât, în medie, din 2000 de atomi de Al, unul este înlocuit cu Cr³⁺. Suprafețele de bază S1 și S2 ale tijei sunt paralele, foarte lustruite și acoperite cu un strat de argint, obținut prin evaporare în vid. O parte, S2, are un strat subțire de Ag, care servește pentru a permite ieșirea fasciculului laser. Aceste două suprafețe reflectorizante fac ca volumul tijei de rubin să acționeze ca o cavitate rezonantă pentru lumina din interior. O bară este montată pe una dintre cele două axe focale ale secțiunii eliptice a cutiilor cilindrice, cu reflectanța suprafeței interioare.



În cealaltă axă focală se află o lampă cu descărcare în gaz, lampa L. Aceasta este lampa pompei a dispozitivului. Lumina produsă de acesta este concentrată pe cristalele de rubin R în urma reflexiilor pe oglinda eliptică Figura 1b. Bara de rubin este mijlocul activ al dispozitivului în care apare efectul laser.



În figură sunt reprezentate schematic nivelurile de energie rubin implicate în acest efect, folosind notații spectroscopice.

Radiația albastru-verde în lungimi de undă de aproape 550 nm și valoarea conținută în lumina emisă de lampa L, provoacă tranziții ale ionilor de crom de nivelul 4A₂, neinteresanti pentru efectul laser, fotonii sunt emiși cu această ocazie cu o energie egală cu cea absorbită la 4A₂-4F₂ și altele prin energii de tranziție ne-2E spontane, prin fenomene spontane de tranziție.

Diferența de energie a tranzițiilor este preluată de vibrațiile rețelei cristaline, sub formă de căldură, încălzind cristalul. 2E este, totuși, un nivel metastabil, adică un nivel de energie în care particulele excitate se opresc, până la dezexcitarea lor spontană, un timp mult mai lung decât nivelurile normale de excitare. Ionii de crom de pe banda 2E au o durată medie de viață în această stare, cu câteva ordine de mărime mai mare decât în stările benzii 4F₂.

Dacă acum intensitatea luminii de excitație albastru-verde este suficient de mare încât numărul de fotoni pe unitatea de timp de radiație să depășească numărul de dezexcitări spontane de la nivelurile 2E 4F₂ la nivelul fundamental 4A₂, atunci va avea loc un proces de acumulare a ionilor excitați de la nivelul E₂ datorită tranzițiilor spontane de la nivelul neradiativ până la nivelul fenomenelor neradiative mai populate.

Se realizează astfel inversarea populației între nivelurile 2E și 4A₂.

Fenomenul nivelurilor excitante $4F_2$, nivelul metastabil superior, pentru a realiza inversarea populației între $2E$ și $4A_2$ se numește pompare optică. După suprapopulare, bara de rubin are o concentrație mare de ioni de crom la nivelul metastabil $2E$. Primul foton emis spontan după trecerea de la acest nivel la nivelul fundamental $4A_2$ întâlnind alți ioni la nivelul $2E$, îi determină să aibă o tranziție stimulată de la nivelul $4A_2$ și noii fotoni, care la rândul său determină cascada emisiilor stimulate în continuare. , ceea ce duce la depopularea aproape instantanee a nivelurilor de emisie $2E$ și la emisia unui număr mare de fotoni. În acest proces rapid al nivelului metastabil $2E$, două oglinzi S_1 și S_2 joacă un rol decisiv, care fac ca un anumit număr de fotoni produși în bara de volum să treacă după reflexie, de câteva ori lungimea acestuia înainte de a părăsi acesta, crescând astfel considerabil numărul de acte de dezexcitare prin rezonanță a ionilor de crom în starea $2E$. Pe lângă efectul de conservare a energiei electromagnetice în mediul activ, aceste reflexii unidireționale repetate provoacă acumularea de fotoni, cu prioritate pe ax. În cele din urmă, după ce se realizează condiția de prag, trec prin semi-oglinză S_2 , formează un fascicul paralel de lumină monocromatică, coerentă, extrem de intensă, numită fascicul laser.

Folosind o lampă cu pompă cu spectru continuu, vom obține un număr mai mare de atomi excitați, capabili să tragă laser pe o bandă largă, doar la un nivel îngust.

Laserul cu cristal de rubin funcționează ca un generator cuantic de radiație.

Este iluminat de un fascicul verde-albastru, care efectuează pomparea și generează lumină roșie.

Poate funcționa ca un amplificator cuantic cu radiație S

Primul pas este efectuat prin pomparea dispozitivului în modul de inversare a populației deja cunoscut. Când trimite radiații roșii, dispozitivul este foarte amplificat. În ambele cazuri, fenomenul de bază este emisia stimulată.

În cazul generatorului emisia este condusă de primii fotoni emiși spontan și în cazul amplificatorului fonic al radiației incidente.

Depopularea nivelului $2E$ are loc într-un timp extrem de scurt, ceea ce duce la o scădere bruscă a semnalului luminos.

Emisia se va repeta după ce nivelul $2E$ este din nou populat, pompat de lampa L . Dacă puterea lămpii nu este suficientă pentru a menține o suprapopulare permanentă a nivelului $2E$, atunci când aceasta este evacuată foarte repede, emisia laser va consta din impulsuri de lumină care se repetă la o frecvență care depinde de valoarea pragului de putere și de intensitatea lămpii . Majoritatea laserelor rubin funcționează sub impulsuri.

Cu toate acestea, prin utilizarea sticlei special realizate și a unui alt sistem de pompare, s-au obținut lasere rubin cu funcționare continuă, unde aglomerația nu este distrusă în timpul emisiei.

LASERUL CU GAZ

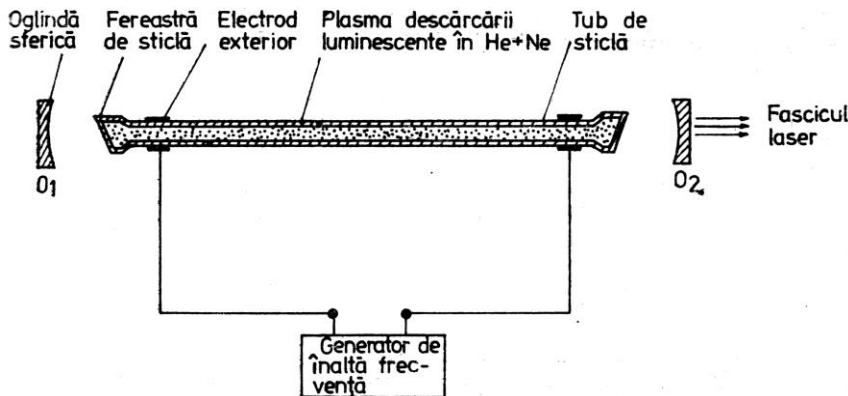


Figura: elementele principale ale unui laser cu un amestec de heliu și neon

Deși într-un laser cu cristal de rubin inversarea populației este realizată prin pompare optică cu radiație electromagnetică,

în laserul cu gaz această inversare se face de obicei prin ciocniri de electroni.

În figura 3 sunt principalele elemente ale unui laser cu un amestec de heliu și neon.

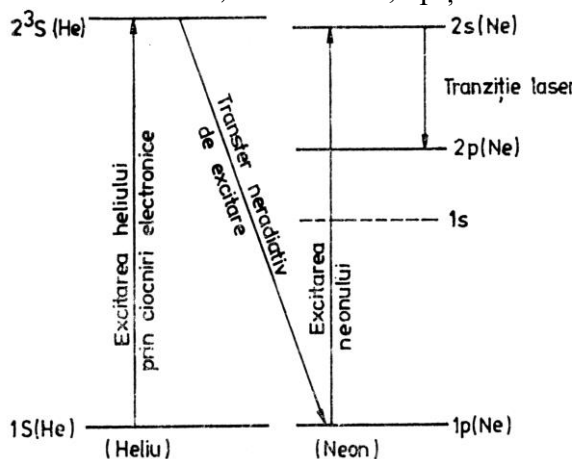
Mediul activ este plasma cu descărcare electrică într-un tub de sticlă cu o lungime de aproximativ 1 m și un diametru interior între 2 mm și 15 mm, în care se află amestecul de gaze. Presiunea totală a amestecului depinde de diametrul tubului.

Pentru un diametru de 3 mm, de exemplu, presiunea gazului este de aproximativ 1 mm Hg. Presiunea parțială a heliului este de 5 până la 10 ori mai mare decât cea a neonului.

Descărcarea poate fi produsă atât la frecvență înaltă de curent alternativ, cât și de curent continuu.

Oglinzile sferice O1 și O2, a doua semitransparentă, formează cu spațiul de descărcare, rezonatorul optic. Tubul de refulare este prevăzut cu două ferestre, înclinate la unghiul lui Brewster față de axa tubului, pentru a reduce pierderea prin reflexie.

Figura de jos este o diagramă simplificată a mai multor nivele de energie implicate în efectul laser. În stânga sunt două niveluri ale atomului de heliu, notate 1S și 2S, iar în dreapta cele trei niveluri ale atomului de neon, notate cu 1s, 2p și 2s.



În volumul de descărcare, atomii de heliu sunt excitați pe 2S în urma coliziunilor cu electronii având

o energie cinetică egală cu cea a energiei de excitație a acestui nivel. Printre nivelurile de energie ale atomului de neon există unul reprezentat de 2s având energia aproape egală cu starea 2S a heliului.

Prin urmare, ciocnirea unui atom de heliu în starea 2S și a unui atom de neon duce la dezexcitarea atomului de neon și la excitarea unui atom de heliu în starea 2s după un transfer de energie de excitație de la atomul de heliu la cel al neonului.

Starea 2s a atomului de neon are o durată medie de viață cu un ordin de mărime mai mare decât cea a stării inferioare 2b a aceluiași atom.

Din acest motiv, între cele două niveluri de neon, inversarea populației are loc la o temperatură dată, concentrația atomilor de neon excitați în starea 2s o va depăși pe cea a stării 2p. La supraaglomerarea nivelului 2S i contribuie și faptul că în timpul impactului atomilor de neon și heliu, excitarea neonului în starea 2S este un fenomen mult mai probabil decât excitația lui în starea 2p, datorită caracterului aproape rezonant al transferului de energie între nivelurile 2S și 2s2.

Odată atinsă suprapopularea nivelului 2s față de nivelul 2p, primele tranziții spontane 2p-2s sau tranziții externe cu energia de radiație $h\nu = E(2p) - E(2s)$, declanșează emisia stimulată între aceste două niveluri și astfel eliberarea fasciculului laser.

2s este format la capătul a patru subshell-uri și nivelul 2p a 10 subshell-uri. În afară de aceasta, există câteva niveluri, 2 și 3 în interacțiune rezonantă, ceea ce are ca rezultat o inversare a populației între 3 și celelalte niveluri inferioare de neon. Toate acestea înseamnă că în amestecul He + Ne obținem zeci de linii laser, corespunzătoare diferitelor tranziții de neon. Deși putere redusă, aceste lasere au o răspândire mare invizibilă.

Deoarece nivelurile de energie adecvate ale heliului și neonului în cauză nu sunt exact egale, interacțiunea nu are un caracter rezonant precis, mica diferență de energie este preluată, neradiantă, de căldura de mișcare a atomilor din interiorul tubului de descărcare.

Datorită numeroaselor ciocniri de electroni, tubul de descărcare conține în orice moment o cantitate destul de mare de atomi de heliu excitați și, prin urmare, o populație destul de mare de atomi de neon excitați în 2 secunde. Acest lucru face ca inversiunea populației să fie menținută chiar și în timpul tranziției laser, ceea ce înseamnă că laserul poate funcționa continuu. Această proprietate este un avantaj semnificativ față de laserul solid, care funcționează de obicei în impulsuri.

LASERUL CU LICHID

Cele mai cunoscute lasere lichide sunt cele cu chelați organici și cele cu coloranți.

Mediul activ pentru laserele colorante constă dintr-o substanță fluorescentă dizolvată într-un solvent (alcool).

Lățimea spectrală a radiației emise este de sute de angstromi; se poate selecta lungimea de undă dorită, astfel încât laserul să fie reglabil într-o bandă largă.

Cilindrul cu plasmă (roșu) este creat prin impactul unui laser pulsant de mare putere (albastru). Nu se folosesc oglinzi, se amplifică emisiile spontane, iar fasciculul este trimis în ambele direcții. A fost creat pentru prima dată de cercetătorii de la Laboratorul Național Lawrence Matthews și Rosen Livermore în 1985.

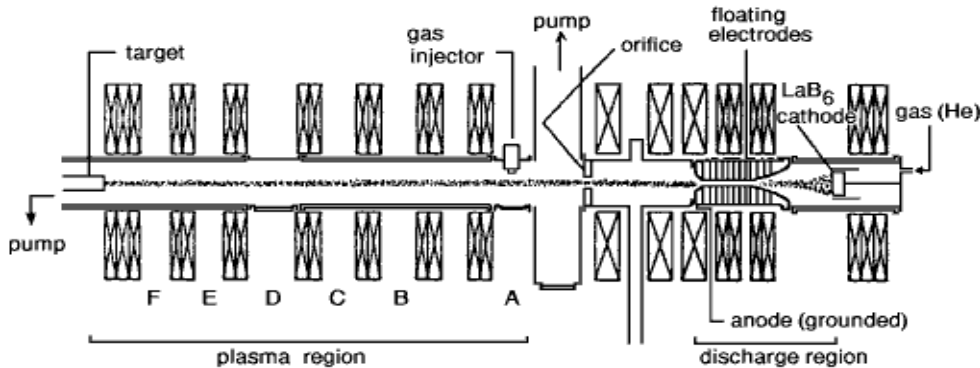
Ținta este o foaie subțire de seleniu sau un alt element cu număr atomic ridicat plasat pe un substrat de vinil pentru a-i conferi rigiditate. Această țintă este iradiată din ambele părți de lasere cu impulsuri de mare putere a căror distanță focală este de câteva sute de ori mai mare decât lățimea. Când fasciculul lovește foaia, acesta „explodează”, producând o plasmă compusă din ioni de seleniu având cu 24 de electroni mai puțini.

În prezent, eficiența acestor lasere este foarte scăzută datorită necesității unei surse laser de mare putere și frecvență înaltă. O eficiență mai mare poate fi obținută prin răcirea rapidă, ceea ce duce la trei

repompări de plasmă puternic ionizată. Dar o răcire hibridă de contact și expansiune adiabatică pare a fi cea mai promițătoare.

O altă posibilitate promițătoare se bazează pe transparența indusă electromagnetică, o reducere drastică a puterii necesare pentru a obține un laser mai eficient fără efect de inversare de pompare (cunoscut și sub numele de fazer).

LASERUL CU PLASMA



Praful circumstelar rece și gazul se acumulează treptat în jurul stelelor, lansând jeturi de plasmă. Răcirea rapidă a plasmei în timpul întâlnirii cu coajă poate crește semnificativ efectul dezechilibrului de expansiune adiabatică. Contactul cu gazul este atât de eficient în răcirea rapidă. Astfel în 1987 care a fost creat un laser cu plasmă care lucrează în lungimi de undă ultraviolete extreme folosind doar acest mecanism, fără a folosi extensia:

Laser pentru răcirea plasmei în contact cu gazul (DPT-I) plasma de heliu menținută electromagnetic staționară este răcită prin contactul cu hidrogenul, producând efectul laser în XUV (164 nm) (Institut de la physique des plasmas Nagoya, Japonia).

Un alt avantaj al atmosferei stelare sunt distanțele mari, o inversare a populațiilor mici producând radiații a căror intensitate crește exponențial în amplitudine pe distanțe lungi până la un punct în care domină spectrul. Cea mai puternică manifestare a laserelor naturale are loc în quasari.

Pentru laserele cu plasmă studiate în laboratoarele de cercetare totul este redus la o scară mult mai mică. Dar acest lucru este parțial compensat de faptul că puteți pune oglinzi pe ambele părți ale mediului pentru a produce un fascicul laser care ar fi foarte lung într-o extensie virtuală.

LASERUL CU HE -NE

Rolul gazului He în laserul He-Ne

Rolul gazului în laserul He He – Ne este de a crește eficiența procesului laser. Produce două efecte deosebite:

1. Excitarea directă a gazului este foarte eficientă.
2. O stare excitată a atomului He (nivel de energie E5) are un nivel de energie care este foarte asemănător cu energia stărilor excitate ale atomului Ne (de asemenea, nivelul de energie E5).

Procesul de excitare a atomului de Ne este un proces în două etape:

Tensiunea înaltă aplicată determină accelerarea electronilor de la catod către anod. Acești electroni se ciocnesc cu atomii He, transferându-le energie cinetică.

Atomii He excitați se ciocnesc cu atomii de Ne și își transferă energia de excitație.

Deci, gazul He nu participă la procesul laser, dar crește eficiența laserului cu un factor de aproximativ 200!!

Sursă de alimentare cu laser He-Ne

Laserele He-Ne care dau puteri mai mari de 1mW (tipuri standard folosite de studenti în laboratoarele experimentale) folosesc surse de curent continuu la tensiuni înalte de peste 2000V. Laserele au nevoie de curent constant (furnizare constantă de electroni), deci se folosește o sursă de curent constant. Pentru a iniția efectul laser, gazul din conductă trebuie ionizat. Această acțiune este rezultatul unei pulsații de tensiune maximă de la sursa de alimentare. Acest potențial se numește potențial de aprindere al laserului. La începutul descărcării, rezistența electrică a conductei atinge brusc, în cascada, o valoare redusă. Aceasta înseamnă că tensiunea scade rapid și curentul crește. Conform legii lui Ohm; acesta are o rezistență electrică negativă. (scăderea tensiunii însoțită de creșterea curentului)

Pentru a rezolva această problemă, un rezistor aproape de anod este conectat în serie cu sursa de alimentare. Rezistorul are rolul de a limita curentul care circulă prin țevă atunci când rezistența țevii scade brusc.

LASERII SI UTILIZAREA LOR IN DOMENIUL MEDICAL

Laserele sunt emițători artificiali (generatoare și amplificatoare cuantice) de lumină monocromatică coerentă și capabile să transmită în intervale de timp mici o cantitate de energie care poate fi concentrată într-un anumit punct.

De exemplu, un laser care iradiază un joule într-un impuls de 10-6s are o putere de 1 MW. Intensitatea radiantă pentru un unghi solid de 4,10-9/steradians este de 0,25,1015W. Această energie poate avea efecte distructive prin efect/șoc termic. Presiunea în radiația focalizată poate ajunge la 30 atm în funcționare continuă și 109 atm în impulsuri.

În funcție de lungimea de undă, fasciculul laser este direcționat în câmpul chirurgical printr-un sistem de oglinzi.

În cazul laserului CO₂: l= 10 mm

Sau prin fibra fotoconductoare: Laser argon: l>500nm. Dacă laserul este utilizat în scopuri chirurgicale, dispozitivul de tăiere sau capul de tăiere se termină în lentile de focalizare a fasciculului. Pe traseul fasciculului laser este introdusă lumina pilot care permite orientarea (țintirea) capului de tăiere. Diametrul zonei afectate poate fi redus la dimensiunea lungimii de undă. De aici și aplicațiile în cercetare în biologie, în chirurgia celulară.

Aplicațiile laser se bazează pe efectele termice ale laserelor.

Se pot distinge trei categorii de cercetare: probleme de aplicații chimice referitoare la cercetare și probleme legate de protecția împotriva radiațiilor laser.

În OFTALMOLOGIE , laserul este utilizat pentru a trata dezlipirea retinei prin fotocoagulare. Dispozitivul folosit în acest scop este un laser de putere mică, atașat la un oftalmoscop. Operația este complet nedureroasă, cu daune minime și fără efecte secundare. Retina aderă foarte bine și vindecarea este rapidă. Fotocoagularea cu laser este utilizată în principal în retinopatia seroasă centrală, coroidita centrală etc.

În DERMATOLOGIE , laserul poate fi folosit în distrugerea leziunilor pigmentare (angiom, melanom etc.), deoarece aceste zone absorb puternic radiația laser. Rezultatele sunt satisfăcătoare în tratamentul tumorii pielii sau mucoaselor.

În stomatologie , aplicațiile se reduc la eficiența potențării fluorului, a metalelor de fuziune în tehnicile de laborator dentar, în albirea dinților devitalizați, în polimerizarea lianților etc. Efecte deosebite, mai ales

Medicina folosește laserul colorant cu rodamină care emite aproape 590 nm, cel folosit în mod normal în sistemele laser medicale timpurii. Radiația este generată de o fibră, pentru terapia fotodinamică în tratamentul cancerului.

Un laser CO₂ de 40 de wați poate avea aplicații în ORL, ginecologie, dermatologie, chirurgie orală și podologie.

Medicina cu laser este utilizarea diferitelor tipuri de lasere în diagnosticul medical, tratament sau terapie. Tipuri de lasere utilizate în medicină, în principiu, orice design laser, dar cel mai important:

lasere cu CO₂

lasere cu diode

lasere colorante

lasere cu excimeri

lasere cu fibră

lasere cu gaz

lasere cu electroni liberi

oscilatoare optice parametrice

Domenii medicale care folosesc lasere:

angioplastie ; Diagnosticul cancerului, tratamentul cancerului

aplicații cosmetice , cum ar fi epilarea cu laser, îndepărtarea tatuajelor și liposucția cu laser dermatologic
litotritie = operație de explozie și extracție de calculi vezicii urinare, endoscopică.)

mamografie ; Imagistica medicala

Microscopie oftalmologică (include Lasik și fotocoagulare cu laser) tomografie cu coerență optică

chirurgie de prostatectomie

Terapie fotodinamică LASER (PTD)

în chirurgie se realizează cu un fascicul de lumină care se deplasează de-a lungul fibrei optice pentru terapia fotodinamică.

Sursa este un fascicul laser, care este împărțit în două etape diferite pentru a crea lungimi de undă adecvate din punct de vedere terapeutic.

Pacientului i se administrează un medicament sensibil la lumină, care este preluat de celulele canceroase.

În timpul funcționării, fasciculul de lumină este poziționat la nivelul tumorii, care activează apoi medicamentul care ucide celulele canceroase, aplicând astfel terapia fotodinamică (PDT).

Terapia fotodinamică (PDT), uneori numită fotochimioterapie, este o formă de fototerapie care utilizează compuși netoxici, sensibili la lumină, care sunt expuși selectiv la lumină, devin toxici pentru celulele bolnave și alte celule maligne.

PDT a demonstrat capacitatea de a distruge celulele microbiene, inclusiv bacteriile, ciupercile și virușii.

PDT este utilizat în mod obișnuit în tratamentul acneei. Este utilizat clinic pentru a trata o gamă largă de boli, inclusiv degenerescenta maculară umedă legată de vârstă și cancerle maligne și este recunoscută ca o strategie de tratament care este atât minim invazivă, cât și cu toxicitate minimă.

Majoritatea aplicațiilor PDT moderne includ trei componente cheie: un fotoezor, o sursă de lumină și un strat de oxigen. Combinația acestor trei componente chimice are ca rezultat distrugerea oricărui țesut care este prelevat selectiv din fotosensibilizator sau care a fost expus la lumină local. Lungimea de undă a sursei de lumină trebuie să fie adecvată pentru ca fotosensibilizatorul să producă specii reactive de oxigen. Aceste specii reactive de oxigen sunt radicalii liberi generați de PDT (PDT tip I) generați prin captarea electronilor sau transferul la o moleculă de substrat și starea de oxigen foarte reactivă cunoscută sub numele de oxigen singlet (PDT de tip II).

Pentru a înțelege mecanismul PDT, este important să îl distingem de alte terapii cu laser și pe bază de lumină, cum ar fi laserul pentru cicatrizare și întinerire sau îndepărtarea părului cu lumină pulsată care nu necesită un fotosensibilizant.

Laser cu colorant

Laserul cu colorant este un laser care folosește un colorant organic ca mediu laser, cel mai adesea sub formă de soluție lichidă.

În comparație cu laserele cu gaz sau cu stare solidă, un colorant poate fi utilizat în general pentru o gamă mult mai largă de lungimi de undă. Lățimea de bandă mare le face deosebit de potrivite pentru lasere reglabile și lasere cu impulsuri.

Colorantul poate fi înlocuit cu un alt tip, pentru a genera lungimi de undă diferite cu același laser, deși acest lucru necesită de obicei înlocuirea altor componente optice ale laserului.

Laserele colorante au fost descoperite independent de PP Sorokin și FP Schäfer (și colegii) în 1966.

Pe lângă starea lichidă obișnuită, sunt disponibile și lasere colorante, precum și lasere cu medii solide (SSDL). SSDL folosește matrici organice dopate cu colorant ca mediu de câștig.

Laserele și utilizarea lor în medicină

Laserul colorant CW pe bază de rodamină emite aproape 590 nm, este în general utilizat timpuriu în sistemele laser medicale.

Radiația este generată de o fibră, pentru terapia fotodinamică în tratamentul cancerului.

Un laser CO₂ de 40 de wați are aplicații în ORL, ginecologie, dermatologie, chirurgie orală și podologie
Medicina cu laser este utilizarea diferitelor tipuri de lasere în diagnosticul medical, tratament sau terapie.

TIPURILE DE LASERI UTILIZATI ÎN MEDICINĂ, ÎN SPECIAL:

Laser CO₂

dioda laser

Laser colorant

Laser cu excimer

laser cu fibră

laser cu gaz

laser cu electroni liberi

DOMENIILE MEDICALE CE UTILIZEAZA LASERII PENTRU TRATAMENTE:

angioplastie

diagnosticul de cancer

tratament pentru cancer

aplicații cosmetice precum epilarea cu laser, îndepărtarea tatuajelor

dermatologie

litotripsie

mamografie

imagistica medicala

microscopie

oftalmologie (include și fotocoagulare cu laser) tomografie cu coerență optică

prostatectomie

8. RADIOACTIVITATEA NATURALĂ ȘI RADIOACTIVITATEA ARTIFICIALĂ

Radioactivitatea este proprietatea anumitor elemente de a se dezintegra spontan, transformându-se în elemente noi prin emisie de raze α , β și γ . Radioactivitatea este împărțită în două categorii: naturală și produsă de om.

Radioactivitatea naturală este componenta fundamentală a mediului și este strâns legată de elementele radioactive de origine terestră, prezente în sol, în aer, în apă, în vegetație, în organismele animale și în cel uman. Aceste elemente radioactive naturale au coexistat de milenii de ani cu radiațiile extraterestre și cosmice.

Principalele cauze pentru care radioactivitatea este neapărat monitorizată și ținută sub control sunt:

- activitati umane;
- Exploatarea mineralelor radioactive;
- Extracția și utilizarea cărbunelui și a apelor geotermale
- Prezența semnificativă a anumitor minerale neradioactive, dar cu un conținut radioactiv natural ridicat.
- Utilizarea materialelor neconvenționale în construcții
- Roci fosfatice utilizate în producția de îngrășăminte chimice pentru agricultură.
- Apele de câmpuri ale industriei petroliere.

OBIECTIVELE MONITORIZĂRII RADIOACTIVITĂȚII SUNT:

Cunoașteți factorul fizic, și anume radioactivitatea, existent pe Pământ și responsabil, în mare măsură, de evoluția vieții pe Pământ.

Evaluati expunerea umană la radiații și, dacă este necesar, stabiliți măsuri de protecție împotriva radiațiilor.

Identificați priorități și luați măsuri concrete pentru reabilitarea ecologică a regiunilor cu radioactivitate ridicată, datorită activităților umane.

Cele mai importante două surse de radiații artificiale sunt: - exploziile nucleare (realizate atât în subteran, cât și în atmosferă) și utilizarea radionuclizilor în diferite domenii științifice și tehnologice (acestea sunt susceptibile de a provoca contaminarea radiațiilor mediului).

Când dorim să studiem consecințele radioactivității asupra corpului uman, vorbim în termeni de „expunere umană la radioactivitate” care detaliază efectele/daunele biologice produse de radiații asupra corpului uman. Acestea pot fi cauzate din exteriorul corpului (prin iradiere externă) sau din interiorul corpului (de radionuclizi care au pătruns deja în el).

O caracteristică a acestor tipuri de raze este că nu pot fi percepute de simțurile umane. Singura modalitate de a face acest lucru este cu ajutorul detectorului de raze, numit dozimetru. Dozimetria este o ramură a fizicii care studiază măsurarea contaminării radioactive a factorilor de mediu, a alimentelor, a produselor biologice sau a corpului uman. O parte considerabilă a nuclizilor nu este stabilă, din cauza numărului de neutroni și protoni, a configurației acestora și a forțelor existente în atom; prin urmare, este probabil să apară emisii de raze.

DIVERSA ORIGENĂ ȘI NATURĂ A RADIAȚIELOR

- Razele X și gamma electromagnetice de înaltă frecvență sunt de aceeași natură cu lumina vizibilă.
- Radiația corpusculară este încărcată electric: alfa, beta, ioni accelerați. Razele beta sunt, de fapt, electroni caracterizați printr-o viteză mare de mișcare, compatibilă cu viteza razelor X și gamma și foarte apropiată de cea a luminii. Radiația alfa este formată din nuclee de heliu.
- Radiația corpusculară este neutră din punct de vedere electric; neutroni.
- Toate aceste tipuri de radiații au proprietăți comune: sunt invizibile, se mișcă cu viteză mare și pot pătrunde în materiale a căror grosime este diferită, în funcție de natura și energia razei.

DEZINTEGRAREA α

Prin emisia unei particule alfa, nucleul este transformat într-un alt nucleu, mutat cu două locuri spre stânga în tabelul periodic al elementelor.



Particulele alfa, ejectate din nucleu, nu există ca atare în interiorul acestuia; se formează numai în momentul dezintegrării prin unirea a doi protoni cu doi neutroni. Foarte curând după formare, ei părăsesc nucleul, traversând bariera potențială a acestuia prin efectul de tunel.

Pentru o distanță $r > R$, Forțele Coulomb, de repulsie între protoni, imprimă un potențial pozitiv care scade cu distanța.

Pentru o distanță $r < R$, legea lui Coulomb nu se mai confirmă, „U” scade brusc la o valoare negativă; forțele nucleare de atracție sunt dominante între nucleoni și determină de fapt stabilitatea nucleului.

Pentru o distanță $r = R$ energia potențială este: $U_{\max} = \frac{0,96Zz}{A^{1/3}}$

Conform legilor mecanicii clasice, o particulă cu energie mai mică decât energia maximă a barierei de potențial ($E < U_{\max}$) nu poate părăsi grupul potențial, dacă nu respectă legea conservării impulsului și energiei.

Energia particulei α ($E = mc^2$) este dată de defectul de masă: $m = m(X^A) - m(Y) + m(\alpha)$

Ar trebui să fie mai mare decât „ U_{\max} ”.

O analiză mai detaliată a spectrului de energie al particulelor pentru un izotop dat a arătat că acest spectru este discret, fin structurat: particulele au energii diferite, dar apropiate unele de altele, în funcție de stările energetice în care are loc tranziția nucleelor.

Particulele α au o putere de pătrundere redusă a materialului (câțiva centimetri în aer și 0,05mm în aluminiu) și o putere mare de ionizare.

Există o relație între traiectoria R al particulei alfa și constanta de dezintegrare „ λ ” a nuclidului radioactiv, o relație care respectă legea Geinger-Nuttal: $\log \lambda = A + B \cdot \log R$

unde A și B sunt constante empirice ale unei valori date/stabilite pentru o familie radioactivă.

Energia de dezintegrare apare ca energia cinetică a produselor γ și α .

Deoarece vitezele sunt relativiste, putem rescrie acest raport ca:

O putem reformula:

$$E_{dez} = \frac{1}{2} m_{\alpha x} v^2 + \frac{1}{2} m_{\alpha y} v^2$$

$$E_{dez} = \frac{1}{2} \frac{m_{\alpha 0}^2 v^2}{m_{\alpha \alpha}} + \frac{1}{2} \frac{m_{\alpha y}^2 v^2}{m_{\alpha y}} = \frac{m_{\alpha \alpha}^2 v^2}{2} \left(\frac{1}{m_{\alpha \alpha}} + \frac{1}{m_{\alpha y}} \right) = \frac{m_{\alpha \alpha}^2 v^2}{2} \left(1 + \frac{m_{\alpha \alpha}}{m_{\alpha y}} \right)$$

$$\text{Sau } E_{dez} = E_{\alpha} \left(1 + \frac{m_{\alpha \alpha}}{m_{\alpha y}} \right)$$

La trecerea printr-un mediu, particulele α pierd energie, ca urmare a proceselor care au loc.

Dezintegrarea are loc de obicei la sfârșitul tabelului periodic, unde toți radionuclizii cu $Z > 82$ au izotopi alfa activi.

Conform legii conservării masei, avem: $m_{0x} > m_{0y} + m_{0\alpha}$

unde " $m_{0\alpha}$ " este masa în repaus a particulei α .

Putem înlocui masele nucleelor cu masele atomilor; prin urmare, legea poate fi rescrisă după cum urmează, dacă notăm cu „ M_0 ” masa în repaus a atomului:

$$M_{0x} - Z m_{0e} > M_{0y} - (Z - 2) m_{0e} + M_{0He} - 2 m_{0e}$$

$$M_{0x} > M_{0y} + M_{0He}$$

În urma simplificărilor făcute acolo, obținem:

Legea conservării impulsului face ca energia de dezintegrare să fie distribuită între nucleul Y și particulă α .

Dacă notăm cu „ V ” și „ v ” vitezele particulei X și ale nucleului Y, avem:

$$0 = m_{0y} V + m_{0x} v$$

$$m_{0y} V = m_{0x} v$$

Energia Dezintegrării apare ca energia cinetică a produselor Y și α .

Deoarece vitezele sunt relativiste, putem scrie:

$$E_{dez} = \frac{1}{2} m_{\alpha x} v^2 + \frac{1}{2} m_{\alpha y} V^2$$

O putem reformula astfel:

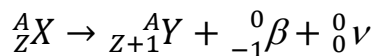
$$E_{dez} = \frac{1}{2} \frac{m_{\alpha 0}^2 v^2}{m_{\alpha \alpha}} + \frac{1}{2} \frac{m_{\alpha y}^2 V^2}{m_{\alpha y}} = \frac{m_{\alpha \alpha}^2 v^2}{2} = \left(\frac{1}{m_{\alpha \alpha}} + \frac{1}{m_{\alpha y}} \right) = \frac{m_{\alpha \alpha} v^2}{2} \left(1 + \frac{m_{\alpha \alpha}}{m_{\alpha y}} \right)$$

Sau

$$E_{dez} = E_{\alpha} \left(1 + \frac{m_{\alpha \alpha}}{m_{\alpha y}} \right)$$

DEZINTEGRAREA β

Dezintegrarea β - este foarte răspândită, cel mai ușor nuclid activ fiind un izotop al tritiului. Experimental, prin abaterea câmpurilor electrice și magnetice, s-a dovedit că particulele β - sunt electroni, ceea ce face ca **β - DEZINTEGRAREA** să se producă conform schemei:



Apariția antineutrului electronic este cerută de conservarea numărului de leptoni și a spinului și se conformează celorlalte legi de conservare.

Atât electronul, cât și antineutrul nu preexistă în nucleu și se formează în momentul emisiei.

Legea conservării revendicărilor de masă: $m_{OX} > m_{OY} + m_{oe}$

sau trecerea la masele atomice: $m_{OX} - Zm_{oe} > m_{OY} - (Z+1)m_{oe} + m_{oe}$

Dupa simplificari se obtine conditia de dezintegrare: $MOX > MOY$

Conservarea impulsului conduce la: $p_{\beta} + p_{\nu} + p_Y = 0$

Radiația β , formată din electroni, are o putere de penetrare mai mare decât radiația α și o putere de ionizare mai mică decât aceasta, deoarece electronii au o masă de aproximativ 7000 de ori mai mică decât cea a particulelor α .

Electronii se mișcă cu viteze diferite, dar foarte aproape de viteza luminii.

În timpul dezintegrării radioactive, protonii și neutronii nucleelor sunt susceptibili să se schimbe între ei, sarcina pozitivă sau negativă produsă în exces este preluată fie de un electron, fie de un pozitron.

Pauli a emis ipoteza că în timpul decăderii β^+ și β^- , nucleul eliberează și din neutron și proton o particulă nouă, neutra electric, cu masa extrem de redusă; această particulă se mișcă cu o viteză egală cu cea a luminii.

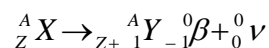
Particula, numită neutrino sau antineutrino, se încarcă cu diferența de energie a sistemului și, prin aceasta, explicăm aspectul spectrului energetic: energia totală produsă este distribuită diferit între electron și neutrino, d'o dezintegrare la alta; suma lor este egală cu E_{max} . Neutrino este greu de evidențiat, deoarece este neutru, masa lui în repaus este zero, interacționează slab cu substanța și are o putere mare de penetrare. Multe date experimentale demonstrează că este o particulă reală.

Decay β^+ este însoțit de un alt tip de dezintegrare numită K-capture. Nucleul unui atom poate capta unul dintre electronii săi, de obicei cel de la cele mai apropiate niveluri de energie.

Absorbit de nucleu, electronul se unește cu un proton, care se transformă într-un neutron odată cu emisia unui neutrino.

Nuclidul se schimbă în alți nouă, unul mai mic ca număr atomic, dar cu aceeași masă, deoarece numărul total de nucleoni nu se modifică. Există, totuși, o rearanjare a electronilor în învelișul K, însoțită de emisia de radiație K.

Dezintegrarea β este larg răspândită; cel mai ușor nuclid activ este un izotop al tritiului. S-a demonstrat experimental (prin deviația efectuată în câmpuri electrice și magnetice) că particulele β sunt electroni, ceea ce determină că dezintegrarea are loc conform schemei:



Prezența antineutrului electronic este cerută de conservarea numărului de leptoni și a spinului; această prezență este în conformitate cu alte legi de conservare.

Atât electronul, cât și antineutrul nu preexistă în nucleu, ci se formează chiar în momentul emisiei.

Legea conservării masei este: $m_{OX} > m_{OY} + m_{oe}$

sau prin înlocuirea maselor atomilor, avem:

$MOX - Zm_{oe} > MOY - (Z + 1)m_{oe} + m_{oe}$

În urma simplificărilor operate acolo, obținem condiția dezintegrării:

$MOX > MOY$

Conservarea impulsului generează: $p_{\beta} + p_{\nu} + p_Y = 0$

Dezintegrarea β^- apare în mulți nuclizi, cel mai ușor emițător este: ${}^A_Z X \rightarrow {}^A_{Z+1} Y + {}^0_{-1} \beta + {}^0_0 \nu$

Particulele β^+ sunt pozitroni, de unde **schema dezintegrării β^+** este: ${}^A_Z X \rightarrow {}^A_{Z-1} Y + {}^0_{+1} \beta + {}^0_0 \nu$

Dacă aplicăm legea conservării masei totale, obținem: $m_{\text{ox}} > m_{\text{oy}} + m_{\text{oe}}$

Putem înlocui cu masele atomilor; atunci avem: $M_{\text{ox}} - Z m_{\text{oe}} > M_{\text{oy}} - (Z-1) m_{\text{oe}} + m_{\text{oe}}$

Din aceasta formula putem obține condiția necesară dezintegrării: $M_{\text{ox}} > M_{\text{oy}} + 2 m_{\text{oe}}$

DEZINTEGRAREA γ

Natura electromagnetică a radiațiilor γ a fost demonstrată prin experimente de absorbție și difracție. Spre deosebire de radiațiile luminoase și razele X, razele γ sunt emise din nucleu și nu din învelișul electronic al atomului și au o frecvență mai mare (6×10^{20} Hz) ceea ce explică energia și puterea lor de penetrare mare. În schimb, au o putere de ionizare redusă.

Atenuarea lor este dată de o lege exponențială comparabilă cu legea absorbției razelor X.

Majoritatea izotopilor radioactivi emit radiații însoțite fie de γ radiații α , fie de radiații β . Deoarece elementele sunt de obicei amestecuri de izotopi, cele trei raze apar împreună.

De fapt, radiația γ nu este emisă de radionuclidul de plumb, ci de unul dintre produșii săi de descompunere. În mod normal, nuclidul format prin dezintegrare α sau β se află în starea fundamentală, cu energie minimă. Este posibil ca particula α sau β să fie emisă la o energie cinetică mai mică decât energia maximă disponibilă; diferența este preluată de radionuclidul nou format care este astfel în stare excitată. Revenind la starea fundamentală, eliberează excesul de energie prin emisia de radiații γ .

Uneori, nuclidul excitat, rezultat din dezintegrare, revine la starea fundamentală, nu prin emisie γ , ci prin transferul excesului de energie către unul dintre electronii atomului. Fenomenul, numit conversie internă, se manifestă prin emisia de electroni de energie bine definită, însoțită de radiații X caracteristice. Electronii rezultați din conversia internă se deosebesc de cei rezultați din **dezintegrarea β** , deoarece sunt monoenergetici.

LEGEA DEZINTEGRĂRII RADIOACTIVE

Stabilirea legii dezintegrării radioactive a fost de la început o problema dificilă din două motive: dezintegrarea este un proces spontan care are loc întâmplător, de aceea a trebuit analizat în termeni statistici; în timp ce radioactivitatea unor elemente scade prin degradare, aceste elemente sunt susceptibile să-și manifeste prezența în urma dezintegrării multor alte elemente și, prin urmare, radioactivitatea crește. Remarcăm însă că pornind de la un nucleid radioactiv din care scoatem întotdeauna produsele de dezintegrare, radioactivitatea acestuia scade cu timpul în urma unei scăderi exponențiale. Dacă „ N ” este numărul de atomi radioactivi prezenți în momentul t , atunci într-un interval dt se va descompune dN atomi

$$dN = -\lambda \cdot N \cdot dt$$

unde „ λ ” este o constantă de proporționalitate caracteristică fiecărui element, numită constantă de dezintegrare radioactivă. Este numeric egal cu fracția de atomi care se dezintegrează într-o unitate de timp.

Prin integrarea ecuației $\int_{N_0}^N \frac{dN}{N} = -\lambda \int_0^t dt$; $\ln \frac{N}{N_0} = -\lambda t$; $N = N_0 \cdot e^{-\lambda t}$

unde „ N_0 ” este numărul de atomi prezenți la momentul inițial. Deoarece numărul de atomi care se descompun într-un moment dat depinde doar de numărul de atomi prezenți la momentul dat, se ajunge la concluzia că atomii sunt instabili și că ei se descompun întotdeauna spontan din această cauză. Procesul este statistic, nu este previzibil, nu știm ce atom se va dezintegra la un moment dat, dar știm exact numărul exact de atomi care se vor dezintegra într-o anumită perioadă.

Pentru a caracteriza radioactivitatea unui element se folosește o altă constantă „ T ”, timpul de înjumătățire; atomii unei substanțe radioactive se descompun prin emiterea de radiații radioactive. Termenul „timp de înjumătățire” desemnează timpul în care cantitatea acestor atomi radioactivi scade la jumătate.

Timpul de înjumătățire al diferitelor elemente este foarte variabil: de la $3,10^{-7}$ s pentru Po la $1,39,10^{10}$ ani pentru Th.

O altă constantă caracteristică a elementelor radioactive este durata lor medie de viață, care este egală cu inversul lui λ : $\tau = \frac{1}{\lambda}$

Dacă înlocuim în formula legii dezintegrării t cu τ , atunci avem durata medie de viață egală cu timpul după care numărul de nuclee „ N ” scade de „ e ” ori.

Activitatea unei probe radioactive este definită ca numărul de atomi din eșantion care se descompun într-o unitate de timp:

$$\Phi = -\frac{dN}{dt} = \lambda N = \lambda N_0 e^{-\lambda t} = \Phi_0 e^{-\lambda t}$$

Un lanț de dezintegrare/lanț radioactiv/dezintegrare în cascadă

Când am stabilit legea dezintegrării, am considerat că elementul rezultat este un izotop. În cele mai multe cazuri, produsele de descompunere radioactive sunt, de asemenea, radioactive. În acest caz, legea poate fi generalizată după cum urmează: Având în vedere doi nuclizi radioactivi cu constante de dezintegrare λ_1 și λ_2 , care la un moment dat au activitățile $\phi_1 = \lambda_1 N_1$ și $\phi_2 = \lambda_2 N_2$. Activitatea izotopului derivat poate fi descrisă astfel:

Dacă notăm cu $N_1(0)$ și $N_2(0)$ numărul de nuclizi prezenți la momentul inițial, obținem ecuația: care se generează prin integrare, cu condiția ca în momentul inițial să fie doar atomi ai primului izotop: numărul de atomi de N_2 generați crește cu timpul, atinge o valoare maximă, iar apoi scade.

Dacă elementul generator are o durată de viață scurtă față de cel derivat ($\lambda_1 < \lambda_2$), cantitatea de produs derivat crește rapid, atinge o valoare maximă și scade din nou. Această scădere este o funcție a valorii lui λ_1 . Izotopul generator dispare rapid din amestec și după un anumit timp $t > t_{\max}$, $e^{-\lambda_1 t}$ poate fi neglijat față de $e^{-\lambda_2 t}$ și, în consecință, avem:

sau:

Raportul tinde spre infinit.

Atunci când izotopul generatorului are o durată de viață mai mare decât cea derivată ($\lambda_1 < \lambda_2$), vor exista întotdeauna ambii izotopi în amestec, unul acumulându-se pe celălalt. După un timp suficient de lung putem considera $e^{-\lambda_1 t}$ și, în consecință, avem

unde: $\lambda_1 N_1 = \lambda_2 N_2 = \text{cst}$

Aceasta este ecuația care definește echilibrul regimului pentru cei doi izotopi radioactivi.

Dacă prima substanță are timpul de înjumătățire mai mare decât a doua ($\lambda_1 < \lambda_2$), atunci valoarea lui λ_1 poate fi neglijată în ecuație și, prin urmare, obținem

$$\text{Sau } \lambda_1 N_1 = \lambda_2 N_2 = \text{cst}$$

Ecuația cunoscută sub numele de „ecuația de echilibru secular” arată că numărul de nuclizi care se descompun într-o unitate de timp este egal cu numărul de nuclizi nou formați în același timp.

Raportul dintre cantitatea de radionuclizi existente în fiecare substanță radioactivă și timpul de înjumătățire respectiv face posibilă determinarea uneia dintre aceste mărimi fizice pentru o anumită probă de izotopi, dacă se cunosc valorile pentru un alt termen al seriei radioactive.

Măsura în care legea este aplicabilă depinde de relația dintre timpul de înjumătățire și timpul scurs de începere a degradării. De aici este posibil să se calculeze vârsta Pământului, care are aproape aceeași valoare ca „T” pentru uraniu; aceste rezultate sunt posibile datorită plumbului (cu ajutorul căruia se determină seria) care are $T = \infty$ și nu este niciodată în echilibru cu uraniul. Toți ceilalți termeni din serie au timpi de înjumătățire mai scăzuți, așa că în ultimele trei miliarde de ani a existat un echilibru perfect între uraniu și ceilalți izotopi.

Toți izotopii radioactivi naturali sunt grupați în patru serii: trei serii radioactive naturale și o serie artificială:

SERIA URANIULUI

SERIA THORIUM

SERIA ACTINIUM

SERIA NEPTUNIUM.

