

EXAMEN LICENȚĂ

**REZUMATELE SUBIECTELOR ȘI BIBLIOGRAFIA
RECOMANDATĂ PENTRU PROBA I (EXAMEN ORAL)**

**SPECIALIZAREA
FIZICĂ MEDICALĂ**

MECANICĂ

SUBIECTUL 1

Principiile mecanicii newtoniene

Mecanica clasică, elaborată în esență de Isaac Newton, se bazează pe trei legi foarte generale, numite *principii*. Separat de aceste principii Newton a formulat principiul independenței acțiunii forțelor. Formularea principiilor mecanicii newtoniene ține cont de următoarele ipoteze: a) spațiul și timpul sunt absolute, b) masa este independentă de viteză, c) masa unui sistem de corpuri închis este independentă de procesele interne din acel sistem (masa nu se creează și nu dispare).

Principiul inerției (principiul întâi).

Un punct material își menține starea de repaus sau de mișcare rectilinie uniformă atât timp cât asupra sa nu acționează alte corpuri care să-i schimbe această stare de mișcare. Proprietatea corpurilor de a-și menține starea de repaus sau de mișcare rectilinie uniformă, în absența acțiunilor exterioare, respectiv de a se opune la orice acțiune exterioară care încearcă să le schimbe starea de repaus sau de mișcare rectilinie uniformă se numește *inerție*. O măsură a inerției este *masa*. Sistemele de referință în care este valabil principiul inerției se numesc *sisteme de referință inerțiale*.

Principiul fundamental (principiul al doilea, al forței).

Corpurile care interacționează exercită unul asupra celuilalt câte o *forță*. O forță aplicată unui corp poate modifica mărimea și direcția vitezei corpului, adică îi imprimă o *acclerație*. *Principiul al doilea stabilește proporționalitatea directă între acclerație și forța care a produs-o, acclerația și forța fiind vectori care au aceeași direcție și același sens:*

$$\vec{a} = \vec{F} / m$$

în această ecuație a principiului al doilea m este masa corpului, F este forța aplicată, iar a este acclerația corpului.

Principiul acțiunii și reacțiunii (principiul al treilea).

Dacă un corp acționează asupra altui corp cu o forță, numită acțiune, cel de-al doilea corp acționează asupra primului cu o forță egală în modul și de sens opus, numită reacțiune.

Cele două forțe, acțiunea și reacțiunea, sunt aplicate unor corpuri diferite și acționează simultan.

Principiul independenței acțiunii forțelor

Dacă asupra unui punct material acționează simultan mai multe forțe, accelerația imprimată punctului material este egală cu suma vectorială a accelerațiilor pe care le-ar avea punctul material sub acțiunea separată a fiecărei forțe:

$$\vec{a} = \sum_i \vec{a}_i = \sum_i (\vec{F}_i / m) = \vec{F} / m, \text{ unde } \vec{F} = \sum_i \vec{F}_i .$$

Bibliografie:

- C. Kittel, W. D. Knight, M. A. Rudeman, Cursul de Fizica Berkeley, vol I, Editura Didactică și Pedagogică, București, 1981.
- Hristev, Mecanică și acustică, Editura Didactică și Pedagogică, București, 1984.

SUBIECTUL 2

Lucrul mecanic și energia mecanică în cazul punctului material

Lucrul mecanic al unei forțe constante în mișcarea pe o dreaptă. Forțele pot produce deplasări ale corpurilor pe o direcție oarecare. O măsură a efectului util al forței în acest proces este dată de lucrul mecanic, definit prin produsul dintre deplasare și componenta forței pe direcția deplasării; componenta normală a forței nu poate contribui la deplasarea dată, deci ea nu efectuează lucru mecanic. Astfel, lucrul mecanic efectuat de o forță constantă \vec{F} la deplasarea \vec{s} a unei particule de-a lungul unei drepte se definește ca fiind egal cu produsul scalar dintre forță și deplasare, $L = \vec{F} \cdot \vec{s} = F s \cos \phi$, unde ϕ este unghiul dintre \vec{F} și \vec{s} .

Lucrul mecanic al unei forțe variabile în mișcarea pe o dreaptă. Dacă particula se deplasează de-a lungul axei x iar forța depinde de poziția particulei, adică $F = F_x(x)$, lucrul mecanic este $L = \int_{x_1}^{x_2} F_x dx$ și este numeric egal cu aria cuprinsă între graficul forței și axa x (între x_1 și x_2).