Fiecare serie este compusa dintr-un element radioactiv greu, cap de serie ($A > 200$) si alte elemente radioactive, din ce in ce mai usoare, care se formeaza prin dezintegrari succesive; fiecare serie se termina cu un izotop stabil. Seria neptunium nu este naturală, este produsă artificial și i s-a dat numele de „neptunium” deoarece este termenul cu cea mai lungă perioadă de viață.

Deoarece fiecare serie este formată din dezintegrari unde numărul de masă variază cu patru unități și din dezintegrari unde numărul de masă nu se modifică, rezultă că numerele de masă ale termenilor unei serii radioactive au forma $A = 4n + a$; „n” este un număr întreg ($n \geq 59$) iar „a” are valoarea 2,0,3, respectiv 1 pentru cele patru serii.

În natură, există încă unii nuclizi radioactivi care nu se încadrează într-o serie; sunt mult mai ușoare și slab radioactive: de exemplu, K ($\beta +$ radioactivitate), Sm (α radioactivitate), Lu și Rb (β^- radioactiv).

SERIA DE DEZINTEGRARE A THORIULUI (TH) este formată din izotopi cu masa atomică exprimată de numere divizibile cu 4 (seria $4n$, Figura 248)

SERIA NEPTUNIULUI (Np) este formată din izotopi cu masa atomică exprimată de numere având forma $4n + 1$, (Figura 249);

SERIA URANIULUI (U) este formată din izotopi cu masa atomică exprimată de numere având forma $4n + 2$, (Figura 250);

SERIA PLUTONIULUI (SE MAI NUMEȘTE SERIA ACTINIULUI) este formată din izotopi cu masa atomică exprimată de numere având forma $4n + 3$, (Figura 251).

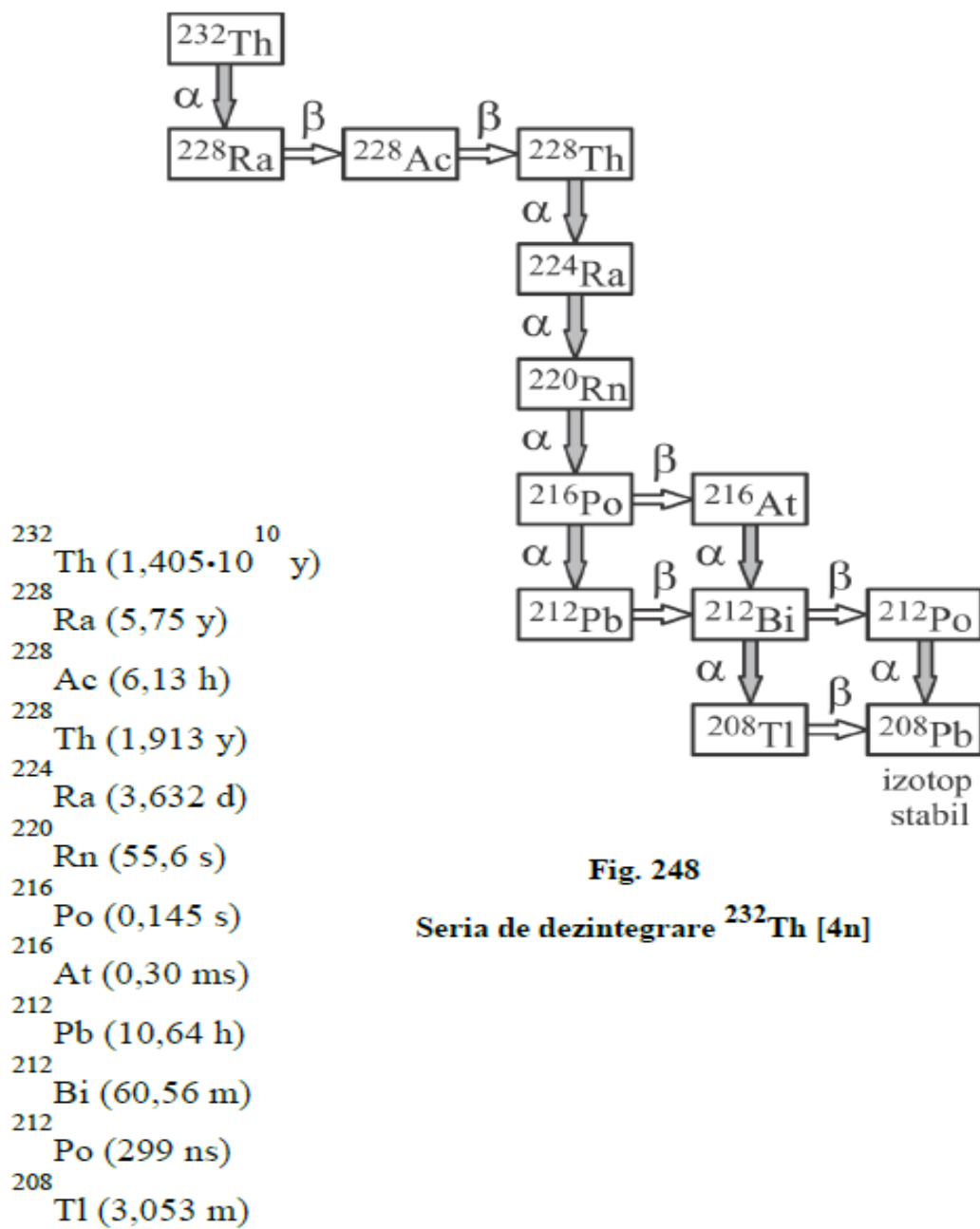


Fig. 248
 Seria de dezintegrare ^{232}Th [4n]

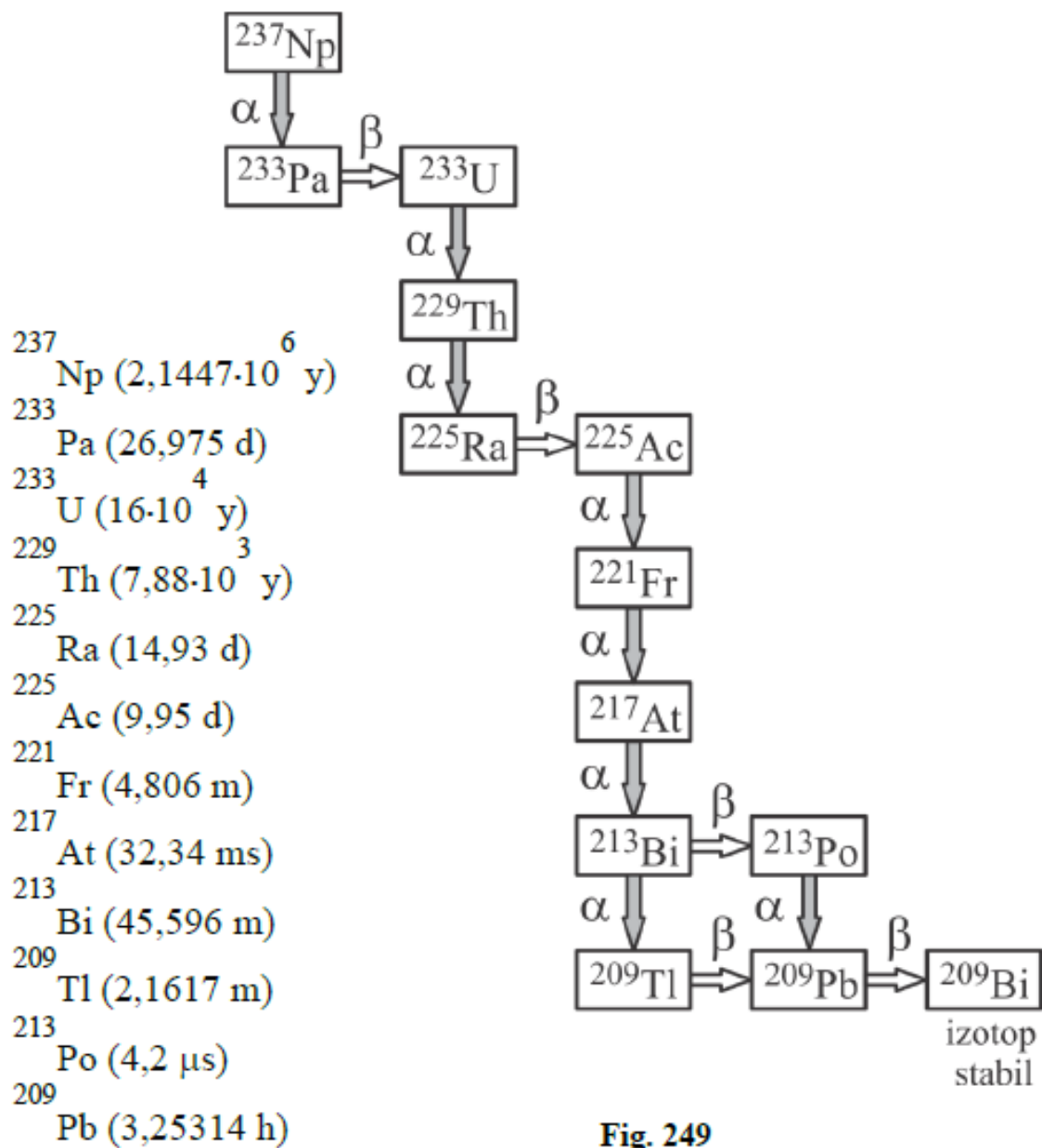


Fig. 249

Seria de dezintegrare ^{237}Np [4n+1]

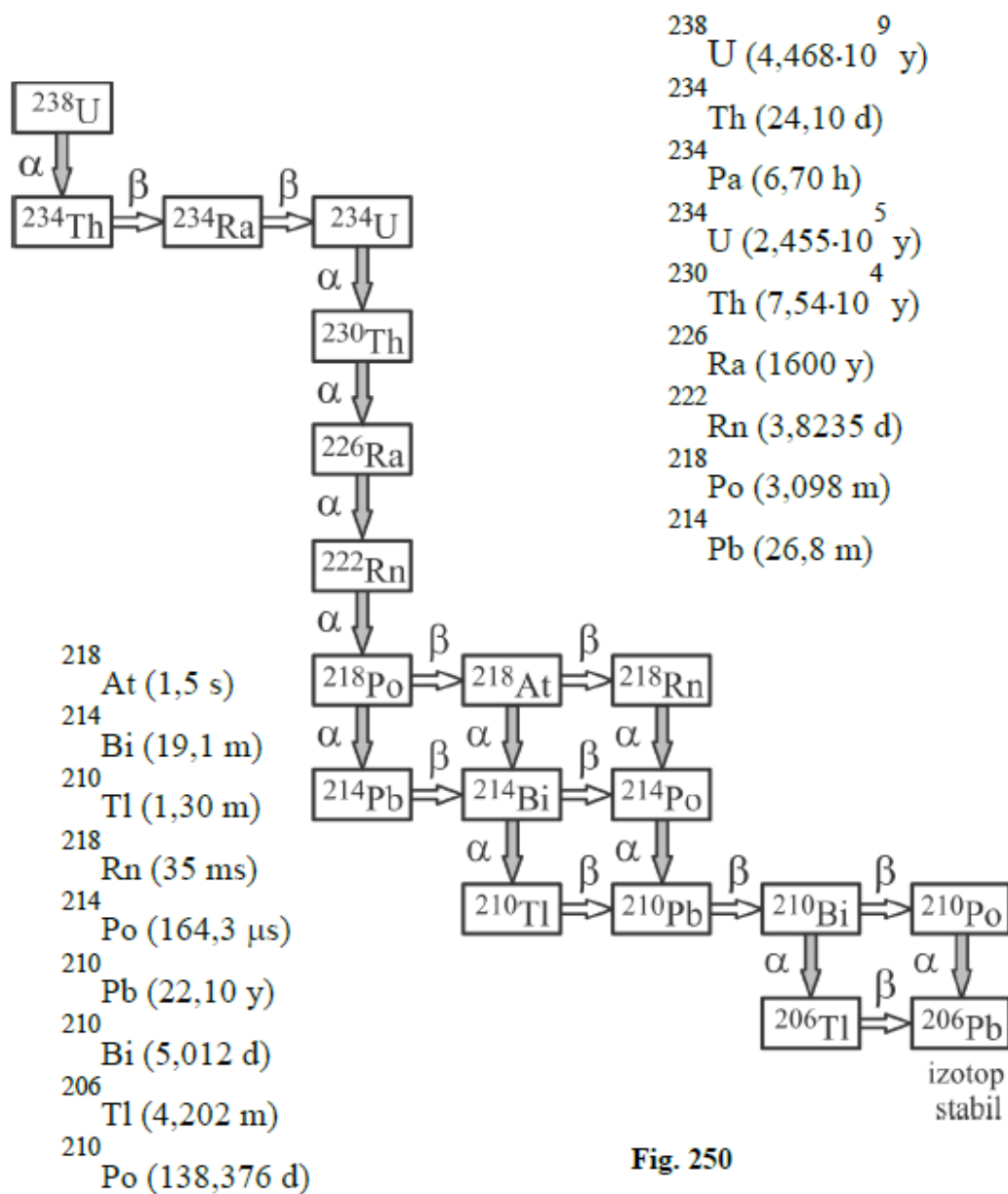
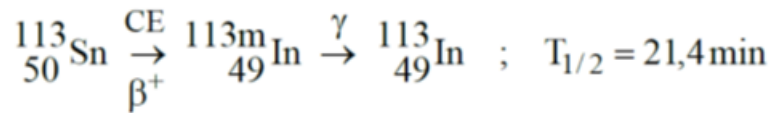
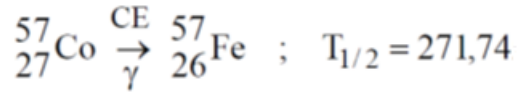


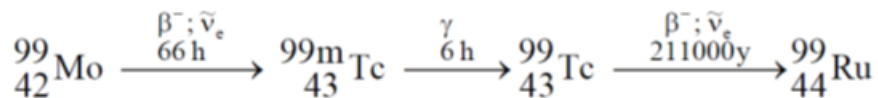
Fig. 250
 Seria de dezintegrare ^{238}U [4n+2]



transformarea prin captarea de electroni a izotopului ${}_{49}^{113}\text{Sn}$ într-un izotop metastabil ${}_{49}^{113\text{m}}\text{In}$ utilizat pentru determinarea fracției de ejecție a ventriculului stâng al inimii



Transformarea captării de electroni a izotopului ${}_{27}^{57}\text{Co}$ utilizat pentru monitorizarea absorbției vitaminei B12 - testul Schilling



Formarea și dezintegrarea izotopului Tc utilizat pentru investigațiile bolilor pulmonare

Au fost prezentate procesele nucleare de formare și dezintegrare a unor izotopi radioactivi și domeniile medicale de utilizare a acestor mai mulți izotopi radioactivi,

RADIOFARMACEUTICELE

RADIOFARMACEUTICELE sau radiocomponentele medicinale sunt un grup de medicamente care conțin izotopi radioactivi.

Radiofarmaceuticele pot fi utilizate ca agenți de diagnostic și terapeutici.

Radiofarmaceuticele emit ele însele radiații, care este diferită de mediile de contrast care absorb sau modifică electromagnetismul extern sau ultrasunetele.

Radiofarmacologia este ramura farmacologiei care este specializată în acești agenți.

Grupul principal al acestor compuși sunt radiotraceri folosiți pentru diagnosticarea disfuncției în țesuturile corpului.

Deși nu toți izotopii medicali sunt radioactivi, medicamentele radiofarmaceutice sunt cele mai vechi și mai frecvente astfel de medicamente.

Un TRASATOR RADIOACTIV, UN RADIOTRACER sau o etichetă radioactivă este un compus chimic în care unul sau mai mulți atomi au fost înlocuiți de un radionuclid, astfel încât, în virtutea degradării sale radioactive, acesta poate fi utilizat pentru a explora mecanismul reacțiilor chimice urmărind calea pe care radioizotopul urmează de la reactanți la produse.

Radiofarmaceutice tipice:

- Calciu-47
- Carbon-11
- Carbon-14
- Crom-51
- Cobalt-57
- Cobalt-58
- Erbiu-169
- Fluor-18
- Galiu-67
- Galiu-68
- Hidrogen-3
- Indiu-111
- Iod-123
- Iod-125
- Iod-131
- Fier-59
- Krypton-81m
- Lutețiu-177
- Azot-13
- Oxigen-15
- Fosfor-32
- Radiu-223
- Rubidiu-82
- Samariul-153
- Seleniu-75
- Sodiu-22
- Sodiu-24
- Stronțiu-89
- Tehnețiu-99m
- Taliu-201
- Xenon-133
- Ytriu-90

⁴⁷Ca emite radiații beta și gama

Nume	Ancheta	Modul de administrare	<i>In-vitro / in-vivo</i>	Imagistic / non-imagistică
Ca-47-Ca ²⁺	metabolismul osos	Mod de administrare intravenos	<i>In vitro</i>	non-imagistică

⁵¹Cr emite radiații gamma

Nume	Ancheta	Modul de administrare	<i>In-vitro / in-vivo</i>	Imagistic / non-imagistică
Cr51- scanarea volumului inimii/sângelui	Scanarea volumului eritrocitelor cardiace; locurile de sechestru; pierderi de sânge gastrointestinale	intravenos	<i>In vitro</i>	non-imagistică
Cr51-Cr3 ⁺	Pierderea proteinelor gastrointestinale	intravenos	<i>In vitro</i>	non-imagistică
Cr51-EDTA (acid etilendiaminotetraacetic)	Măsurarea ratei de filtrare glomerulară	intravenos	<i>In vitro</i>	non-imagistică

¹¹C este un emițător de pozitroni

Nume	Ancheta	Modul de administrare	<i>In-vitro / in-vivo</i>	Imagistic / non-imagistică
C11-L-metil-metionină	imaginea tumorilor cerebrale Imaginea paratiroidi	intravenos	<i>In-vivo</i>	Imagistic

¹⁴C emite radiații beta

Nume	Ancheta	Modul de administrare	<i>In-vitro / in-vivo</i>	Imagistic / non-imagistică
C14-acid glicolic	Test de respirație pentru creșterea bacteriană intestinală subțire	Oral	<i>In vitro</i>	non-imagistică
C14-PABA (acid para-amino benzoic)	Studii pancreatice	Oral	<i>In vitro</i>	non-imagistică
C14-Uree	Test respirator pentru detectarea <i>Helicobacter pylori</i>	Oral	<i>In vitro</i>	non-imagistică
C14-d-xiloză	Test de respirație pentru creșterea bacteriană intestinală subțire	Oral	<i>In vitro</i>	non-imagistică

¹⁸F este un emițător de pozitroni cu un timp de înjumătățire plasmatică de 109 minute. Este produs în ciclotroni medicali, de obicei din oxigen-18, și apoi atașat chimic la un medicament.

Nume	Ancheta	Modul de administrare	<i>In-vitro / in-vivo</i>	Imagistic / non-imagistică
F18-FDG (fluorodeoxiglucoză)	Imagini tumorale Imaginile miocardice	IV	<i>In-vivo</i>	Imagistic
F18-fluorura de sodiu	Imagini ale sistemului osos	IV	<i>In-vivo</i>	Imagistic
F18-Fluorocolină	Imaginile tumorii de prostată	IV	<i>In-vivo</i>	Imagistic
F18-Desmetoxifalipridă	Imaginile receptorilor de dopamină	IV	<i>In-vivo</i>	Imagistic

⁶⁷Ga (Galiu) emite radiații gamma.

O scanare cu galiu este un tip de test de medicină nucleară care utilizează fie un produs radiofarmaceutic galiu-67 (⁶⁷Ga) sau galiu-68 (⁶⁸Ga) pentru a vizualiza un anumit tip de țesut sau starea bolii a țesutului. Pot fi utilizate săruri de galiu, cum ar fi citratul de galiu și nitratul de galiu. Forma sării nu este importantă deoarece ionul de galiu liber dizolvat Ga³⁺ este activ. Atât sărurile ⁶⁷Ga cât și ⁶⁸Ga au mecanisme de absorbție similare. Galiul poate fi folosit și în alte forme, de exemplu ⁶⁸Ga-PSMA este folosit pentru imagistica cancerului. Emisia gamma de galiu 67 este fotografiată de o cameră gamma, în timp ce emisia de pozitroni de galiu 68 este fotografiată de tomografia cu emisie de pozitroni (PET).

Nume	Ancheta	Modul de administrare	<i>In-vitro / in-vivo</i>	Imagistic / non-imagistică
Ga67-Ga ³⁺	Imaginile tumorale	IV	<i>In-vivo</i>	Imagistic
Ga67-Ga ³⁺	Imagini despre infecții/inflamații	IV	<i>In-vivo</i>	Imagistic

⁶⁸Ga este un emițător de pozitroni, cu un timp de înjumătățire de 68 de minute, produs prin eluția (eluția este procesul de extragere a unui material dintr-altul prin spălare cu un solvent) a germaniului-68 într-un generator de galiu-68.

Nume	Ancheta	Modul de administrare	<i>In-vitro / in-vivo</i>	Imagistic / non-imagistică
Ga68-Dotatoc sau Dotatate	Tumora neuroendocrină Imagistica	IV	<i>In-vivo</i>	Imagistic
Ga68-PSMA	Imagistica cancerului de prostată	IV	<i>In-vivo</i>	Imagistic

Iodul-123 (I-123) este un emițător gamma . Este folosit doar în scopuri de diagnostic deoarece radițiile sale sunt penetrante și de scurtă durată.

Nume	Ancheta	Modul de administrare	<i>In-vitro</i> / <i>in-vivo</i>	Imagistic non-imagistică
I123-Iodură	Captarea tiroidiană	Orală sau IV	<i>In-vivo</i>	non-imagistică
I123-Iodură	Imagistica tiroidiană Imagistica metastazelor tiroidiene	Orală sau IV	<i>In-vivo</i>	Imagistic
I123-o-Iodohipurat	Imagistica renală	IV	<i>In-vivo</i>	Imagistic
I123-MIBG (m-iodobenzilguanidină)	Imagistica tumorii neuroectodermice	IV	<i>In-vivo</i>	Imagistic
I123-FP-CIT	Imagistica SPECT a bolii Parkinson	IV	<i>In-vivo</i>	Imagistic

Iod-125: ¹²⁵I este un emițător gamma cu un timp de înjumătățire lung de 59,4 zile (cel mai lung dintre toți iodurile radioactive utilizate în medicină). Iodul-123 este preferat pentru imagistică, astfel încât I-125 este utilizat pentru diagnostic numai atunci când testul necesită o perioadă mai lungă de pregătire a radiofarmaceuticului și de urmărire, cum ar fi o scanare cu fibrinogen pentru a diagnostica coagularea. Radiația gamma creată de I-125 are o penetrare medie, ceea ce o face mai utilă ca izotop terapeutic pentru implantarea brahiterapiei a capsulelor radioizotopice pentru tratamentul cancerului local.

Nume	Ancheta	Calea de administrare	<i>In-vitro</i> / <i>in-vivo</i>	Imagistica / non-imagistica
I125-fibrinogen	Imagistica cheagurilor	IV	<i>In-vivo</i>	Imagistica

Iodul -131 - ¹³¹I este un emițător beta și gamma. Este utilizat atât pentru distrugerea țesutului cancerului tiroidian, cât și pentru cancerul tiroidian (prin radiații beta, care este cu rază scurtă), precum și pentru alte țesuturi neuroendocrine atunci când este utilizat în MIBG. Poate fi văzut și de o cameră gamma și poate servi ca imagistică de diagnostic atunci când se încearcă și se tratează în același timp. Iodul-123 este preferat atunci când se dorește doar imagistica.

Ca Tratament

Nume	Tratament	Modul de administrare
I131- Iodura	Tireotoxicoza	IV sau oral
I131- Iodura	gușă netoxică	IV sau oral
I131- Iodura	Carcinom tiroidian	IV sau oral
I131-MIBG (m-iodobenzilguanidină)	Boală malignă	IV

⁵⁹Fe emite radiații beta și gamma

Nume	Ancheta	Calea de administrare	<i>In-vitro</i> / <i>in-vivo</i>	Imagistica/neimaginarea substantei radioactive
Fe ⁵⁹ -Fe ²⁺ sau Fe ³⁺	Metabolismul Fierului	IV	<i>In vitro</i>	Non-imaging

⁸¹Kr^m emite radiații gamma

Nume	Ancheta	Calea de administrare	<i>In-vitro</i> / <i>in-vivo</i>	Imagistica/neimaginarea substantei radioactive
Kr ^{81m} -Gaz	Imagistica ventilației pulmonare	Inhalare	<i>In-vivo</i>	Imagistica
Kr- ^{81m} - in solutie apoasa	Imagistica perforației pulmonare	IV	<i>In-vivo</i>	Imagistica

Lutețiu-177

Lu¹⁷⁷ emite radiații beta

Nume	Tratament pentru	Modul de administrare	<i>In-vitro</i> / <i>in-vivo</i>
¹⁷⁷ Lu-DOTA-TATE	(GEP-NET-uri) Tumori neuroendocrine pancreatice gastro-entero	IV	<i>In-vivo</i>

DOTA-TATE (DOTATATE, DOTA-octreotat, oxodotreotidă, DOTA-(Tyr3)-octreotat și DOTA-0-Tyr3-Octreotate) este o peptidă de aminoacizi, cu un chelator bifuncțional DOTA legat covalent. DOTA-TATE poate fi legat cu radionuclizi precum galiu-68 și lutețiu-177 pentru a forma produse radiofarmaceutice pentru imagistica PET sau terapia cu radionuclizi. Terapia DOTATATE ¹⁷⁷Lu este o formă de terapie cu radionuclizi cu receptori peptidici (PRRT) care vizează receptorii de somatostatina (SSR). În această formă de aplicare este o formă de administrare țintită a medicamentului.

¹³N (Azot-13) emite pozitroni

¹⁵O emite pozitroni

⁸²Rb (Rubidiu-82) emite pozitroni și radiații gamma

³²P (fosfor-32) emite radiații beta

²²³Ra (Radium-223) este un emițător alfa.

Număr	Investigație	Mod de administrare	<i>In-vitro / in-vivo</i>	Imagistică / non-imaging
N13-Amoniac	Imagistica fluxului sanguin miocardic	IV	<i>In-vivo</i>	Imagistica
O15-Apa	Imagistica fluxului sanguin cerebral Imagistica fluxului sanguin miocardic	bolus IV	<i>In vivo</i>	Imagistica
Rb-82 clorură	Miocardic imagistica	IV		

Nume	Tratament pentru	Mod de administrare
P32- fosfat	Policitemie și tulburări asociate	IV sau oral
Ra223 cation (223RaCl ₂)	cancer osos - metastaze	IV

⁷⁵Se (seleniu-75) emite radiații gamma

²²Na (sodiu-22) radiații gamma și pozitroni

²⁴Na (sodiu-24) emite radiații gamma și beta s

⁸⁹Sr (Stronțiu-89) emite radiații beta .

Nume	Ancheta	Mod de administrare	<i>In-vitro / in-vivo</i>	Imagistică / non-imaging
Se75-Selenorcolesterol	Imagistica glandei suprarenale	IV	<i>In-vivo</i>	Imagistica
Se75-SeHCAT (23-Seleno-25-homo-tauro-colat)	Absorbția sărurilor biliare	Oral	<i>In-vivo</i>	Imagistica

Na22-Na+	Studii electrolitice	Orală sau IV	<i>In vitro</i>	Non-imaging
Na24-Na+	Studii electrolitice	Orală sau IV	<i>In vitro</i>	Non-imaging

Nume	Tratament pentru	Mod de administrare
Sr89- clorura	Metastaze osoase	IV

Tehnețiul-99m (99mTc) este izomerul nuclear metastabil al tehnețiului-99 (însuși un izotop al tehnețiului), simbolizat ca 99mTc, care este utilizat în zeci de milioane de proceduri de diagnostic medical anual, făcându-l cel mai frecvent utilizat radioizotop medical.

Tehnețiul-99m este folosit ca traser radioactiv și poate fi detectat în organism prin echipamente medicale (camere gamma).

Emite raze gamma ușor detectabile cu o energie fonică de 140 keV (acești fotoni la 8,8 pm au aproximativ aceeași lungime de undă cu cea emisă de echipamentele convenționale de diagnosticare cu raze X) și timpul de înjumătățire pentru emisia gamma. este de 6,0058 ore (ceea ce înseamnă că 93,7% din aceasta se reduce la 99Tc în 24 de ore). Timpul fizic de înjumătățire relativ „scurt” al izotopului și timpul său biologic de înjumătățire de 1 zi (în ceea ce privește activitatea umană și metabolismul) permite proceduri de scanare care colectează rapid date, dar mențin expunerea totală la radiații a pacientului.

Aceleași caracteristici fac ca izotopul să fie adecvat numai pentru uz diagnostic, dar niciodată terapeutic. Tehnețiul-99m a fost descoperit ca produs al bombardamentului cu molibden în ciclotron. Această procedură a produs molibden-99, un radionuclid cu un timp de înjumătățire mai mare (2,75 zile), care se degradează la Tc-99m.

Astăzi, molibdenul-99 (Mo-99) este utilizat comercial ca o sursă ușor transportabilă de Tc-99m utilizat medical. La rândul său, acest Mo-99 este de obicei creat comercial prin fisiunea uraniului foarte îmbogățit în cercetările învechite și testarea materialelor în reactoare nucleare din mai multe țări.

Nume	Ancheta	Mod de administrare
Tc99m-pertehnetat	imagistica tiroidiană Imagistica și imagistica glandelor salivare a stomacului Imagistica diverticulului Meckel Imagistica creierului Cistograma micturatoare Mai întâi treceți imagistica fluxului sanguin Imagistica fluxului sanguin periferic în prima trecere	IV
Tc99m-pertehnetat	imagistica lacrimală	Picături în ochi
Tc99m- albumină umană	Imagistica sângelui cardiac	IV
Tc99m- albumină umană	Imagistica vasculară periferică	IV
Tc99m- albumină umană macroagregate sau microsferă	Imagistica de perfuzie pulmonară	IV
Tc99m- albumina umana macroagregate sau microsferă	Imagistica de perfuzie pulmonară cu venografie	IV

Tc99m- Fosfonați și fosfați (MDP/HDP)	Imagistica osoasă	IV
Tc99m- Fosfonati si fosfati	Imagistica miocardică	IV
Tc99m-DTPA (acid dietilentriaminpenta-acetic)	Imagistica renală Mai întâi treceți studiile fluxului sanguin imagistica creierului	IV
Tc99m-DTPA (acid dietilentriaminpenta-acetic)	Imagistica ventilației pulmonare	Aerosoli inhalatii
Tc99m-DMSA(V) (acid dimercaptosuccinic)	Imagistica tumorii	IV
Tc99m-DMSA(III) (acid dimercaptosuccinic)	Imagistica renală	IV
Tc99m-Coloidal	Imagistica măduvei osoase Hemoragii gastrointestinale	IV
Tc99m-Coloidal	Imagistica ganglionilor limfatici	Interstițial
Tc99m-Coloidal	Imagistica tranzitului esofagian și Imagistica refluxului gastroesofagian Imagistica golirii gastrice	Oral
Tc99m-Coloidal	Imagistica lacrimală	Picături în ochi
Tc99m-HIDA (acid iminodiacetic hepatic)	Imagistica funcționării sistemului biliar	IV
Tc99m- Globule roșii denaturate (denaturate prin căldură).	Volumul celulelor roșii Imagistica splinei	IV
Tc99m - globule roșii	Sângerări gastrointestinale Imagistica vasculară periferică Imagistica sistemului vascular periferic	IV
Tc99m-MAG3 (mercaptoacetiltriglicină)	Imagistica renală Imagistica fluxului sanguin de primă trecere	IV
<u>Tc99m-Exametazima (HMPAO)</u>	Imagistica cerebrală a fluxului sanguin	IV
Leucocite marcate cu Tc99m-exametazimă	Imagistica infectiilor si inflamatiei	IV
Tc99m-Sestamibi (MIBI - metoxi izobutil izonitrit)	Imagistica paratiroidiana Imagistica tumorală nespecifică Imagistica tumorală nespecifică imagistica sanilor imagistica miocardică	IV
Tc99m-Sulesomab (IMMU-MN3 murin Fab'-SH fragment de anticorp monoclonal antigranulocit)	Imagistica infecțiilor/inflamațiilor	IV
Tc99m-Tehnegas	Imagistica ventilației pulmonare	Inhalare
Tc99m- imunoglobulinei umane	Imagistica infecțiilor/inflamațiilor	IV
Tc99m-Tetrofosmin	Imagistica paratiroidiana Imagistica miocardică	IV

Tc99m-ECD (dimer de cisteinat de etil)	Imagistica craniană	IV
--	---------------------	----

UN RADIOLIGAND este o substanță biochimică radioactivă (în special, un ligand care este marcat radioactiv) care este utilizată pentru studiul de diagnosticare sau orientat spre cercetare a sistemelor receptorilor din organism.

Într-o aplicație de neuroimagică, radioligandul este injectat în țesutul relevant sau perfuzat în fluxul sanguin. Se leagă de receptorul său.

Când izotopul radioactiv din ligand se descompune, acesta poate fi măsurat prin tomografie cu emisie de pozitroni (PET) sau tomografie computerizată cu emisie de fotoni unici (SPECT).

În sistemele in vivo este adesea folosit pentru a cuantifica legarea unei molecule de testare la situsul de legare a radioligandului.

Cu cât afinitatea moleculei este mai mare, cu atât mai mult radioligand este deplasat de la locul de legare și creșterea dezintegrării radioactive poate fi măsurată prin scintigrafie.

Acest test este utilizat în mod obișnuit pentru a calcula constanta de legare a moleculelor receptorului.

Transportul radioligandului este descris de cinetica receptorului

Izotopii radioactivi cei mai des utilizați sunt

Tritiu, 3H

Carbon-14, 14C

Sulf-35, 35S

Iod - 131, 131I

Fluor -18, 18F

Tehnețiu -99m, 99mTc

Cupru -64, 64Cu

În tomografia cu emisie de fotoni PET, izotopii sunt adesea utilizați pentru cazurile de imagistică moleculară

fluor -18,

carbon -11,

cupru -64 . Tritiu, 3H

Carbon-14, 14C

Sulf-35, 35S

Iod - 131, 131I

Fluor -18, 18F

Tehnețiu -99m, 99mTc

Cupru -64, 64Cu

În tomografia cu emisie de fotoni PET, izotopii sunt adesea utilizați pentru cazurile de imagistică moleculară

fluor -18,

carbon -11,

cupru -64 .

Radioliganzii pot fi construiți pentru a se lega selectiv la un neuroreceptor specific sau un transportor de neurotransmițător.

¹C - WAY-100635 pentru receptorul 5-HT1A

N(1)-([¹¹C]-metil)-2-Br-LSD ([¹¹C]-MBL) pentru receptorul 5-HT2

¹⁸F-altanserina și ¹⁸F-setoperonă pentru receptorul 5-HT2A

¹¹C - ketanserina și tritiat de ketanserina

¹¹C - DASB pentru receptorul transportor al serotoninei

3H-WIN55,212-2 pentru receptorul canabinoid

[¹¹C] flumazenil pentru receptorul GABAA

(+)PHNO pentru receptorul de dopamină D2

[¹¹C] raclopridă pentru receptorul dopaminergic D2.

LISTA RADIOTRACORELOR utilizate în tomografia cu emisie de pozitroni (PET). Aceștia sunt compuși chimici în care unul sau mai mulți atomi au fost înlocuiți cu un radioizotop care emite pozitroni de scurtă durată.

În Cardiologie

[¹⁵O] apă

[¹³N] amoniac

[⁸²Rb] Clorura de Rubidiu-82

[¹¹C] Acetat (utilizat și în oncologie)

Neurologie

[¹¹C] 25B-NBOMe (Cimbi-36)

[¹⁸F] Altanserin

[¹¹C] Carfentanil

[¹¹C] DASB

[¹¹C] DTBZ sau [¹⁸F]Fluoropropil-DTBZ

[¹⁸F]Fallypride

[¹⁸F]Florbetaben

[¹⁸F] Flubatine

[¹⁸F]Fluspidină

În Neurologie

[¹⁸F] Florbetapir

[¹⁸F] sau [¹¹C] Flumazenil

[¹⁸F] Flutemetamol

[¹⁸F] Fluorodopa

[¹⁸F] Desmetoxifalipridă

[¹⁸F] Mefway

[¹⁸F] MPPF

[¹⁸F] Nifene

[¹¹C] Complexul B din Pittsburgh

[¹¹C] Raclopridă

[¹⁸F] Setoperone

[¹⁸F] sau [¹¹C] N-metilspiperonă

[¹¹C] Verapamil

În Oncologie

[18F] Fludeoxiglucoză (18F) (FDG)-analog de glucoză
[11C] Acetat
[11C] Metionină
[11C] colină [3]
[18F] Fluciclovină [4]
[18F] Fluorocolină
[18F] FET
[18F] FMISO
[18F] Fluorotimidină F-18
[64Cu] Cu-ETS2
[68Ga] DOTA-pseudopeptide
[68Ga] PSMA
[68Ga] CXCR4- în cancerele hematologice

Boli infecțioase

[18F] Fluorodeoxisorbitol (SDS)

IZOTOPI MEDICALI

Un izotop medical este un izotop folosit în medicină.

Primele utilizări ale izotopilor în medicină au fost în radiofarmaceutice, iar aceasta este încă cea mai frecventă utilizare. Cu toate acestea, mai recent, au intrat în folosință izotopi stabili separați.

Exemple de izotopi medicali neradioactivi sunt:

- Deuteriu în medicamentele deuterate
- Carbon-13 utilizat în testarea funcției hepatice și metabolice.

EXEMPLU DE MEDICAMENTE:

- **Kit de preparat radiofarmaceutic Myoview 230 micrograme Tetrofosmin Prospectus: informații pentru utilizator**
Ce este Myoview și pentru ce se folosește ???
Acest medicament este doar pentru uz diagnostic.
Este folosit doar pentru a ajuta la identificarea bolii.
Myoview este un medicament „radiofarmaceutic”.
Se administrează înainte de scanare și ajută o cameră specială utilizată în scanare să vadă în interiorul unei părți a corpului.
Conține o substanță activă numită „tetrofosmin”.
Acesta este amestecat cu un ingredient radioactiv numit „tehnețiu 99m” înainte de a fi utilizat.
Odată administrat poate fi văzut din exteriorul corpului de o cameră specială folosită la scanare.
Scanarea poate ajuta medicul să vadă cât de bine funcționează inima sau să vadă amploarea leziunilor inimii după un atac de cord.
Alte persoane li se administrează acest medicament înainte de o scanare pentru a examina umflăturile la sân.
Medicul sau asistenta vă vor explica despre partea corpului dumneavoastră care va fi scanată
- **Kit Technescan Sestamibi 1 mg pentru preparate radiofarmaceutice. [Tetrakis(2-metoxi-2-metilpropil-1-izocianidă)cupru(I)] tetrafluoroborat Prospect : Informații pentru pacient**

Acest medicament este un produs radiofarmaceutic numai pentru uz diagnostic. Technescan Sestamibi conține o substanță numită [tetrafluoroborat de [tetrakis(1-izocianidă-2-metoxi-2-metilpropil)cupru (I)]. Este utilizat pentru a studia funcția inimii și fluxul sanguin (perfuzie miocardică) prin crearea unei imagini a inimii (scintigrafie),

De exemplu, pentru a detecta atacurile de cord (infarctele miocardice) sau atunci când o boală determină o scădere a aportului de sânge către (o parte a) mușchiului inimii (ischemie).

Technescan Sestamibi este, de asemenea, utilizat pentru a diagnostica anomaliile ale sânilor, pe lângă alte metode de diagnosticare, atunci când rezultatele sunt neclare.

Technescan Sestamibi poate fi folosit și pentru a detecta poziția glandelor paratiroide hiperactive (glande care secretă hormonul care controlează valorile calciului din sânge).

Odată injectat, Technescan Sestamibi se acumulează temporar în anumite părți ale corpului.

Acest produs radiofarmaceutic conține o cantitate mică de radioactivitate, care poate fi detectată din exteriorul corpului folosind camere speciale.

Medicul dumneavoastră de medicină nucleară va face o fotografie (scintigrafie) a organului în cauză, care poate oferi medicului dumneavoastră informații prețioase despre structura și funcția acestui organ sau localizarea, de exemplu, a unei tumori.

Utilizarea Technescan Sestamibi implică expunerea la cantități mici de radioactivitate. Medicul dumneavoastră și medicul de medicină nucleară au considerat că beneficiul clinic obținut în urma procedurii care implică un preparat radiofarmaceutic depășește riscul prezentat de iradiere.

- ***IODURA DE SODIU (¹³¹ I) 0,333 MBq - 3,7 MBq capsule pentru diagnostic Iodura de sodiu [¹³¹ I]***

Acest medicament este doar pentru uz diagnostic.

Este folosit doar pentru a ajuta la identificarea bolii.

Capsulele de diagnostic cu iodură de sodiu sunt un medicament „radiofarmaceutic”.

Conține o substanță activă numită „iodură de sodiu”.

Odată administrat poate fi văzut din exteriorul corpului de o cameră specială folosită la scanare.

Scanarea poate ajuta medicul să vadă tumorile în glandele tiroide,

și pentru a vedea cât de bine răspunde o tumoră la tratament

sau dacă tumora s-a răspândit în alte părți ale corpului.

ULTRATECHNEKOW FM 2,08-41,58 GBq generator de radionuclizi Technetiu [99mT] PROSPECT: INFORMAȚII PENTRU UTILIZATOR

CE ESTE ULTRATECHNEKOW FM 2,08-41,58 GBQ ȘI PENTRU CE SE UTILIZEAZĂ

Acest medicament este utilizat numai pentru diagnostic.

UltraTechneKowFM este utilizat pentru a examina prin scanare diferite părți ale corpului, cum ar fi:

- *glanda tiroidă*
- *glandele salivare*
- *creierul*
- *Inima*
- *vasele*
- *ochii și canalele lacrimale*
- *hemoragiile gastrice și/sau intestinale*
- **Acest medicament este un generator care conține substanță radioactivă, din care poate deriva o altă substanță radioactivă.**
- **Substanța obținută poate fi amestecată cu o substanță neradioactivă și când este introdusă în organism se concentrează în anumite organe.**

- **Substanța radioactivă poate fi fotografiată din afara corpului, utilizându-se aparate de fotografiat speciale care surprind mai multe imagini prin metoda numită scanare. Această scanare arată distribuția radioactivității în interiorul organului și al organismului. De asemenea aceasta oferă medicului informații privind structura și funcționarea organului respectiv.**

HOTĂRÂREA NR. 23/2015 REFERITOARE LA ADOPTAREA GHIDULUI PRIVIND BUNA PRACTICĂ DE FABRICAȚIE PENTRU MEDICAMENTELE DE UZ UMAN

[ANEXA Nr 3 - FABRICAȚIA MEDICAMENTELOR RADIOFARMACEUTICE](#)

Principiu

Fabricația medicamentelor radiofarmaceutice va fi făcută în conformitate cu principiile Bunei Practici de Fabricație pentru Medicamente Părțile I și II. Prezenta anexă face referire în mod special la unele practici care pot fi specifice medicamentelor radiofarmaceutice.

Nota i.

Prepararea medicamentelor radiofarmaceutice în radiofarmacii (spitale sau anumite farmacii), utilizând generatoare și kituri cu autorizație de punere pe piață, nu face obiectul prezentului ghid, cu excepția situațiilor în care sunt cerințe naționale.

Nota ii.

Conform reglementărilor privind protecția împotriva radiațiilor, trebuie să se asigure că orice expunere medicală este sub responsabilitatea clinică a medicului. În medicina nucleară pentru diagnostic și tratament trebuie să fie disponibil un expert în fizică medicală.

Nota iii.

Prezenta anexă este de asemenea aplicabilă și produselor radiofarmaceutice utilizate în studii clinice.

Nota iv.

Transportul produselor radiofarmaceutice și cerințele privind protecția împotriva radiațiilor sunt reglementate de Asociația Internațională pentru Energie Atomică (IAEA).

Nota v.

Este recunoscut faptul că există metode acceptabile, altele decât cele descrise în prezenta anexă, care sunt capabile să îndeplinească principiile de asigurarea calității. Alte metode trebuie validate și trebuie să furnizeze un nivel de asigurare a calității cel puțin echivalent cu cel prezentat în această anexă.

Fabricația medicamentelor radiofarmaceutice va fi făcută în conformitate cu principiile Bunei Practici de Fabricație pentru Medicamente Părțile I și II. Prezenta anexă face referire în mod special la unele practici care pot fi specifice medicamentelor radiofarmaceutice.,

Se adoptă Ghidul privind buna practică de fabricație pentru medicamentele de uz uman, conform anexei care face parte integrantă din prezenta hotărâre.

Art. 2. -

La data intrării în vigoare a prezentei hotărâri se anulează Hotărârea Consiliului științific nr. 10/26.02.2015 referitoare la aprobarea Ghidului privind buna practică de fabricație pentru medicamentele de uz uman, cu excepția Anexei 15 la Ghid, "Calificarea și validarea" care rămâne în vigoare până la data de 01.10.2015.

- **Medicamente varia**
- **V03 - alte produse terapeutice**
- **V03A - alte produse terapeutice**
- **V06 - dietetice**
- **V06A - produse dietetice hipocalorice**
- **V06C - produse pentru copii**
- **V06D - alte preparate nutritive**
- **V07 - neterapeutice**
- **V07A - toate celelalte produse fara actiune terapeutica**
- **V08 - medii de contrast**
- **V08A - raze-x contrast media iodinate**
- **V08B - raze-x contrast media neiodinate**
- **V08C - contrast media rezonante magnetice**
- **V08D - mediu de contrast pentru ultrasunete**
- **V09 - radiofarmaceutice pentru diagnostic**
- **V09B - sistem osos**
- **V09C - aparat urinar**
- **V09D -**
- **V09F - tiroida**
- **V09G - aparat cardiovascular**

TEHNOLOGIA PET

TOMOGRAFIE CU EMISIE DE POZITRONI

Tomografia cu emisie de pozitroni (PET) [1] este o tehnică de imagistică funcțională care utilizează substanțe radioactive cunoscute sub numele de radiotrasori pentru a vizualiza și măsura modificările proceselor metabolice și alte activități fiziologice, inclusiv fluxul sanguin, chimia regională și absorbția. Diferiți trasori sunt utilizați în diferite scopuri de imagistică, în funcție de procesul țintă din organism.

De exemplu,

^{18}F -FDG este utilizat în mod obișnuit pentru detectarea cancerului,
 ^{22}Na -F18 este utilizat pe scară largă pentru a detecta formarea osoasă și
oxigenul ^{15}O este uneori folosit pentru a măsura fluxul sanguin

PET este o tehnică de imagistică comună, o tehnică de scintigrafie medicală utilizată în medicina nucleară.

Un radiofarmaceutic - un radioizotop atașat unui medicament este injectat în organism ca traser.

Razele gamma sunt emise și detectate de camerele gamma pentru a forma o imagine tridimensională, în același mod în care este capturată o imagine cu raze X.

Scanerile PET pot încorpora un scanner CT și sunt cunoscute ca scanere PET-CT.

Imaginile scanate PET pot fi reconstruite folosind o scanare CT efectuată cu un scanner în timpul aceleiași sesiuni. Unul dintre dezavantajele unui scanner PET este costul inițial ridicat și costurile operaționale continue.

Procesele fiziologice duc la modificări anatomice ale corpului.

Deoarece PET este capabil să detecteze procesele biochimice, precum și expresia proteinelor, PET poate furniza informații la nivel molecular cu mult înainte ca orice modificări anatomice să fie vizibile.

Scanarea PET realizează acest lucru prin utilizarea sondelor moleculare marcate radio care au rate de absorbție diferite, în funcție de tipul și funcția țesutului implicat.

Absorbția regională a traserului în diferite structuri anatomice poate fi vizualizată și relativ cuantificată în termeni de emițători de pozitroni injectați într-o scanare PET.

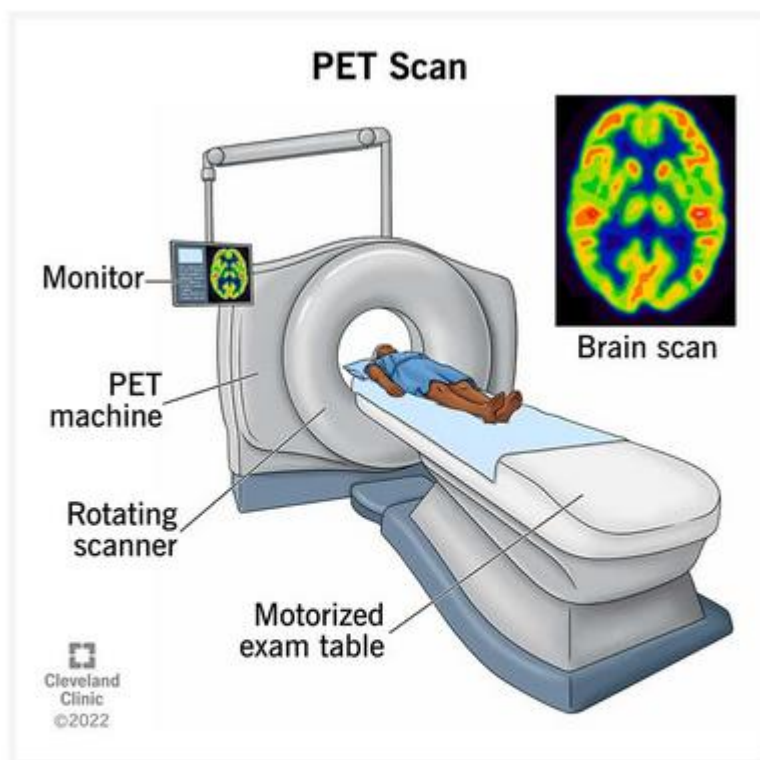
Imagistica PET se realizează cel mai bine folosind un scanner PET dedicat.

De asemenea, este posibilă achiziționarea de imagini PET utilizând o cameră gamma convențională cu două capete, echipată cu un detector de coincidențe.

Calitatea imaginii PET cu camere gamma este mai scăzută, iar scanările durează mai mult.

Această metodă permite o soluție la fața locului cu costuri reduse pentru instituțiile fără facilități de scanare PET. O alternativă ar fi trimiterea acestor pacienți către un alt centru sau apelarea pentru o vizită de către un scanner mobil.

Metodele alternative de imagistică medicală includ tomografia computerizată cu emisie de foton unic (SPECT), tomografia computerizată cu raze X (CT), imagistica prin rezonanță magnetică (IRM) și imagistica prin rezonanță magnetică funcțională (fMRI) și ultrasunete. SPECT este o tehnică de imagistică similară cu PET care utilizează radioliganzi pentru a detecta moleculele din organism. SPECT este mai puțin costisitor și oferă o calitate mai scăzută a imaginii decât PET.



A positron emission tomography (PET) scan uses a safe injectable radioactive chemical called a radiotracer and a device called a PET scanner to show images of your organs and tissues at work.

<https://my.clevelandclinic.org/health/diagnostics/10123-pet-scan>

Ce se verifică la o scanare PET?

Furnizorul de asistență medicală poate solicita o scanare PET pentru a verifica semnele de:

- Cancer, inclusiv cancer de sân, cancer pulmonar și cancer tiroidian.
- Arteriopatie coronariană, atac de cord sau alte probleme cardiace.
- Tulburări ale creierului, cum ar fi tumorile cerebrale, epilepsia, demența și boala Alzheimer.

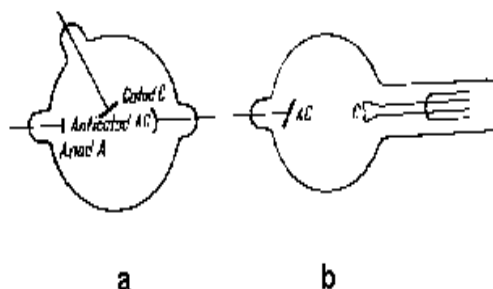
9. RAZE X.

SPECTRE DE RAZE X. PRODUCȚIE ȘI PROPRIETĂȚI DE RAZE X

Razele X au fost descoperite accidental de fizicianul Röntgen în 1895.

Începând studiul asupra fluorescenței unor cristale de cianură de platină și bariu, Roentgen a descoperit că fluorescența are loc în întuneric, când tubul de descărcare a fost acoperit cu hârtie neagră. El a presupus că acest efect este produs de razele invizibile, foarte penetrante, care vin de pe pereții de sticlă ai tubului, ori de câte ori fasciculul de raze catodice lovește sticla. Deoarece aceste raze erau de natură necunoscută, Röntgen le-a numit „raze X”.

Acestea sunt unde electromagnetice, precum lumina, de aceeași natură cu radiația ultravioletă sau vizibilă, dar lungimile de undă ale acestora sunt mult mai mici, măsurabile în angstromi sau miimi de



angstrom. Prin urmare, pentru exprimarea acestor lungimi de undă folosim adesea unitatea

$$1 \text{ X} = 10^{-3} \text{ \AA} = 10^{-11} \text{ cm}$$

Radiația X este emisă fie printr-un proces de frânare, efectuat de materialul emițător, a anumitor particule proiectile, de obicei electroni, la energie cinetică mare; fie printr-un proces de excitare a atomilor materialului emițent; în urma acestui ultim proces unul dintre electronii cu un număr cuantic principal mai mic este smuls din atom, locul acestuia fiind luat

de un electron cu un număr cuantic principal mai mare; prin aceea se obține o redistribuire a electronilor pe niveluri de energie.

De obicei, sursa de raze X este un tub cu descărcare electrică într-un gaz foarte rarefiat sau în vid; acest tub se numește „tub cu raze X”. Este format dintr-un catod-proiectil care emite electroni, un anod și un anticatod care, sub bombardamentul electronilor emiși de catod și accelerați în câmpul electric, situat între anod și catod, emite radiația X. Pentru aceasta se utilizează fie tuburi catodice reci (mai rar) (figura la care presiunea de mai sus este măsurabilă „a” 0,0 mm); sau tuburi catodice incandescente (tuburi Coolidge, vid înalt, până la 10⁻⁶ mm Hg, figura „b” de mai sus: figura în care emisia de electroni se face prin efectul termoelectronic).

Conform metodei mai vechi de construire a tuburilor cu raze X, anticatodul este un electrod conectat separat la anod; conform metodei moderne de construcție, anticatodul este unit cu anodul. Tuburile funcționează la diferențe de potențial a căror valoare depinde de frecvența radiației X care trebuie produsă și care variază între 104 și 106 V, chiar mai mult. Tuburile de putere redusă au înveliș de sticlă, iar cele de mare putere au înveliș metalic, cu deschideri special concepute pentru ca razele X emise să treacă prin ele. Anodul poate fi răcit prin circulație de apă sau ulei. Razele X pot fi evidențiate fie prin ecrane acoperite cu un strat de material (cianura de platină și bariu, tungstat de calciu etc.) care se fluoresce la trecerea razelor X; fie prin înregistrare fotografică; sau printr-o cameră de ionizare în care se determină numărul de ioni creați de radiație într-un anumit volum de gaz.

Folosind camera de ionizare, se poate determina și intensitatea fasciculului de raze X. Unitatea de măsură a intensității este röntgenul care măsoară intensitatea fasciculului producând, prin ionizare, un anumit număr de ioni, într-un cm³ de aer și la presiunea unei înălțimi de 760 mm de mercur la 0°C; a cărei sarcină electrică totală a fiecărui semn este egală cu unitatea de sarcină electrică statică. Propagându-se prin diferite materiale, razele X experimentează o atenuare datorită atât împrăștierei, cât și absorbției. Împrăștierea se datorează interacțiunii radiațiilor cu atomii sau moleculele materialului.

Există o diferență între împrăștiere fără modificarea lungimii de undă (inelastică) și efectul Compton cu prelungirea lungimii de undă, efect studiat în altă parte.

Difuzarea fără modificare a lungimii de undă se produce în principal în urma interacțiunii cu electronii puși în mișcare oscilativă de câmpul alternativ corespunzător radiației incidente; electronul oscilant emite radiații similare la aceeași frecvență cu cea a mișcării sale. În cazul radiațiilor monocromatice, absorbția în sine provoacă o atenuare exponențială în funcție de distanța parcursă.

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

Unde „ I_0 ” reprezintă intensitatea fasciculului incident;

„ I ” reprezintă intensitatea fasciculului care a trecut prin grosimea „ x ” a materialului absorbant;

„ μ ” este coeficientul de atenuare a cărui valoare variază în funcție de natura și starea de agregare a materialului și în funcție de lungimea de undă a radiației.

De obicei, în cazul unui material dat: cu cât lungimea de undă este mai mare, cu atât radiația X suferă o atenuare mai rapidă.

Prin urmare, razele X cu lungime de undă lungă sunt mai puțin pătrunzătoare; se numesc „radiații moi”.

Razele X cu lungimi de undă mai scurte sunt mai pătrunzătoare; se numesc „raze dure”.

Dacă luăm în considerare atât absorbția propriu-zisă, cât și difuzia, atunci „ μ ” reprezintă suma unui coeficient de absorbție propriu-zis și a unui coeficient de difuzie σ : $\mu = \tau + \sigma$

Relația poate fi scrisă sub formă
$$I = I_0 \cdot e^{-\mu \cdot \rho \cdot x}$$

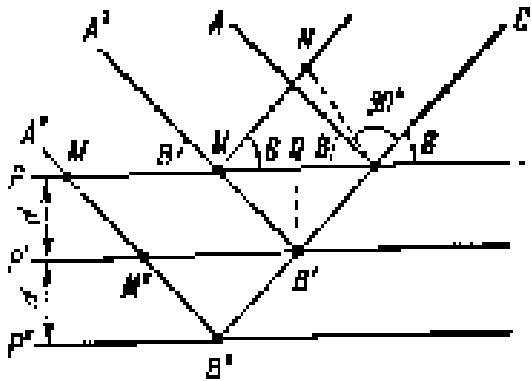
unde „ ρ ” este densitatea materialului absorbant;

„ $\mu' = \mu/\rho$ ” este un coeficient numit „coeficient de atenuare de masă”, a cărui valoare este variabilă în funcție de lungimea de undă a radiației și în funcție de natura materialului, dar nu depinde de starea de agregare a materialului.

Dacă, în mediul parcurs, centrii de împrăștiere sunt aranjați în spațiu în poziții care se repetă periodic, atunci interferează razele X împrăștiate. Acest tip de interferență poate fi produs atunci când centrii de împrăștiere sunt atomii diferitelor molecule ale unui gaz sau unui lichid, dar mai ales când acești centri sunt particule grupate împreună la nodurile unei rețele cristaline. În acest caz, fenomenul este numit în general printr-un termen impropriu: difracție de raze X pe cristale.

PRODUCEREA DE RAZE X

Luăm ca exemplu trei plane paralele reticulare echidistante P, P', P'' (vezi figura de mai jos) și trei raze aparținând unui fascicul paralel incident al lamei cristaline, AB, A'MB', A''M'M''B''. Efectele razelor reflectate BC, B'C. B''C se suprapun în direcția / direcția BC. Dacă diferența de cale între două raze succesive este un număr par de jumătate de lungimi de undă X ale radiației incidente, atunci se va înregistra o interferență maximă în această direcție BC. Diferența de cale Δ între razele ABC și A'MB'BC este $\Delta = MB' + B'B - MN$ unde N este piciorul razei reflectate de la punctul P' M pe perpendiculară din punctul inferior P' M pe planul inferior. $d/\sin \theta$ este distanța dintre cele două plane reticulare, iar $MN = 2d / \sin \theta \cos^2 \theta$, rezultă $\Delta = 2d \sin \theta$ Pentru a obține intensitatea maximă în direcția BC, trebuie deci să avem $2d \sin \theta = 2k \lambda / 2$



sau:

$$2d \sin \theta = \lambda k - \text{ecuația (1)}$$

Pentru primul punct maxim $k = 1$ și $\sin \theta = \lambda / 2d$.

Această formulă este cunoscută ca „formula lui Bragg”; rezultă că: dacă proiectăm pe cristal un fascicul de raze X de lungimi de undă diferite, obținem, în direcția determinată de unghiul θ , un punct maxim de intensitate pentru raza la lungimea de undă care verifică relația (1);

- dacă sunt trimise către cristal de fascicule de raze X de lungimi de undă diferite, intensitatea maximă de radiație a lungimii de undă λ se obține în direcția dată de relația: θ (1);

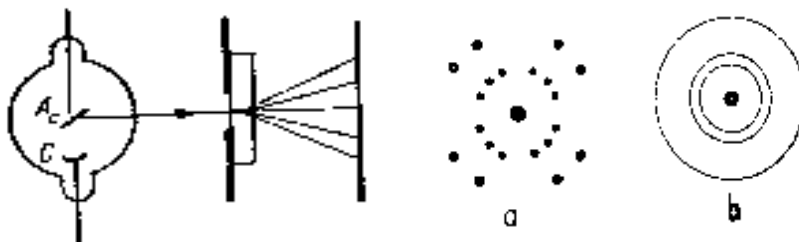
- Dacă cunoaștem lungimea de undă λ a unei raze X incidente și măsurăm unghiul θ realizat cu planele unui sistem de planuri reticulare, direcția în care obținem un punct de intensitate maximă, și anume distanța d dintre planurile reticulare, se verifică relația (1).

Se obține astfel o descompunere spectrală a razelor X incidente, prin difracție pe rețelele cristaline.

Fenomene similare pot fi obținute prin transmitere atât prin plăci monocristaline subțiri cât și prin straturi de pulbere cristalină. În primul caz, intensitatea maxima se obține în anumite direcții fata de cea a fascicului incident; în al doilea caz, intensitatea maximă se obține în direcții orientate întotdeauna în spațiu, dar care dau anumite unghiuri cu direcția fascicului incident, de aceea în toate direcțiile generând conuri de unghiuri bine determinate inclusiv fascicului incident este axa (fig. 1).

Dacă colectăm fascicule de raze împrăștiate pe o placă fotografică, obținem anumite cifre de difracție, cunoscute sub numele de „diagrame Laue”.

Diagrama Laue obținută folosind un singur cristal este compusă din puncte dispuse în jurul unui centru corespunzător fascicului nediffractat, urmând o anumită regularitate controlată de simetria rețelei cristaline utilizate (Fig. 2). Diagrama obținută printr-un strat de pulbere cristalină (numită și Debye-Gramme) este formată dintr-un sistem de cercuri concentrice în jurul aceluiași centru (fig. 2 b).



SPECTRU DE EMISIE DE RAZE X

Un anumit tub de raze X, și anume un tub cu un anticatod dintr-un anumit material, emite atât raze X care, odată dispersate, au un spectru continuu (radiație de frânare continuă sau Bremsstrahlung), cât și raze X la spectrul de linie (radiație caracteristică).

Radiația X cu spectru continuu este emisă în urma frânării proiectilelor de electroni de către anticatod; energia electronilor este emisă total sau parțial sub formă de radiație. Dacă „m” este masa și „e” este sarcina electronului, „v” este viteza de impact al electronilor cu anticatodul, „U” este diferența de potențial aplicată tubului, „h” este constanta lui Planck și „v” 0 este frecvența maximă a radiației emise, atunci principiul conservării energiei urmează formula:

$$\frac{m_e v^2}{2} = eU = h\nu_0$$

Spectrul continuu este strict limitat la lungimi de undă scurte, dar frecvența $\nu_0 = Ue/h$ corespunde limitei spectrului. Valoarea lui ν_0 nu depinde de natura metalului din care este realizat anticatodul, ci doar de diferența de potențial a tubului. Dacă radiația de frânare conține radiații la frecvențele $\nu < \nu_0$, înseamnă că există pierderi parțiale de energie ale electron-proiectilelor, pierderi necuantificate sub formă de căldură.

Spectrul de linii caracterizează elementul care formează anticatodul. Liniile care alcătuiesc acest spectru sunt grupate în mai multe serii. Seria K conține liniile cu cea mai scurtă lungime de undă; celelalte, urmând prima, se numesc seria L, seria M etc. Emisia liniilor spectrului de raze X are loc în urma ruperii unui electron cu un număr cuantic principal mai mic n. Dacă un electron la $n = 1$ este rupt (prin urmare este un electron din învelișul de electroni k), atunci el este înlocuit cu un electron cu un număr cuantic principal mai mare, deci venind dintr-un înveliș mai îndepărtat de nucleu. Emisia unei linii K are loc ca urmare a pierderii de energie în timpul unei astfel de tranziții/transfer. Dacă „E ind k” este energia atomului atunci când electronul se află pe o orbită a învelișului K și dacă „e ind l”, „e ind m” sunt energiile atomului când „electronul se află pe o orbită L, M etc., atunci frecvențele liniilor din seria K sunt calculate conform formulei

$$\nu_k = \frac{E_k - E_L}{h}; \nu_{k\beta} = \frac{E_k - E_M}{h}$$

Toate liniile din seria K au, prin urmare, un termen comun E_k / h .

În mod similar, liniile din seria L au frecvențele calculate conform formulei

$$\nu_{L\alpha} = \frac{E_L - E_M}{h}; \nu_{L\beta} = \frac{E_L - E_N}{h}$$

Prin urmare, toate liniile din seria L au un termen comun EL/h .

La fel este și pentru *seria M* etc. Cu cât numărul atomic al atomului emițător crește, cu atât frecvențele liniilor corespunzătoare diferiților atomi, care fac parte din aceeași serie de linii, cresc. În consecință, lungimile lor de undă scad. Prima linie a seriei K, *linia Ka*, în urma tranziției electronului de la orbital L la orbital K, are lungimea de undă egală cu 1.215,4 Å pentru hidrogen (deoarece este prima linie a seriei hidrogenului, cunoscută sub numele de Lyman, reprezentând seria K pentru acest element), lungimea de undă pentru calciu și Å20ng.020.

Frecvența aceleiași linii a spectrului de raze X este deci variabilă în funcție de numărul atomic al elementului emițător. Această dependență este exprimată de legea lui Moseley conform căreia

Unde : Z este numărul atomic, La și b s au două constante. Această relație permite calcularea numărului atomic datorită măsurării frecvenței unei linii din spectrul de raze X și interpolării numerelor atomice

dispuse în ordine crescătoare. În figura nr. 3 câteva rânduri din seria K , L și M diverse elemente; lungimile de undă sunt marcate pe axa x și numărul atomic pe axa y .

PROPRIETĂȚILE RAZELOR X

a) Ele produc luminescența anumitor soluții, cum ar fi cianura de platină de bariu, tungstat de cadmiu și zinc.

b) Impresionează emulsii fotografice. Aceste două proprietăți sunt utilizate în stabilirea receptorilor necesari studiului și utilizării razelor X: ecrane luminescente ale aparatelor de radioscopie, filme/filme fotografice utilizate în radiografie etc.

c) Ei produc procesul de ionizare a gazelor prin extragerea electronilor din atomii de gaz iradiati.

d) Se propagă în linie dreaptă, chiar și prin diferite medii.

e) Sunt absorbite de materialul/substanța/soluția prin care trece. Un fascicul de raze X incident, paralel, cade în mod normal pe suprafața unui corp și este atenuat atunci când trece prin materialul corpului. Conform formulei de atenuare/atenuare, rezultă că atenuarea crește rapid odată cu grosimea substanței/materialului trecut. Același lucru este valabil și pentru absorbție: aceasta crește rapid în funcție de numărul atomic Z al elementului chimic în cauză.

La trecerea unui fascicul de raze X prin lame metalice de aceeași grosime, dar din metale diferite, se constată că fasciculul este mai bine atenuat prin plumb solid ($Z = 82$) decât prin cupru ($Z = 29$) și mai bine atenuat prin cupru decât prin aluminiu ($Z=13$).

Ca o ultimă proprietate, absorbția fasciculului de raze X crește odată cu lungimea de undă a razei pentru un material și grosime date. De exemplu, în timp ce raza la $X = 0,02 \text{ \AA}$ reușește să treacă printr-o placă de plumb cu o grosime de 10 cm, o rază la $X = 1 \text{ \AA}$ este complet absorbită de o placă de plumb cu o grosime de câteva zecimi de milimetru. Primele raze, puternic penetrante, se numesc raze X dure, celelalte, ușor de absorbit, sunt raze X moi, după energia lor.

Proprietatea razelor X de a fi absorbită de material/substanță stă la baza multor aplicații:

Investigații cu raze X și cu raze X ale organelor corpului uman: diferitele țesuturi ale corpului nostru absorb razele X în mod neuniform. Pe un ecran cu raze X sau pe o radiografie putem observa ca diferitele organe ale corpului uman prezintă diferențe de opacitate, acest lucru care permite observarea și delimitarea leziunilor organice, cariilor dentare, fracturilor și prezenta corpurilor/obiectelor străine în interiorul corpului uman.

Razele X dure au devenit aproape indispensabile în domeniul metalurgiei: sunt folosite pentru a detecta cele mai mici defecte de omogenitate a pieselor metalice; pentru a verifica calitatea sudării a două piese. Efectele fiziologice ale razelor X: radioterapie.

Razele X nu sunt dăunătoare organismului uman, cu condiția să fie aplicate în doze mici și rar repetate; acțiunea prelungită a razelor X duce la distrugerea țesuturilor și celulelor. Acestea produc o scădere a numărului de celule roșii din sânge și provoacă leziuni intracelulare. Pentru a proteja corpul uman împotriva acestor efecte, generatorul de raze X este închis într-o cutie cu pereți de plumb, prevăzută cu deschideri care permit delimitarea fasciculelor de raze utilizate.

În general, celulele tinere sunt mai sensibile la razele X, ceea ce permite utilizarea acestor raze în terapia tumorilor canceroase: tratamentul constă în iradierea unei zone bine delimitate cu raze X dure (aplicarea lor în doze adecvate, capabile să pătrundă adânc în țesut).

DIFRAȚIA DE RAZE X ÎN CRISTAL

Razele X sunt unde electromagnetice, prin urmare produc fenomene de difracție și interferență. Instalarea dispozitivelor experimentale în vederea producerii fenomenului de difracție prezintă dificultăți, având în vedere că lungimea de undă a acestor dispozitive este redusă. Aceste dificultăți au fost eliminate prin utilizarea așa-numitelor „rețele de difracție spațială” care, pentru razele X, sunt rețelele/structurile cristaline.

Fizicianul Laue (în 1913) a fost primul care a folosit rețeaua spațială naturală (cristale) ca rețea de difracție pentru razele X. Atomii și moleculele cristalului sunt aranjați într-o rețea tridimensională regulată ale cărei perioade (distanța dintre două planuri reticulare ale cristalului) sunt comparabile cu lungimea de undă a razelor X. Dacă un fascicul de raze X este îndreptat spre cristal, fiecare atom sau grup molecular (din structura rețelei cristaline) provoacă razele X și, în acest sens, se obțin cifre de difracție similare cu cele obținute în cazul difracției luminii cu ajutorul rețelelor optice.

Condiția de întărire reciprocă a razelor reflectate de diferite planuri este dată de formula: $2d \sin \theta = n\lambda$ unde „d” este constanta rețelei cristaline (distanța dintre planurile rețelei); „ θ ” este unghiul complementar unghiului de incidență; „ λ ” este lungimea de undă a razei; „n” ($n = 1, 2, \dots$) este ordinea punctului maxim. Această relație este legea Wulf-Bragg.

Metoda lui Laue a rezolvat două probleme de o importanță deosebită.

Pe de o parte, folosind această metodă se poate determina lungimea de undă a razelor X, dacă se cunoaște structura rețelei cristaline prin intermediul căreia se obține fenomenul de difracție. Acestea sunt bazele spectroscopiei cu raze X, care este responsabilă, la rândul său, de descoperirea unei multitudini de detalii referitoare la structura atomului.

Pe de altă parte, putem determina natura acestei structuri, și anume distanțele și pozițiile atomilor, ionilor și moleculelor care compun cristalul, prin observarea difracției de raze X la o lungime de undă constantă pe o structură cristalină necunoscută. Așa a fost creată metoda de analiză structurală a formațiunilor cristaline, care stă la baza unor importante descoperiri în domeniul fizicii moleculare.

Raze X sau Röntgen sunt raze electromagnetice ionizante a căror lungime de undă este aproximativ între 0,1 și 100 Å (angstromi).

Razele X au fost descoperite accidental de fizicianul Roentgen în 1895.

Când a studiat fluorescența unor cristale de cianură de platină-bariu, Röntgen a descoperit că fluorescența are loc în întuneric atunci când tubul de descărcare a fost acoperit de o foaie de hârtie neagră.

El a presupus că acest efect este produs de razele invizibile, puternic penetrante, care vin de pe pereții de sticlă ai tubului ori de câte ori fasciculul de raze catodice lovește sticla. Deoarece fizicianul nu cunoștea natura acestor raze, le-a numit „raze X”.

Razele X sunt unde electromagnetice precum lumina, au aceeași natură ca radiația ultravioletă sau vizibilă, dar lungimile lor de undă sunt mult mai mici decât cele ale luminii, măsurabile în angstromi și miimi de angstromi. Prin urmare, pentru exprimarea acestor lungimi de undă folosim adesea unitatea $1 \text{ X} = 10^{-3} \text{ \AA} = 10^{-11} \text{ cm}$

PROPRIETĂȚI ALE razelor X

În vid se propagă cu viteza luminii;

Impresionează plăci fotografice;

Nu sunt deviați de câmpurile electrice și magnetice;

Ele produc fluorescența anumitor substanțe/soluții chimice (emisia de lumină); exemple de fosfor: silicat de zinc, sulfură de cadmiu sau sulfură de zinc care emit lumină galben-verzuie.

Sunt invizibile, adică nu impresionează ochiul uman, așa cum face lumina;

Ele pătrund cu ușurință în unele soluții/substanțe/materiale opace la lumină, de exemplu corpul uman, lame subțiri de metal de densitate mică, hârtie, lemn, sticlă etc., dar sunt absorbite de metalele cu densitate mare (de exemplu plumb). Puterea de penetrare a razelor X depinde de numărul atomic al elementului chimic și de grosimea stratului străbătut.

Ele ionizează gazele trecute. Numărul de ioni produși indică intensitatea radiației. Funcționarea detectorilor de radiații se bazează pe această proprietate a razelor X.

Au efecte fiziologice: distrug celulele organice și sunt, în general, dăunătoare organismului uman. Tratatamentul medical al tumorilor canceroase care vizează distrugerea țesutului bolnav se bazează pe această proprietate a razelor X.

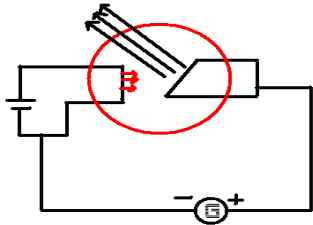
Proceduri de obținere/producere de raze X

În laborator, razele X pot fi obținute în tuburi vid, unde electronii emiși de un catod fierbinte sunt accelerați de câmpul electric dintre anod și catod (anticatodul). Electronii de mare viteză se ciocnesc cu anticatodul care emite raze X. Electronii rapizi care se ciocnesc cu anticatodul interacționează cu atomii din acesta în două moduri:

-Deoarece electronii se mișcă cu viteză mare, ei pătrund în învelișul electronic al atomilor anticatodului și se apropie de nucleul acestuia. Acesta este pozitiv, în consecință, abate electronii de la direcția lor inițială. Când electronii se îndepărtează de nucleu, aceștia sunt încetiniți de câmpul electric al acestuia.

În timpul acestui proces sunt emise raze X.

-Prin stratul de electroni al atomilor anticatodului, electronii rapizi se pot ciocni cu electronii atomilor anticatodului. În timpul coliziunii, un electron dintr-un strat interior (de exemplu din stratul K) poate fi dislocat. Locul său este ocupat de un electron provenit din următoarele straturi (și anume straturile L, M sau N). Rearanjarea electronilor atomilor anticatodului este însoțită de emisia de raze X.



TOMOGRAFIA ASISTATĂ DE CALCULATOR cu RAZE X INTRODUCERE ÎN IMAGISTICĂ MEDICALĂ

Razele X sau Röntgen au fost numite după fizicianul Wilhelm Conrad Röntgen care le-a descoperit. Sunt radiații electromagnetice, de mare energie; cele utilizate în imagistica medicală constau din fotoni a căror energie este între 20 și 120 keV.

[<http://www.scientia.ro/tehnologie/39-cum-functioneaza-lucrurile/927-imagistica-medicala-2-radiografiile.html>]

În imagistica cu raze X, un fascicul de raze X trece printr-o zonă a corpului pacientului și este detectat pe partea opusă a corpului. Prin corpul uman, razele X sunt fie absorbite, fie împrăștiate prin difracție. Gradul de atenuare depinde de grosimea materialului traversat și de coeficientul de atenuare al acestuia. Ecuația care descrie scăderea intensității fascicului de raze X este:

$$I = I_0 \exp(-\mu x)$$

unde „ I_0 ” și „ I ” sunt intensitățile înainte și după trecerea fascicului prin materialul de grosime „ x ”; „ μ ” este coeficientul de atenuare.



Radiografie planară a gleznei

Oasele au un coeficient de atenuare mai mare decât țesuturile moi; la rândul lor, țesuturile au un coeficient de atenuare mai mare decât aerul.

Dacă un pacient este plasat sub acțiunea unui fascicul uniform de raze X, radiația care trece prin țesutul moale al corpului va indica detectorului o intensitate mai mare decât radiația care a trecut prin os.

În imaginea digitalizată există un contrast mai bun între os și țesuturile moi și, la fel, între țesuturile moi și plămâni. De obicei, imaginile cu raze X arată material cu un coeficient de atenuare mai mare (de exemplu oase) ca o nuanță deschisă, de culoare apropiată de alb și material cu un coeficient de atenuare mai mic (de exemplu țesut moale) printr-o nuanță închisă/întunecată.

Radiologii folosesc o gamă largă de tehnologii imagistice, cum ar fi:

Ecografie;

tomografie computerizată (CT);

Tomografie cu raze X, asistată de computer: CT cu RMN;

Medicina nucleară;

al cărei acronim este PET: pozitron emission tomography);

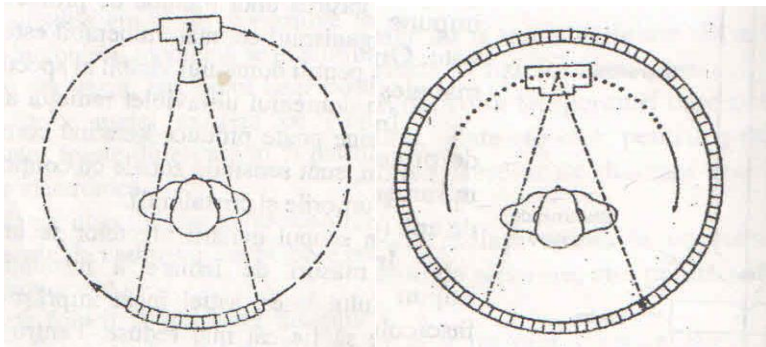
Imagistica prin rezonanță magnetică (IRM), pentru a diagnostica sau trata boala.

Radiologia intervențională se referă la ansamblul actelor medicale efectuate de radiologi și sub control radiologic, permițând tratamentul sau diagnosticul (în general minim invaziv) a numeroase patologii.

Principiul radiologiei intervenționale este deci de a accesa o leziune situată în interiorul corpului pentru a efectua un diagnostic (prelevare de probe de exemplu) sau un act terapeutic.

Tomografie cu raze X asistată de computer

Tomografia asistată de computer permite realizarea de imagini ale anumitor zone transversale ale corpului uman prin prelucrarea computerizată a unui număr mare de imagini radioscopice preluate din aceste zone.



[I.Nagy, curs biofizica medicala, Eurobit, 2001]

În acest scop, sursa de raze X este așezată pe o șină și se rotește în jurul corpului pacientului, iradiind-o succesiv în mai multe direcții și laturi. Razele X care au trecut prin secțiunea investigată ating o rețea de detectoare care declanșează preluarea de imagini digitale, în urma conversiilor analog-digitale.

Există sisteme mecanice în care sursa de raze X se rotește simultan și împreună cu matricea de detectoare; această matrice este atașată la sursă, deci se rotește simultan și împreună cu matricea de senzori.

Există sisteme mecanice în care sursa de raze X este mobilă și se rotește în jurul corpului pacientului, în timp ce matricea de detectoare este fixată și atașată de corpul pacientului.

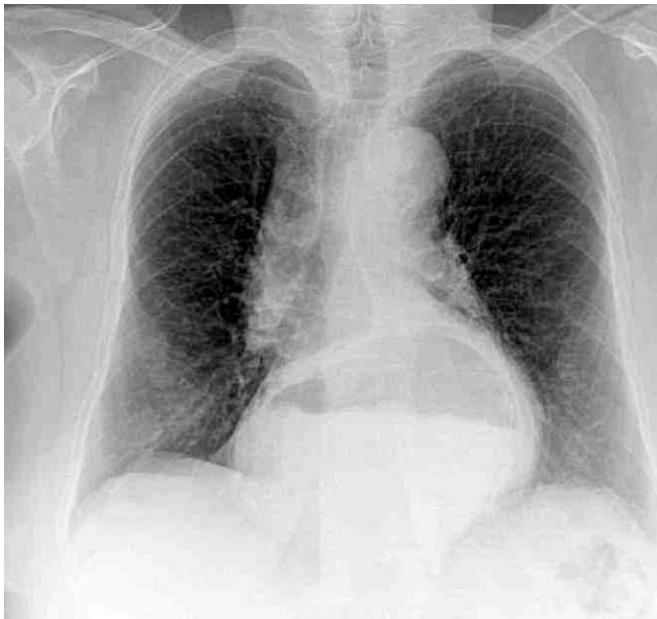
Detectoarele sunt mici cristale scintilante asociate cu fotodiode fotomultiplicatoare sau cu camere mici de ionizare. Fiecare detector va genera un semnal electric de o amplitudine proporțională cu intensitatea razelor X primite.

În timpul unei rotații complete a tubului cu raze X în jurul corpului pacientului, vor fi luate sute de vizualizări cu raze X. Imaginea digitală a fiecărei vizualizări este stocată în memoria computerului (sau pe disc dacă RAM este insuficientă).

Imaginea digitală finală a secțiunii este convertibilă folosind un convertor digital-analogic și proiectată pe un ecran.

Oricât de utile și importante ar fi aceste metode de radiodiagnostic, nu se poate ignora niciodată faptul că toate aceste metode folosesc raze ionizante în doze mari, care pot fi ele însele dăunătoare pacientului în cauză. În orice caz, utilizarea acestor explorări trebuie redusă la minimum; mai mult, aceste explorări sunt complet interzise în investigația medicală a gravidelor și copiilor sub 2 ani. Nocivitatea potențială precum și costurile ridicate ale acestor metode de radiodiagnostic au încurajat căutarea altor metode de vizualizare a interiorului organismelor sau organelor, fie prin utilizarea de raze pentru care aceste organe sunt transparente (dar care nu sunt nocive ca razele ionizante), fie prin metode bazate pe fenomene radical diferite.

RADIOGRAFIA PROIECTIVĂ



În figură avem radiografia proiectivă pentru o persoană cu hernie hiatală

Radiografia proiectivă este practica de a produce imagini bidimensionale folosind radiații cu raze X. Oasele conțin mult calciu, care, datorită numărului său atomic relativ mare, absoarbe eficient razele X. Acest lucru reduce cantitatea de raze X care ajung la detector în umbra oaselor, făcându-le clar vizibile pe radiografie.

Plămânii și gazele captate apar, de asemenea, în mod clar datorită absorbției mai mici în comparație cu țesutul, în timp ce diferențele dintre tipurile de țesut sunt mai greu de observat.

Radiografiile proiective sunt utile în detectarea patologiei sistemului osos, precum și pentru detectarea proceselor bolii în țesuturile moi.

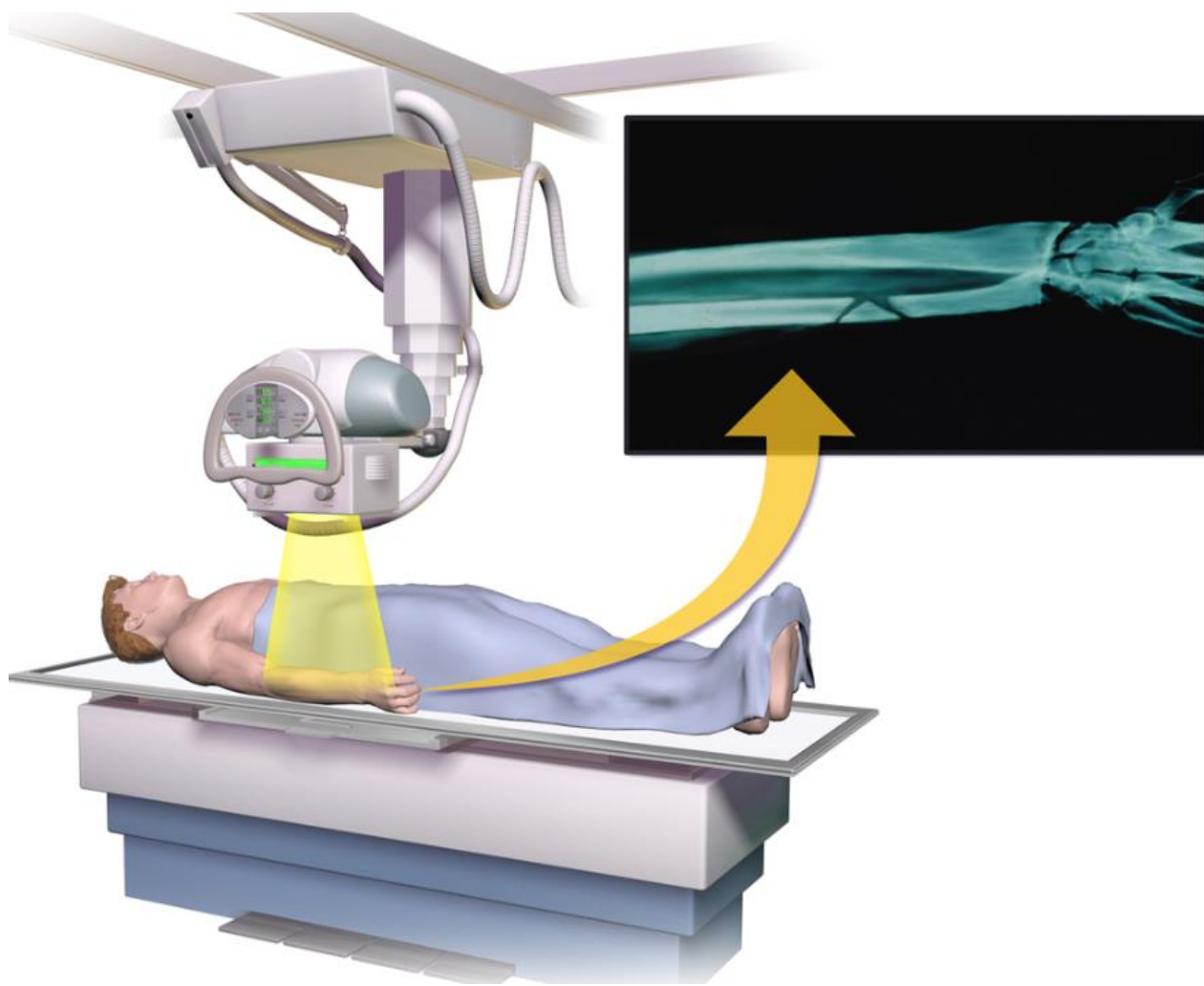
EXEMPLU:

Foarte obișnuită radiografie toracică, care poate fi folosită pentru identificarea bolilor pulmonare precum pneumonia, cancerul pulmonar sau edemul pulmonar, și radiografia abdominală, care poate detecta obstrucția intestinală (sau intestinală), cu aer liber. (din perforatii viscerale) și lichid liber (în ascita). patologia calculilor biliari (care sunt rar radiopatici) sau a pietrelor la rinichi care sunt adesea (dar nu întotdeauna) vizibile.

EXEMPLU:

Raze X obișnuite sunt mai puțin utile în imagistica țesuturilor moi, cum ar fi creierul sau mușchii.

Un domeniu în care razele X proiective sunt utilizate pe scară largă este evaluarea modului în care un implant ortopedic, cum ar fi o proteză de genunchi, șold sau umăr, este situat în corp în raport cu osul din jur. Acest lucru poate fi evaluat în două dimensiuni din radiografii simple sau poate fi evaluat în trei dimensiuni dacă se utilizează o tehnică numită „înregistrare 2D la 3D”. Această tehnică anulează presupusele erori de proiecție asociate cu evaluarea poziției implantului din radiografii simple.



Radiografiile proiective sunt utile în depistarea patologiei osoase



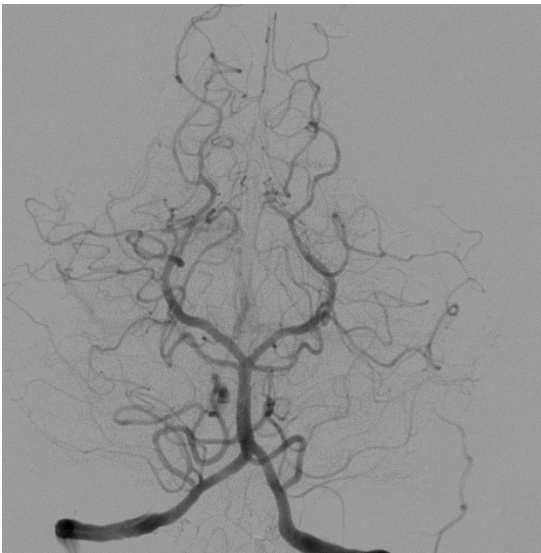
Razele X dentare sunt utilizate în mod obișnuit în diagnosticarea problemelor orale comune, cum ar fi cariile.

În aplicațiile de diagnostic medical, razele X cu energie scăzută (moale) sunt nedorite deoarece sunt absorbite în totalitate de organism, crescând doza de radiații fără a contribui la imagine.

Prin urmare, o foaie subțire de metal, adesea aluminiu, numită filtru de raze X, este de obicei plasată peste fereastra tubului de raze X, absorbind partea cu energie scăzută a spectrului. Aceasta se numește

întărire a fascicului, deoarece deplasează centrul spectrului către razele X cu energie mai mare (sau mai dure).

ANGIOGRAFIA



Pentru a genera o imagine a sistemului cardiovascular, inclusiv a arterelor și venelor (angiografie), este luată o imagine inițială a regiunii anatomiche de interes.

O a doua imagine este apoi luată din aceeași regiune după ce un agent de contrast iodat a fost injectat în vasele de sânge din acea zonă.

Aceste două imagini sunt apoi scăzute digital, lăsând doar o imagine a contrastului iodat care conturează vasele de sânge.

Radiologul sau chirurgul compară apoi imaginea rezultată cu imaginile anatomiche normale pentru a determina dacă există vreo deteriorare sau blocare a vasului.

RADIOTERAPIE

Utilizarea razelor X ca tratament este cunoscută sub numele de RADIOTERAPIE și este utilizată în mare măsură pentru combaterea cancerului; necesită doze mai mari de radiații decât cele primite doar pentru imagistică.

Radioterapia cu raze X este utilizată pentru a trata cancerul de piele folosind fascicule de raze X cu energie mai mică,

Fasciculele de raze X cu energie mai mare sunt folosite pentru a trata cancerele din organism, cum ar fi creierul, plămânii, prostată și sânul.

Din punct de vedere istoric, există 3 tipuri de radioterapie

- radioterapie cu fascicul extern (EBRT sau XRT) sau teleterapie;
- brahiterapie sau radioterapie cu sursă sigilată; și
- radioterapia sistemică sau radioterapia cu sursă nesigilată.

Diferențele se referă la poziția sursei de radiații; extern este în afara corpului, brahiterapia folosește surse radioactive sigilate plasate exact în zona de tratat, iar radioizotopii sistemici sunt administrați prin perfuzie sau ingestie orală.

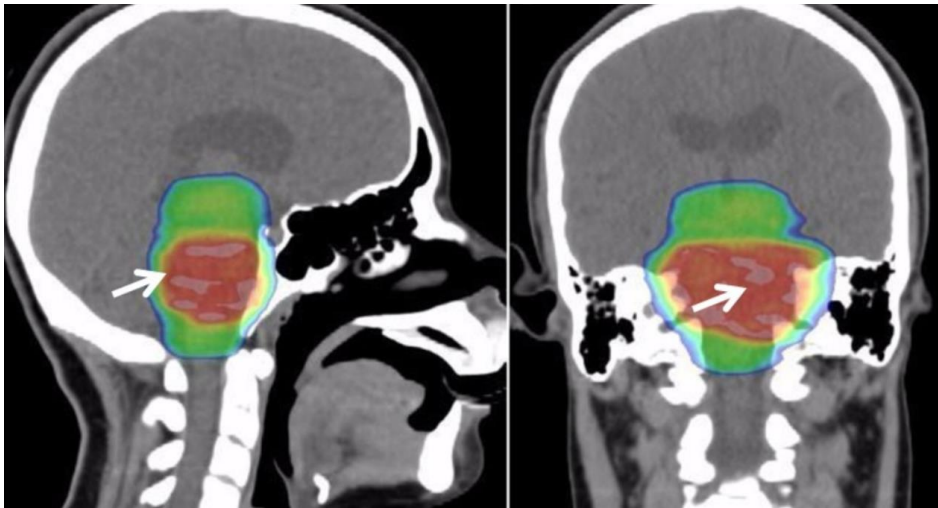
Brahiterapia poate folosi plasarea temporară sau permanentă a surselor radioactive.

Sursele temporare sunt de obicei plasate printr-o tehnică numită post-încărcare.

În post-descărcare, un tub sau un aplicator gol este plasat chirurgical în organul de tratat și sursele sunt încărcate în aplicator după implantarea aplicatorului. Acest lucru reduce la minimum expunerea personalului medical la radiații.

Terapia cu particule este un caz special de radioterapie cu fascicul extern în care particulele sunt protoni sau ioni mai grei.

Radioterapia sau radioterapia cu raze X, adesea prescurtată RT, RTx sau XRT, este o terapie care utilizează radiațiile ionizante în general ca parte a tratamentului cancerului pentru a controla sau ucide celulele maligne și este efectuată în mod normal de un accelerator liniar.