Lucrul mecanic al unei forțe variabile în mișcarea pe o curbă. Dacă particula se mișcă pe o curbă oarecare și poziția ei este specificată cu ajutorul vectorului de poziție \vec{r} lucrul mecanic este dat de integrala curbilinie $L = \int_{\vec{r}_1}^{\vec{r}_2} \vec{F}(\vec{r}) \cdot d\vec{r}$. În general, rezultatul integrării depinde de curba pe care se deplasează particula între punctele \vec{r}_1 și \vec{r}_2 .

Dacă rezultatul integrării nu depinde de drum ci doar de poziția punctelor \vec{r}_1 și \vec{r}_2 se spune că forța $\vec{F}(\vec{r})$ este *conservativă* (exemple: forța de atracție gravitațională, forța elastică). Lucrul mecanic al unei forțe conservative pe un drum închis este zero. O altă condiție prin care se poate verifica dacă o forță este conservativă este ca $\nabla \times \vec{F} = 0$.

Teorema energiei cinetice. Variația energiei cinetice a unei particule la deplasarea între două puncte din spațiu este egală cu lucrul mecanic efectuat de rezultanta forțelor (*conservative și neoconservative*) pentru deplasarea particulei între cele două puncte, pe un anumit drum: $\Delta E_c = E_c(2) - E_c(1) = \frac{mv_2^2}{2} - \frac{mv_1^2}{2} = \int_{\vec{r}_1}^{\vec{r}_2} \vec{F}(\vec{r}) \cdot d\vec{r} = L$. În formă diferențială, teorema energiei cinetice se scrie $dE_c = dL$.

Energia potențială. În cazul forțelor *conservative* integrala $\int_{\vec{r}_1}^{\vec{r}_2} \vec{F}(\vec{r}) \cdot d\vec{r}$ depinde doar de poziția punctelor \vec{r}_1 și \vec{r}_2 și atunci se poate defini o funcție de poziție $U(\vec{r})$ astfel încât să putem scrie $\int_{\vec{r}_1}^{\vec{r}_2} \vec{F}(\vec{r}) \cdot d\vec{r} = -U(\vec{r}_2) + U(\vec{r}_1)$. $U(\vec{r})$ se numește *energia potențială* a particulei. Folosind și teorema energiei cinetice, rezultă că în cazul forțelor conservative avem $E_c(1) + U(1) = E_c(2) + U(2) = E$. E se numește *energia mecanică totală* a particulei. Ultimul rezultat arată că atunci când asupra particulei acționează doar forțe conservative energia mecanică totală se conservă. Dacă se cunoaște energia potențială a particulei se poate afla forța care acționează asupra acesteia folosind operatorul gradient: $\vec{F} = -\nabla U$.

Teorema energiei mecanice. Variația energiei mecanice totale a unei particule la deplasarea între două puncte din spațiu este egală cu lucrul mecanic efectuat de rezultanta forțelor *neoconservative* pentru deplasarea particulei între cele două puncte, pe un anumit drum: $\Delta E = E(2) - E(1) = \int_{\vec{r}_1}^{\vec{r}_2} \vec{F}^{nc}(\vec{r}) \cdot d\vec{r} = L^{nc}$. Dacă asupra particulei *nu* acționează forțe *neconservativă* atunci $L^{nc} = 0$ și rezultă că energia mecanică a particulei *se conservă*.

Bibliografie: A. Hristev, *Mecanică și acustică*, Editura Didactică și Pedagogică, București, 1984

ELECTRICITATE ȘI MAGNETISM

SUBIECTUL 3

Aplicații ale legii lui Gauss: cavități în conductori și ecranul electric

Considerăm un corp conductor, neîncărcat cu sarcină electrică, în interiorul căruia există o cavitate, ca în reprezentarea schematică din figura 1.1.

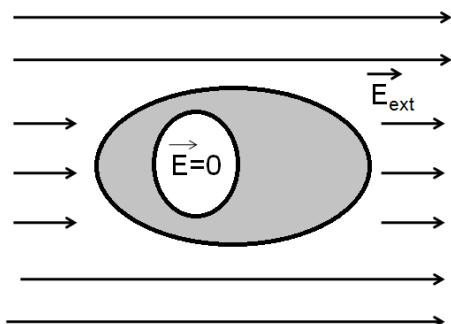


Fig.1.1

Dacă plasăm acest corp conductor în câmp electric, \vec{E}_{ext} , aplicând legea lui Gauss pentru orice suprafață, Σ din interiorul cavității,

$$\oint_{\Sigma} \vec{E} \cdot d\vec{S} = 0 \quad (1.1)$$

deoarece în interiorul cavității nu există sarcini electrice. De aici deducem că în interiorul cavității, intensitatea câmpului electric este nulă. **Acest rezultat se folosește la ecranarea electrostatică a aparatelor de măsură sensibile la câmpuri electrice exterioare.**

Considerăm situația în care introducem o sarcină electrică $+Q$ în interiorul unei cavități dintr-un conductor (ca în reprezentarea schematică din figura 1.2). Aplicăm legea lui Gauss pe suprafața S' din interiorul conductorului:

$$\oint_{S'} \vec{E} \cdot d\vec{S} = \frac{1}{\epsilon_0} \sum_i q_i \quad (1.2)$$

Deoarece în interiorul conductoarelor, intensitatea câmpului electric este nulă, înseamnă că sarcina electrică din interiorul suprafeței Gaussiene, S' trebuie să fie nulă.