Radioterapia pentru un pacient cu gliom pontin intrinsec difuz, cu doză de radiații codificată în culori. Radioterapia poate fi curativă în diverse tipuri de cancer dacă acestea sunt localizate într-o anumită zonă a corpului.

De asemenea, poate fi utilizat ca parte a terapiei adjuvante pentru a preveni reapariția tumorii după o intervenție chirurgicală pentru îndepărtarea unei tumori maligne primare (de exemplu, stadiile incipiente ale cancerului).

Radioterapia este sinergică cu chimioterapia și a fost utilizată înainte, în timpul și după chimioterapie în cancerurile sensibile.

Subspecialitatea oncologiei radiațiilor se numește oncologie a radiațiilor.

Radioterapia se aplică în mod obișnuit tumorilor canceroase datorită capacității sale de a controla creșterea celulelor.

Radiațiile ionizante funcționează prin deteriorarea ADN-ului țesutului canceros, ducând la moartea celulelor.

Pentru a economisi țesuturile normale (cum ar fi pielea sau organele prin care trebuie să treacă radiația pentru a trata tumora), fasciculele de radiații sunt emise din mai multe unghiuri de expunere pentru a se intersecta la nivelul tumorii, eliberând acolo o doză mult mai mare decât țesutului sănătos din jur.

În plus față de tumora în sine, câmpurile de radiații pot include și ganglioni limfatici scurți dacă aceștia sunt implicați clinic sau radiologic cu tumora sau dacă se crede că există un risc de răspândire malignă subclinică.

Este necesar să se includă o marjă de țesut normal în jurul tumorii pentru a permite incertitudinea în cadrul zilnic și mișcarea internă a tumorii. Aceste incertitudini pot fi cauzate de mișcarea internă (de exemplu, respirația și umplerea vezicii urinare) și mișcarea semnelor externe ale pielii în raport cu poziția tumorii.

RADIOTERAPIA – CUM FUNCȚIONEAZĂ

Una dintre limitările majore ale radioterapiei fotonice este că celulele tumorale solide devin deficitare de oxigen.

Tumorile solide își pot depăși aportul de sânge, provocând o stare scăzută de oxigen cunoscută sub numele de hipoxie.

Oxigenul este un radiosensibilizant puternic, crescând eficacitatea unei doze date de radiații prin formarea de radicali liberi care dăunează ADN-ului.

Celulele tumorale dintr-un mediu hipoxic pot fi de 2 până la 3 ori mai rezistente la deteriorarea radiațiilor decât cele dintr-un mediu normal de oxigen. .

Multe cercetări au fost dedicate depășirii hipoxiei, inclusiv utilizarea rezervoarelor de oxigen de înaltă presiune, terapia hipertermiei (terapie termică care dilată vasele de sânge până la locul tumorii),

înlocuitori de sânge care transportă oxigen, medicamente radiosensibilizante pentru celulele hipoxice, cum ar fi misonidazolul și metronidazolul și otrăvurile hipoxice, cum ar fi citotoxinele (tissutoxine). În prezent, sunt investigate abordări noi de cercetare, inclusiv investigații preclinice și clinice privind utilizarea unui compus care îmbunătățește difuzia oxigenului, cum ar fi trans crocetinatul de sodiu (TSC) ca radiosensibilizant.

Particulele încărcate, cum ar fi protonii și ionii de bor, carbon și neon, pot provoca leziuni directe ale ADN-ului celulelor canceroase prin LET ridicat (transfer liniar de energie) și au un efect anti-tumoral independent de furnizarea de oxigen tumorală, deoarece aceste particule acționează în principal prin transfer direct de energie, provocând rupturi de ADN dublu catenar.

Datorită masei lor relativ mari, protonii și alte particule încărcate au o dispersie laterală mică în țesut - fasciculul nu se lărgeste prea mult, rămâne concentrat pe forma tumorii și produce efecte secundare în doză mică asupra țesutului din jur.

Ele vizează, de asemenea, tumora mai precis folosind efectul de vârf Bragg. Consultați terapia cu protoni pentru un exemplu bun al diferitelor efecte ale terapiei cu radiații cu intensitate modulată (IMRT) față de terapia cu particule încărcate.

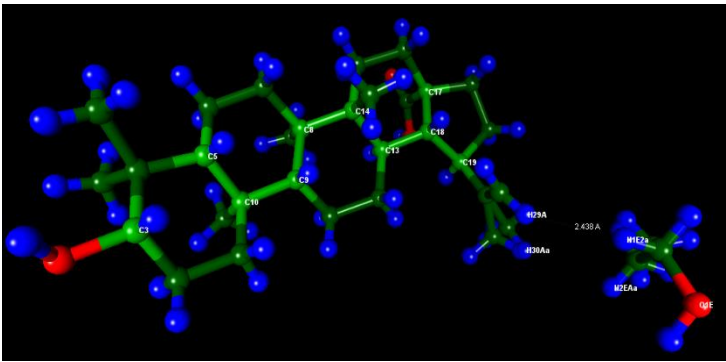
Această procedură reduce deteriorarea țesutului sănătos între sursa de radiație cu particule încărcate și tumoră și stabilește o gamă finită de leziuni tisulare după atingerea tumorii.

În schimb, utilizarea de către IMRT a particulelor neîncărcate determină ca energia să deterioreze celulele sănătoase pe măsură ce părăsește corpul. Această afectare ieșită nu este terapeutică, poate crește efectele secundare ale tratamentului și crește probabilitatea inducerii secundare a cancerului.

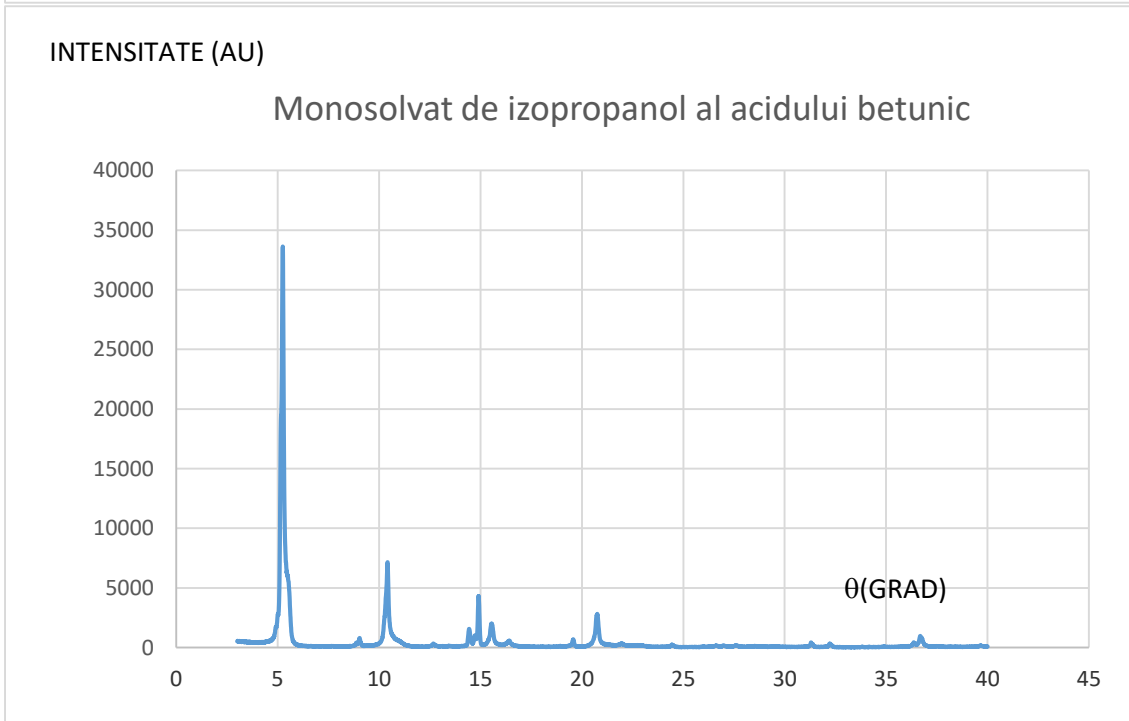
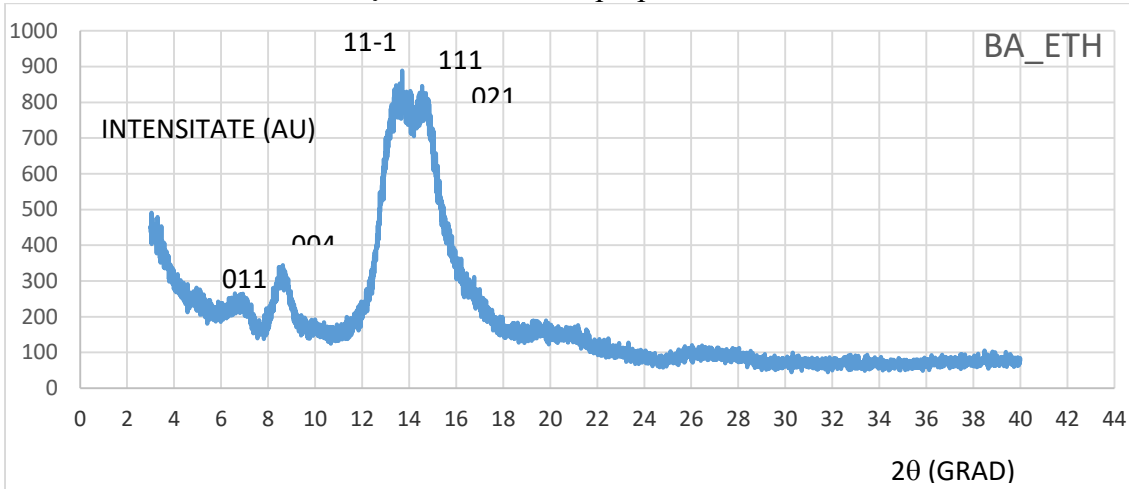
Această diferență este foarte importantă în cazurile în care apropierea de alte organe face ca orice ionizare rătăcită să fie foarte dăunătoare (de exemplu: cancer de cap și gât).

Această expunere la raze X este deosebit de dăunătoare pentru copii din cauza corpului lor în creștere și au o șansă de 30% de apariție a unei a doua malignități la 5 ani după RT inițial.

IMAGINI DE DIFRACTIE IN RAZE X PENTRU FARMACEUTICE



Acid betonic $C_{30}H_{48}O_3$ obținut în alcool izopropilic



10. OPTICA GEOMETRICĂ

Sisteme și fenomene optice

Abordări și tratare a fenomenelor optice:

- 1) Optica geometrică (imaginea conform căreia o lumină medie omogenă călătorește în linii drepte și fenomenele geometrice sunt tratate cu metode - fascicule de lumină)
- 2) Fotometrie (Studiul și măsurarea energiei transportate de radiația electromagnetică, și mai ales de lumina vizibilă; studiază energia și distribuția acestei energii pe o suprafață)
- 2) Optica undelor (propagarea luminii este percepută ca o propagare a undelor electromagnetice, iar fenomenele optice ondulatorii sunt tratate folosind metode fizice)
- 3) Optica fonică (lumina este percepută ca o „avalanșă” de particule, adică fotoni cu propria lor masă și energie)

OPTICA GEOMETRICA

Concepte cheie:

- **Sursa de lumină** (punctiformă sau nepunctiformă) - locul de plecare a razelor de lumină; dacă aceste raze se propagă într-un mediu omogen, ele diverg.
- **Obiect** - se crede în mod obișnuit că razele de lumină divergente se propagă din fiecare punct al obiectului
- **Imaginea unui obiect** - se formează ca urmare a trecerii razelor de lumină (emise de obiectul însuși) printr-un element optic (imaginea poate fi mărită sau redusă, reală sau virtuală)
- **Elemente optice** – sunt capabile să modifice traiectoria fasciculului optic care trece prin ele; elementele optice sunt folosite pentru a forma imaginea (reală sau virtuală) a unui obiect (real sau virtual)

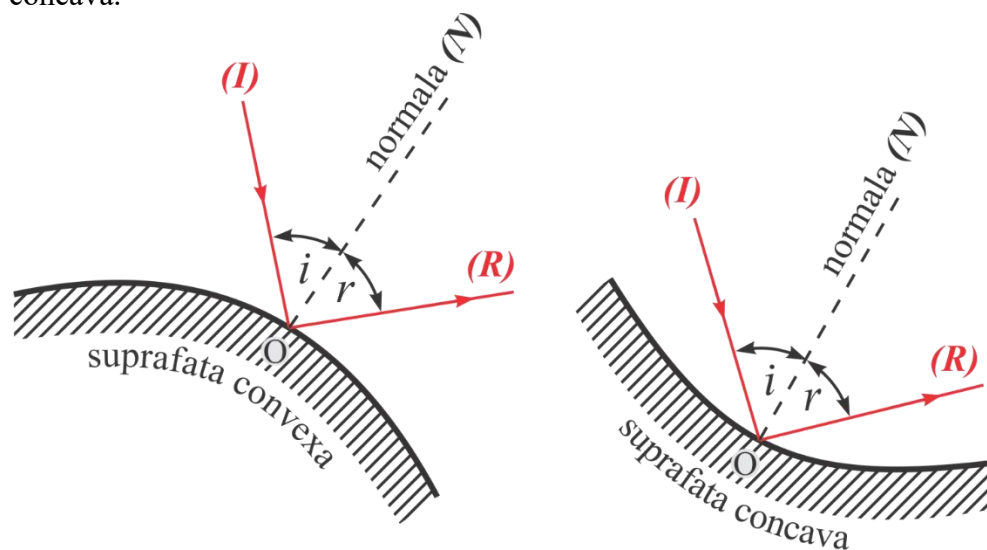
REFLEXIA LUMINII (RAZA DE LUMINĂ)

a) Fasciculul de lumină este incident (I) în punctul (O), fasciculul este reflectat din punctul (O) și este normal la suprafața în punctul de incidență (N), este construit în punctul (O); toate sunt în același plan;

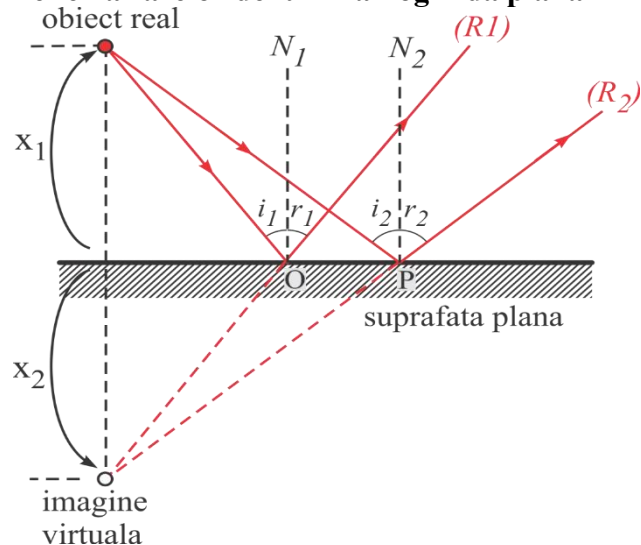
b) unghiul de incidență (i) și unghiul de reflexie (r) sunt egale.

Razele emise de o sursă de lumină punctiformă diverg, după ce sunt supuse reflexiei pe o suprafață convexă.

Razele emise de o sursă de lumină punctiformă converg, după ce sunt supuse reflexiei pe o suprafață concavă.



Reflexia razelor de lumină - oglinda plană



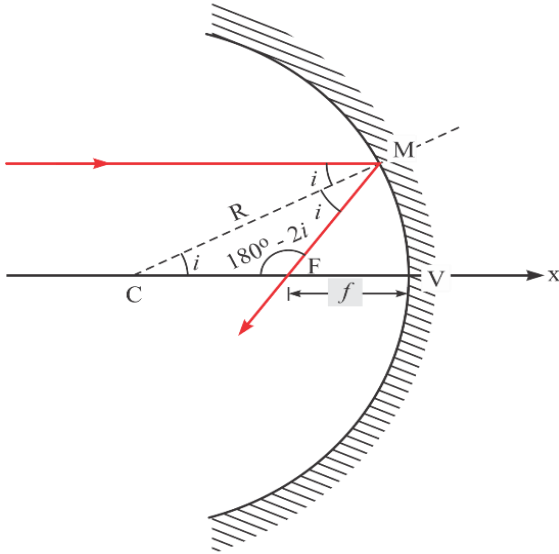
Razele de lumină emise de o sursă punctiformă (un obiect real) diverg, după ce suferă reflexia pe o suprafață plană. Ele nu se intersectează, dar extensiile lor se reunesc într-un punct și formează o imagine virtuală.

Un observator care primește razele emergente (R1) și (R2) are impresia că acestea provin din imaginea virtuală.

Imaginea virtuală se formează în partea opusă a oglinzii obiectului real și la aceeași distanță față de suprafața reflectorizantă unde se află obiectul real.

Imaginea virtuală se formează pe partea opusă a oglinzii obiectului real și la aceeași distanță de la obiectul real la suprafața reflectorizantă.

Reflexia razelor de lumină - oglindă sferică



de la ΔCFM
(teorema sinusurilor):
$$\frac{\sin(180^\circ - 2 \cdot i)}{R} = \frac{\sin i}{R - f}$$

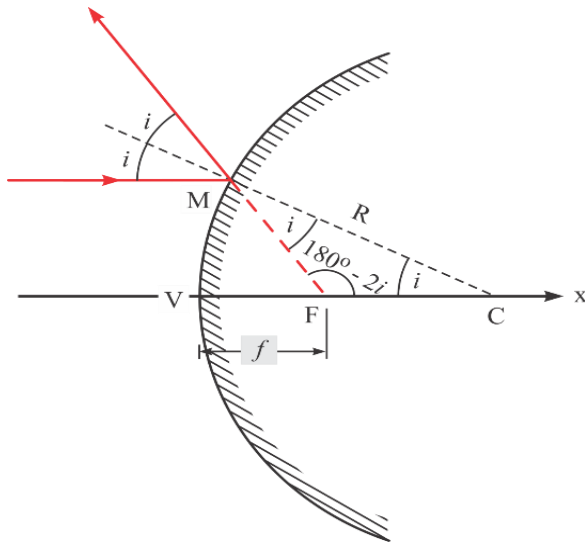
$$\frac{\sin 2 \cdot i}{R} = \frac{\sin i}{R - f}$$

$$\frac{2 \cdot \sin i \cdot \cos i}{R} = \frac{\sin i}{R - f}$$

$$f = R \cdot \left(1 - \frac{1}{2 \cdot \cos i}\right)$$

Pentru raze paraxiale: $i \approx 0^\circ$

$$\cos i \approx 1 \text{ prin urmare: } f = \frac{R}{2}$$



de la ΔCFM
(teorema sinusurilor):
$$\frac{\sin(180^\circ - 2 \cdot i)}{R} = \frac{\sin i}{R - f}$$

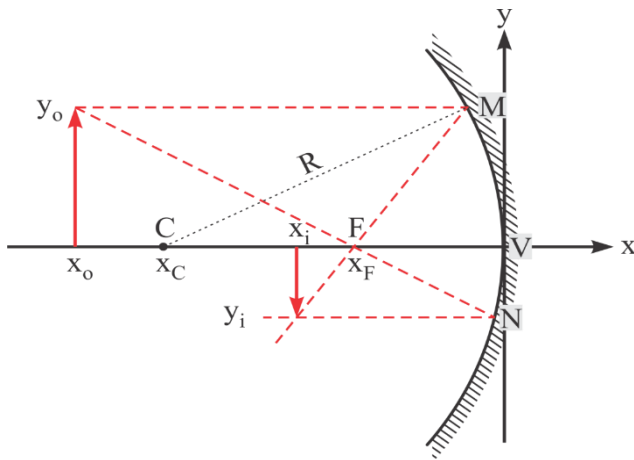
$$\frac{\sin 2 \cdot i}{R} = \frac{\sin i}{R - f}$$

$$\frac{2 \cdot \sin i \cdot \cos i}{R} = \frac{\sin i}{R - f}$$

$$f = R \cdot \left(1 - \frac{1}{2 \cdot \cos i}\right)$$

Pentru raze paraxiale: $i \approx 0^\circ$

$$\cos i \approx 1 \text{ prin urmare: } f = \frac{R}{2}$$



Mărimile fizice implicate se referă la un sistem de axe (xOy) care provine din punctul de plecare „V” al oglinzii sferice.

Imaginea se formează la intersecția razelor reale cu imaginea reală (inversată, diminuată)

Punctele conjugate ale oglinzilor sferice

Ele exprimă relația dintre locațiile obiectului și locația imaginii create ca urmare a reflectării acestuia pe oglinda sferică.

$$\frac{1}{x_F} = \frac{2}{R} \cdot \frac{\cos i}{2 \cdot \cos i - 1} \approx \frac{2}{R}$$

$$\frac{1}{x_F} \approx \frac{2}{R} \approx \frac{1}{x_o} + \frac{1}{x_i}$$

x_F – focalizarea axa „x”.

x_o – axa „x” care indică locația obiectului

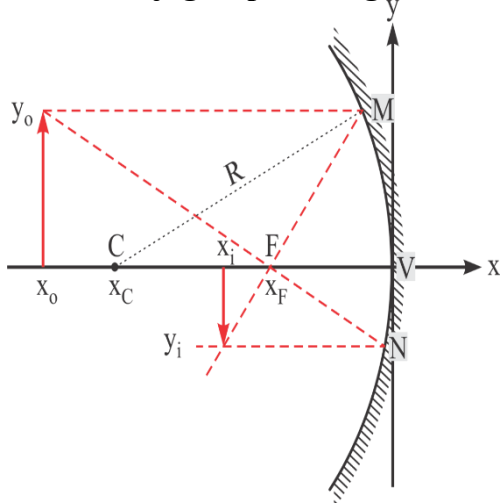
x_i – axa „x” care indică locația imaginii

x_C – axa „x” a centrului oglinzii sferice

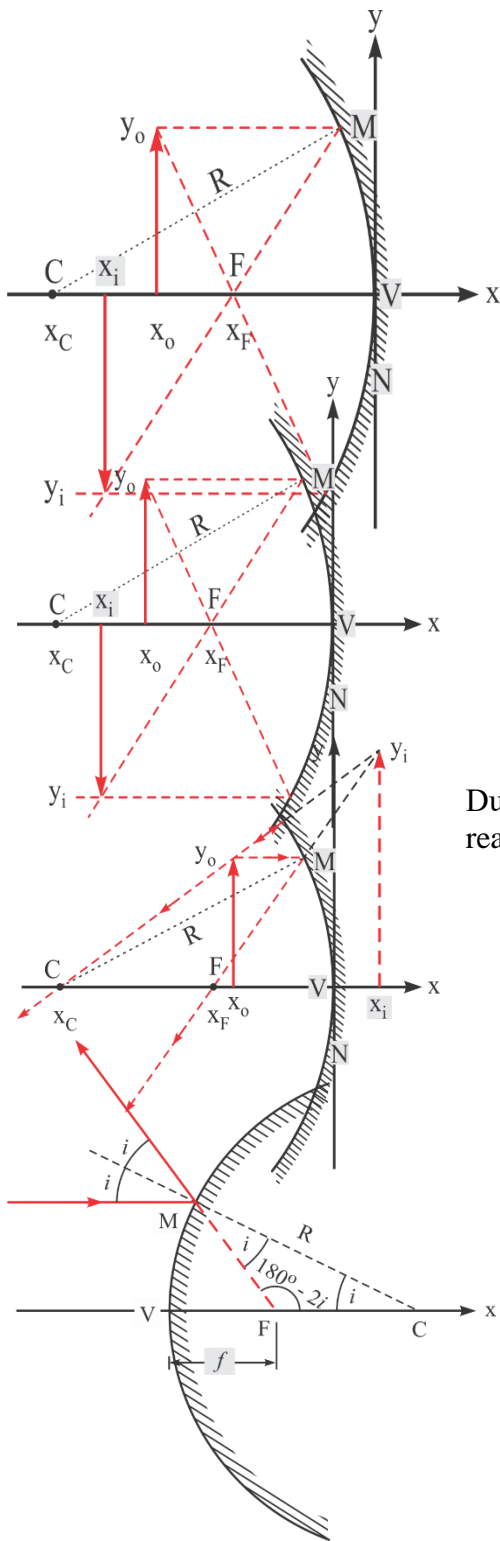
R – raza de curbură a oglinzii sferice

(semnul „R” este același cu semnul axei centrale „C”)

Puncte conjugate pentru oglinzi sferice. Relația obiect-imagie



Dacă obiectul este situat mai departe de raza oglinzii sferice „R” din punctul „V”, atunci oglinda concavă dă o imagine reală, inversată și diminuată (relativă la obiect).



Dacă obiectul este situat între centrul și focalizarea oglinzii sferice, atunci oglinda concavă oferă o imagine reală, inversată și mărită (față de obiect).

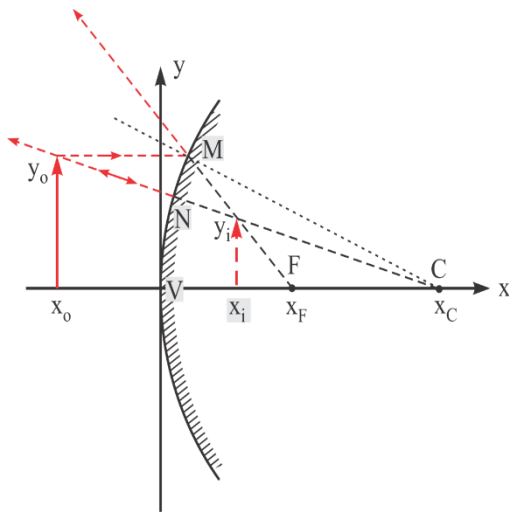
Dacă obiectul este situat în centrul oglinzii sferice, atunci oglinda concavă oferă o imagine reală, inversată, de aceeași dimensiune ca și obiectul.

După reflexie, imaginea se formează la intersecția razelor reale. Poza este reală.

După reflexie, imaginea se formează la intersecția prelungirii razelor reale. Imaginea este virtuală.

Focalizarea unei oglinzi convexe este virtuală (se formează la prelungirea razelor reale) :

$$\frac{1}{x_F} = \frac{2}{R} \cdot \frac{\cos i}{2 \cdot \cos i - 1} \approx \frac{2}{R}$$



In ceea ce priveste oglinzile sferice convexe, imaginea unui obiect real este intotdeauna virtuala si micsorata in raport cu obiectul (este formata prin extinderea razelor reale).

$\text{semn}(R) = \text{semn}(x, C)$

$$\frac{1}{x_F} \approx \frac{2}{R} \approx \frac{1}{x_o} + \frac{1}{x_i}$$

Reguli de raportare a punctelor conjugate la un sistem de referinta:

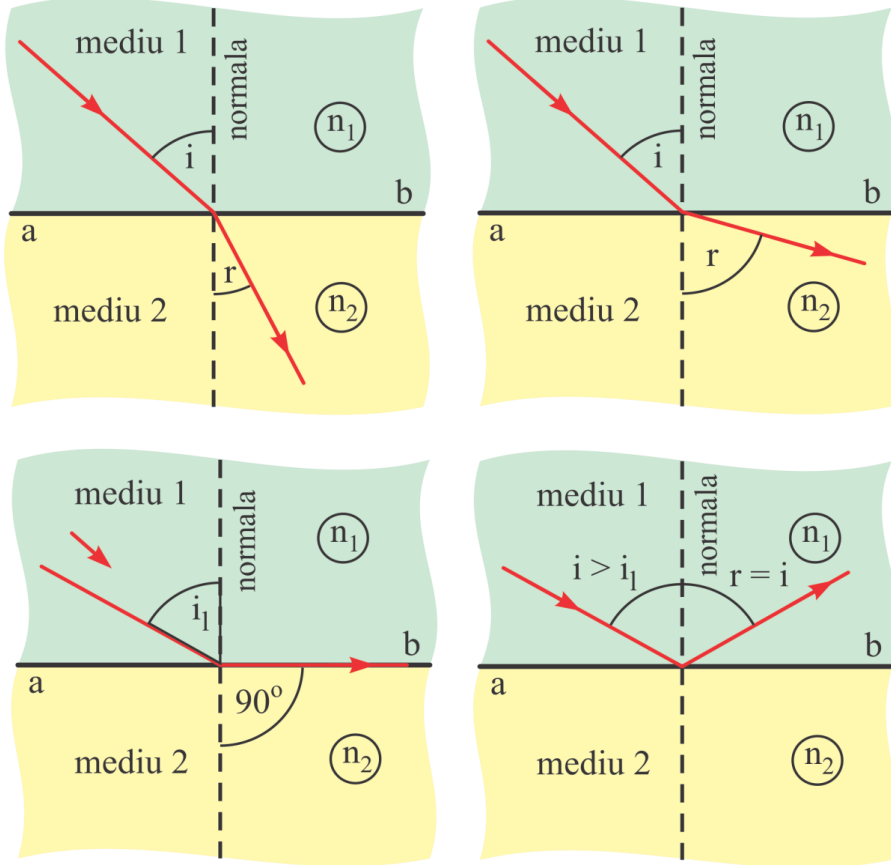
- 1) Originea sistemului de referinta este in varful "V" al oglinzii sferice.
- 2) Axa "x" coincide cu axa optica a oglinzii.
- 3) Sensul luminii incidente (care se indreapta de la obiect spre oglinda) defineste sensul pozitiv al axei "x".
- 4) Distanta focala a oglinzii concave este pozitiva.
- 5) Distanta focala a oglinzii convexe este negativa.
- 6) *Atat la oglinzile concave, cat si la cele convexe, coordonata locatiei obiectului (" x_o "), coordonata locatiei imaginii (" x_i ") si focarul oglinzii (" f ") satisfac*

relatia punctelor conjugate: $-\frac{1}{f} = \frac{1}{x_o} + \frac{1}{x_i}$

REFRAȚIA LUMINII

Raza incidentă, raza refractată și cea normală la suprafața de separare sunt coplanare.

Din punct de vedere al refracției, mediile se caracterizează prin „indicele de refracție” (n_1 și n_2)



legea lui Snellius $\frac{\sin r}{\sin i} = \frac{n_1}{n_2}$

Unghiul limită de incidență (i_1) ($r = 90^\circ$)

$$\frac{1}{\sin i_1} = \frac{n_1}{n_2}$$

$$(n_2 < n_1)$$

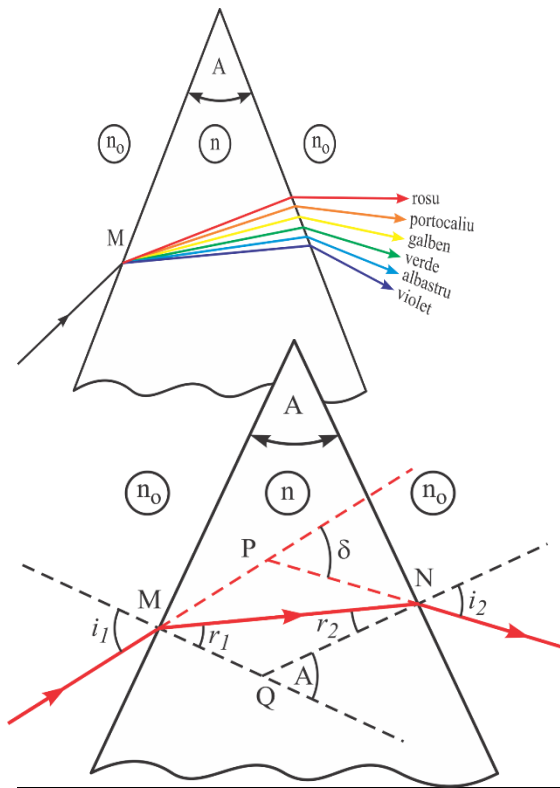
Indicele de refracție este o mărime fizică a-dimensională.

Indicele de refracție în vid $n_v = 1$.

Indicele de refracție al unui mediu este raportul dintre viteza de propagare a luminii în vid c și viteza de propagare a luminii în acel mediu, v .

PRISMA OPTICĂ

Descompunerea luminii policromatice de către prisma optică



$$\text{de } \triangle MQN \Rightarrow \hat{A} = r_1 + r_2$$

$$\text{de } \triangle MPN \Rightarrow \begin{cases} \delta = (i_1 - r_1) + (i_2 - r_2) \\ \delta = i_1 + i_2 - \hat{A} \end{cases}$$

culoare	$\lambda(\text{m})$	$f(\text{THz})$
infraroșu	> 750	< 400
roșu	650 - 750	462 - 400
portocale	585 - 650	513 - 462
GALBEN	575 - 585	522 - 513
Verde	490 - 575	612 - 522
albastru	420 - 490	714 - 612
Violet	380 - 420	789 - 714
ultraviolet	< 380	> 789

Indicele de refracție în mediile optice depinde de lungimea de undă a luminii incidente (acesta este fenomenul de dispersie). Lumina albă este un amestec de componente la diferite lungimi de undă.

Prin urmare, atunci când lumina albă inchiide suprafața emergentă, direcția de propagare depinde de lungimea de undă a componentelor.

Abaterea minimă a prisme optice

Dacă drumul optic al luminii în interiorul prisme este perpendicular pe bisectoarea unghiului de refracție (unghiul punctului „A”), atunci abaterea „d” este minimă.

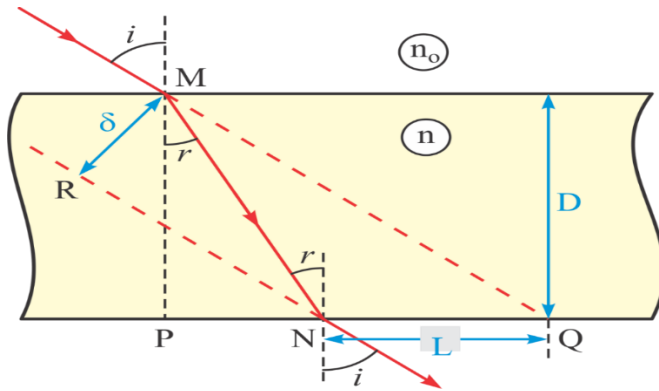
În acest caz, $i_1 = i_2 = i$ dacă $r_1 = r_2 = r$

$$\hat{A} = 2 \cdot r \quad ; \quad \delta_{\min} = 2 \cdot i - \hat{A}$$

$$r = \frac{\hat{A}}{2} \quad ; \quad i = \frac{\delta_{\min} + \hat{A}}{2}$$

$$\frac{n}{n_o} = \frac{\sin i}{\sin r} = \frac{\sin \frac{\delta_{\min} + \hat{A}}{2}}{\sin \frac{\hat{A}}{2}}$$

REFRAȚIA LUMINII PE PLACA PLAN-PARELELĂ



$$\begin{cases} \text{De } \triangle MNR \Rightarrow \delta = MN \cdot \sin(i - r) \\ \text{De } \triangle MNP \Rightarrow D = MN \cdot \cos r \end{cases}$$

Împărțind membrii unul câte unul, avem ca rezultat:

$$\frac{\delta}{D} = \frac{\sin(i - r)}{\cos r}$$

$$\delta = D \cdot \frac{\sin(i - r)}{\cos r}$$

$$\begin{cases} \text{de } \triangle MQP \Rightarrow PQ = D \cdot \operatorname{tgi} \\ \text{de } \triangle MNP \Rightarrow PN = D \cdot \operatorname{tgr} \end{cases}$$

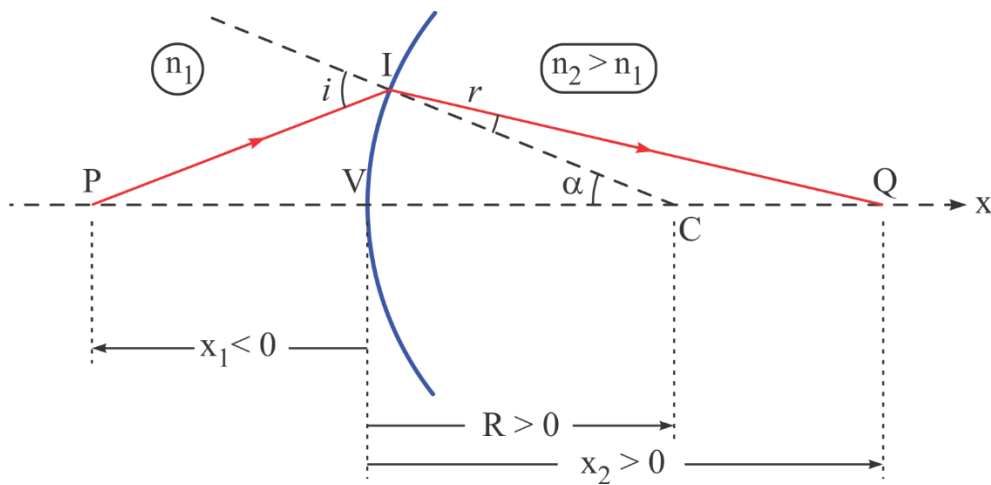
Scăzând cele două relații, una câte una, obținem acest rezultat:

$$L = PQ - PN$$

$$L = D \cdot (\operatorname{tgi} - \operatorname{tgr})$$

REFRAȚIA LUMINII PE SUPRAFAȚA SFERICĂ.

DIOPTRIA SFERICĂ



Teorema sinusurilor pentru ΔPIC : $\frac{PC}{\sin(\pi - i)} = \frac{PI}{\sin \alpha}$ și $\frac{-x_1 + R}{\sin i} = \frac{-x_1}{\sin \alpha}$

Teorema sinusului pentru ΔQIC : $\frac{QC}{\sin r} = \frac{QI}{\sin(\pi - \alpha)}$ și $\frac{x_2 - R}{\sin r} = \frac{x_2}{\sin \alpha}$

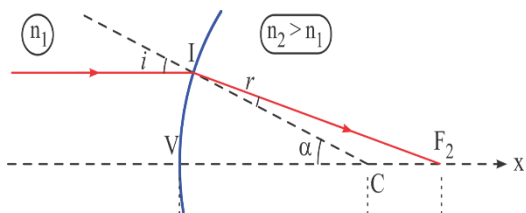
$$\frac{-x_1 + R}{\sin i} = \frac{-x_1}{\sin \alpha}$$

$$\frac{x_2 - R}{\sin r} = \frac{x_2}{\sin \alpha}$$

$$\Rightarrow \frac{\sin i}{\sin r} = \frac{n_2}{n_1} \text{ (relația Snellius)}$$

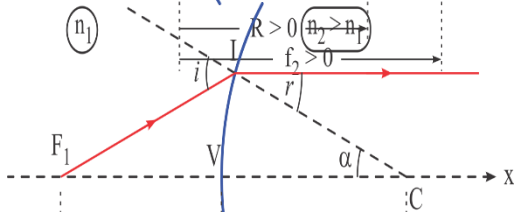
$$\frac{\sin i}{\sin r} = \frac{-x_1 + R}{-x_1} \cdot \frac{x_2}{x_2 - R} = \frac{n_2}{n_1}$$

$$\Rightarrow \frac{n_2}{x_2} - \frac{n_1}{x_1} = \frac{n_2 - n_1}{R} \text{ Ecuația punctelor conjugate P și Q}$$



Dacă $x_1 \rightarrow -\infty$ atunci $x_2 \rightarrow f_2$; $\frac{n_2}{f_2} = \frac{n_2 - n_1}{R}$ dacă obținem $f_2 >$

R
Deci F_2 este focalizarea imaginii

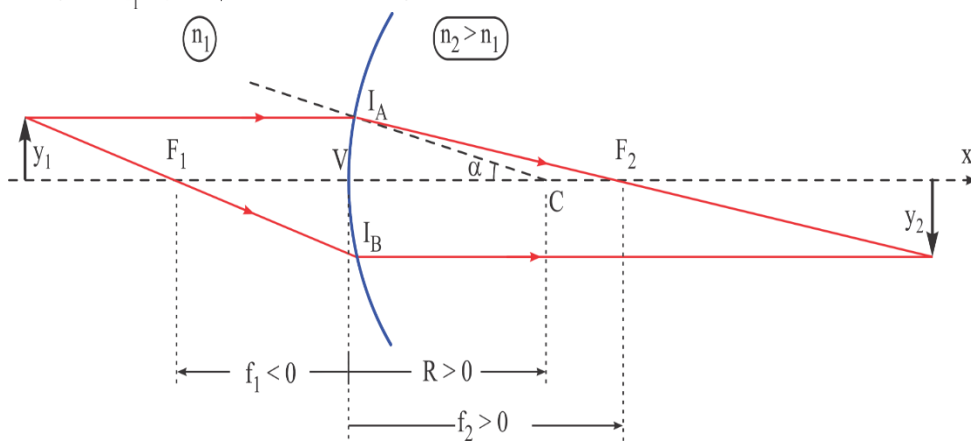


dacă $x_2 \rightarrow \infty$ apoi $x_1 \rightarrow f_1$; _

$$-\frac{n_1}{f_1} = \frac{n_2 - n_1}{R}$$

F_1 este focalizarea obiectului

F_1 poate avea o valoare absolută mai mică sau mai mare față de R , în funcție de valorile concrete ale indicilor de refracție n_1 și n_2 .

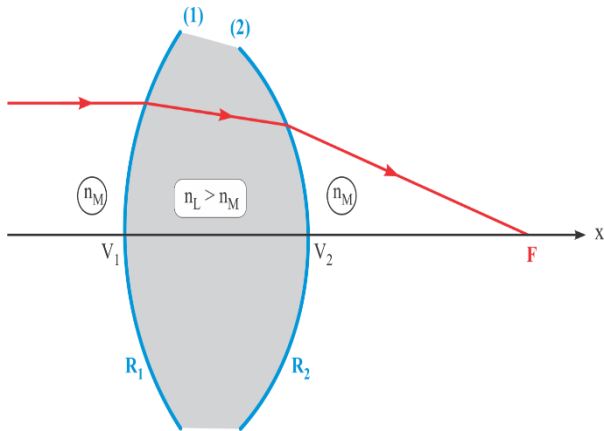


Distanța obiect-dioptrie este mai mare decât distanța corespunzătoare punctului F_1 (focalizarea obiectului).

Imaginea (reală) se formează la intersecția razelor reale din spațiul imaginii.

Imaginea reală este inversată în raport cu poziția obiectului.

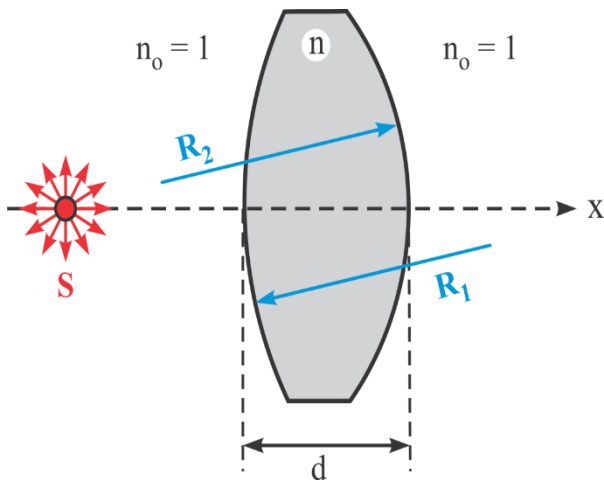
LENTILE



Daca lumina traverseaza consecutiv doi diopri sferici, iar spatiul dintre diopri are alt indice de refractie decat spatiul din exteriorul lor, atunci perechea de diopri formeaza o "lentila".

Daca indicele de refractie al lentilei (n_L) este mai mare decat indicele de refractie al mediului exterior (n_M), atunci lentila este convergenta, iar raza de lumina, ca urmare a trecerii prin lentila, este deviata spre axa optica a lentilei (axa V_1, V_2, x)

ECUAȚIA „SLEFUITORILOR DE LENTILE”



Convenții privind semnul razelor de curbura:

- suprafața mai apropiată de sursă (obiect) are numărul de ordine "1"
- suprafața mai îndepărtată de sursă (obiect) are numărul de ordine "2"
- dacă centrul unei suprafețe se află pe semidreapta negativă a axei x, atunci raza respectivă este negativă – în caz contrar este pozitivă

ecuația „slefuitorilor de lentile” SE SCRIE

$$\frac{1}{f} = (n - 1) \cdot \left[\frac{1}{R_1} - \frac{1}{R_2} - \frac{(n - 1) \cdot d}{n \cdot R_1 \cdot R_2} \right]$$

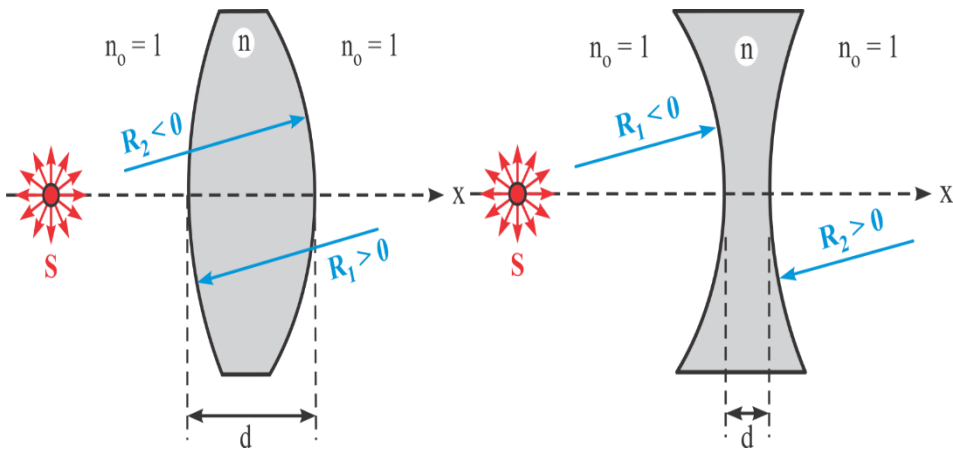
f = distanța focală a lentilei (distanța focală a lentilei)

$f > 0$ pentru lentile convergente

$f < 0$ pentru lentile divergente

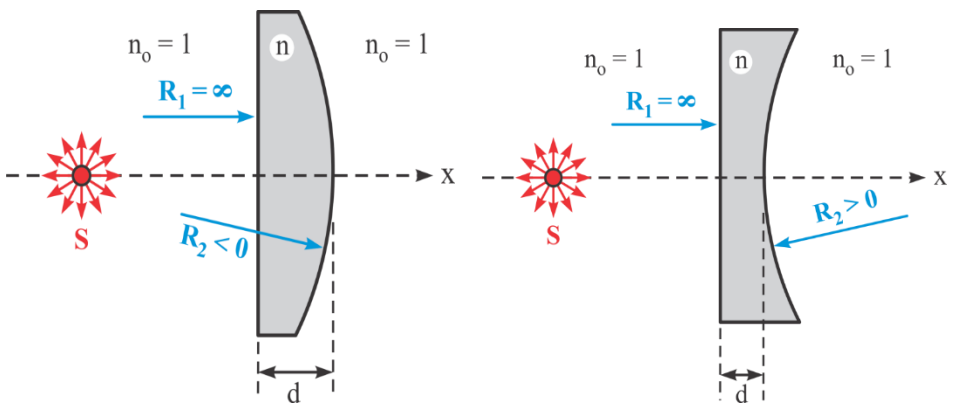
n = indicele de refracție al lentilei

R_1 dacă $R_2 =$ razele de curbură ale suprafețelor (pentru exemplul ilustrat $R_1 > 0$ dacă $R_2 < 0$)



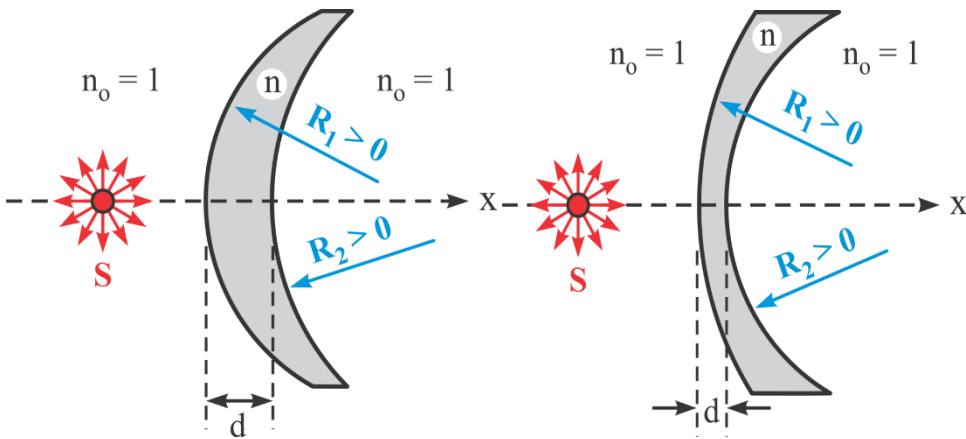
Lentila biconvexa

Lentila biconcava



Lentila plan-convexă

Lentila plan-concavă



Lentila convergentă

Lentila divergentă

Dacă indicele de refracție (n) al materialului lentilei este mai mare decât indicele de refracție al mediului, atunci...

... o lentilă mai groasă la mijloc și mai subțire la capăt este convergentă.

... o lentilă mai subțire la mijloc și mai groasă la capăt este divergentă.

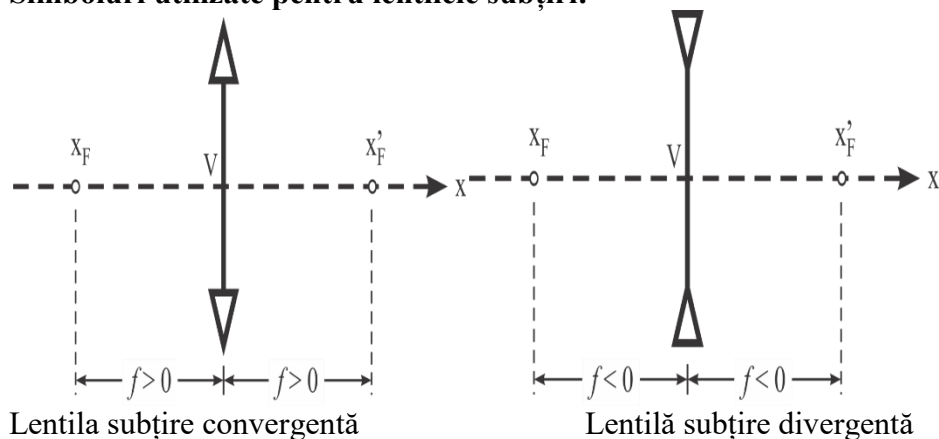
Aproximarea lentilelor subțiri. Aproximație Gaussiană

luate în considerare doar razele incidente foarte apropiate de axa optică a lentilei (razele paraxiale); când unghiul de incidență „i” este aproape zero, atunci $\cos(i) \approx 1$

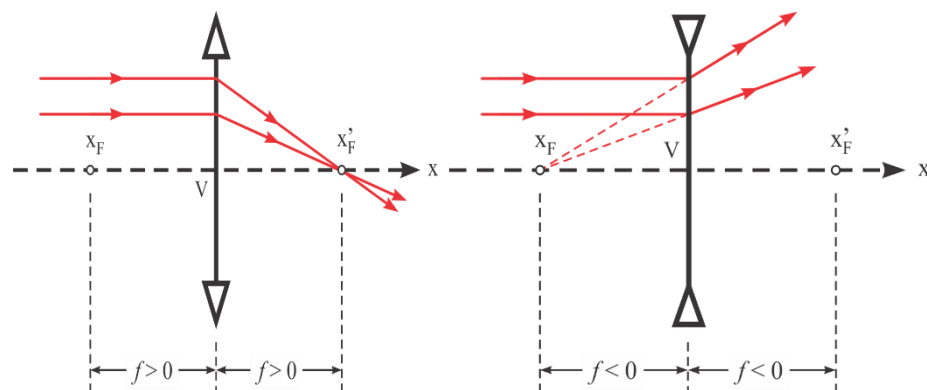
Aproximarea lentilelor subțiri: grosimea „d” a lentilei este neglijabilă.

$$\frac{1}{f} = (n-1) \cdot \left[\frac{1}{R_1} - \frac{1}{R_2} - \frac{(n-1) \cdot d}{n \cdot R_1 \cdot R_2} \right] \approx (n-1) \left(\frac{1}{R_1} - \frac{1}{R_2} \right)$$

Simboluri utilizate pentru lentilele subțiri:



Comportamentul optic al lentilelor subțiri în aproximația gaussiană



Relația punctelor conjugate

$$\frac{1}{f} = \frac{1}{x_i} - \frac{1}{x_o}$$

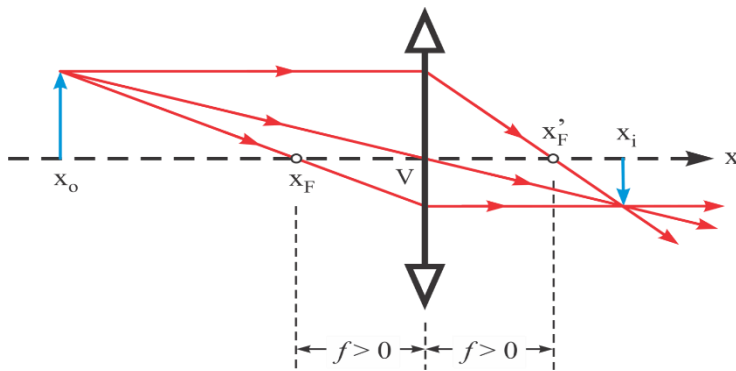
unde

f este distanța focală a lentilei (pozitivă la lentile convergente, negativă la lentile divergente)

x_i este coordonata locației imaginii (în raport cu punctul "V" considerat origine)

x_o este coordonata locației obiectului real (în raport cu punctul "V" considerat origine)

sensul pozitiv al axei "x" coincide cu sensul de propagare a rezelor de la sursa spre lentila

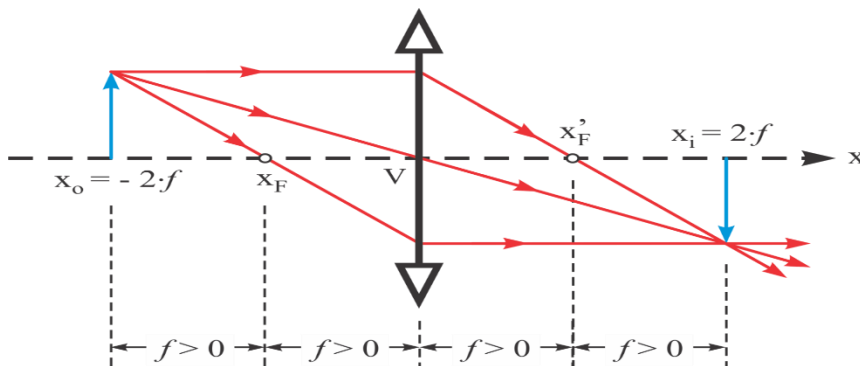


Daca obiectul real este situat la o distanta mai mare de $2 \cdot f$ fata de obiectiv, atunci imaginea este reala, diminuata, inversata. Se formează la o distanță mai mare decât f și mai mică de $2 \cdot f$, față de lentilă.

$$\beta = \frac{x_i}{x_o} < 0 \text{ (image renversee)}$$

Mărirea transversală (β):

$$\text{si } \frac{|x_i|}{|x_o|} < 1 \text{ (image diminuee)}$$

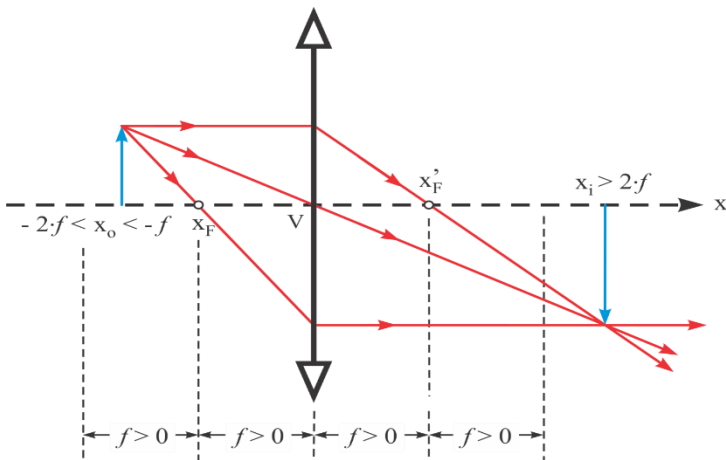


Daca obiectul real se afla la distanta de $2 \cdot f$ fata de lentila ($x_o = 2 \cdot f$), atunci imaginea este reala, inversata, de aceeași dimensiune cu obiectul și se formează la distanța $2 \cdot f$ fata de lentila.

$$\beta = \frac{x_i}{x_o} < 0 \text{ (image rasturnata)}$$

Mărirea transversală (β):

$$\text{si } \frac{|x_i|}{|x_o|} < 1 \text{ (image micșorata)}$$

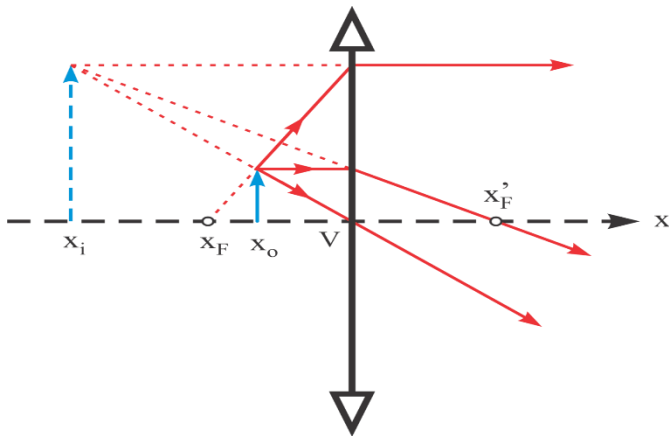


Daca obiectul real se gaseste la distanta de $2\bullet f$ de lentila ($x_o = 2\bullet f$), atunci imaginea este reala, rasturnata, de aceeasi marime cu obiectul si se formeaza la distanta de $2\bullet f$ de lentila.

$$\beta = \frac{x_i}{x_o} < 0 \text{ (imagine reala rasturnata)}$$

$$\text{si } \frac{|x_i|}{|x_o|} = 1 \text{ (imagine de aceeasi marime cu obiectul)}$$

Marirea transversală (β)



Daca obiectul real se gaseste intre focar si lentila ($x_o > -f$) atunci imaginea se formeaza la intersectia prelungirii razelor reale (imaginea este virtuala). Imaginea este orientata la fel ca obiectul si este marita fata de obiect.

$$\beta = \frac{x_i}{x_o} > 0 \text{ (imagine virtuala dreapta)}$$

$$\text{si } \frac{|x_i|}{|x_o|} > 1 \text{ (imagine mai mare decat obiectul)}$$

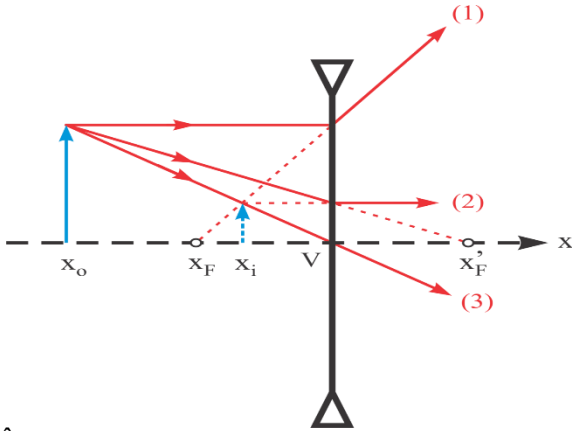
Marirea transversala (b) este

Dacă obiectul real se află între punctul focal și lentilă ($x_o > f$), atunci imaginea se formează la intersecția prelungită a razelor reale (imaginea este virtuală). Imaginea este orientată similar obiectului și este mărită în raport cu obiectul.

$$\beta = \frac{x_i}{x_o} > 0 \text{ (imagine virtuala dreapta)}$$

Creșterea transversală (β)

$$\text{si } \frac{|x_i|}{|x_o|} > 1 \text{ (image est est agrandie par rapport a l'objet.)}$$



În orice poziție a obiectului real, lentilele divergente formează o imagine doar la intersecția prelungită a razelor reale.

Imaginea este virtuală, orientată similar obiectului și diminuată în raport cu acesta.

Distanța focală a lentilelor divergente este negativă.

Ecuția punctului conjugat este: $\frac{1}{f} = \frac{1}{x_i} - \frac{1}{x_o}$

INTRODUCERE ÎN MICROSCOPIA OPTICĂ

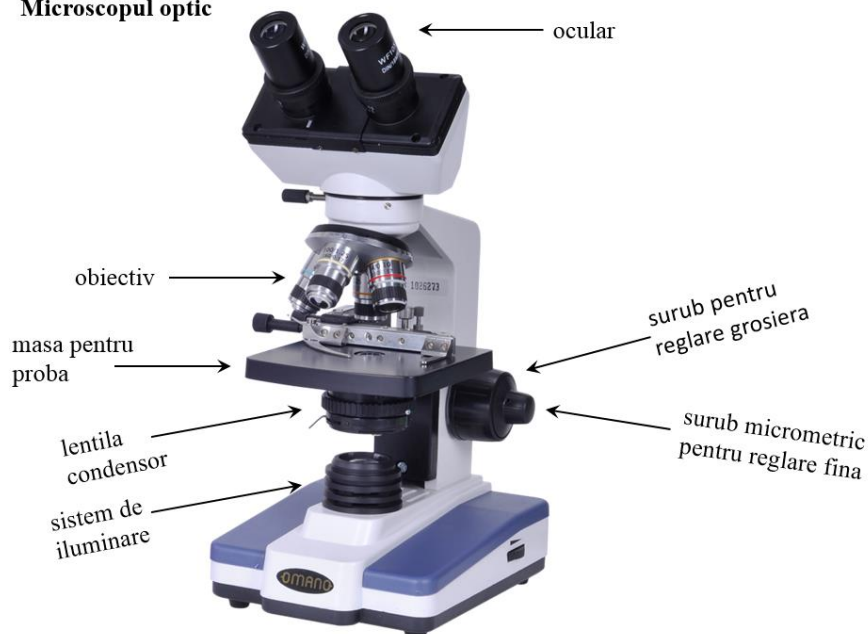


Noțiuni introductive

Microscopia optică în transmisie

- Lumina trece prin probă sub microscopul optic;
- Lumina este absorbită diferit de diferitele componente ale probei;
- Adesea este nevoie de colorarea artificială a probei pentru a evidenția mai bine componentele celulare specifice etc.;
- Imaginea finală este virtuală, mărită și inversată.

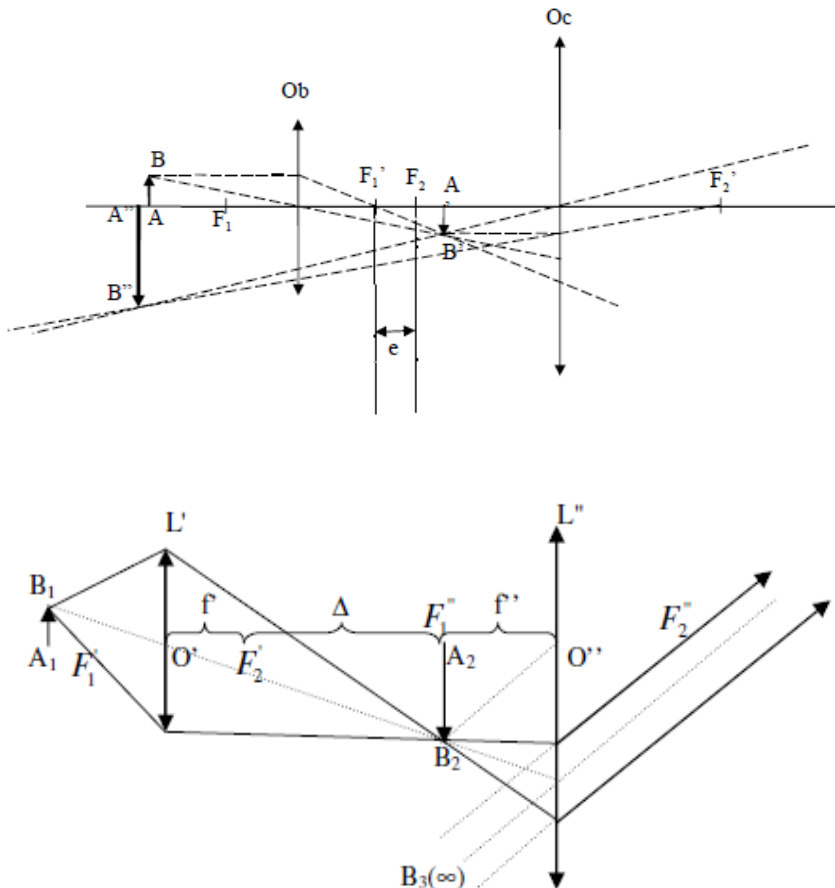
Microscopul optic



Microscopul este un instrument optic care oferă o imagine mult mărită a unui obiect, făcând astfel posibilă distingerea detaliilor care nu sunt vizibile cu ochiul liber.

Din punct de vedere optic, microscopul este o asociere a celor două sisteme centrale: obiectivul care este un sistem convergent la o distanță focală foarte redusă (de câțiva milimetri), iar ocularul, tot un sistem convergent, dar la o distanță focală lărgită (de câțiva centimetri).

FORMAREA IMAGINII ÎN MICROSCOPUL OPTIC



Este în general acceptat că obiectivul L' , precum și ocularul L'' sunt lentile subțiri. Obiectivul oferă o imagine A_2B_2 reală, mărită și inversată a unui obiect mic A_1B_1 , care este plasat între punctul focal al obiectivului și de două ori distanța focală a acestuia (mai aproape de punctul focal). Ocularul este plasat în așa fel încât imaginea să fie mărită ca și punctul focal al ochiului. sticlă și oferă o imagine virtuală A_3B_3 mărită și inversată față de obiectul A_1B_1 . Pentru a distinge clar imaginea A_3B_3 , și anume pentru reglarea microscopului, ansamblul format din obiectiv și ocular este deplasat în raport cu obiectul A_1B_1 , până când imaginea finală se formează între punctum remotum și punctum remotum și punctum ochi proximal (la o distanță normală de efort proximal, fără efort. infinit) fără acomodare, microscopul este mutat astfel încât imaginea A_2B_2 , dată de obiectiv, să se formeze în focalizarea-obiect al ocularului F_1'' .

OCHIUL CA INSTRUMENT OPTIC

Forma globului ocular este aproximativ sferică.

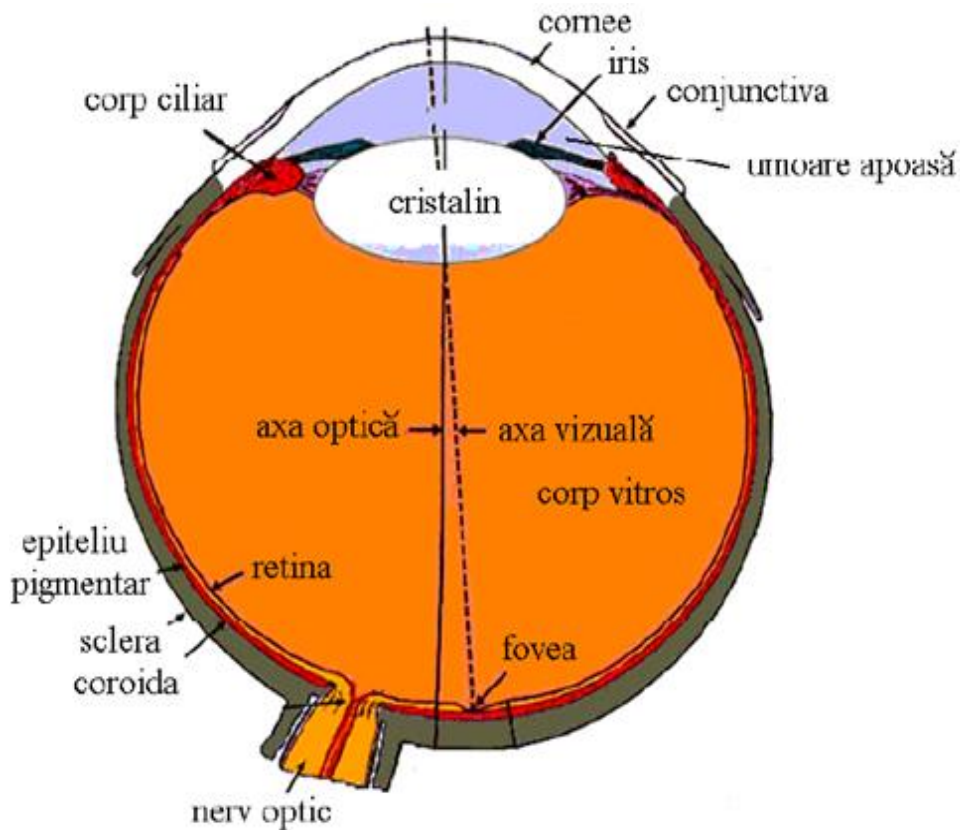
Centrul de curbură anterior al globului ocular se numește **pol anterior (PA)**, iar celălalt se numește **pol posterior (PP)**.

Linia care unește cei doi poli se numește **axă optică**.

Axa vizuală trece prin corneea și foveea centrală.

Cele două axe se intersectează într-un punct din spatele centrului lentilei.

Cristalinul, corneea, umoarea apoasă și corpul vitros formează mediile de refracție ale ochiului.



Indicii de refracție ai acestor medii sunt după cum urmează:

Corneea: $n = 1,37$

Umoarea apoasă: $n = 1,33$

Lentila: $n = 1,413$ (1,375 până la 1,473)

Corpul vitros: $n = 1,33$

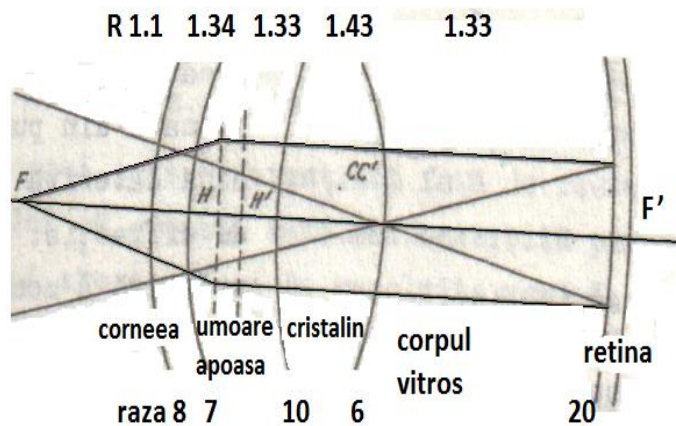
Pentru ca indicii de refractie ai corneei , umorii apoase , si corpului vitros sunt aceeasi se considera ca ochiul are practic doar 2 suprafete de refractie:

1. suprafata anterioara de la contactul cu aerul
2. cristalinul care este inconjurat de un mediu de refractie uniform.

Intregul ochi are o putere de difractie de 60-65 dioptri.

Pentru a determina drumul razelor de lumina in formarea imaginii este necesara cunoasterea curburilor urmatoarelor suprafete:

- raza suprafetei anterioare corneei: $R=7,7\text{ mm}$
- raza suprafetei exterioare corneei: $R=6,8\text{ mm}$
- raza suprafetei anterioare cristalinului: $R= 12,6\text{ mm}$
- raza suprafetei posterioare cristalinului: $R= 6,0\text{ mm}$



Din punct de vedere fizic ochiul este un aparat neperfectiionat. Imperfectiunile se explica prin:

- O sfericitate defectuoasa a mediilor de refractie
- **Putere de refractie a cristalinului paralela cu meridianul vertical este mai mare cu 0,5-1,25 dioptri fata de cel orizontal**
- Cristalinul prezinta aberatie de sfericitate si cromatica
- Corpul vitros este un mediu optic neomogen

FORMAREA IMAGINII LA NIVELUL OCHIULUI UMAN

La nivelul anatomiei ochiului uman se disting trei sisteme optice:

1. Sistemul format din trei componente: aer, corneea și umoare apoasă.
2. Sistemul format din cristalin care acționează ca o lentilă biconvexă.
3. Sistemul format din corpul vitros.

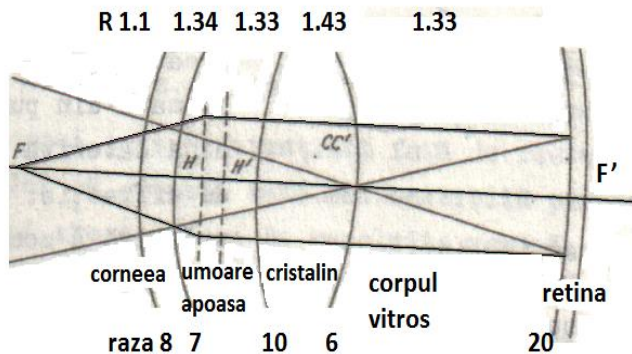
Pentru formarea imaginii în ochiul cu atâtea medii de refracție se utilizează

TEOREMA LUI GAUSS: orice sistem optic format din suprafețe sferice cu centre situate pe axa principală are 3 perechi de puncte cardinale:

- două puncte principale H și H' prin care trec două plane principale
- un focar anterior F și unul posterior F'
- două puncte nodale C și C'.

Aceste puncte sunt situate la ochi după cum urmează:

- Cele două puncte H și H' și planele principale sunt situate în camera anterioară la 2 cm în spatele corneei.
- Focarul anterior F este situat la 15.7 mm în fața corneei iar F' este plasat pe retina.
- Razele de lumină provenite din F devin paralele.
- Cele două focare F și F' sunt focarele principale ale unei singure lentile (cristalinul)
- Punctele C și C' fiind foarte apropiate se consideră a fi unul singur, poziția lor fiind în apropiere de fața posterioară a cristalinului.

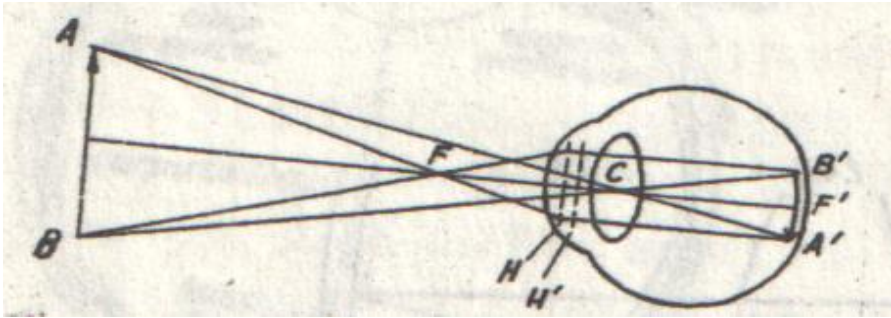


Z. Simon, Fl. Rottemberg, Gh.I. Mihalas, Biofizica, Lito IMT, 1989

Poziția celor 6 puncte este :

- Suprafața anterioară a corneei este în poziția 0.
- Primul punct principal H este situat la 1.7 mm de corneea
- Al doilea punct principal H' este situat la 2 mm de corneea
- Punctul nodal C se află la 7 mm față de corneea
- Punctul nodal C' se află la 7.3 mm față de corneea
- Focarul anterior F este așezat la 15.7 mm față de suprafața anterioară a corneei
- Focarul posterior F' este așezat la 24.1 mm față de suprafața anterioară a corneei
- Distanța de la retina la centrul optic este 17.0 mm ceea ce da o putere de refracție a ochiului de 58- 65 dioptri

Formarea imaginii la nivelul ochiului uman



Pe baza măsurătorilor anterioare se poate construi imaginea pe retina.

Imaginea pe retina este inversată față de obiect.

Reinversarea imaginii este o funcție cerebrală.

Imaginea creată pe retina nu este formată din puncte de lumină datorită fenomenului de difracție.

Dimensiunea relativă a zonei centrale variază în raport invers proporțional cu diametrul pupilei și direct proporțional cu lungimea de undă a luminii. Nu toată lumina care intră în ochi este focalizată la nivelul retinei datorită naturii coloidale a mediilor oculare care nu sunt perfect omogene, de aceea o parte din lumină este dispersată. Cantitatea de lumină dispersată este direct proporțională cu patratul dimensiunii particulelor și invers proporțională cu puterea a patra a lungimii de undă (Rayleigh).

ACOMODATIA

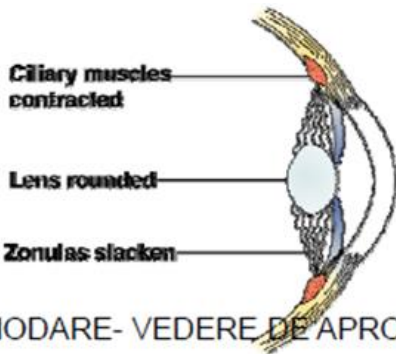
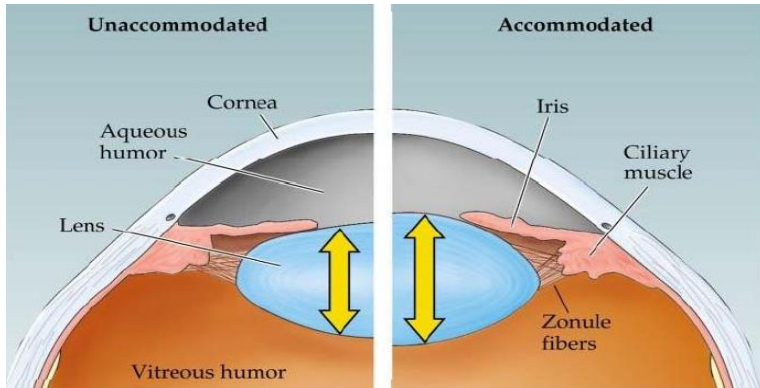
Capacitatea cristalinului de a-și modifica puterea de refracție pentru a asigura o imagine clară atât la distanță cât și aproape.

Cristalinul are o putere de refracție diferentiată în funcție de vârstă: la tineri, între 20 și 34 dioptrii; la adulții mijlocii între 20 și 23 dioptrii; la bătrâni, între 20 și 21 dioptrii.

La realizarea acomodatiei participă:

- Cristalinul
- Ligamentul suspensor (20 zonule/ligamente)
- Mușchiul ciliar (componenta/fibrele circulare este cea mai importantă)
- Controlul parasimpatic este cel mai important și controlul simpatic are o importanță secundară.

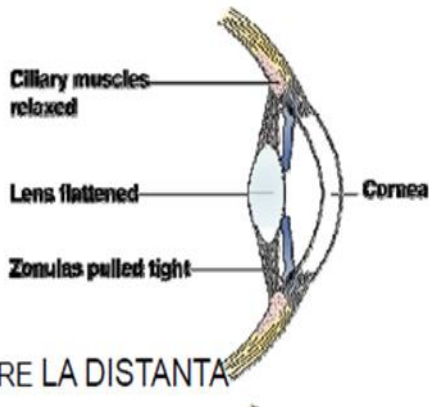
ACOMODAREA



ACOMODAREA pentru vedere de aproape

Mușchii ciliari se contractă.
Zonula ciliară se relaxează.
Cristalinul se umflă spontan.
Devine mai convergent.
Imaginea este mutată înainte.

ACOMODARE- VEDERE DE APROAPE



ACOMODAREA pentru vedere la distanta

Mușchii ciliari se relaxeaza.
Fibrele zonulei sunt întinse.
Cristalinul se aplatizează spontan.
Convergența este în scădere.
Imaginea este mutată înapoi.

VEDERE LA DISTANTA

DEFECTE VIZUALE

- **OCHI EMETROPIC (NORMAL)**
- **OCHI MIOPIC**
- **OCHI PREZBIOPIC**
- **OCHI HIPERMETROPIC**
- **OCHI CU DEFECTE DE ASTIGMATISM**

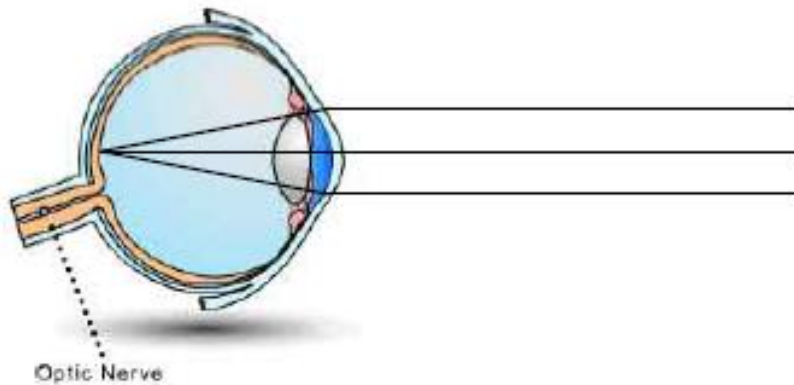
OCHIUL EMETROPIC

Când mușchiul ciliar este complet relaxat, focalizarea imaginii obiectelor îndepărtate este pe retină.

Ochiul are un raport adecvat între puterea de refracție a mediului și lungimea axei.

Lungimea normală a axei este de aproximativ 21-23 mm.

Puterea de refracție a corneei este de aproximativ 39-44 dioptrii, în timp ce cea a cristalinului este de 19-23 dioptrii.



PUNCTUM PROXIMUM

Este cel mai apropiat punct de ochi din care un obiect poate fi văzut clar în condiții de acomodare completă: 25 cm pentru ochiul emetropic.

PUNCTUM REMOTUM

Acesta este punctul cel mai apropiat de ochi din care un obiect poate fi văzut clar fără acomodare: 6 cm pentru ochiul emetropic.

A. Neagu, M. Neagu, Curs de Biofizica, UMFT, 2013

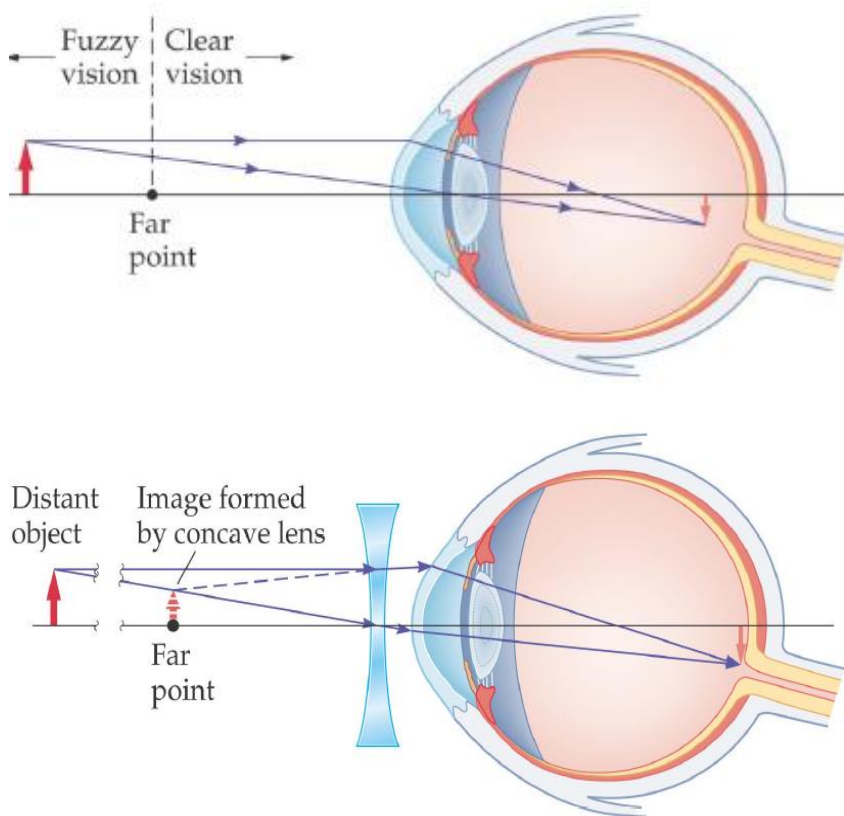
C. Ganea, Curs de Biofizica pentru studentii al Medicina Generala, Universitatea Carol Davila Bucuresti, 2010-2011.

OCHIUL MIOPIC

Absența vederii la distanță când mușchiul ciliar este complet relaxat. Această absență se datorează unui exces de convergență.

Există o relație anormală între lungimea axei optice și puterea de refracție a mediilor :fie o axă lungă, fie o putere mai mare decât puterea de refracție a mediilor

Corectarea se face folosind lentile concave.



Imaginea se formează în fața retinei.

Miopia poate fi :

- axială , axul antero-posterior este lung ($C = C_{normal}$).
- de curbura , cu R – raza mica si $C > C_{normal}$
- de indice – tranzitorie cu $C > C_{normal}$

Corectarea se face folosind lentile divergente

OCHIUL HIPERMETROP ȘI HIPERMETROPIA

HIPERMETROPIA reprezintă absența vederii de aproape, când mușchiul ciliar este complet relaxat, în urma unei convergențe insuficiente.

Există o relație anormală între lungimea axei optice și puterea de refracție a mediului: este o axă scurtă, puterea de refracție a mediilor de refracție este redusă.

Corectarea se face folosind lentile convexe, iar la tineri, prin acomodare.

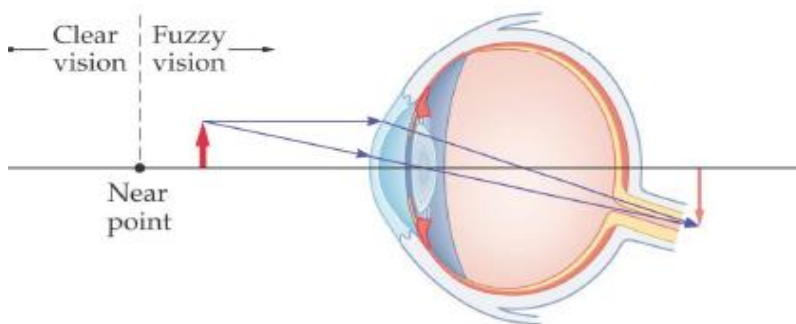
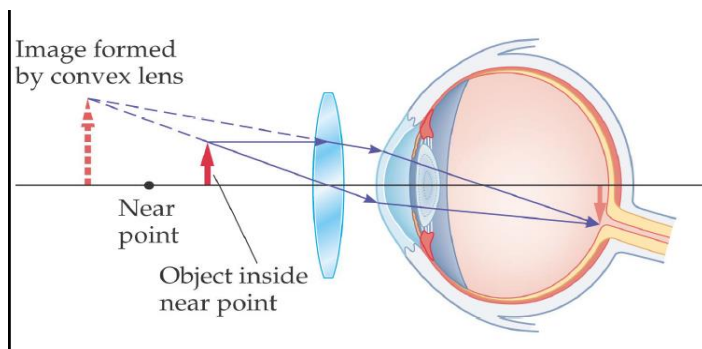
In cazul hipermetropiei imaginea se formează în spatele retinei:

imaginea este axială (adică un ax antero-posterior scurt) ($C=C_{normal}$)

Imaginea este curbă (indicele R este ridicat) ($C < C_{normal}$)

Prin urmare, ochiul este opac (Ochiul opac este un ochi care, în urma unei intervenții chirurgicale, este privat de cristalin.) ($C < C_{normal}$).

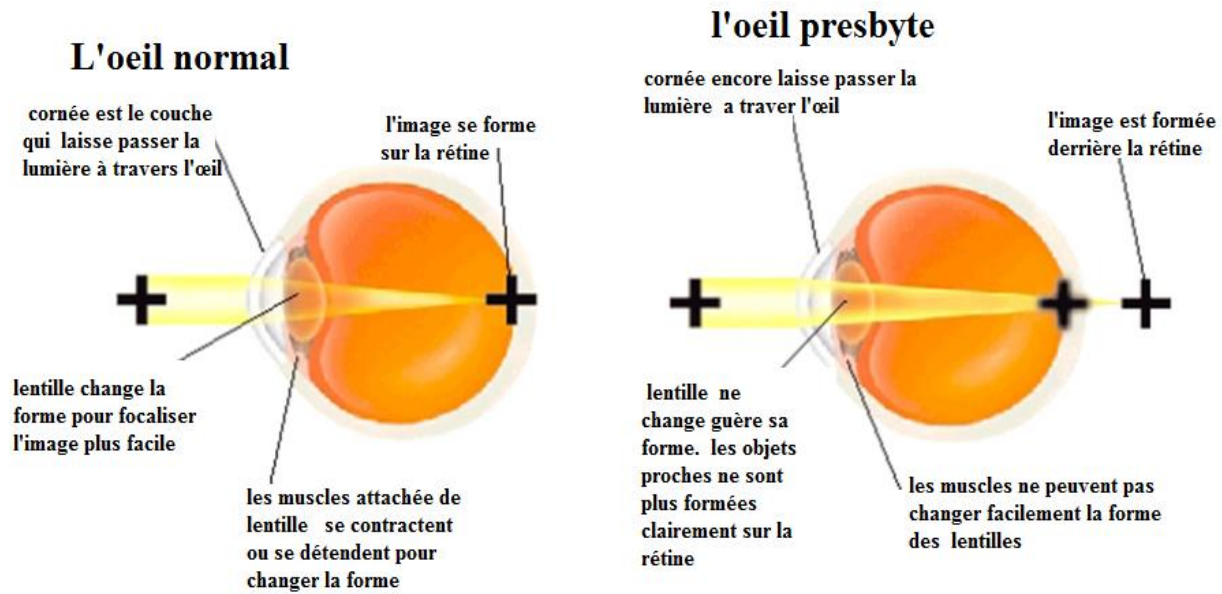
Corectarea se face folosind lentile convergente.



PRESBIOPIA SAU HIPERMETROPIA LA VÂRSTNICI

Cauza: puterea in varsta, are loc o reducere a capacitatii de acomodare a ochiului; această reducere se datorează unei pierderi treptate a elasticității cristalinului.

Lentila corectoare este convergentă.



ASTIGMATISM

Este un defect de refracție, datorat unei anumite aberații ordonată din punct de vedere geometric, a dioptriilor; în stare normală, corneea este perfect sferică; în cazul astigmatismului devine o calota torică. Ochiul are două linii focale perpendiculare una pe cealaltă.

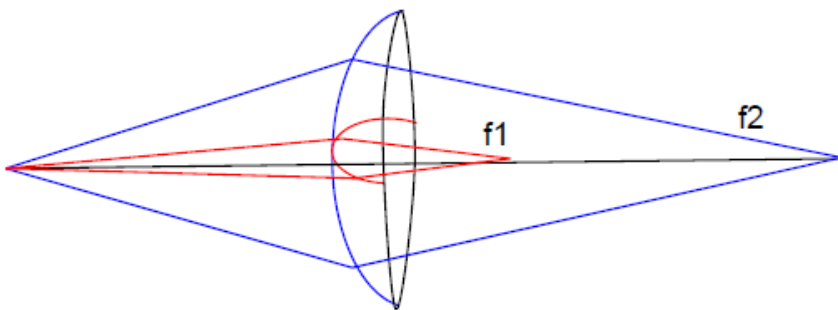
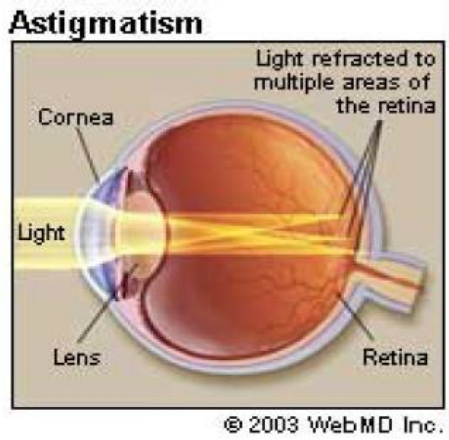
Pacientul nu poate vedea bine la distanță sau aproape.

Corectarea se face cu lentile cilindrice pozitive/negative.

În cazul astigmatismului, imaginea este multiplă.

Cauza: razele de curbură (în special ale corneei), sunt diferite atât pe orizontală, cât și pe verticală.

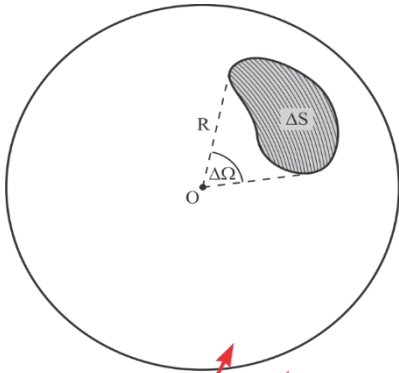
Corectarea se face cu lentile cilindrice.



11. FOTOMETRIA SI RADIOMETRIA

Mărimi fizice pentru măsurarea energiei:

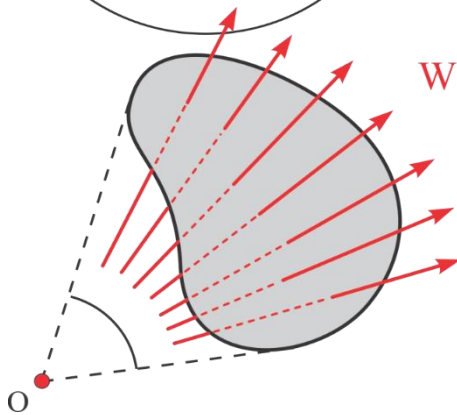
- fluxul de energie (energie radiantă)
- intensitatea energetică;
- Iluminare sau iradiere



Unghiul solid:

Este o regiune a spațiului delimitată de un con nu neapărat circular. Vârful conului este vârful unghiului solid. Unitatea de măsură pentru un unghi solid este steradianul (sr).

„ $\Delta\Omega$ ” este definit ca: $\Delta\Omega = \frac{\Delta S}{R^2}$



W

Energia (W) care traversează, într-o unitate de timp bine stabilită, orice secțiune a unui con în vârful căreia se află o sursă de lumină punctiformă, se numește flux de energie radiantă Φ_e (unitate de măsură : wați - w)

$$\Phi_e = \frac{dW}{dt}$$

Suprafața completă $\Delta\Omega_a$ a unei sfere este privită din centrul sferei la un unghi solid de $4 \cdot \pi$ steradian.

Intensitatea radiantă este fluxul de energie radiantă emis în unghiul

solid unitar.

$$I_e = \frac{d\Phi_e}{d\Omega} \text{ unitate de măsură: watt/steradian}$$

Iradierea sau iradierea unei suprafețe elementare (ds) este fluxul de energie radiantă în raport cu suprafața iluminată.

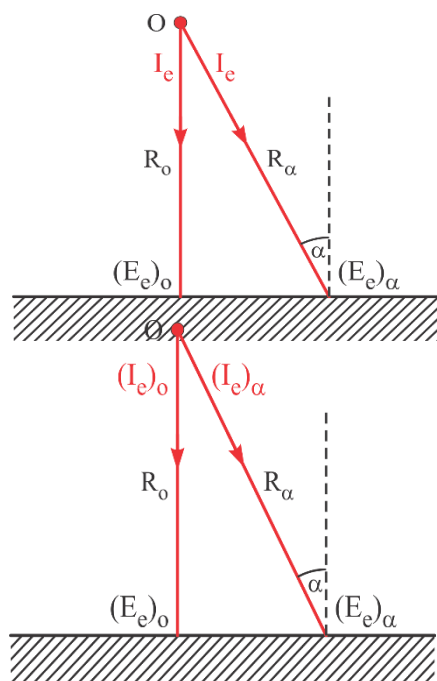
$$E_e = \frac{d\Phi_e}{dS}, \text{ unitate de măsură: watt/m}^2$$

$$d\Phi_e = I_e \cdot d\Omega$$

$$\Rightarrow E_e = \frac{I_e \cdot d\Omega}{dS}$$

$$\text{Și } \frac{d\Omega}{dS} = \frac{1}{R^2}$$

$$\Rightarrow E_e = \frac{I_e}{R^2} : \text{Relația este valabilă pentru o incidență normală (perpendiculară) pe suprafața iluminată}$$



În cazul incidenței anormale (unghiul α), dar în cazul unei surse punctuale cu intensitate de emisie izotropă (aceeași intensitate de emisie în toate direcțiile) iradierea respecta formula:

$$(E_e)_\alpha = \frac{I_e}{R_\alpha^2} \cdot \cos \alpha$$

$$(E_e)_\alpha = \frac{I_e}{R_o^2} \cdot \cos^3 \alpha = (E_e)_o \cdot \cos^3 \alpha$$

Dacă intensitatea emisiilor este neizotropă (depinde de direcție), atunci condiția de iluminare egală a tuturor punctelor de pe suprafață este egală cu:

$$\frac{(I_e)_o}{R_o^2} = \frac{(I_e)_\alpha}{R_\alpha^2} \cdot \cos \alpha ; R_\alpha^2 = \frac{R_o^2}{\cos^2 \alpha}$$

$$\frac{(I_e)_o}{R_o^2} = \frac{(I_e)_\alpha}{R_\alpha^2} \cdot \cos^3 \alpha ; (I_e)_\alpha = \frac{(I_e)_o}{\cos^3 \alpha}$$

În ceea ce privește această variantă de fotometrie, definirea marimilor fizice implicate consideră că ochiul uman are o sensibilitate diferită la radiațiile luminoase cu culori diferite (lungimi de undă diferite).

Două raze de lumină cu același flux energetic, dar cu culori diferite, produc senzații diferite pe retina ochiului uman.

Ochiul uman are o sensibilitate relativă maximă la lumina de culoare verde.

Luați în considerare două fluxuri de energie:

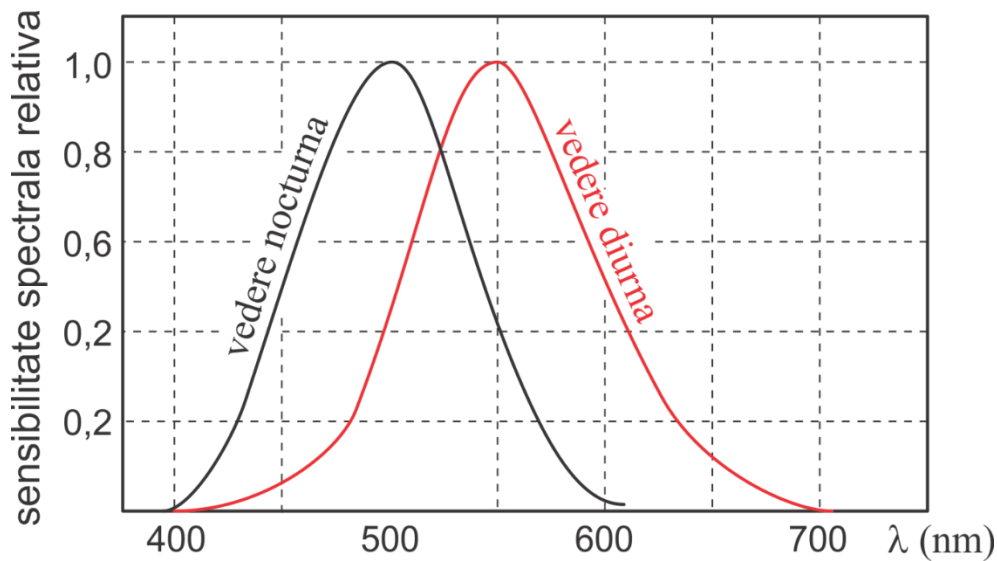
- Φ_{e0} un flux de energie radiantă din lumina colorată asociată cu sensibilitatea maximă a ochiului uman (lumina „1”) și

- Φ_e fluxul de energie radiantă al luminii care are culoarea neideală din punct de vedere al sensibilității ochiului uman (lumina „2”), care produce aceeași senzație vizuală ca și lumina „1”.

Definim sensibilitatea spectrală relativă a ochiului uman, „V”, pentru fiecare culoare a spectrului vizibil

$$\text{conform formulei: } V = \frac{\Phi_{e0}}{\Phi_e} \leq 1$$

V – cantitate adimensională



Sensibilitatea spectrală a ochiului uman este diferențiată; prin urmare, definim o mărime biofizică, fluxul luminos Φ (spre deosebire de fluxul de energie!) ca:

$$F = K \cdot V \cdot \Phi_e$$

Este o relație în care „K” este echivalentul fotometric al radiației, iar F_e este fluxul de energie radiantă.

Dacă F este exprimat în lumeni (lm, vezi mai târziu) și F_e este exprimat în wați (W), atunci

$$K = 675 \text{ lm} / \text{W}.$$

Mărimile fizice fotometrice și energetice (sau radiometrice) sunt definite într-un mod similar, dar observăm că în loc de fluxul de energie, F_e , folosim fluxul luminos (fotometric), F .

Intensitatea luminoasă (fotometrică) a unei surse de lumină punctuală este fluxul luminos emis în unitatea

$$\text{de unghi solid: } I = \frac{d\Phi}{d\Omega}$$

Intensitatea luminoasă (fotometrică) este o mărime fizică fundamentală la baza SI. Unitate de măsură: candela (cd).

Candela este intensitatea luminoasă a unei surse care emite, într-o direcție foarte precisă, o radiație monocromatică la frecvența de $540 \cdot 10^{12}$ Hz și a cărei intensitate radiantă în această direcție este de $1/683$ W/sr.

Fluxul luminos este definit prin formula $d\Phi = I \cdot dW$, ca flux luminos emis într-un unghi solid de 1 steradian (sr) de o sursă punctiformă la intensitatea de 1 cd.

Unitatea de măsură este: „lumeni” (lm): $1 \text{ lm} = (1 \text{ cd}) \cdot (1 \text{ sr})$

Fluxul luminos emis de o sursă în toate direcțiile

$$(W = 4 \cdot \pi \text{sr}) \text{ este } F_t = 4 \cdot \pi \cdot I$$

Iluminanța (luminoasă, fotometrică), E , este definită după cum urmează: este fluxul luminos care cade

$$\text{pe suprafața unității: } E = \frac{d\Phi}{dS}$$

Dacă incidența pe suprafața uniform iluminată este normală,

$$\text{atunci avem următorul raport, unde } R \text{ este distanța dintre sursă și suprafața iluminată), } E = \frac{I}{R^2}$$

Unitatea de măsură este „luxul” (lx).

Luxul este definit astfel: Iluminarea uniformă a unei suprafețe de 1 m^2 pe care cade un flux luminos de 1 lm ($\text{lx} = \text{lm}/\text{m}^2$)

Ex. Iradierea solară (medie) a suprafeței pământului este

$$E_e = 1,380 \text{ W}/\text{m}^2, \text{ aprox.}$$

Mărimi fotometrice din sistemul SI		unități de măsură ale fotometriei din sistemul SI		remarci
Nume	Simbol	Denumirea unităților	Simbol	
energie luminoasă	Q_v	lumen secundă	lm · s	Produsul lumen x al doilea se numește TALBOT.
Flux luminos	Φ_v	lumen (= candela steradians)	lm (= cd · sr)	Energia luminoasă pe unitatea de timp
intensitate luminoasă	e_u_v	candela (= lumen pe steradian)	cd (= lm/sr)	flux luminos pe unitatea de unghi solid
luminanță	L_v	candela pe metru pătrat	cd/ m ²	Fluxul luminos pe unitatea de unghi solid pe unitatea de suprafață a sursei proiectate. Candela pe metru pătrat se numește NIT
iluminat	E_v	lux (= lumen pe metru pătrat)	lx (= lm/m ²)	Fluxul luminos incident pe o suprafață
Emitător luminos	M_v	lumen pe metru pătrat	lm/ m ²	Fluxul luminos emis de o suprafață
Expunere luminoasă	H_v	lux secundă	lx · s	Iluminare integrată temporar
Densitatea energiei luminoase	ω_v	lumen secundă pe metru cub	lm · s/m ³	
Eficacitatea luminoasă radițiilor	a K	lumen pe watt	lm/W	Raportul dintre fluxul luminos și fluxul radiant
Eficacitatea luminoasă sursei	a η	lumen pe watt	lm/W	Raportul dintre fluxul luminos și puterea consumată

MARIMI FOTOMETRICE - MARIMI RADIOMETRICE

Există două sisteme paralele de marimi cunoscute ca

- **mărimi fotometrică și**
- **mărimi radiometrice.**

Fiecare cantitate dintr-un sistem are o cantitate analogă în celălalt sistem. Câteva exemple de mărimi paralele includ: Luminanța (fotometrică) și strălucirea (radiometrică); Flux luminos (fotometric) și flux radiant (radiometric); Intensitatea luminoasă (fotometrică) și intensitatea radiantă (radiometrică).

În cantități fotometrice, fiecare lungime de undă este ponderată în funcție de cât de sensibil este ochiul uman la ea, în timp ce cantitățile radiometrice folosesc o putere absolută neponderată.

De exemplu, ochiul răspunde mult mai puternic la lumina verde decât la roșu, așa că o sursă verde va avea un flux luminos mai mare decât ar avea o sursă roșie cu același flux radiant.

Energia radiantă din afara spectrului vizibil nu contribuie deloc la cantitățile fotometrice, așa că, de exemplu, un încălzitor de 1000 de wați poate produce o cantitate mare de flux radiant (1000 de wați, de fapt), dar, ca sursă de lumină, expune foarte puțină lumină (deoarece cea mai mare parte a energiei este în infraroșu, lăsând doar o strălucire roșie slabă în vizibil).

Unități de radiometrie SI		unitati	Observatii
Nume	Simbol		
Energie radianta	Q_e	J	Energia radiației electromagnetice.
Densitatea energiei radiante	$\rho_{e, \nu}$	J/ m ³	Energie radiantă pe unitate de volum.
Flux radiant	Φ_e	W = J/s	Energia radiantă emisă, reflectată, transmisă sau primită, în unitatea de timp. Aceasta este uneori denumită „putere radiantă”.
Fluxul spectral	$\Phi_{e, \nu}$	W/Hz	Fluxul radiant pe unitatea de frecvență sau lungime de undă. Acesta diRadiant flux per unitate de frecvență sau lungime de undă. Acesta din urmă este de obicei măsurat în $W \cdot nm^{-1}$.
	$\Phi_{e, \lambda}$	W/m	
Intensitate radiantă	$e_{e, \Omega}$	W/sr	Fluxul radiant emis, reflectat, transmis sau primit, pe unitatea de unghi solid. Aceasta este o cantitate direcțională.
Intensitatea spectrală	$I_{e, \Omega, \nu}$	$W \cdot sr^{-1} \cdot Hz^{-1}$	Intensitate radiantă pe unitate de frecvență sau lungime de undă. Acesta din urmă este de obicei măsurat în $W \cdot sr^{-1} \cdot nm^{-1}$. Aceasta este o cantitate direcțională.
	$I_{e, \Omega, \lambda}$	$W \cdot sr^{-1} \cdot m^{-1}$	
Strălucire spectrală	$L_{e, \Omega, \nu}$	$W \cdot sr^{-1} \cdot m^{-2} \cdot Hz^{-1}$	Radianța unei suprafețe pe unitate de frecvență sau lungime de undă. Acesta din urmă este măsurat în mod obișnuit în $W \cdot sr^{-1} \cdot m^{-2} \cdot nm^{-1}$. Aceasta este o mărime direcțională. De asemenea, uneori este numită în mod confuz „intensitate spectrală”.
	$L_{e, \Omega, \lambda}$	$W \cdot sr^{-1} \cdot m^{-3}$	
Radiozitate	J_e	W/m ²	Fluxul radiant emis, reflectat sau transmis de o suprafață pe unitate de suprafață.

			Uneori numită și „intensitate”.
Radiozitatea spectrală	$J_{e,\nu}$	$W \cdot m^{-2} \cdot Hz^{-1}$	Radiozitatea unei suprafețe pe unitate de frecvență sau lungime de undă. Acesta din urmă este de obicei măsurat în $W \cdot m^{-2} \cdot nm^{-1}$. Uneori este numită și „intensitate spectrală”.
	$J_{e,\lambda}$	W/m^3	
Emisivitate emisferică	ϵ		Excitația radiantă a unei suprafețe împărțită la cea a unui corp negru la aceeași temperatură cu suprafața.
Emisferic spectral emisivitate	ϵ <i>sau</i> ϵ_{λ}		Excitația spectrală a unei suprafețe împărțită la cea a unui corp negru la aceeași temperatură cu aceea suprafață.
Emisivitate direcțională	ϵ_{Ω}		Radianța emisă de o suprafață, împărțită la cea emisă de un corp negru la aceeași temperatură cu aceea suprafață.
Direcțional Emisivitate spectrală	ϵ <i>sau</i> $\epsilon_{\Omega,\lambda}$	Ω,ν	Radianța spectrală emisă de o suprafață, împărțită la cea a unui corp negru la aceeași temperatură cu aceea suprafață.
Emisferic absorbanta	A		Fluxul radiant absorbit de o suprafață, împărțit la cel primit de aceea suprafață. Aceasta nu trebuie confundată cu „absorbanta”.
Absorbanta emisferică spectrală	A <i>sau</i> A_{λ}	ν	Fluxul spectral absorbit de o suprafață, împărțit la cel primit de aceea suprafață. A nu se confunda cu „absorbanta spectrală”.
Absorbanta direcțională	A_{Ω}		Radianța absorbită de o suprafață, împărțită la incidența strălucirii pe aceea suprafață. Aceasta nu trebuie confundată cu „absorbanta”.
Absorbanta spectrală direcțională	A <i>sau</i> $A_{\Omega,\lambda}$	Ω,ν	Radianța spectrală absorbită de o suprafață, împărțită la radiația spectrală incidentă pe aceea suprafață. A nu se confunda cu „absorbanta spectrală”.
Reflectanta emisferică	R		Fluxul radiant reflectat de o suprafață împărțit la cel primit de aceea suprafață.
Emisferic spectral reflectanta	R_{ν} <i>sau</i> R_{λ}		Fluxul spectral reflectat de o suprafață împărțit la cel primit de aceea suprafață.
Reflexia direcțională	R_{Ω}		Radianța reflectată de o suprafață, împărțită la cea primită de aceea suprafață.
Reflectanța direcțională spectrală	$R_{\Omega,\nu}$ <i>sau</i> $R_{\Omega,\lambda}$		Radianța spectrală reflectată de o suprafață, împărțită la cea primită de aceea suprafață.
Transmisie emisferică	T		Fluxul radiant transmis de o suprafață împărțit la cel primit de aceea suprafață.
Transmisie spectrală emisferică	T_{ν} <i>sau</i> T_{λ}		Fluxul spectral transmis de o suprafață, împărțit la cel primit de aceea suprafață.
Transmisie direcțională	T_{Ω}		Radianța transmisă de o suprafață, împărțită la cea primită de aceea suprafață.

Transmitanța direcțională spectrală	$T_{\Omega, \nu}$ sau $T_{\Omega, \lambda}$	Radianța spectrală transmisă de o suprafață, împărțită la cea primită de acea suprafață.
-------------------------------------	---	--

Unități de radiometrie SI		unitati	Remarci
Nume	Simbol		
Coeficientul de atenuare emisferic	μ	m^{-1}	Fluxul radiant absorbit și împrăștiat cu un volum pe unitate de lungime, împărțit la cel primit de acel volum.
Coeficientul de atenuare spectrală emisferică	μ sau μ_{λ}	m^{-1}	Fluxul radiant spectral absorbit și împrăștiat cu un volum pe unitate de lungime împărțit la cel primit de acel volum.
Coeficient de atenuare direcțională	μ_{Ω}	m^{-1}	Radiația absorbită și împrăștiată cu un volum pe unitate de lungime împărțit la cel primit de acel volum.
Coeficientul de atenuare spectrală direcțională	μ sau $\mu_{\Omega, \lambda}$	m^{-1}	Radiația spectrală absorbită și împrăștiată cu un volum pe unitate de lungime împărțit la cel primit de acel volum.

FOTONICA

Fotonica este legată de optica cuantică, optomecanica, electro-optica, optoelectronica și electronica cuantică.

Optica cuantică se referă adesea la cercetarea fundamentală, în timp ce fotonica este folosită pentru a lega cercetarea aplicată și dezvoltarea.

Termenul de fotonica conține mai precis:

- Proprietățile particulelor de lumină,
- Potențialul de a crea tehnologii pentru dispozitive de procesare a semnalului folosind fotoni,
- Aplicarea practică a opticii și
- analogie cu electronica.

Termenul optoelectronică conține dispozitive sau circuite cuprinzând atât funcții electrice, cât și optice, adică un dispozitiv semiconductor cu peliculă subțire.

Termenul de electro-optică a fost folosit mai devreme și cuprinde în mod specific interacțiunile electrico-optice neliniare aplicate, de exemplu, ca modulatori de cristal în vrac, cum ar fi celula Pockels, dar include și senzori de imagine avansați...

Fotonica se referă la științele emergente ale informațiilor cuantice și ale opticii cuantice, care includ: Optoacustica sau imagistica fotoacustica în care energia laser livrată în tesuturile biologice va fi absorbită și transformată în căldură, ceea ce duce la emisii de ultrasunete.

Optomecanica, care presupune studiul interacțiunii dintre lumina și vibrațiile mecanice ale obiectelor mezoscopice sau macroscopice;

Opto-atomice, în care dispozitivele integrează atât dispozitive fotonice, cât și atomice pentru aplicații precum cronometrarea, navigația și metrologia;

Polaritronică, care diferă de fonică prin faptul că purtătorul de informații fundamental este un polariton. Polaritonii sunt un amestec de fotoni și fononi și funcționează în intervalul de frecvență de la 300 gigaherți la aproximativ 10 teraherți.

Fotonica programabilă, care studiază dezvoltarea circuitelor fotonice care pot fi reprogramate pentru a implementa diferite funcții în același mod ca un FPGA electronic

APLICAȚII ALE FOTONICII

- detectarea luminii,
- telecomunicații,
- procesarea informației,
- calcul fonic,
- iluminat,
- metrologie,
- spectroscopie,
- holografie,
- medicină (chirurgie, corectarea vederii, endoscopie, monitorizarea sănătății),
- biofotonica,
- tehnologie militară,
- prelucrarea materialelor cu laser,
- diagnosticare artistică (care implică reflexie în infraroșu, raze X, fluorescență ultravioletă, XRF),
- agricultura și
- robotică.

Așa cum aplicațiile electronicii s-au extins dramatic de la inventarea primului tranzistor în 1948, aplicațiile unice ale fotonicii continuă să apară. Aplicațiile importante din punct de vedere economic pentru dispozitivele fotonice cu semiconductori includ înregistrarea optică a datelor, telecomunicațiile cu fibră optică, imprimarea laser (bazată pe xerografie), afișajele și pompa optică a laserelor de mare putere. Aplicațiile potențiale ale fotonicii sunt practic nelimitate și includ sinteza chimică, diagnosticarea medicală, comunicarea datelor pe cip, senzori, apărarea cu laser și energia de fuziune, pentru a numi câteva exemple interesante suplimentare.

Echipe de consum: scanner de coduri de bare, imprimantă, dispozitive CD/DVD/Blu-ray, dispozitive de control de la distanță

Telecomunicații: comunicații prin fibră optică, convertor optic cu microunde

Medicale: corectarea vederii slabe, chirurgie cu laser, endoscopie chirurgicală, îndepărtarea tatuajelor

Fabricare industrială: utilizarea laserelor pentru sudare, găurire, tăiere și diverse metode de modificare a suprafețelor

Construcție: nivelare cu laser, telemetru laser, structuri inteligente

Aviație: giroscopie fotonice fără părți mobile

Militar: senzori IR, comandă și control, navigație, căutare și salvare, așezarea minelor și detectarea

Divertisment: spectacole cu laser, efecte de fascicul, artă holografică

Procesarea informației

Senzori: LIDAR, senzori pentru electronice de larg consum

Metrologie: măsurători de timp și frecvență, frecvență

Calcul fonic: distribuția ceasului și comunicarea între calculatoare, plăci de circuite imprimate sau în circuite integrate optoelectronice; în viitor: calculul cuantic

Microfotonica și nanofotonica includ de obicei cristale fotonice și dispozitive în stare solidă.

Așa cum aplicațiile electronice s-au extins dramatic de la inventarea primului tranzistor în 1948, aplicațiile unice ale fotonicii continuă să apară. Aplicațiile importante din punct de vedere economic pentru dispozitivele fotonice cu semiconductori includ înregistrarea optică a datelor, telecomunicațiile cu fibră optică, imprimarea laser (bazată pe xerografie), afișajele și pompa optică a laserelor de mare putere. Aplicațiile potențiale ale fotonicii sunt practic nelimitate și includ sinteza chimică, diagnosticarea

medicală, comunicarea datelor pe cip, senzori, apărarea cu laser și energia de fuziune, pentru a numi câteva exemple interesante suplimentare.

Echivalente de consum: scanner de coduri de bare, imprimantă, dispozitive CD/DVD/Blu-ray, dispozitive de control de la distanță

Telecomunicații: comunicații prin fibră optică, convertor optic cu microunde

Medical: corectarea vederii slabe, chirurgie cu laser, endoscopie chirurgicală, îndepărtarea tatuajelor

Fabricare industrială: utilizarea laserelor pentru sudare, găurire, tăiere și diverse metode de modificare a suprafețelor

Construcție: nivelare cu laser, telemetru laser, structuri inteligente

Aviație: giroscopie fotonice fără părți mobile

Militar: senzori IR, comandă și control, navigație, căutare și salvare, așezarea minelor și detectarea

Divertisment: spectacole cu laser, efecte de fascicul, artă holografică

Procesarea informației

Senzori: LIDAR, senzori pentru electronice de larg consum

Metrologie: măsurători de timp și frecvență, frecvență

Calcul fonic: distribuția ceasului și comunicarea între calculatoare, plăci de circuite imprimate sau în circuite integrate optoelectronice; în viitor: calculul cuantic

Microfotonica și nanofotonica includ de obicei cristale fotonice și dispozitive în stare solidă.

WATT VERSUS LUMEN

Watt este unitatea pentru fluxul radiant, în timp ce lumenul este unitatea pentru fluxul luminos.

O comparație între watt și lumen ilustrează distincția dintre unitățile radiometrice și fotometrice.

Watt este o unitate de putere.

Această putere nu este o măsură a cantității de lumină, ci indică câtă energie va folosi becul. Deoarece becurile incandescente vândute pentru „serviciu general” au toate caracteristici destul de asemănătoare (aceeași distribuție spectrală a puterii), consumul de energie oferă un ghid aproximativ pentru puterea de lumină a becurilor incandescente.

Watt poate fi, de asemenea, o măsură directă a ieșirii. În sens radiometric, un bec incandescent are o eficiență de aproximativ 80%: 20% din energie se pierde (de exemplu, prin funcționarea lămpii). Restul este emis ca radiație, mai ales în infraroșu. Deci un bec de 60 de wați emite un flux radiant total de aproximativ 45 de wați. Becurile incandescente sunt, de fapt, uneori folosite ca surse de căldură (ca într-un incubator de pui), dar sunt de obicei folosite în scopul de a furniza lumină. Ca atare, sunt foarte ineficienți deoarece cea mai mare parte a energiei radiante pe care o emit este infraroșu invizibil. O lampă fluorescentă compactă poate furniza lumină comparabilă cu o lampă incandescentă de 60 de wați, consumând în același timp doar 15 wați de energie electrică.

Lumenul este unitatea de masură din fotometrie pentru lumina. Deși majoritatea consumatorilor încă se gândesc la lumină în ceea ce privește energia consumată de bec, în Statele Unite, de câteva decenii este o cerință comercială ca pachetele de becuri produc în lumeni. Pachetul unui bec incandescent de 60 de wați indică faptul că oferă aproximativ 900 de lumeni, la fel ca și pachetul fluorescent compact de 15 wați.

Lumenul este definit ca cantitatea de lumină emisă într-un steradian de o sursă punctiformă a unei lumânări;

Candela, o unitate de bază, este definită ca intensitatea luminoasă a unei surse de radiații monocromatice cu o frecvență de 540 teraherți și o intensitate radiantă de 1/683 wați pe steradian. (540 THz corespunde aproximativ 555 nanometri, lungimea de undă, în verde, la care ochiul uman este cel mai sensibil. Numărul 1/683 a fost ales pentru a face lumânarea aproximativ egală cu lumânarea standard, unitatea pe care a înlocuit-o).

Combinând aceste definiții, vedem că 1/683 wați de lumină verde la 555 nanometri reprezintă 1 lumen.

Relația dintre wați și lumeni nu este doar un simplu factor de scalare. Știm deja acest lucru deoarece becul incandescent de 60 de wați și fluorescentul compact de 15 wați pot furniza ambele 900 de lumeni.

Definiția ne spune că 1 watt de lumină verde pură de 555 nm „echivalează” cu 683 de lumeni. Nu spune nimic despre alte lungimi de undă. Deoarece lumenul are dimensiunea fotometrică, relația sa cu wați depinde de cât de vizibilă este lungimea de undă. Radiațiile infraroșii și ultraviolete, de exemplu, sunt invizibile și nu contează. Un watt de radiație infraroșu (care este cea mai mare parte a radiației de la un bec incandescent) valorează zero lumeni. În spectrul vizibil, lungimile de undă ale luminii sunt ponderate în funcție de o funcție numită „eficiență luminoasă spectrală fotică”. Conform acestei funcții, lumina roșie de 700 nm este doar cu aproximativ 0,4% la fel de eficientă ca lumina verde de 555 nm. Astfel, un watt produs de lumina roșie de 700 nm este echivalent cu doar 2,7 lumeni.

Din cauza însumării porțiunii vizuale a spectrului EM care face parte din această ponderare, unitatea „lumen” este oarbă: nu există nicio modalitate de a spune la ce culoare va apărea un lumen. Acest lucru este echivalent cu evaluarea alimentelor după numărul de pungi: nu există informații despre conținutul specific, doar un număr care se referă la cantitatea totală ponderată.

TEHNICI DE MĂSURARE FOTOMETRICĂ

Măsurarea fotometrică se bazează pe fotodectoare, dispozitive (de mai multe tipuri) care produc un semnal electric atunci când sunt expuse la lumină. Aplicațiile simple ale acestei tehnologii includ pornirea și oprirea corpurilor de iluminat în funcție de condițiile de lumină ambientală și de contoare de lumină, utilizate pentru a măsura cantitatea totală de flux de lumină incidentă într-un punct.

Forme mai complexe de măsurare fotometrică sunt utilizate în mod obișnuit în industria iluminatului. Fotometrele sferice pot fi folosite pentru a măsura fluxul luminos direcțional produs de lămpi și constau dintr-un glob cu diametru mare cu o lampă montată în centru. O fotocelulă se rotește în jurul lămpii pe trei axe, măsurând puterea lămpii din toate părțile.

Lămpile și corpurile de iluminat sunt testate folosind goniofotometre și fotometre cu oglindă rotativă, care țin fotocelulele suficient de departe încât corpul de iluminat poate fi considerat o sursă punctuală. Fotometrele cu oglindă rotativă folosesc un sistem de oglindă motorizat pentru a reflecta lumina care emană din corpul de iluminat în toate direcțiile spre fotocelula îndepărtată; goniofotometrele folosesc o masă rotativă cu 2 axe pentru a schimba orientarea corpului de iluminat în raport cu fotocelula. În ambele cazuri, intensitatea luminoasă este calculată din aceste date și utilizată în proiectarea iluminatului.

LUXMETRU DIGITAL CU FOTODETECTOR - TROTEC BF06 .

Un fotometru este un instrument care măsoară rezistența radiațiilor electromagnetice în intervalul de la ultraviolet la infraroșu și incluzând spectrul vizibil.

Majoritatea fotometrelor convertesc lumina în curent electric folosind un fotorezistor, fotodiodă sau fotomultiplicator.



Fotometrele pot măsura:

Iluminare

Iradierie

Absorbția luminii

Reflexia luminii

Fluorescență

Fosforescență

Luminescență

Principiul de funcționare al fotometrelor

Majoritatea fotometrelor detectează lumina folosind fotorezistoare, fotodiode sau fotomultiplicatori.

Pentru a analiza lumina, fotometrul poate măsura lumina după ce aceasta a trecut printr-un filtru sau un monocromator pentru determinarea la lungimi de undă definite sau pentru analiza distribuției spectrale a luminii.

Măsurători de iluminare

Locație		ILUMINARE E (lx)
birouri	Săli de conferințe, săli de recepție	200-700
	Clădiri bisericesti	700-1500
Fabrici (Companii)	Pasaje de intrare, departamente de ambalare	150-300
	Departament de productie (linie de productie)	300-750
	Departament calitate (verificare)	750-1500
	Departament asamblare componente electronice	1500-3000
Hoteluri	Săli de așteptare	100-200
	Recepție	200-1000
Magazine Supermaket-uri	Coridoare, scări,	150-200
	Tabel de vânzări	750-1500
	Ferestre de expoziție	1500-3000
Spitale	Saloane pentru pacienti	100-200
	Cameră de examinare	200-750
	Sala de operatie	750-1500
	Camera de tratament de urgență	750-1500
scoli Universități	Amfiteatre	100-300
	Săli de clasă	300-750
	laboratoare	750-1500

BIOFOTONICA

BIOFOTONICA poate fi descrisă și ca „dezvoltarea și aplicarea tehnicilor optice, în special imagistice, pentru studiul moleculelor, celulelor și țesuturilor biologice”.

Unul dintre principalele avantaje ale utilizării tehnicilor optice care compun biofotonica este că acestea păstrează integritatea celulelor biologice examinate.

Prin urmare, biofotonica a devenit termenul general stabilit pentru toate tehnicile care se ocupă cu interacțiunea dintre elementele biologice și fotoni. Se referă la emisia, detectarea, absorbția, reflectarea, modificarea și crearea de radiații din biomolecule, celule, țesuturi, organisme și biomateriale.

Domeniile de aplicare sunt științele vieții, medicina, agricultura și știința mediului.

Terapie și chirurgie, care utilizează lumina în principal pentru a transfera energie, și aplicații precum diagnosticul, care folosesc lumina pentru a excita materia și a transfera informații înapoi către operator.

În cele mai multe cazuri, termenul de biofotonică se referă la cel din urmă tip de aplicație.

Biofotonica este un domeniu interdisciplinar care implică interacțiunea dintre radiațiile electromagnetice și materialele biologice, inclusiv: țesuturi, celule, structuri subcelulare și molecule din organismele vii.

Cercetările recente în biofotonică au creat noi aplicații pentru diagnosticul clinic și terapia care implică fluide, celule și țesuturi. Aceste progrese permit oamenilor de știință și medicilor oportunități superioare de diagnosticare non-invazive pentru fluxul sanguin, precum și instrumente pentru o mai bună examinare a leziunilor cutanate. Pe lângă noile instrumente de diagnosticare, progresele în cercetarea biofotonică au oferit noi terapii fototermale, fotodinamice și tisulare.

Aplicatii ale biofotonicii in dermatologie

Domeniul biofotonicii prezintă un set unic de tehnici de diagnosticare pe care medicii le pot folosi.

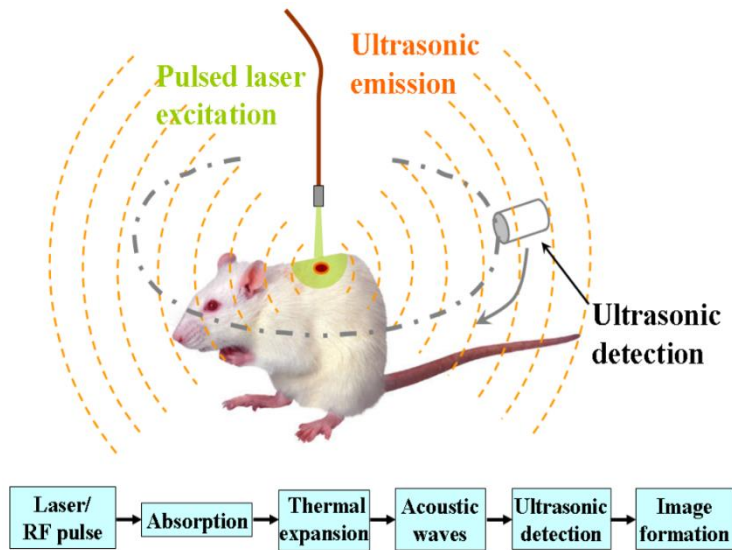
Imagistica biofotonica ofera domeniului dermatologiei singura tehnica neinvaziva disponibila pentru diagnosticarea cancerelor de piele.

Procedurile tradiționale de diagnosticare pentru cancerule de piele implică evaluarea vizuală și biopsia, dar o nouă tehnică de spectroscopie cu fluorescență indusă de laser permite dermatologilor să compare spectrografele pielii unui pacient cu spectrografele cunoscute pentru a se potrivi cu țesutul malign. Acest lucru oferă medicilor opțiuni de diagnostic și tratament mai devreme.

„Printre tehnicile optice, o tehnologie de imagistică emergentă bazată pe scanarea cu laser, tomografia cu coerență optică sau imagistica OCT este considerată un instrument util pentru diferențierea țesutului cutanat malign”. Informația este imediat accesibilă și elimină necesitatea exciziei pielii. Acest lucru elimină, de asemenea, necesitatea ca mostrele de piele să fie procesate într-un laborator, ceea ce reduce costurile cu forța de muncă și timpul de procesare.

Aceste tehnologii de imagistică optică pot fi utilizate în timpul procedurilor chirurgicale tradiționale pentru a determina limitele leziunilor pentru a asigura îndepărtarea întregului țesut bolnav. Acest lucru se realizează prin expunerea nanoparticulelor care au fost colorate cu o substanță fluorescentă la fotoni acceptabili de lumină. Nanoparticulele care sunt funcționalizate cu coloranți fluorescenți și proteine marker se vor grupa într-un tip de țesut ales. Atunci când particulele sunt expuse la lungimi de undă de lumină care corespund colorantului fluorescent, țesutul nesănătos strălucește. Acest lucru permite chirurgului curant să identifice rapid granițele dintre țesutul sănătos și cel nesănătos, rezultând mai puțin timp pe masa de operație și o recuperare mai mare a pacientului. „Folosind dispozitive cu microarray dielectroporoase, nanoparticulele și biomarkerii ADN au fost izolați rapid și concentrați către locații microscopice specifice, unde au fost ușor detectați prin microscopie epifluorescentă”.

MICROSCOPIE FOTOACUSTICĂ (PAM)



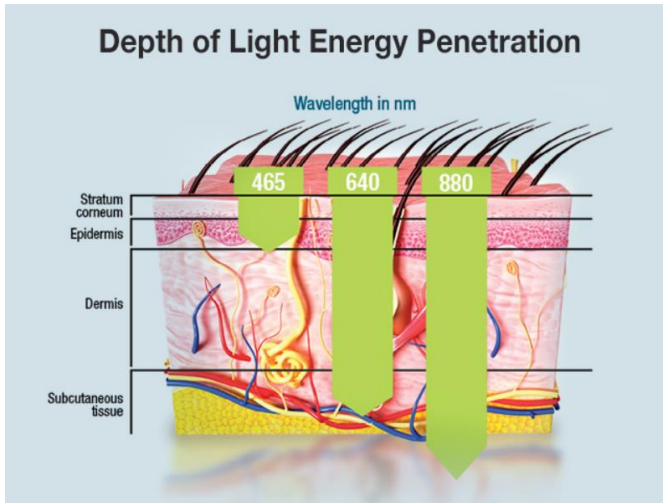
MICROSCOPIA FOTOACUSTICĂ (PAM) este o tehnologie de imagistică care utilizează atât tehnologia laser, cât și tehnologia cu ultrasunete.

Această modalitate de imagistică dublă este cu mult superioară imagisticii țesuturilor profunde și a țesuturilor vasculare decât tehnologiile anterioare de imagistică.

Rezoluția îmbunătățită oferă imagini de calitate superioară ale țesuturilor profunde și ale sistemelor vasculare, permițând diferențierea neinvazivă a țesuturilor canceroase de țesutul sănătos prin observarea unui astfel de „conținut de apă, nivel de saturație de oxigen și concentrație de hemoglobină”.

Cercetătorii au putut, de asemenea, să folosească PAM pentru a diagnostica endometrioza la șobolani.

MICRO-SCALPEL LASER



Micro-laserele sunt o combinație între un microscop cu fluorescență și un laser femtosecunde care „poate pătrunde până la 250 de micrometri în țesut și țintește celule individuale în spațiul 3-D”. Această tehnologie a fost brevetată de cercetătorii de la Universitatea Texas din Austin, oferind chirurgilor posibilitatea de a exciza celulele bolnave sau deteriorate fără a perturba sau deteriora celulele sănătoase din jur în cazuri chirurgicale delicate care implică zone precum ochii și corzile vocale.

TERAPIA LASER DE JOASA FRECVENTA (LLLT)



Terapia cu laser de frecvență joasă (LLLT), deși oarecum controversată în ceea ce privește eficacitatea sa, poate fi utilizată pentru a trata rănilor prin repararea țesuturilor și prevenirea morții țesuturilor. Cu toate acestea, studii mai recente indică faptul că LLLT este mai util pentru reducerea inflamației și pentru a reduce durerile articulare cronice. În plus, se crede că LLLT se poate dovedi util în tratamentul leziunilor cerebrale severe sau a traumatismelor, accident vascular cerebral și boli neurologice degenerative.

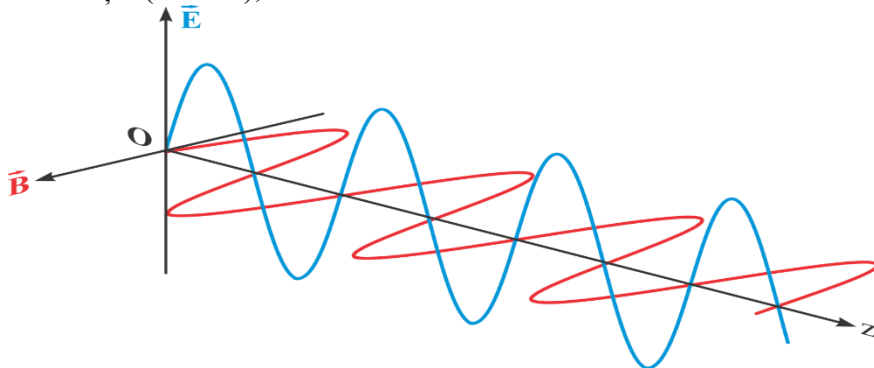
12. OPTICA ONDULATORIE

Lumina – undă electromagnetică – studiată folosind metode specifice propagării undelor (noțiunea de „undă luminoasă” în loc de „rază de lumină”).

Componentele unei luminoase: o pereche formată dintr-un câmp electric și un câmp magnetic, ambele variază în timp și sunt induse reciproc.

Lumina emisă de o sursă punctiformă „O”, venită din direcția axei „z”, este echivalentă cu propagarea unui câmp electric și a unui câmp magnetic, cele două oscilatorii.

La un moment bine definit, valorile instantanee reprezentate grafic dau, de-a lungul axei direcției de observație (axa Oz), o formă sinusoidală.



Mărimile fizice caracteristice unei unde care se propagă într-un mediu sunt:

- Viteza de propagare (v , m/s);
- Frecvența (f s⁻¹);
- Puls (ω rad / s)
- lungime de unda (λ , m)
- Perioada (T s);
- Faza (ϕ radian)
- Starea de polarizare

Relațiile fizice specifice unei unde care se propagă într-un mediu:

$$v = \frac{c}{n}$$

Sau

c = viteza de propagare a unei luminoase în vid (299.792.458 m/s)

v = viteza de propagare a unei luminoase în mediul cu indice de refracție „ n ”.

$$v = \lambda \cdot f$$

Sau

f = frecvența luminii (unitate de măsură: s⁻¹); frecvența unei unde luminoase date este constantă, adică nu se modifică dacă unda luminoasă trece dintr-un mediu (la un indice de refracție dat) în alt mediu (cu un indice de refracție diferit).

λ = lungimea de undă a unei luminoase (depinde de indicele de refracție „ n ” al mediului în care se propagă unda).

$$T = \frac{1}{f}$$

Sau

T = perioada de oscilație a unei luminoase (unitate de măsură: secundă, s)

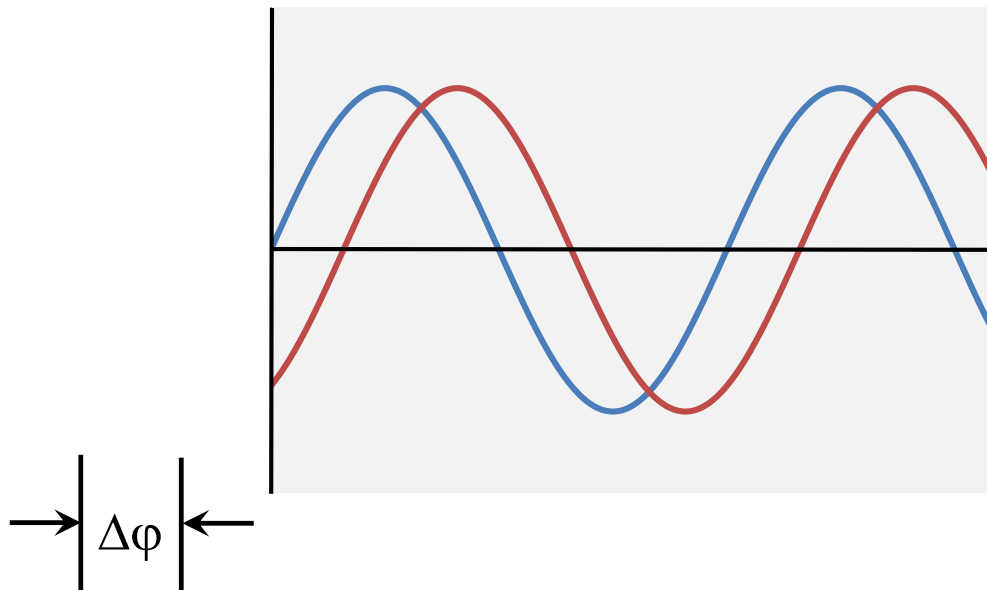
$$\omega = 2 \cdot \pi \cdot f = \frac{2 \cdot \pi}{T}$$

ω = pulsația oscilației unei luminoase (viteza unghiulară a fazorului asociat; unitate de măsură: rad/s)

$$\varphi = \frac{2 \cdot \pi}{\lambda} \cdot x = \omega \cdot \frac{x}{v} = 2 \cdot \pi \cdot f \cdot \frac{x}{v} = \frac{2 \cdot \pi}{T} \cdot \frac{x}{v}$$

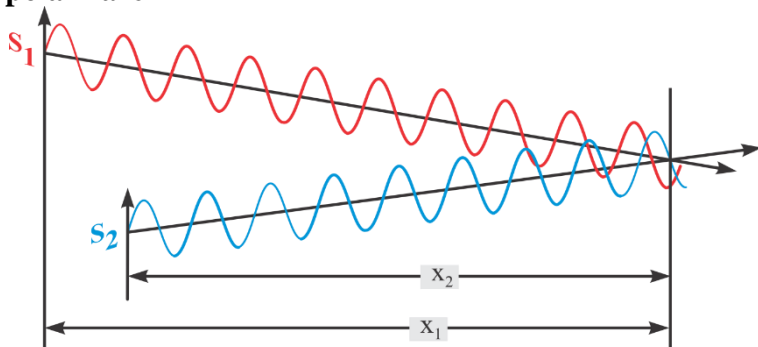
φ = faza oscilației unei luminoase în punctul aflat la distanța „ x ” de sursa de lumină. (unitate de măsură: radiani)

UNDA OPTICĂ



Modul de putere și timp al câmpului electric vectorial

Interferența a două unde luminoase cu planuri paralele polarizare



Exemplificarea noțiunii de diferență de fază între două mărimi de undă

Modul de interferență al celor două unde care se întâlnesc într-un punct, după ce au traversat diferite căi optice (x_1 și x_2), depinde de diferența de fază dintre cele două unde în punctul lor de întâlnire.

Calea optică parcursă într-un mediu = calea geometrică înmulțită cu indicele de refracție al mediului
 $[x] = x \cdot n$

$$(E_1)_p = E_{1m} \cdot \sin(\omega \cdot t - \varphi_1)$$

$$(E_2)_p = E_{2m} \cdot \sin(\omega \cdot t - \varphi_2)$$

$$(E)_m \cdot \sin(\omega \cdot t - \varphi) = E_{1m} \cdot \sin(\omega \cdot t - \varphi_1) + E_{2m} \cdot \sin(\omega \cdot t - \varphi_2)$$

$$\text{pentru } t_a = 0: (E)_m \cdot \sin \varphi = E_{1m} \cdot \sin \varphi_1 + E_{2m} \cdot \sin \varphi_2$$

$$\text{pentru } t_b = \frac{\pi}{2 \cdot \omega} :$$

$$(E)_m \cdot \sin\left(\omega \cdot \frac{\pi}{2 \cdot \omega} - \varphi\right) = E_{1m} \cdot \sin\left(\omega \cdot \frac{\pi}{2 \cdot \omega} - \varphi_1\right) + E_{2m} \cdot \sin\left(\omega \cdot \frac{\pi}{2 \cdot \omega} - \varphi_2\right)$$

$$(E)_m \cdot \cos \varphi = E_{1m} \cdot \cos \varphi_1 + E_{2m} \cdot \cos \varphi_2$$

$$(E)_m \cdot \sin \varphi = E_{1m} \cdot \sin \varphi_1 + E_{2m} \cdot \sin \varphi_2$$

(:) (*)

$$(E)_m \cdot \cos \varphi = E_{1m} \cdot \cos \varphi_1 + E_{2m} \cdot \cos \varphi_2$$

$$\operatorname{tg} \varphi = \frac{E_{1m} \cdot \sin \varphi_1 + E_{2m} \cdot \sin \varphi_2}{E_{1m} \cdot \cos \varphi_1 + E_{2m} \cdot \cos \varphi_2}$$

Pătratarea relațiilor (*):

$$(E)_m^2 \cdot \sin^2 \varphi = E_{1m}^2 \cdot \sin^2 \varphi_1 + E_{2m}^2 \cdot \sin^2 \varphi_2 + 2 \cdot E_{1m} E_{2m} \cdot \sin \varphi_1 \cdot \sin \varphi_2$$

$$(E)_m^2 \cdot \cos^2 \varphi = E_{1m}^2 \cdot \cos^2 \varphi_1 + E_{2m}^2 \cdot \cos^2 \varphi_2 + 2 \cdot E_{1m} E_{2m} \cdot \cos \varphi_1 \cdot \cos \varphi_2$$

$$\underbrace{(E)_m^2 \cdot (\sin^2 \varphi + \cos^2 \varphi)}_{= 1} = \underbrace{E_{1m}^2 \cdot (\sin^2 \varphi_1 + \cos^2 \varphi_1)}_{= 1} + \underbrace{E_{2m}^2 \cdot (\sin^2 \varphi_2 + \cos^2 \varphi_2)}_{= 1} +$$

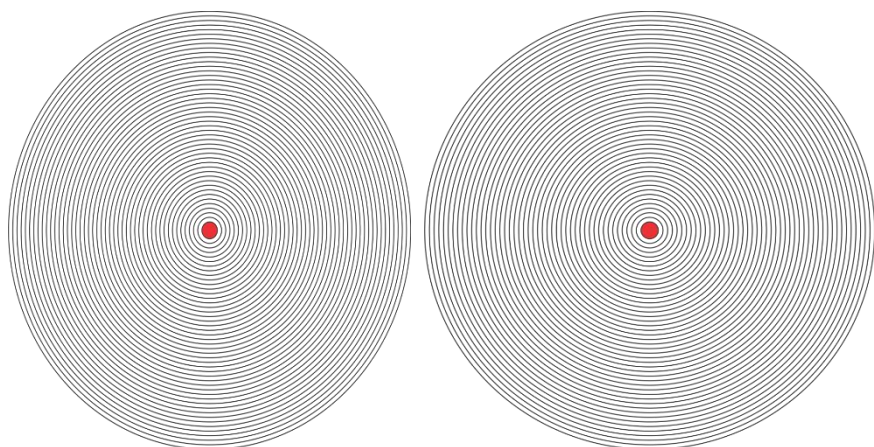
$$+ 2 \cdot E_{1m} E_{2m} \cdot (\sin \varphi_1 \cdot \sin \varphi_2 + \cos \varphi_1 \cdot \cos \varphi_2)$$

$$= \cos(\varphi_2 - \varphi_1)$$

$$= \cos \Delta\varphi$$

$$(E)_m^2 = E_{1m}^2 + E_{2m}^2 + 2 \cdot E_{1m} E_{2m} \cdot \cos(\varphi_2 - \varphi_1)$$

Interferența a două unde luminoase



Când cele două unde se suprapun, apar două cazuri:

- în anumite direcții energiile lor sunt compuse „constructiv” (forța rezultată este mai mare decât suma energiilor fără suprapunere);
- în alte direcții energiile lor sunt compuse „distructiv” (forța rezultată este mai mică decât suma energiilor fără suprapunere).

Pentru a forma imaginea de interferență (franje de interferență), emisia din două surse trebuie să fie „coerentă”.

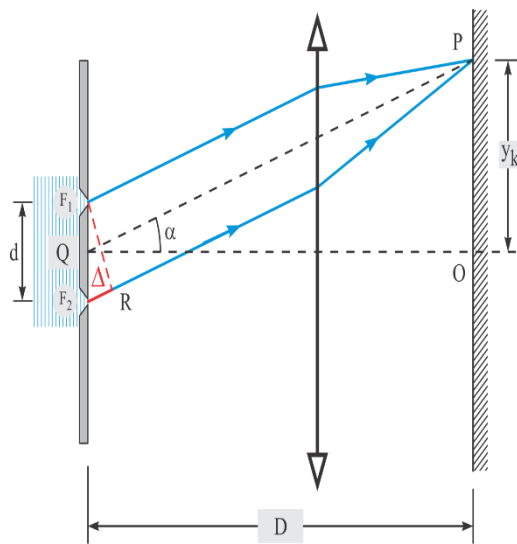
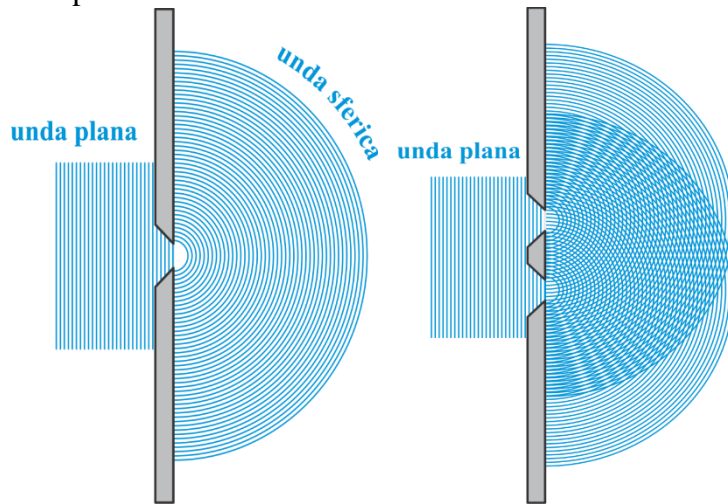
În cazul ilustrat, această condiție este determinată de simultaneitatea emisieii celor două surse.

În funcție de direcția de observație, vedem direcții „favorizate” (intensitate mare) și direcții „dezavantajate” (intensitate scăzută).

APLICATII EXPERIMENTALE ALE INTERFERENȚEI. INTERFEROMETRE

Experiență lui YOUNG

Două fante înguste, paralele și foarte apropiate, iluminate de o sursă comună, sunt două surse cvasipunctiforme ale unei luminoase.



Diferența de drum optic dintre cele două raze

Din triunghiul $F_1 F_2 R$: $\Delta = d \cdot \sin \alpha$

Condiția de iluminare maximă în punctul P:

$$\Delta = d \cdot \sin \alpha = k \cdot \lambda \text{ și } \operatorname{tg} \alpha = \frac{y_k}{D}$$

Din triunghiul OPQ: $y_k = D \cdot \operatorname{tg} \alpha$

Dacă $\alpha < 3^\circ$, atunci $\operatorname{tg} \alpha \approx \sin \alpha$

$$\text{Avem : } y_k = D \cdot \frac{k \cdot \lambda}{d}$$

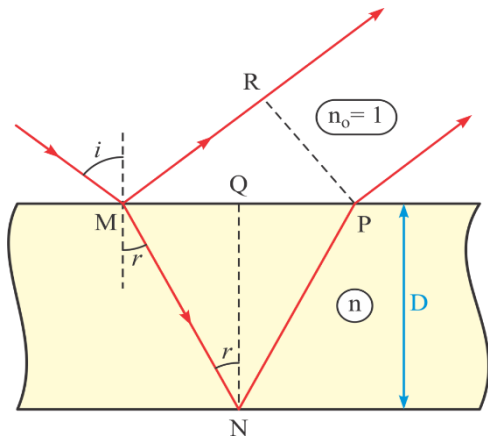
y_k este coordonata y de maximului de iluminare de ordinul „k”

Distanța dintre două valori maxime consecutive se numește interfranja $i = y_{k+1} - y_k$

$$i = y_{k+1} - y_k = D \cdot \frac{\lambda \cdot (k+1)}{d} - D \cdot \frac{\lambda \cdot k}{d}$$

$$i = D \cdot \frac{\lambda}{d}$$

INTERFERENȚĂ PE PLACA PLAN-PARALELĂ



Drumul geometric (MN) corespunde drumului optic

$$[MN] = n \cdot (MN)$$

Drumul geometric (NP) corespunde drumului optic

$$[NP] = n \cdot (NP)$$

Drumul geometric (MR) corespunde drumului optic

$$[MR] = (MR) - \frac{\lambda}{2}$$

Diferența de drum optic Δ , este:

$$\Delta = n \cdot (MN + NP) - \left(MR - \frac{\lambda}{2} \right)$$

$$\Delta = \frac{2 \cdot n \cdot D}{\cos r} - 2 \cdot D \cdot \operatorname{tgr} r \cdot \sin i + \frac{\lambda}{2}$$

Dar $\sin i = n \cdot \sin r$ atunci:

$$\Delta = \frac{2 \cdot n \cdot D}{\cos r} - 2 \cdot D \cdot \frac{\sin r}{\cos r} \cdot \sin i + \frac{\lambda}{2}$$

$$\Delta = \frac{2 \cdot n \cdot D}{\cos r} - 2 \cdot D \cdot \frac{\sin r}{\cos r} \cdot n \cdot \sin r + \frac{\lambda}{2}$$

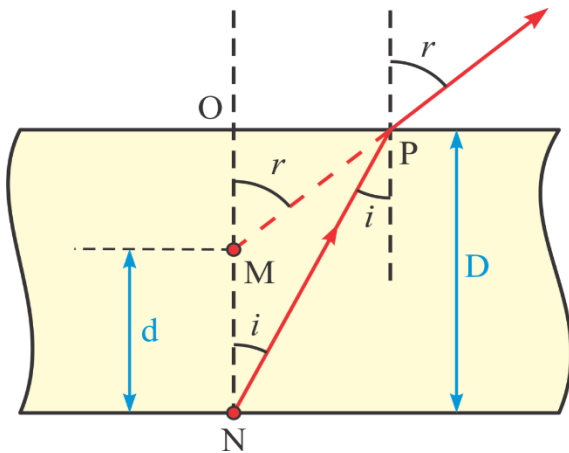
$$\Delta = \frac{2 \cdot n \cdot D}{\cos r} \cdot (1 - \sin^2 r) + \frac{\lambda}{2}$$

$$\Delta = \frac{2 \cdot n \cdot D}{\cos r} \cdot \cos^2 r + \frac{\lambda}{2}$$

$$\Delta = 2 \cdot n \cdot D \cdot \cos r + \frac{\lambda}{2}$$

Condiție pentru interferență maximă: $2 \cdot n \cdot D \cdot \cos r + \frac{\lambda}{2} = k \cdot \lambda$

METODA CHAULNES: MĂSURAREA INDICELUI DE REFRACTIE AL PLACILOR TRANSPARENTE CU FEȚE PARALELE



$$d = D - OM$$

$$\text{Din } \triangle MOP \Rightarrow OM = \frac{OP}{\operatorname{tg} r} \Rightarrow d = D - D \cdot \frac{\operatorname{tg} i}{\operatorname{tg} r} = D \cdot \left(1 - \frac{\operatorname{tg} i}{\operatorname{tg} r}\right)$$

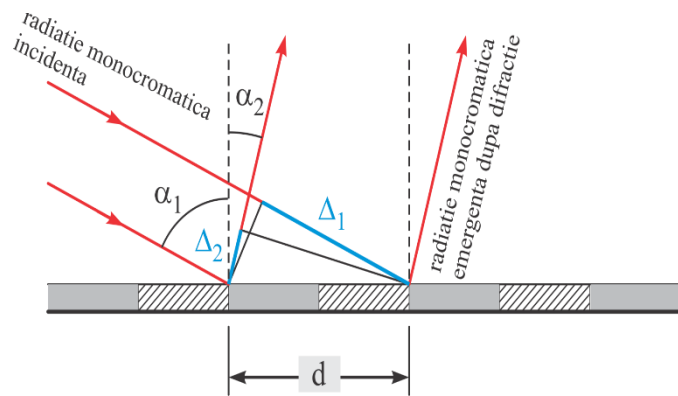
$$\text{Din } \triangle NOP \Rightarrow OP = D \cdot \operatorname{tg} i$$

Dacă direcția de observație este mai aproape de suprafața normală (ON), atunci avem: $\frac{\operatorname{tg} i}{\operatorname{tg} r} \approx \frac{\sin i}{\sin r} = \frac{1}{n}$

$$d = D \cdot \left(1 - \frac{1}{n}\right)$$

Indicele de refracție al plăcii se calculează cu formula: $n = \frac{D}{D - d}$

DIFRAȚIE PRODUSĂ DE O REȚEA OPTICĂ



Rețeaua de difracție în reflexie: părțile reflectorizante și opace sunt alternate.
 d = constanta rețelei

Diferența de drum optic, „ d ”, între două unde incidente în puncte aflate la distanța „ d ” una de cealaltă este: $\Delta = \Delta_1 - \Delta_2 = d \cdot (\sin \alpha_1 - \sin \alpha_2)$

Condiția pentru interferența maximă în direcția de apariție este:

$$\Delta = k \cdot \lambda$$

$$d \cdot (\sin \alpha_1 - \sin \alpha_2) = k \cdot \lambda$$

$$(k = \dots, -2, -1, 0, 1, 2, \dots)$$

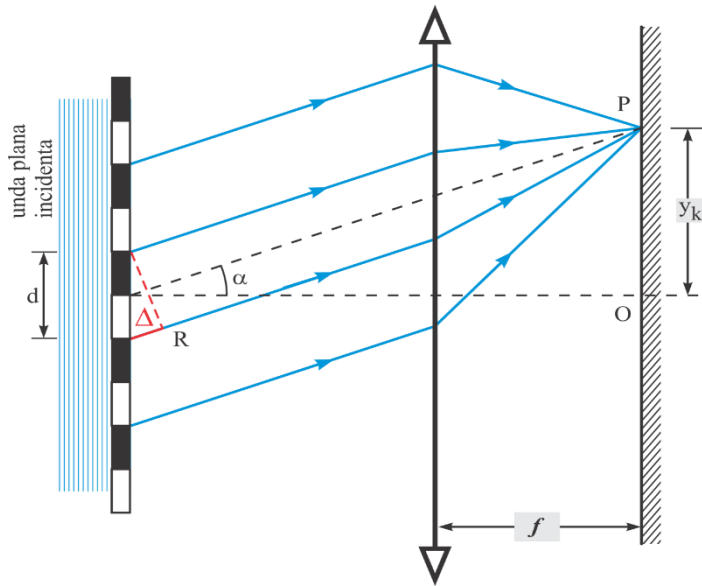
Sau

$k = 0$: maxim de ordinul zero

$k = 1$: maxim de ordinul 1

----- etc -----

REȚEAUA DE DIFRAȚIE CA MEDIU TRANSPARENT



Condiția ca valoarea maximă a interferenței de ordinul „k” la punctul „P” al ecranului să fie afișată este: $\Delta = k \cdot \lambda$

$$\sin \alpha = \frac{\Delta}{d} = \frac{y_k}{D}$$

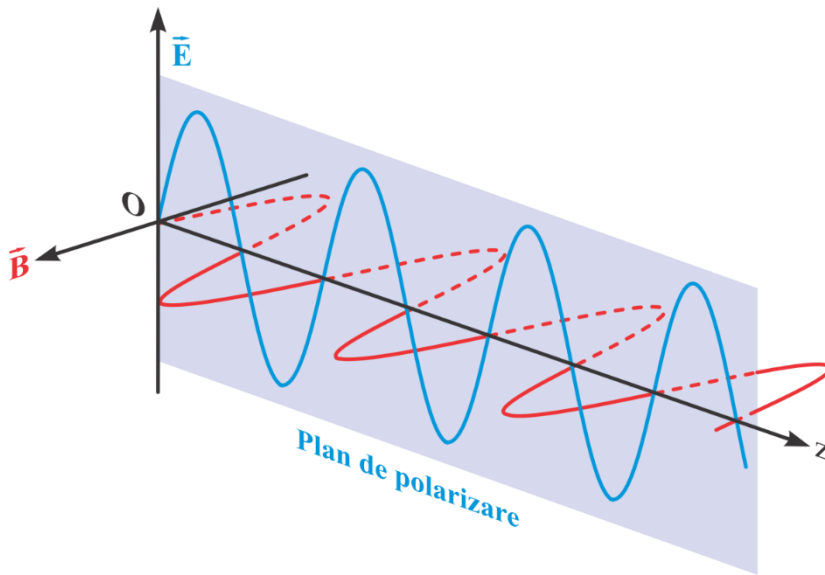
$$y_k = k \cdot \lambda \cdot \frac{D}{d}$$

„D” reprezintă distanța dintre rețeaua de difracție și ecran (dacă lentila este foarte aproape de rețea, atunci $D \approx f$)

$$\text{Interfranja "i" este } y_{k+1} - y_k : i = (k+1) \cdot \lambda \cdot \frac{D}{d} - k \cdot \lambda \cdot \frac{D}{d} = \lambda \cdot \frac{D}{d}$$

Pentru toate lungimile de undă se formează un maxim de interferență (maxim de ordinul zero) în mijlocul ecranului ($y_k = 0$).

STAREA DE POLARIZARE A UNDEI LUMINOASE



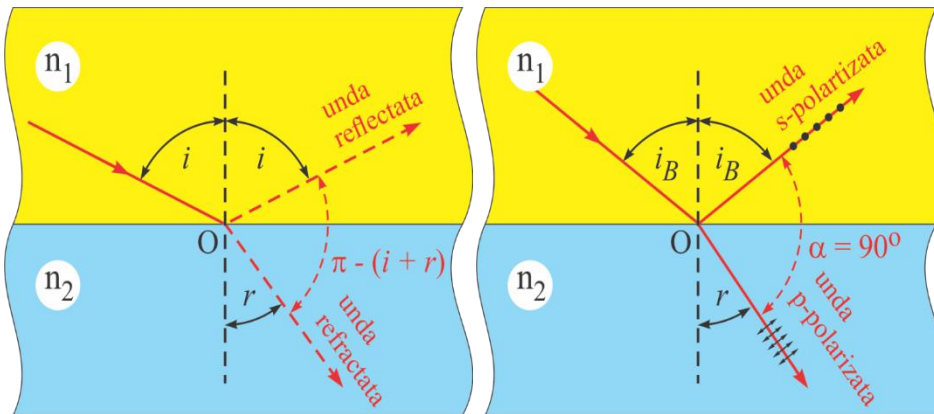
În general, o undă care se propagă într-un mediu, poate fi asociată cu oscilații produse în direcția de propagare (unde longitudinale) sau în direcția perpendiculară pe direcția de propagare (unde transversale).

În cazul undelor electromagnetice (deci și în cazul undelor luminoase), vectorii câmp electric și câmp magnetic oscilează în direcții perpendiculare pe direcția de propagare (unda luminoasă este transversală).

Planul în care vectorul câmpului electric oscilează definește „planul de polarizare” al undeii.

Dacă în timpul propagării undeii orientarea planului de polarizare nu se modifică, atunci unda luminoasă este polarizată liniar (în planul undeii). În alte circumstanțe, unda luminoasă poate fi polarizată circular sau polarizată eliptic.

UNDA LUMINOASA PLAN POLARIZATĂ SAU LINEAR POLARIZATĂ



Unda de lumină nepolarizată, incidentă la suprafața de separare dintre două medii, este parțial reflectată, parțial refractată (cu o singură excepție: condiția reflexiei totale)

Dacă reflexia/refracția are loc la suprafața unui mediu dielectric și unghiul de incidență are o valoare specială (i_B , unghiul lui Brewster), atunci direcțiile de propagare ale undelor reflectate și refractate sunt perpendiculare și ambele unde emergente sunt polarizate liniar (sau în plan).

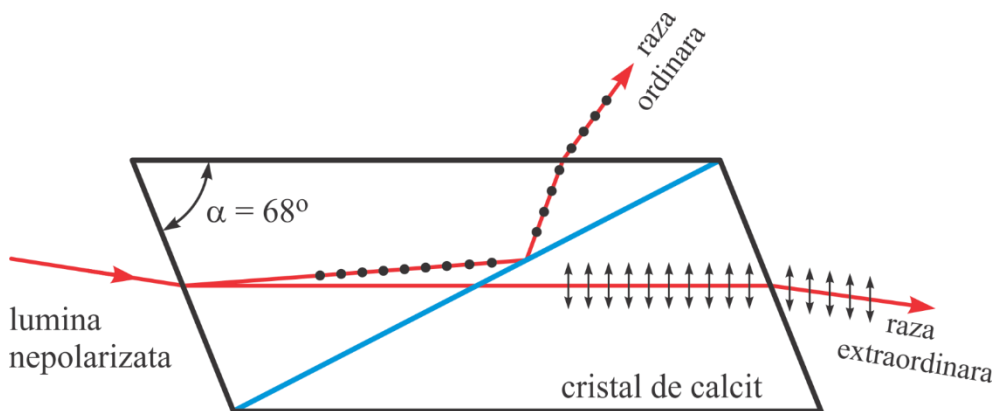
Condiția de polarizare a undelor emergente: direcția de propagare a unei reflectate și direcția de propagare a unei refractate sunt perpendiculare una pe cealaltă:

$$\frac{n_2}{n_1} = \frac{\sin i_B}{\sin\left(\frac{\pi}{2} - i_B\right)} = \frac{\sin i_B}{\cos i_B} = \operatorname{tg} i_B$$

Direcția de oscilație a vectorului câmpului electric al unei reflectate este perpendiculară pe planul definit de direcțiile de incidență și apariție (unda polarizată S). Direcția de oscilație a vectorului câmpului electric al unei refractate este paralelă cu planul definit de direcțiile de incidență și apariție (unda polarizată p).

Unda S-polarizată este total polarizată, iar unda P-polarizată este parțial polarizată.

POLARIZAREA LUMINII FOLOSIND PRISMA NICOL (WILLIAM NICOL – 1828)



Cristalul de calcit(o varietate de CaCO_3) prezinta fenomenul de birefringenta

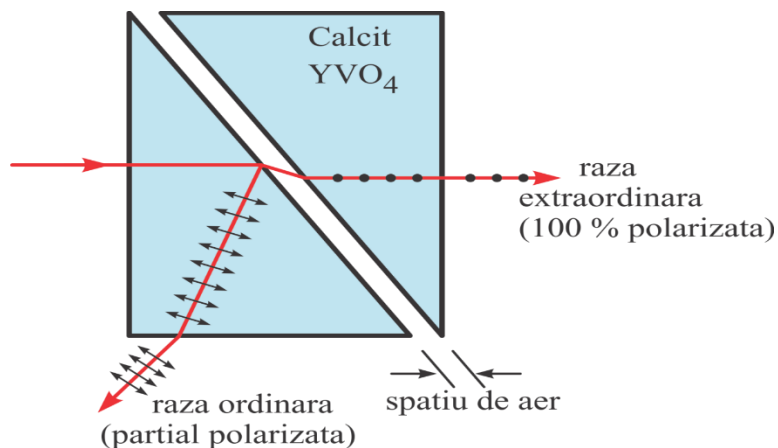
Prisma Nicol este formata din doua cristale de calcit, sectionate dupa o regula speciala si lipite intre ele cu balsam de canada.

Raza incidenta, nepolarizata, in interiorul cristalului se desface in doua componente (raza ordinara si raza extraordinara); ele urmeaza doua trasee diferite. La interfata cristal-balsam de canada ($n_{bc} = 1,55$) cele doua componente se comporta diferit: raza ordinara ($n_o = 1,658$) sufera reflexie totala la interfata cristal-balsam de canada, in timp ce raza extraordinara ($n_e = 1.486$) trece prin stratul de balsam de canada.

$n_o > n_{bc}$ (reflexie totala)

$n_e < n_{bc}$ (refractie)

POLARIZAREA LUMINII FOLOSIND PRISMA GLAN-FOUCAULT



Beneficii:

- Din punct de vedere al constructiei, este mai scurt decat alte dispozitive;
- Poate fi folosit la radiatii de mare intensitate (lasere)

Dezavantaje :

- Afirmații despre unghiul de incidență
- Cele două cristale de calcit nu sunt lipite cu balsam de Canada, dar între ele există un spațiu de aer. Prin aceasta, este mai

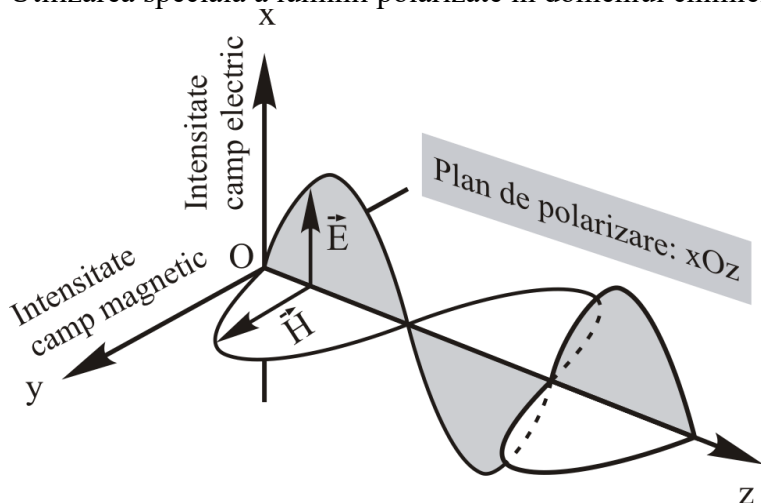
rezistent la o temperatură ridicată, este calitativ superioară și utilă ansamblurilor cu radiații de tip laser. Este mai avantajos din punct de vedere al eficienței energetice.

Un material deosebit de avantajos (dar scump) este cristalul de ortovanadat de ytriu (YVO₄).

APLICAȚII ALE LUMINII POLARIZATE

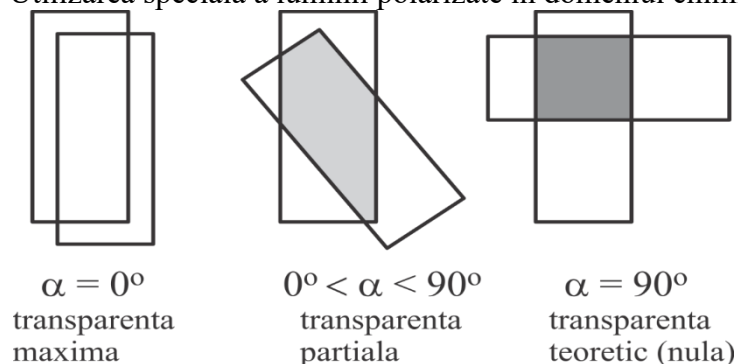
- În chimie: în studiul aspectelor de stereochemie, în caracterizarea moleculelor de medicamente chirale; în studiul substanțelor chirale în lumină polarizată circular (spectroscopie circulară de dicroism)
- În tehnică: ca metodă de vizualizare a tensiunilor mecanice și a neomogenităților optice în structura materialelor transparente; display-uri cu cristale lichide.
- În cristalografie: în studiul cristalelor cu ajutorul microscopului în lumină polarizată.
- În anumite tehnici de vizualizare tridimensională.
- În tehnica fotografică: modelarea calității imaginilor obținute.
- În geologie: identificați anumite tipuri de minerale.

Utilizarea specială a luminii polarizate în domeniul chimiei farmaceutice – polarimetrie



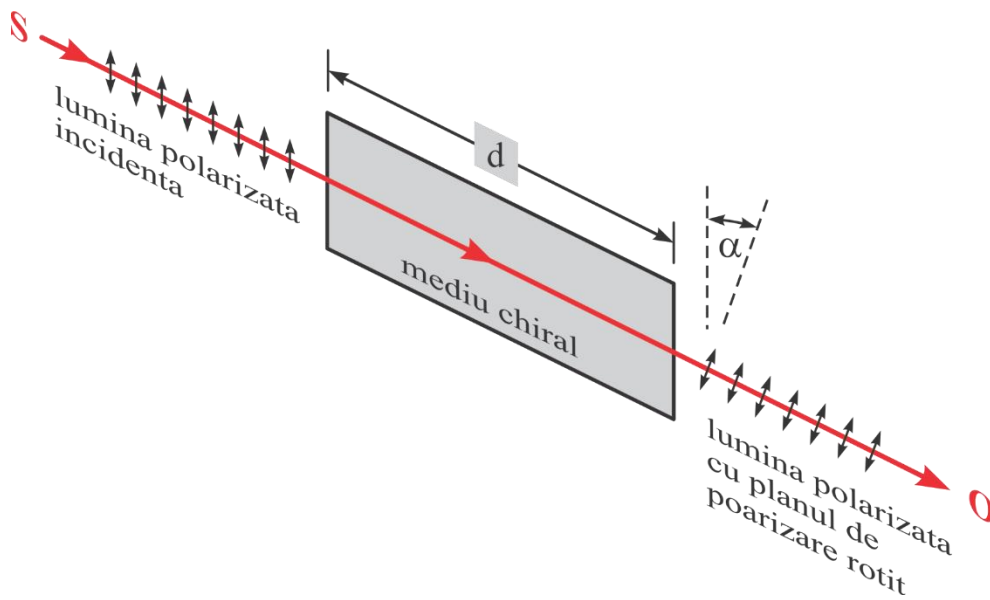
Setul de vectori: intensitatea câmpului magnetic și intensitatea câmpului electric este „chiral”.
Activitate optică: rotația planului de oscilație al vectorului E în jurul direcției de propagare (axa z).

Utilizarea specială a luminii polarizate în domeniul chimiei farmaceutice – polarimetrie



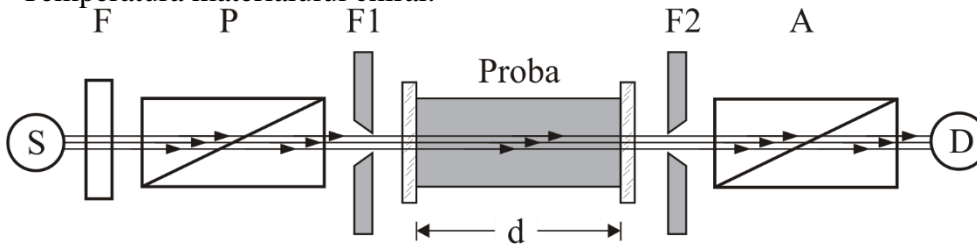
Pour solutions : $\alpha = [\alpha]_D^{20} \cdot c \cdot d$

Pour liquides : $\alpha = [\alpha]_D^{20} \cdot \rho \cdot d$



Unghiul de rotație este variabil în funcție de:

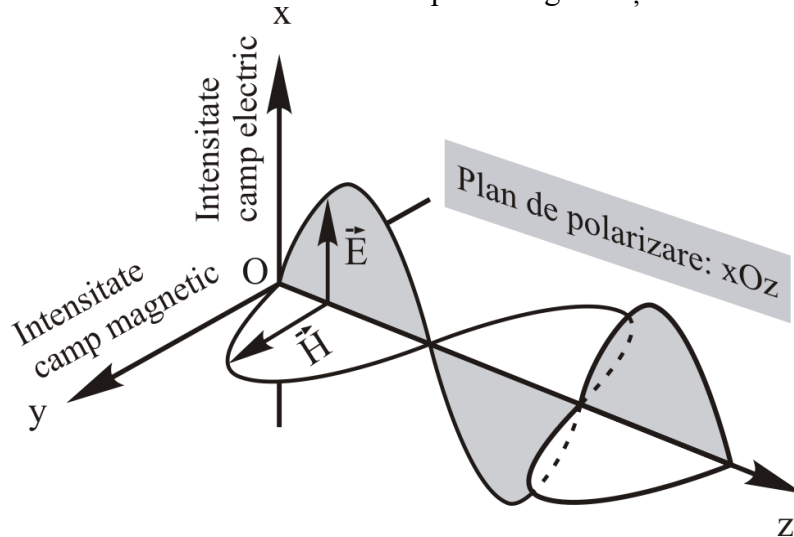
- lungimea de undă a luminii incidente (λ)
- Natura substanței chirale (puterea proprie de rotație, numită și „putere specifică de rotație” $[\alpha]$).
- Grosimea materialului chiral (d), traversat de lumina polarizată.
- Temperatura materialului chiral.

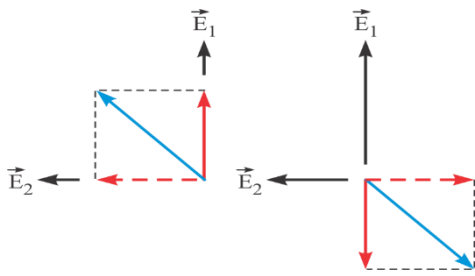


Detalii pentru construcția unui polarimetru convențional (1): radiația de rezonanță a vaporilor de Na - 589,3 nm

Transformarea luminii polarizate liniar în lumină polarizată circular

Setul de vectori: intensitatea câmpului magnetic și intensitatea câmpului electric este „chiral”.

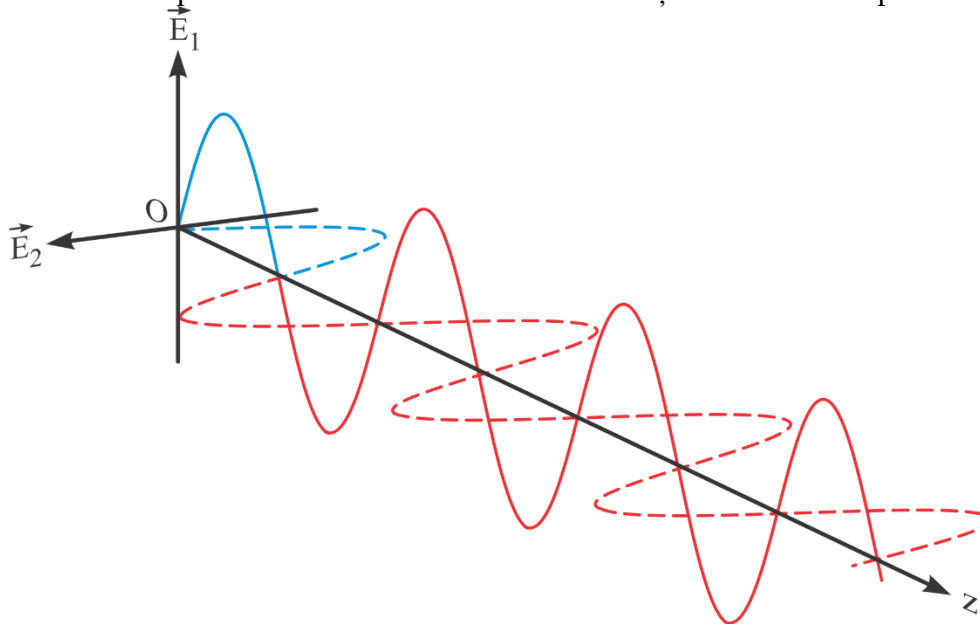




Activitate optică: rotația planului de oscilație al vectorului E în jurul direcției de propagare (axa z).

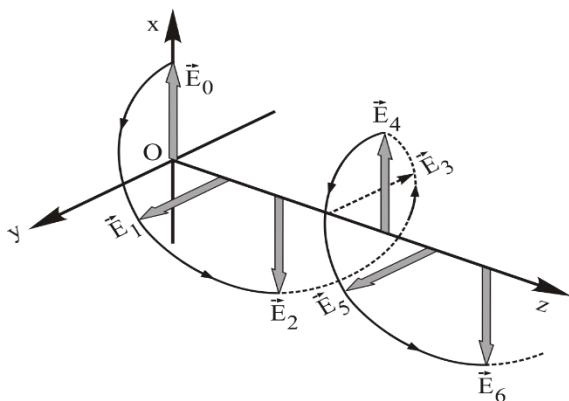
Două unde luminoase de aceeași lungime de undă, în aceeași fază, au planuri perpendiculare de polarizare.

Acolo sunt reprezentate doar traiectoriile extremității vectorilor câmp electric.



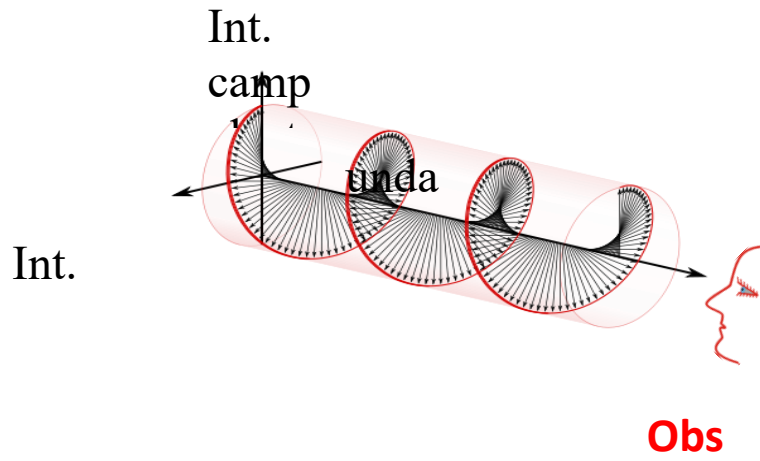
Suma vectorială a intensităților câmpurilor electrice este, în fiecare moment, o undă întotdeauna polarizată liniar (rezultat: o undă polarizată liniar).

Două unde luminoase, la aceeași lungime de undă, dar la o diferență de fază de un sfert de undă, au planuri perpendiculare de polarizare. Suma vectorială a câmpurilor electrice în fiecare moment generează un vector de rotație a cărui extremitate descrie un drum elicoidal (rezultat: unda polarizată circular).



Radiația polarizată circular este chirală.

- Două raze polarizate într-un plan, la planuri perpendiculare de polarizare
- O radiație este întârziată cu un sfert din lungimea de undă
- Suprapunerea a doua radiații generează o radiație polarizată circular.



Unda polarizată circular poate avea două direcții de rotație: direcția dextrogira și direcția levogiră.

SPECTROMETRIE OPTICĂ DE ABSORBȚIE SPECTROFOTOMETRIE DE ABSORBȚIE ÎN DOMENIU ULTRAVIOLET ȘI ÎN DOMENIUL VIZIBIL

Metode de bază:

Măsurarea variabilelor energetice ale radiației monocromatice pe măsură ce trece printr-un strat de probă, în funcție de o variabilă de undă a radiației.

Variabile de val:

lungimea de undă (λ) (nm)

numărul de undă ($\tilde{\nu}$) (cm^{-1})

Frecvența (f) (Hz)

viteza de propagare (v)

Variabile energetice:

flux de energie (F)

intensitatea radiației (I)

transmisie (T) (factor de transmisie)

transmisie (transmisie) în procente ($T\%$)

absorbanta (A)

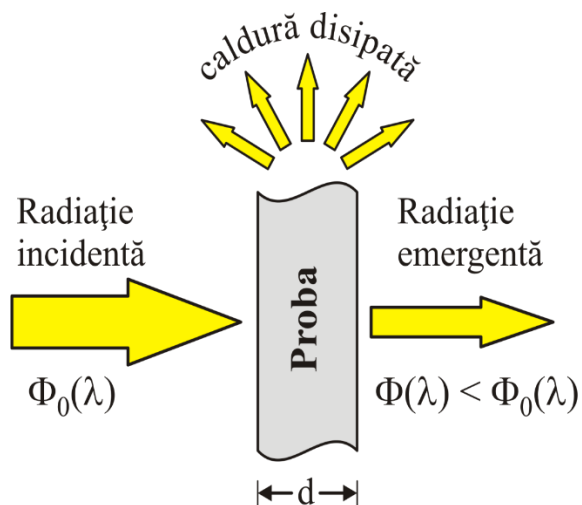
Relația dintre variabilele valului:

$$v = \lambda \cdot f \quad ; \quad \tilde{\nu} = \frac{1}{\lambda}$$

Domenii spectrale de interes analitic

Nume convențional	Limitele domeniului (sub vid)		Eveniment la nivel molecular (atomic) implicat în interacțiunea cu radiația
	$n \sim (\text{cm}^{-1})$	$l(\text{nm})$	
Vacuum Ultraviolet (UV)	> 52600	< 190	Tranziții electronice în molecule (atomi)
ultraviolete (UV)	52600 – 26300	190 – 380	
Vizibil (VIS)	26000 – 13300	380 – 750	
infraroșu apropiat (NIR)	13000 – 4000	750 – 2500	Tranziții vibraționale moleculare, tranziții vibraționale ale rețelei cristaline sau tranziții moleculare de rotație
infraroșu mediu (IR)	4000 – 200	2500 – 50000	
Infraroșu eliminat (FIR)	< 200	> 50000	

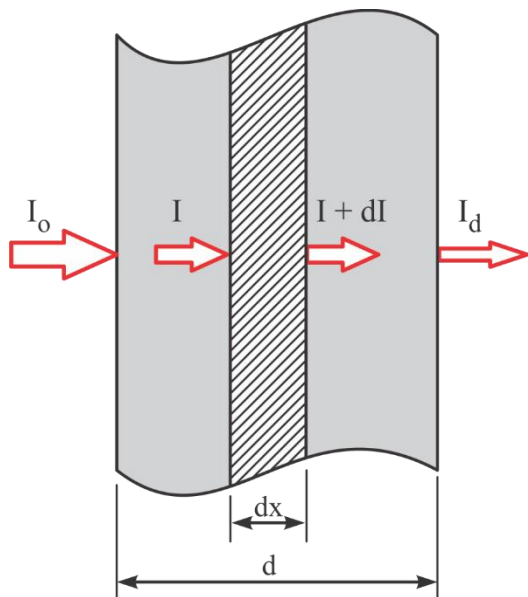
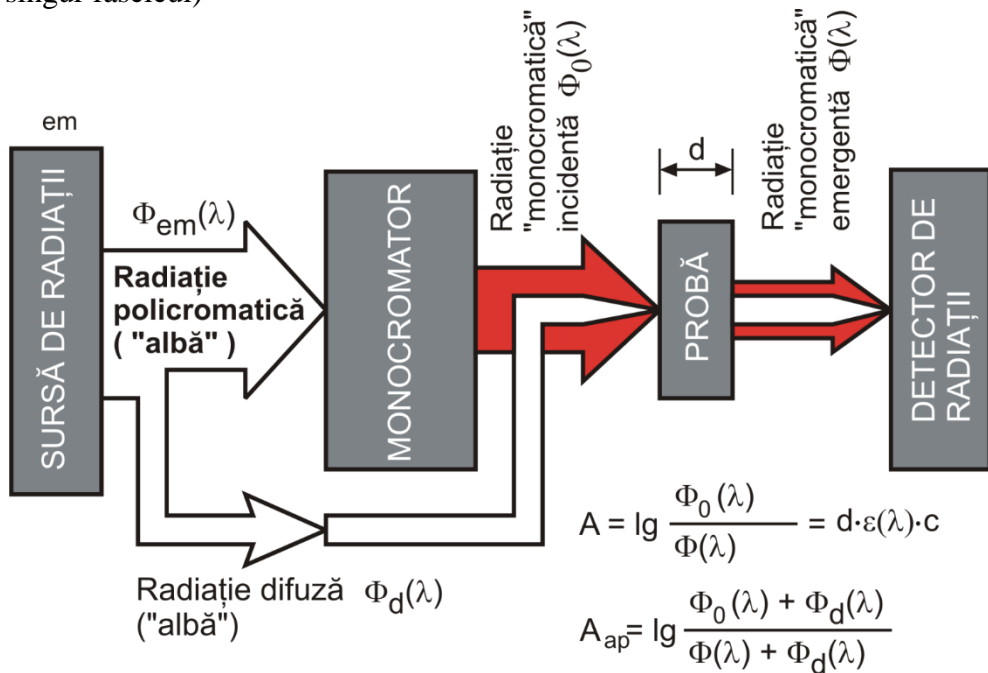
DEFINIREA VALORILOR (VARIABLELOR) ENERGETICE CARACTERISTICE ABSORBTIEI OPTICE



$$T(\lambda) = \frac{\Phi(\lambda)}{\Phi_0(\lambda)} \quad ; \quad T\%(\lambda) = \frac{\Phi(\lambda)}{\Phi_0(\lambda)} \cdot 100 \quad ; \quad A(\lambda) = \lg \frac{\Phi_0(\lambda)}{\Phi(\lambda)}$$

$$A(\lambda) = -\lg T(\lambda) = 2 - \lg T\%(\lambda)$$

Aspecte privind construcția și particularitățile de funcționare a unui spectrofotometru de absorbție (un singur fascicul)



absorbția luminii
– Relația Lambert–Beer

$$dI = -k \cdot I \cdot dx$$

k: absorbanța constantă

$$\frac{dI}{I} = -k \cdot dx$$

$$\int_{I_0}^I \frac{dI}{I} = -k \cdot \int_0^d dx$$

$$\ln I - \ln I_0 = -k \cdot d$$

$$\ln \frac{I}{I_0} = -k \cdot d$$

$$\frac{I}{I_0} = e^{-k \cdot d}$$

$$I = I_0 \cdot e^{-k \cdot d}$$

$$\ln \frac{I_o}{I} = k \cdot d$$

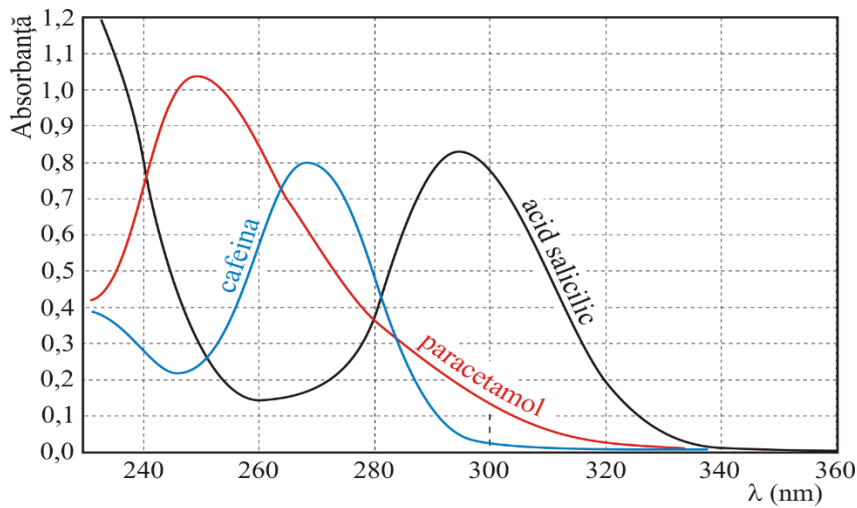
$$A = \log \frac{I_o}{I} = k' \cdot d$$

Absorbanța este direct proporțională cu grosimea mediului traversat. (*Legea Bouguer–Lambert–Beer*)

CARACTERIZAREA SOLUȚIILOR CHIMICE FOLOSIND SPECTRUL DE ABSORBȚIE

Exemple:

Specre de absorbție în gama ultravioletă de cafeină, paracetamol și acid salicilic în soluție apoasă.



13. MODEL DE ÎNTREBĂRI PENTRU EXAMEN

1. Care dintre următoarele afirmații referitoare la intensitatea curentului continuu sunt adevărate?

Amperaj. . .

La). . . este egală cu cantitatea de sarcină electrică transportată de diametru pe unitatea de timp.

b). . . este egală cu cantitatea de sarcină electrică transportată de secțiunea unitară a conductorului pe unitatea de timp.

vs). . . este exprimată în Sistemul Internațional de Unități (SI) în Coulomb/secundă

d). . . este exprimată în Sistemul Internațional de Unități (SI) în amperi (A).

e). . . este o mărime vectorială.

Răspuns: a), c), d)

2. Care dintre următoarele afirmații referitoare la liniile electrostatice ale unei sarcini electrice sunt adevărate?

a) două linii diferite de câmp se intersectează în cel puțin două puncte.

b) liniile de câmp dintr-un punct de sarcină pozitiv au sens pentru sarcina electrică.

c) liniile de câmp dintr-un punct de sarcină pozitiv au sens pentru sarcina electrică.

d) liniile de câmp electrostatic sunt bucle închise.

e) liniile de câmp electrostatic nu sunt bucle închise

Răspuns: c), e)

3. Explicați semnificațiile legilor lui Kirchoff făcute pentru un circuit de curent continuu?

a) Prima lege a lui Kirchoff exprimă relația dintre curentul din ramurile circuitului care răspund la un nod.

b) A doua lege a lui Kirchoff exprimă relația dintre curentul din ramurile circuitului care răspund la un nod.

c) Prima lege a lui Kirchoff se referă la suma algebrică a tensiunilor dintr-un circuit ocular (bucă).

d) A doua lege a lui Kirchoff se referă la suma algebrică a tensiunilor dintr-un circuit ocular (bucă).

e) Prima lege a lui Kirchoff se referă la puterea disipată într-o rezistență de circuit.

Răspuns: a), d)

4. Explică legea lui Faraday a electrolizei unui electrolit?

a) Masa substanței transportate la catod este egală cu masa materialelor transportate la anod.

b) Masa de materie transportată la catod este direct proporțională cu curentul electric.

c) la intensitate constantă a curentului, masa substanței transportată la catod este direct proporțională cu durata electrolizei.

d) La o intensitate constantă a curentului, masa substanței transportată la catod în timpul electrolizei este invers proporțională.

e) La o intensitate constantă a curentului, masa substanței transportate la electroliza catodului este proporțională cu pătratul lungimii.

Răspuns: b), c).

5. Inducția magnetică din interiorul solenoidului depinde de . .

La). . .intensitatea curentului electric prin bobine.

b). . . densitatea interiorului solenoidului.

vs). . . Numărul de bobine magnetice.

d). . . lungimea bobinei bobinei.

e). . . permeabilitatea mediului în solenoid.

Răspuns: a), c), d), e).

6. Forța Lorentz care acționează asupra unui conductor DC liniar încrucișat depinde de . .

- La). . . densitatea materialului din sârmă.
- b). . . aria secțiunii transversale a conductorului.
- vs). . . lungimea conductorului liniar situat în inducția magnetică.
- d). . . intensitatea curentului electric în câmp
- e). . . unghiul dintre conductorul liniar și liniile câmpului magnetic.

Răspuns: c), d), e).

7. Care dintre următoarele afirmații sunt adevărate?

- a) fluxul magnetic printr-o suprafață este scalar.
- b) Direcția curentului autoindus într-un solenoid la întreruperea circuitului este opusă curentului de la solenoid care a trecut prin solenoid înainte de întreruperea circuitului.
- c) energia câmpului magnetic generat în solenoid depinde de densitatea materialului din interiorul solenoidului.
- d) Energia câmpului magnetic generat într-un solenoid este direct proporțională cu logaritmul intensității curentului solenoidului.
- e) raportul dintre intensitatea reală și intensitatea maximă a curentului alternativ este de 0,707

Răspuns: a), b), e).

8. Ce teorii explică fenomenele electrice?

- a) teoria acțiunii la distanță
- b) teoria acțiunii contigue
- c) teoria relativistă a fenomenelor electromagnetice
- d) teoria lui arhimede
- e) teoria sarcinii

răspuns: a), b), c)

9. Care dintre următoarele afirmații referitoare la distribuția sarcinilor electrice sunt adevărate?

- a) Coulomb este o mărime cu unitate fundamentală de măsură în SI
- b) Distribuția liniară λ a sarcinii electrice este sarcina distribuită pe unitatea de lungime
- c) Distribuție superficial σ a sarcinii electrice este sarcina distribuită pe unitatea de suprafață
- d) Distribuția volumului ρ sarcina electrică este sarcina distribuită pe unitatea de volum
- e) În legea lui Coulomb nu este vorba despre interacțiunea sarcinii punctiforme

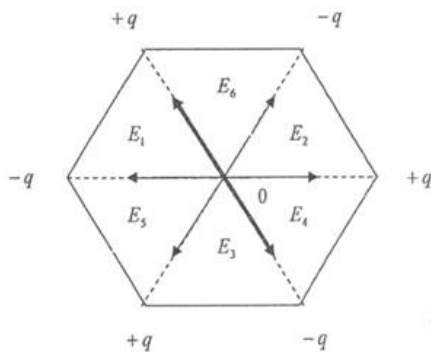
Răspuns: b), c), d).

10. Care dintre următoarele afirmații referitoare la **legea lui Coulomb** sunt adevărate?

- a) $dq = \lambda dl$
- b) $dq = \rho dV$
- c) $\vec{F} = \frac{q_0}{4\pi\epsilon_0} \int \lambda \frac{dl}{r^2} \vec{n}$
- d) $\vec{F} = \frac{q_0}{4\pi\epsilon_0} \int \sigma \frac{dS}{r^2} \vec{n}$
- e) $\vec{F} = \frac{q_0}{4\pi\epsilon_0} \int \rho \frac{dV}{r^2} \vec{n}$

Răspuns: c), d), e).

11. În vârfurile unui hexagon regulat de latura $l = 30 \text{ cm}$ sunt plasate în aer, în moduri diferite, trei sarcini pozitive identice și trei sarcini negative identice $q = 4\mu\text{C}$. Găsiți intensitatea câmpului electric în centrul hexagonului.



- a) $\vec{E} = 0$
- b) $\vec{E} = 2\vec{i} + 3\vec{j} + 5\vec{k}$
- c) $\vec{E} = 20\vec{i} + 30\vec{j} + 50\vec{k}$
- d) $\vec{E} = \vec{E}_1 + \vec{E}_2 + \vec{E}_3 + \vec{E}_4 + \vec{E}_5 + \vec{E}_6$
- e) $\vec{E} = 8\vec{i} + 9\vec{j} + 10\vec{k}$

Răspuns: a), d).

12. Capacitatea electrică echivalentă a unui set de condensatoare este:

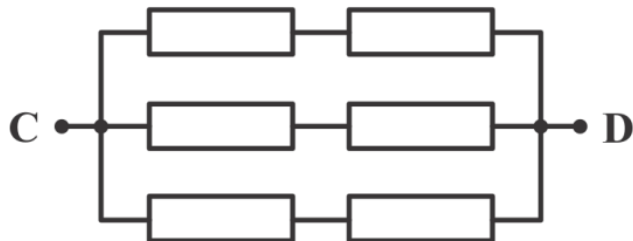
- a) Pentru condensatoare conectate în serie: $U = U_1 + U_2 + U_3 + \dots$
- b) Pentru condensatoare conectate în paralel: $C_p = C_1 + C_2 + C_3 + \dots$
- c) Pentru condensatoare conectate în serie: $\frac{1}{C_s} = \frac{1}{C_1} + \frac{1}{C_2} + \frac{1}{C_3} + \dots$
- d) Pentru condensatoare conectate în paralel: $Q = Q_1 + Q_2 + Q_3 + \dots$
- e) Pentru condensatoare conectate în paralel: $C_p \cdot U = C_1 \cdot U + C_2 \cdot U + \dots$

Raspuns: b), c)

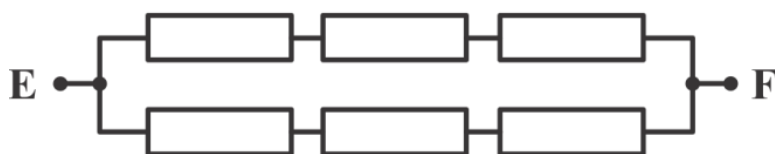
3. În figurile de mai jos sunt rezistoarele identice grupate în trei configurații. Configurațiile echivalente ale rezistenței sunt: R_{AB} , R_{CD} și R_{EF} . Care este ordinea descrescătoare a acestor rezistențe echivalente?



- a) $R_{AB} > R_{CD} > R_{EF}$
- b) $R_{EF} > R_{CD} > R_{AB}$
- c) $R_{CD} > R_{AB} > R_{EF}$
- d) $R_{EF} > R_{AB} > R_{CD}$
- e) $R_{AB} > R_{EF} > R_{CD}$



Raspuns: d)



14. capacitatea electrică a unui condensator este:

- a) $C = \varepsilon_0 \cdot \varepsilon_r \cdot \frac{S}{d}$
 b) $C = \frac{Q}{U_{1,2}}$
 c) $U_{1,2} = V_1 - V_2$
 d) $V_1 = \frac{Q}{4 \cdot \pi \cdot \varepsilon \cdot r_1}$;
 e) $V_2 = \frac{Q}{4 \cdot \pi \cdot \varepsilon \cdot r_2}$

Raspuns: a), b)

15. Rezistența echivalentă cu un set de rezistențe este:

- a) Pentru rezistențele în serie: $R_s = \sum_{i=1}^n R_i$
 b) Pentru rezistențele în paralel: $\frac{1}{R_p} = \sum_{i=1}^n \frac{1}{R_i}$
 c) $U_{AB} = I \cdot R = I_A \cdot (R + R_A)$
 d) $I = I_A \cdot \left(1 + \frac{R_A}{R}\right)$
 e) $C = \frac{Q}{U_{1,2}}$

Raspuns: a), b)

16*. Scrieți legea lui Ohm pentru întregul circuit :

- a) $I = \frac{E}{R+r}$; b) $I_0 = \frac{E}{r}$; c) $I = \frac{U_{AB}}{R}$; d) $I = U_V \cdot \left(\frac{1}{R} + \frac{1}{R_V}\right)$; d) $I = I_A \cdot \left(1 + \frac{R_A}{R}\right)$

Raspuns: a),

17. Care dintre următoarele afirmații sunt adevărate?

- a) Disiparea căldurii (Q_R) pe R a rezistenței externe în timpul t: $Q=UIt$
 b) Puterea disipată (P_R) pe rezistența externă R: $P_R = I^2$
 c) Puterea disipată (P_{R+r}) pe circuitul complet: $P_{R+r} = \frac{Q_{R+r}}{t} = E \cdot I = \frac{E^2}{R+r}$
 d) Puterea disipată (P_{R+r}) pe circuitul complet: $P_{R+r} = \frac{Q_{R+r}}{t} = E \cdot I = \frac{E^2}{R+r}$
 e) Puterea disipată (P_R) pe rezistența externă R: $P_R = U^2$

Răspuns: a), c), d).

18. Scrieți formula **forței Lorentz**:

a) Forma vectorială: $\vec{f} = q\vec{v} \times \vec{B}$

b) Forma scalară: $F = qvB$

c) $T = \frac{2\pi}{\omega}$

d) $\omega = \frac{qB}{m}$

e) $T = \frac{2\pi}{\omega} = \frac{2\pi}{q \cdot B} m$

Răspuns: a), b).

19. Care dintre următoarele afirmații sunt adevărate?

a) inducția magnetică în centrul unui conductor circular (de raza R): $B = \mu_0 \cdot \mu_r \cdot \frac{I}{2 \cdot R}$

b) Inducția magnetică în interiorul unui solenoid: $B = \mu_0 \cdot \mu_r \cdot \frac{I \cdot N}{l}$

c) forța Lorentz este: $\frac{m \cdot v^2}{R}$

d) forța centrifugă este: qvB

e) Într-un câmp magnetic, forțele sunt: $\frac{m \cdot v^2}{R} = q \cdot v \cdot B$

Răspuns: a), b), e).

20*. Notează legea lui Ohm pentru un întreg circuit:

A $I = \frac{E}{R + r}$.;

B $I_0 = \frac{E}{r}$.;

C $I = \frac{U_{AB}}{R}$.;

D $I = U_V \cdot \left(\frac{1}{R} + \frac{1}{R_V} \right)$.;

E. $I = I_A \cdot \left(1 + \frac{R_A}{R} \right)$

Raspuns : A.

21*. Următoarele afirmații sunt adevărate:

- A. Determinarea vâscozității se face prin procedura legii Stokes
 - B. Vâscozitatea multor coloizi liofili respectă legea lui Arhimede
 - C. Când o particulă solidă, sferică, de raza r , avansează cu viteza v într-un lichid de vâscozitate η , se produce o forță F de rezistență (frecare internă), opusă forței lichidului, având mărimea: $F = 6\pi r\eta v$
 - D. Vâscozitatea citoplasmei nu variază în timpul diviziunii celulare
 - E. Citoplasma este formată din molecule nefibrilare ale reticulului oncoplasmatic în care se află un sol.
- Raspuns: : A)

22*. Următoarele afirmații sunt adevărate:

- A. Nivelul de sunet N_s al unui sunet este definit prin: $N_s = \log \frac{I}{I_m}$
 - B. Nivelul de sunet N_s al unui sunet este definit de $N_s = p/p_m$
 - C. Pragul inferior de auz scade odată cu vârsta,
 - D. Pragul inferior de auz scade atunci când urechea este expusă la zgomot pentru o perioadă lungă de timp.
 - E. Energia corespunzătoare sunetelor obișnuite este foarte mare.
- Raspuns: A

23*. Aproximația lentilei subțiri se scrie:

A.
$$\frac{1}{f} = (n-1) \cdot \left[\frac{1}{R_1} - \frac{1}{R_2} - \frac{(n-1) \cdot d}{n \cdot R_1 \cdot R_2} \right]$$

B.
$$\frac{1}{f} \approx (n-1) \left(\frac{1}{R_1} - \frac{1}{R_2} \right)$$

C.
$$\frac{1}{f} = \frac{1}{x_i} - \frac{1}{x_o}$$

D.
$$f = \frac{R}{2}$$

E.
$$\frac{1}{x_F} = \frac{2}{R} \cdot \frac{\cos i}{2 \cdot \cos i - 1} \approx \frac{2}{R}$$

Raspuns B

24*. In cazul efectului Doppler studiat in sunete se poate spune ca daca sursa este in repaus fata de mediu, observatorul se apropie de sursa cu viteza "v" fata de mediu, viteza de propagare in mediu a undei emise de sursa este "c", frecventa f inregistrata de observatorul care se apropie de sursa cu viteza de emisie proprie : e, sursa fo are propria sa viteza : e,

A.
$$f = f_0 \left(1 + \frac{v}{c} \right)$$

B.
$$f = f_0 \left(1 - \frac{v}{c} \right)$$

C.
$$T = T_0 \left(1 + \frac{v}{c} \right)$$

D.
$$T = T_0 \left(1 - \frac{v}{c} \right)$$

E.
$$T = T_0 \cdot \frac{v}{c} \cdot T$$

Raspuns : A.

25*.Următoarele întrebări despre radiofarmaceutice sunt adevărate:

- A. Radiofarmaceuticele sau radiocompușii sunt un grup de medicamente care conțin izotopi radioactivi
- B. Produsele radiofarmaceutice nu pot fi utilizate ca agenți diagnostici și terapeutici.
- C. Radiotrasorii nu pot fi utilizați pentru diagnosticul disfuncției în țesuturile corpului.
- D. Toți izotopii medicali sunt radioactivi,
- E. Produsele radiofarmaceutice sunt recent introduse pe piață

Raspuns : A

26. Rezistența echivalentă atunci când este conectată la rezistențe este:

- A. $R_s = \sum_{i=1}^n R_i$
- B. $\frac{1}{R_p} = \sum_{i=1}^n \frac{1}{R_i}$
- C. $U_{AB} = I \cdot R = I_A \cdot (R + R_A)$
- D. $I = I_A \cdot \left(1 + \frac{R_A}{R}\right)$
- E. $C = \frac{Q}{U_{1,2}}$

Raspuns : **A,B.**

27. Care dintre următoarele afirmații sunt adevărate?

- A. $\Delta S = S_2 - S_1 = k \ln \frac{I_2}{I_1}$
- B. Frecvența undelor mecanice capabile să impresioneze urechea umană este cuprinsă între 16 și 20 000 Hz.
- C. Vibrațiile cu frecvențe sub 20 000 Hz se numesc ultrasunete.
- D. Ultrasunetele pot fi emise și se propagă ca razele de lumină sub formă de fascicule, spre deosebire de sunetul obișnuit care se împrăștie în toate direcțiile.
- E. Dintre vibrațiile sonore care depășesc domeniul audibil al urechii umane, de mare interes din punct de vedere practic sunt ultrasunetele, adică sunetele a căror frecvență este mai mare de 20 000 Hz.

28. Care dintre următoarele afirmații sunt adevărate?

- A. Sunetul este o oscilație mecanică capabilă să impresioneze organul auditiv (receptorul).
- B. Undele sonore sunt unde transversale care se propagă în solide, lichide și gaze.
- C. Pentru a fi percepute de ureche, undele sonore nu trebuie să fie produse de o sursă sonoră.
- D. Pentru a fi percepute de ureche, undele sonore nu trebuie să aibă un mediu elastic de propagare între sursa sonoră și receptor.
- E. Pentru a fi percepute de ureche, undele sonore nu trebuie să se afle într-un interval de frecvențe.

Raspuns : A,B.

29. Care dintre următoarele afirmații sunt adevărate?

- A. Ultrasunetele se obțin cu ajutorul anumitor cristale numite cristale piezoelectrice (piezocristale) care manifesta fenomenul de electrostrictiune.
- B. Importanța practică a ultrasunetelor este legată de lungimea sa de undă scurtă
- C. Ultrasunetele sunt absorbite puternic în gaze și slab absorbite în lichide și solide.
- D. ultrasunetele nu pot fi emise ca fascicule de lumină
- E. ultrasunetele nu se propagă ca razele de lumină sub formă de fascicule

Raspuns : A,B,C.

30.. Care dintre următoarele afirmații sunt adevărate?

- A. Auzul este rezultatul stimulării mecanice vibratorii a unei anumite frecvențe, intensitate și înălțime, numită sunet.
- B. Frecvența undelor mecanice capabile să impresioneze urechea umană este între 16 și 20.000 Hz.
- C. Vibrațiile în afara acestor limite nu pot fi detectate de alte organe de simț.
- D. La frecvențe mai mici decât frecvențele sonore, vibrațiile cu o amplitudine mult mai mare decât cea a sunetului sunt percepute prin atingere.
- E. Sunetul sau tonul simplu, cum ar fi cel dat de un diapazon vibrant, exercită o presiune acustică oscilantă periodic p

Raspunde A,B,D,E.

31. Au fost propuse trei modele diferite pentru a explica orientarea prin lumina polarizată

- A. modelul Brewster-Fresnel
- B. modelul cu filtru dicroic realizat la albine
- C. modelul intensității luminii reflectate sau împrăștiate de mediu fiind mai mare pe direcția perpendiculară pe planul de polarizare
- D. modelul Lenz
- E. modelul lui Arhimede

Raspuns : A,B,C

32. Care dintre următoarele afirmații sunt adevărate?

A. Raza incidentă, raza refractată și normala la suprafața de separare nu sunt coplanare

B. Legea refracției se scrie: $\frac{\sin r}{\sin i} = \frac{n_1}{n_2}$

C. $\frac{1}{\sin i_1} = \frac{n_1}{n_2}$ când $n_1 < n_2$

D. Indicele de refracție al vidului este $n = 10$.

E. $-\frac{n_1}{f_1} = \frac{n_2 - n_1}{R}$ pentru dioptrie sferică

Raspuns: B,C.

33.. Dacă indicele de refracție (n) al materialului lentilei este mai mare decât indicele de refracție al mediului, atunci

- A. Într-o lentilă imaginea (reală) nu se formează la intersecția razelor reale, în spațiul imaginii
- B. Imaginea reală nu este distorsionată în comparație cu poziția obiectului pentru o dioptrie
- C. o lentilă mai groasă la mijloc și mai subțire la margine este convergentă
- D. o lentilă mai subțire la mijloc și mai groasă la margine este divergentă
- E. Distanța obiect-dioptrie nu este mai mare decât distanța corespunzătoare punctului F1 (focalizarea obiectului)

Raspuns : C,D.

34. Componentele microscopului sunt:

- A. Ocular
- B. Obiectiv
- C. Lentila condensatorului
- D. Reglarea lentilei
- E. Masa oculare

Raspuns : A,B,C.

35. Indicii de refracție ai mediului corespunzător ochiului uman sunt:

- A. Corneea : $n= 1,37$
- B. Umoarea apoasă: $n= 1,33$
- C. Cristalin: $n= 14,13$
- D. Corp vitros: $n=133$
- E. Cristalină: $n= 1.413 (1.375-1.473)$

Raspuns : A,B,E

36. Care dintre următoarele sunt defecte ale vederii?

- A. Ochi normal
- B. Ochi miop
- C. Ochiul hipermetropic
- D. Ochiul supermetrop
- E. Ochi cu defecte de astigmatism

Raspuns : B,E

37. Polarizarea luminii se poate realiza cu

- A. Prisma Nicol
- B. Glan - prisma Foucault
- C. Prisma lui Arhimede
- D. Lentila lui Newton
- Dispozitivul lui E. Young

A: A,B.

37. Variabilele fotometrice (variabile de undă) sunt:

- A. lungime de undă (λ) (nm)
- B. numărul de undă ($n\sim$) (cm^{-1})
- C. frecvență (f) (Hz)
- D. viteza de propagare (v)
- E. Intensitate (I) (A)

A: A, B, C, D.

38. Variabilele energetice sunt:

- A. flux de energie (F)
- B. intensitate (I) (A)
- C. transmisie (x)
- D. procentaj de transmisie (transmisie) ($T\%$)
- E. absorbanta (A)

R: A, D, E

14 . BIBLIOGRAFIE

1. ***, Compendiu de fizica, Ed.Stiintifica si Enciclopedica, Bucuresti, 1988.
2. A.F. Tsyb, S.Y. Tremasov, R.G. Nikitina and N.N. Yantovsky, J. Magn. Magn. Mater. 85 (1990) 290.
3. A.N. Rusetski and E.K. Ruuge, J. Magn. Magn. Mater. 85 (1990) 299.
4. Adams Karen H., Pinborg Lars H. , Claus Svarer , SG Hasselbalch , Søren Holm , Steven Haugbøl , K. Madsen , Vibe G. Frøkjær , L. Martiny Olaf B. Paulson , Gitte Moos Knudsen (martie 2004). „O bază de date a [¹⁸ F]-altanserinei care se leagă la receptorii 5-HT_{2A} la voluntari normali: date normative și relație cu variabilele fiziologice și demografice”. *NeuroImage*, 21 (3): 1105–1113
5. Adrianna Dzidek and Anna Piotrowska. The Use of Cryotherapy in Cosmetology and the Influence of Cryogenic Temperatures on Selected Skin Parameters—A Review of the Literature. *Cosmetics* 2022, 9, 100. <https://doi.org/10.3390/cosmetics9050100>
6. Akinin, A., Paul, A., Wang, J., Buccino, A., Cauwenberghs, G. (2020). Biopotential Measurements and Electrodes. In: He, B. (eds) *Neural Engineering*. Springer, Cham. https://doi.org/10.1007/978-3-030-43395-6_2
7. Alexander Hammers, Matthias J. Koepp, Mark P. Richardson, Rene Hurlmann, David J. Brooks & John S. Duncan (June 2003). "Grey and white matter flumazenil binding in neocortical epilepsy with normal MRI. A PET study of 44 patients". *Brain*. 126 (Pt 6): 1300–1308. doi:10.1093/brain/awg138.
8. Anghelescu D. , D. Moisil, L. Müller, A. Preda , Fizică , Ed. Didactică fie Pedagogica , 1982 .
9. Bailey DL, Townsend DW, Valk PE, Maisy MN (2005). Tomografia cu emisie de pozitroni: Științe de bază . Secaucus, NJ: Springer-Verlag. ISBN 978-1-85233-798-8.
10. Barbulescu M., Elemente de Fizica Generala, EDP, Bucuresti, 1962.
11. Barca – Galateanu D., Titeica R., Maumescu M., Septilici R., Fizica, Ed.a-II-a, , vol.II, EDP, Bucuresti, 1971
12. Baron JC; Samson Y.; Comar D.; Crouzel C.; Deniker P.; Acid Y. (1985). "Etude in vivo des recepteurs serotoninergiques centraux chez l'homme par tomographie a positions. [Studiu in vivo al receptorilor serotoninergici centrali la om folosind tomografia cu pozitroni]". *Revue neurologique (în franceză)*. 141 (8–9): 537–545.
13. Carroll FE (2008). "Pulsed, Tunable, Monochromatic X-rays: Medical and Non-Medical Applications". In Duarte FJ. *Tunable Laser Applications* (2nd ed.). Boca Raton: CRC Press. pp. 281–310. ISBN 1-4200-6009-0.
14. Chung, Hoon; Dai, Tianhong; Sharma, Sulbha K.; Huang, Ying-Ying; Carroll, James D.; Hamblin, Michael R. (februarie 2012). „Piulițele și șuruburile terapiei cu laser (luminoasă) de nivel scăzut”. *Analele Ingineriei Biomedicale* . 40 (2): 516–533.
15. Costela A; Garcia-Moreno I; Sastre R (2008). "Medical Applications of Dye Lasers". In Duarte FJ. *Tunable Laser Applications* (2nd ed.). Boca Raton: CRC Press. pp. 227–244. ISBN 1-4200-6009-0.
16. Cretu I.Traian, Fizica – Curs universitar, Ed.Technica,Bucuresti, 1996
17. Cretu T., Fizica generala , Ed.T. București, 1984
18. Daniel Garcia-Martinez, Maria Fabiola Leyva-Mendivil, Amit Gefen, Georges Limbert. Chapter 17 - Biomechanical aspects of skin aging—the risk of skin breakdown under shear loading increases with age. Editor(s): Amit Gefen, *Innovations and Emerging Technologies in Wound Care*, Academic Press, 2020, Pages 309-335, ISBN 9780128150283. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-815028-3.00017-1>,doi : 10.1016/j.neuroimage.2003.10.046 . ISSN 1053-8119
19. Dragomirescu E., Enache L., Biofizica, EDP, Bucuresti, 1993.

20. Duane Knudson, *Fundamentals of Biomechanics*, third edition, Editura Springer Nature Switzerland AG, iunie 2021.
21. Duarte F J, Two-laser therapy and diagnosis device, EP 0284330 A1 (22nd of March, 1988).
22. Duarte F. J.; Hillman, L.W. (1990). *Dye Laser Principles, with Applications*. Boston: Academic Press.
23. Duarte FJ (2008). "Broadly Tunable External-Cavity Semiconductor Lasers". In Duarte FJ. *Tunable Laser Applications* (2nd ed.). Boca Raton: CRC Press. pp. 143–177. ISBN 1-4200-6009-0.
24. E.K. Ruuge and A.N. Rusetski , Magnetic fluids as drug carriers: Targeted transport of drugs by a magnetic field, *Journal of Magnetism and Magnetic Materials* 122 (1993) 335-339, [https://doi.org/10.1016/0304-8853\(93\)91104-F](https://doi.org/10.1016/0304-8853(93)91104-F)
25. Eniu Daniela, curs Biofizica, UMF Cluj, 2013
26. Evaluarea acurateții înregistrării cu raze X 2D la CT 3D pentru măsurarea poziției implantului postoperator 3D. Carte albă, publicată în 2014,
27. Ganea C., Curs de Biofizica pentru studentii al Medicina Generala, Universitatea Carol Davila Bucuresti, 2010-2011.
28. Ganea C., Tutorial de biofizică pentru studenții la Medicină Generală, Universitatea « Carol Davila » București, 2010-2011.
29. Goldman L (1990). "Dye Lasers in Medicine". In Duarte FJ; Hillman LM. *Dye Laser Principles*. Boston: Academic Press. pp. 419–32. ISBN 0-12-222700-X.
30. Gungor A., De Cock M., (2021), Context-based problems for electricity topics in introductory physics courses, 3rd World Conference on Physics Education . *Innovating Physics Education : From REsearch to Practice*. Hanoi, Vietnam.
31. Gungor A., De Cock M., (2021), Context-based problems for electricity topics in introductory physics courses, 3rd World Conference on Physics Education . *Innovating Physics Education : From REsearch to Practice*. Hanoi, Vietnam.
32. Halliday D., Resnick R., *Fizica vol.I.*, EDP, Bucuresti, 1975, p.528
33. Hammer Alexander s, Koepp Matthias J., Richardson Mark P., Hurlemann Rene, Brooks David J. și Duncan John S. (iunie 2003). „Legarea flumazenilului de substanță cenușie și albă în epilepsia neocorticală cu RMN normal. Un studiu PET pe 44 de pacienți”. *Creier*. 126 (Pt 6): 1300–1308. doi:10.1093/brain/awg138.
34. Harrison LB, Chadha M, Hill RJ, Hu K, Shasha D (2002). „Impactul hipoxiei tumorale și al anemiei asupra rezultatelor terapiei cu radiații”. *Oncologul* . 7 (6): 492–508. doi:10.1634/theoncologist.7-6-492.
35. Hobbie R.K, Roth B.J. *Intermediate Physics for Medicine and Biology*, 5th Edition, Springer International Publishing, 2015, ISBN 978-3-319-12682-1
36. Hobbie RK, Roth BJ *Fizică intermediară pentru medicină și biologie*, ediția a 5-a, Springer International Publishing, 2015, ISBN 978-3-319-12682-1
<http://www.materialise.com/en/system/files/uploads/resources/X-ray.pdf>
37. <http://www.scientia.ro/tehnologie/39-cum-functioneaza-lucrurile/927-imagistica-medicala-2-radiografiile.html>
38. <https://www.fda.gov/radiation-emitting-products/surgical-and-therapeutic-products/medical-lasers>
https://www.libristo.ro/ro/carte/biological-physics_37302974?utm_source=google&utm_medium=surfaces&utm_campaign=shopping+feed&utm_content=free+google+shopping+clicks+300k&clicks+300-CjwgCAw_Cjwg6000CjwgCAwYOAel1GS1tRNurETculGYLW3zoWVLq7fNngq3bHjAl4G3aTU97zQm4XjIBoCfGsQAvD_BwE
https://www.libristo.ro/ro/carte/intermediate-physics-for-medicine-and-biology_02930277?utm_source=google&utm_medium=surfaces&utm_campaign=shopping%20feed&utm_content=free%20google%20shopping%20google%20shopping%20clicks%20clicks%20clicks%20shopping%20clicks%20clicks%20clicks%20clicks%20clicks
wANYOAenZLZb40yGJCv_AHB688NoLMgBTUs9BKogQa_1covUcie3ovzc_5FhoCcHUQAvD_BwE

39. https://www.libristo.ro/ro/carte/intermediate-physics-for-medicine-and-biology_02930277?utm_source=google&utm_medium=surfaces&utm_campaign=shopping%20feed&utm_content=free%20google%20shopping%20google%20shopping%20clicks%20clicks%20clicks%20shopping%20clicks%20clicks%20clicks%20clicks%20clicks
wANYOAenZLZb40yGJCv_AHB688NoLMgBTUs9BKogQa_1covUcie3ovzc_5FhoCcHUQAvD_BwE
https://www.libristo.ro/ro/carte/theoretical-molecular-biophysics_01659832#synopsis-text
<https://www.umft.ro/wp-content/uploads/2023/06/PHARMACEUTICAL-PHYSICS-PART1.pdf>
40. <https://www.umft.ro/wp-content/uploads/2023/06/PHARMACEUTICAL-PHYSICS-PART-2.pdf>
41. Ința I., Compendiu of physics, vol.II , Editura Tehnica,București 1985
42. Iosif I. Nagy, Curs of Biofizica Medicala, Ed. EUROBIT, Timișoara, 2001
43. Irving P. Herman. Fizica corpului uman, Ediția a II-a, Editura Springer International, 2016.
https://www.enbook.ro/catalog/product/view/id/773297?gclid=CjwKCAjw_MqgBhAGEiwAnYO AepAhnLzTCGc_2vWm2D65MKn5199NL0bb51997NL0bb51997NL EQAvD_BwE
44. Irving P. Herman. Physics of the Human Body, Second Edition, Springer International Publishing, 2016,
45. J. C. Baron; Y. Samson; D. Comar; C. Crouzel; P. Deniker; Y. Agid (1985). "Etude in vivo des recepteurs serotoninergiques centraux chez l'homme par tomographie a positions. [In vivo study of central serotoninergic receptors in man using positron tomography]". *Revue neurologique (in French)*. 141 (8–9): 537–545.
46. J.K. Lalla and P.L. Ahuja, J. Microencapsulation 8 (1991) 37.
47. Jelinkova H, ed. (2013). *Lasers for Medical Applications: Diagnostics, Therapy, and Surgery*. Oxford: Woodhead. ISBN 978 0 85709 237 3.
48. K. Mosbach and U. Shroder, *FEBS Lett*, 102 (1979) 112
49. K.J. Widder, A.E. Senyei and D.G. Scarpelli, *Proc. Soc. Exp. Biol. Med.* 58 (1978) 141,
50. Karen H. Adams, Lars H. Pinborg, Claus Svarer, S. G. Hasselbalch, Søren Holm, Steven Haugbøl, K. Madsen, Vibe G. Frøkjær, L. Martiny Olaf B. Paulson, Gitte Moos Knudsen (March 2004). "A database of [¹⁸F]-altanserin binding to 5-HT_{2A} receptors in normal volunteers: normative data and relationship to physiological and demographic variables". *NeuroImage*. 21 (3): 1105–1113. doi:10.1016/j.neuroimage.2003.10.046. ISSN 1053-8119. .
51. Karl F. Kuhn, Frank Noschese. *Basic Physics*. Publisher Jossey-Bass, Anul 2020. ISBN 9781119629894
52. Knudson Duane , *Fundamentals of Biomechanics*, editia a treia, Editura Springer Nature Switzerland AG , iunie 2021, https://www.libristo.ro/ro/carte/fundamentals-of-biomechanics_33249371
53. Krafft, Christoph (2016). „Tendințe moderne în biofotonica pentru diagnosticul clinic și terapia pentru a rezolva nevoile clinice nesatisfăcute”. *Jurnalul de Biofotonica* . 9 (11–12): 1362–1375. doi:10.1002/jbio.201600290.
54. Laue Max von , *Istoria fizicii* , Editura Stiintifica Bucuresti , 1963
55. Li, Jing-Liang (iulie–august 2010). „Terapia fototermală a cancerului îmbunătățită cu nanoparticule de aur”. *IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Electronics* . 16 (4): 989–996. doi:10.1109/JSTQE.2009.2030340
56. Loevschall, Henrik (1994). "Effect of low level diode laser irradiation of human oral mucosa fibroblasts in vitro". *Lasers in Surgery and Medicine* 14 (4): 347–354.
57. M.R., Eric. "Plastic Surgery Danville - Laser Liposuction". Retrieved 03 June 2012.
58. Mosbach K. și Shroder U., *FEBS Lett*, 102 (1979) 112
59. Motoc C., *Fizica*, vol.I-Fizica clasică, Ed.All, 1997
60. Motoc C., *Fizica-Bazele Fizicii clasice*, Ed. Toate. București, 1994
61. N.M. Orekhova, R.S. Akchurin, A.A. Belyaev et al., *Thrombosis Res.* 57 (1990) 611.
62. Nagy I, *Curs de Biofizică Medicală*, Ed. EUROBIT, Timișoara, 2001
63. Nagy I.I. , *Curs de Biofizica Medicala*, Ed. EUROBIT, Timisoara, 2001

64. Nagy Iosif.I., Curs de biofizica, Colegiul de Tehnica dentara, Eurobit, 1995.
65. Neagu A, Neagu M, Curs de Biofizica, UMFT, 2013
66. Neagu Adrian, Neagu Monica, Curs de Biofizica pentru Facultatea de Medicina Dentara, Ed.EUROBIT, 2007.
67. Newman Jay. Fizica științelor vieții, Springer International Publishing, 2008, e-ISBN: 978-0-387-77259-2
68. Newman Jay. Physics of the Life Sciences, Springer International Publishing, 2008, e-ISBN: 978-0-387-77259-2
69. Nicolov M, Szabadai Z., Physique Pharmaceutique, Part I: Mécanique, Thermodynamique. Physique Moléculaire, Physique des liquides, Phénomènes des transport de la substance et transport de la chaleur, Biophysique de la cellule, du noyau et des membranes biologiques, Transmission synaptique, Ed. V.Babes, 2016.
70. Nicolov M, Szabadai Z., Physique Pharmaceutique, Part II: Electricité, Magnétisme, Electromagnétisme, Son et ultrason, Radioactivité, Lasers, Optique, Physique atomique et nucléaire, Ed. V.Babes, 2018.
71. Nicolov Mirela, Fizica – Teorie si Aplicatii, Ed.UAV, 2006
72. Nicolov Mirela, Fizica pentru inginerie, Ed.UAV, 2009
73. Nicolov Mirela, Fizica și Biofizica, Ed.UAV, 2001
74. Nicolov Mirela, Szabadai Zoltan, Watz Claudia. „Pharmaceutical Physics – Part II. Electricity, Magnetism, Electromagnetism, Sound and ultrasound, Radioactivity, Lasers, Optics. Editura “Victor Babeș” Timișoara 2023. ISBN 978-606-786-325-3 GENERAL, ISBN 978-606-786-327-7 Vol 2;
75. Nicolov Mirela, Szabadai Zoltan, Watz Claudia. Pharmaceutical Physics – Part I. Mechanics, Thermodynamics. Molecular physics, Physics of liquids, Phenomena of substance transport and heat transport, Biophysics of the cell, nucleus and biological membranes, synaptic transmission. Editura “Victor Babeș” Timișoara, 2023. ISBN 978-606-786-325-3 GENERAL ISBN 978-606-786-326-0 Vol 1;
76. Niehoff Debra (2005). Limbajul vieții: Cum comunică celulele în viață și boală. Joseph Henry Press. ISBN 0-309-08989-1.
77. Niehoff, Debra (2005). The Language of Life: How cells communicate in life & disease. Joseph Henry Press. ISBN 0-309-08989-1.
78. Orr BJ; He Y; White RT (2008). "Spectroscopic Applications of Pulsed Tunable Optical Parametric Oscillators". In Duarte FJ. Tunable Laser Applications (2nd ed.). Boca Raton: CRC Press. pp. 15–96. ISBN 1-4200-6009-0.
79. P.K. Gupta and C.T. Hung, J. Microencapsulation 7 (1990) 85,
80. P.K. Gupta and C.T. Hung, Life Sciences 44 (1989) 175.
81. Patil L., PR Gogate, Sinteza asistată cu ultrasunete a uleiului stabil în emulsie de lapte: studiul parametrilor de operare și aspectele de scalare, Ultrasonics Sonochemistry (2017), doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ultsonch.2017.07.001>
82. Pertwee RG (1999). "Pharmacology of cannabinoid receptor ligands". Curr. Med. Chem. 6 (8): 635–64. .
83. Pertwee RG (1999). „Farmacologia liganzilor receptorilor de canabinoizi”. Curr. Med. Chim. 6 (8): 635–64. .
84. Philipp OJ Scherer, Sighart F. Fischer, Theoretical Molecular Biophysics, Editura Springer, Berlin, noiembrie 2011
85. PK Gupta și CT Hung, Life Sciences 44 (1989) 175.
86. Polanyi, T.G. (1970). "A CO₂ Laser for Surgical Research". Med. & Biol. Engng. 8: 541–548.
87. Popescu IM, Fizica, Editura Didactică și Pedagogică, București 1983
88. Popov S (2008). "Fiber Laser Overview and Medical Applications". In Duarte FJ. Tunable Laser Applications (2nd ed.). Boca Raton: CRC Press. pp. 197–226. ISBN 1-4200-6009-0.
89. Qige Guo, Qing Pei, Jiying Dong. Advances in the research and application of high-intensity focused electromagnetic technology for fat apoptosis and body shaping. Chinese Journal of Plastic and Reconstructive Surgery 4 (2022) 123–125.
90. R.S. Molday and D. Mackenzie, J. Immunol. Meth. 52 (1982) 353.

91. Radiopharmaceuticals - Current Research for Better Diagnosis and Therapy, Edited by Farid A. Badria, Intechopen, Published June 15th, 2022, DOI:10.5772/intechopen.95709; ISBN978-1-83969-660-2; PRINT ISBN978-1-83969-659-6.
92. Radiopharmaceuticals - Current Research for Better Diagnosis and Therapy, editat de Farid A. Badria , Intechopen, publicat pe 15 iunie 2022, DOI:10.5772/intechopen.95709; ISBN978-1-83969-660-2; TIPARĂ ISBN978-1-83969-659-6; EBOOK (PDF) ISBN978-1-83969-661-9; COPYRIGHT AN 2022, număr de pagini 226.
93. Raymond Kemp. Biological Physics. States Academic Press, martie 2022.
94. Reimold M, Smolka MN, Zimmer A, et al. (2007). "Reduced availability of serotonin transporters in obsessive-compulsive disorder correlates with symptom severity - a [11C]DASB PET study". J Neural Transm. 114 (12): 1603–9. doi:10.1007/s00702-007-0785-6.
95. Reimold M, Smolka MN, Zimmer A, et al. (2007). „Disponibilitatea redusă a transportatorilor de serotonină în tulburarea obsesiv-compulsivă se corelează cu severitatea simptomelor - un studiu [11C]DASB PET”. J Neural Transm. 114 (12):1603–9. doi:10.1007/s00702-007-0785-6.
96. Rigneault Hervé; Lourtioz Jean-Michel; Delalande Claude; Levenson Ariel (5 ianuarie 2010). Nanofotonica, John Wiley & Sons. pp. 5–. ISBN 978-0-470-39459-5
97. Rrodzinsky, E., Sund Levander, M. (2020). Thermoregulation of the Human Body. In: Grodzinsky, E., Sund Levander, M. (eds) Understanding Fever and Body Temperature. Palgrave Macmillan, Cham. https://doi.org/10.1007/978-3-030-21886-7_5.
98. Ruch T., Fulton J., Fiziologie medicala si Biofizica, Ed. Medicala, Bucuresti, 1963
99. Ruuge EK și Rusetski AN, Fluide magnetice ca purtători de medicamente: transportul vizat al medicamentelor printr-un câmp magnetic, Journal of Magnetism and Magnetic Materials 122 (1993) 335-339
100. Sahleanu Victor, Biofizica, Ed. Didactica si Pedagogica, Bucuresti, 1956.
101. Sardar M. Z. Uddin 1, David E. Komatsu, Thomas Motyka and Stephanie Petterson. Low-Intensity Continuous Ultrasound Therapies—A Systematic Review of Current State-of-the-Art and Future Perspectives. J. Clin. Med. 2021, 10, 2698. <https://doi.org/10.3390/jcm10122698>
102. Seeman P, Ulpian C, Larsen RD, Anderson PS (august 1993). „Receptorii de dopamină marcați de PHNO”. Sinapsa. 14 (4): 254–262. doi:10.1002/syn.890140403.
103. Seeman P, Ulpian C, Larsen RD, Anderson PS (August 1993). "Dopamine receptors labelled by PHNO". Synapse. 14 (4): 254–262. doi:10.1002/syn.890140403.
104. Serafetinide, Alexandros A.; Makropoulou, Mirsini; Kotsifaki, Domna G.; Tsigaridas, Giorgos (05.01.2017). „Biofotonica pentru imagistica și manipularea celulelor: quo vadis?”. A 19-a Conferință internațională și școală de electronică cuantică: fizica laserului și aplicații. 10226 . Societatea Internațională pentru Optică și Fonică: 1022613. doi:10.1117/12.2263036.
105. Seyed M. Mirvakili and Robert Langer , Wireless on-demand drug delivery, Nature Electronics | VOL 4 | 464 JulY 2021 | 464–477 | www.nature.com/natureelectronics
106. Seyed M. Mirvakili and Robert Langer , Wireless on-demand drug delivery, Nature Electronics | VOL 4 | 464 JulY 2021 | 464–477 | www.nature.com/natureelectronics
107. Sheehan JP, Shaffrey ME, Gupta B, Larner J, Rich JN, Park DM (octombrie 2010). „Îmbunătățirea radiosensibilității glioblastomului radiorezistent și hipoxic”. Oncologie viitoare . 6 (10): 1591–601. doi:10.2217/fon.10.123
108. Simon Zeno, Notă de curs Biofizica, Lito IMT, 1979.
109. Simon Zeno, Rotemberg Floare, Mihalas Gheorghe I., Biofizica, Lito IMT, 1989
110. SPIE (2015). „Discurs plenar Gabriel Popescu: Bridging Molecular and Cellular Biology with Optics”. Sala de presă SPIE . doi:10.1117/2.3201503.18
111. Thomas JL; Rudolph W (2008). "Biological Microscopy with Ultrashort Laser Pulses". In Duarte FJ. Tunable Laser Applications (2nd ed.). Boca Raton: CRC Press. pp. 245–80. ISBN 1-4200-6009-0.
112. Vigneron Lara, Hendrik Delpoort, Sebastian de Boodt. , g223

113. Volkow ND; Wang GJ; Fowler JS; Logan J; Franceschi D; Maynard L; Ding YS; Gatley SJ; Gifford A; Zhu W; Swanson JM. (martie 2002). „Relația dintre blocarea transportatorilor de dopamină de către metilfenidat oral și creșterea dopaminei extracelulare: implicații terapeutice”. *Sinapsa*. 43 (3): 181–187. doi:10.1002/syn.10038.
114. Volkow ND; Wang GJ; Fowler JS; Logan J; Franceschi D; Maynard L; Ding YS; Gatley SJ; Gifford A; Zhu W; Swanson JM. (March 2002). "Relationship between blockade of dopamine transporters by oral methylphenidate and the increases in extracellular dopamine: therapeutic implications". *Synapse*. 43 (3): 181–187. doi:10.1002/syn.10038.
115. Widder KJ, Senyei AE și Scarpelli DG, *Proc. Soc. Exp. Biol. Med.* 58 (1978) 141,
116. Wong, Dean F.; Lever, John R.; Hartig, Paul R.; Dannals, Robert F.; Villemagne, Victor; Hoffman, Beth J.; Wilson, Alan A.; Ravert, Hayden T.; Links, Jonathan M. (1987). „Localizarea receptorilor serotoninei 5-HT2 în creierul uman viu prin tomografie cu emisie de pozitroni folosind N1-([11C]-metil)-2-bromo-LSD”. *Sinapsa*. 1 (5): 393–398. doi:10.1002/syn.890010502
117. Wong, Dean F.; Lever, John R.; Hartig, Paul R.; Dannals, Robert F.; Villemagne, Victor; Hoffman, Beth J.; Wilson, Alan A.; Ravert, Hayden T.; Links, Jonathan M. (1987). "Localization of serotonin 5-HT2 receptors in living human brain by positron emission tomography using N1-([11C]-methyl)-2-bromo-LSD". *Synapse*. 1 (5): 393–398. doi:10.1002/syn.890010502..
118. Yao, Junjie; Wang, Lihong V. (2014-06-01). 68
119. ZACCAI NATHAN R. *Methods in Molecular Biophysics*, Editura Cambridge University Press , mai 2017: https://www.libristo.ro/ro/carte/methods-in-molecular-biophysics_15808946