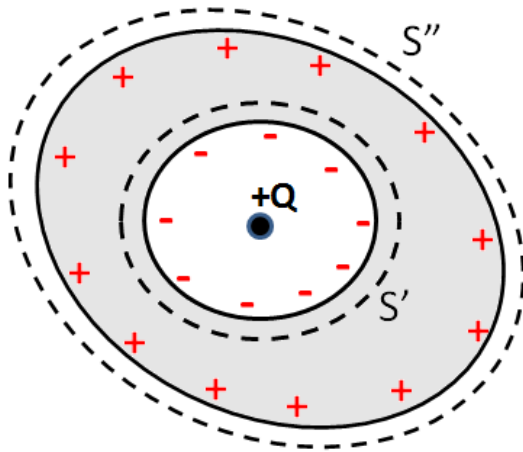


Fig.1.2.

Aceasta înseamnă că pe suprafața cavității sunt sarcini electrice negative, induse de sarcina electrică $+Q$ din cavitate, astfel încât sarcina electrică totală din interiorul suprafeței Gaussiene S' trebuie să fie nulă. În consecință, sarcina electrică de pe suprafața cavității este egală cu $-Q$.

Datorită faptului că conductorul nu a fost pus în contact cu niciun corp încărcat cu sarcină electrică, el este neutru. Menținerea neutralității, în condițiile în care pe suprafața cavității există sarcina electrică, $-Q$, presupune existența pe suprafața exterioară a conductorului a unei sarcini electrice induse, $+Q$.

Aplicăm legea lui Gauss, pe o suprafață S'' , care include corpul metalic.

$$\oint_{S''} \vec{E} \cdot d\vec{S} = \frac{1}{\epsilon_0} \sum_i q_i = \frac{Q}{\epsilon_0} \quad (1.3)$$

Din relația (1.3) rezultă că în exteriorul corpului conductor, care are o cavitate în care se află sarcina electrică, Q , intensitatea câmpului electric este dată de relația:

$$E_{ext} = \frac{Q}{4\pi\epsilon_0 r^2} \quad (1.4)$$

unde r este raza sferei Gaussiene care include corpul metalic.

În concluzie, **stratul conductor nu ecranează aparatele din exteriorul său față de câmpul electric generat de sarcinile electrice din interiorul stratului conductor.**

Să considerăm situația în care introducem o sarcină electrică $+Q$ în interiorul unei cavități dintr-un conductor, iar conductorul este legat la Pământ (ca în reprezentarea schematică din figura 1.3). În această situație, potențialul pe suprafața corpului metalic este egal cu cel din interiorul conductorului și este egal cu zero. Sarcina electrică de pe suprafața corpului (indusă de sarcina $+Q$ din cavitate) este neutralizată de sarcinile electrice cu care se încarcă corpul de la Pământ.

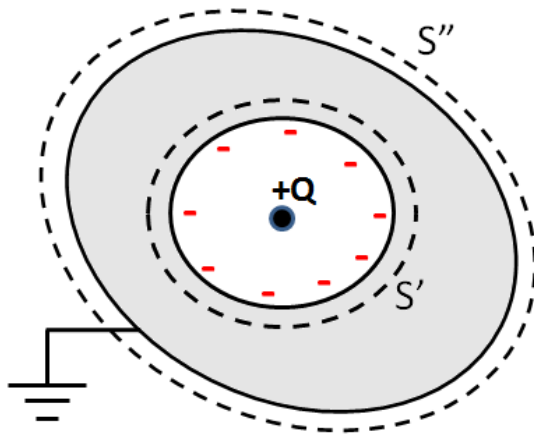


Fig.1.3

Aplicăm legea lui Gauss pe suprafața S'' din exteriorul conductorului:

$$\oint_{S''} \vec{E} \cdot d\vec{S} = \frac{1}{\epsilon_0} \sum_i q_i = 0 \quad (1.5)$$

Din relația (1.5) rezultă că în exteriorul corpului conductor legat la Pământ, care are o cavitate în care se află sarcina electrică, Q , intensitatea câmpului electric este nulă.

În concluzie, **stratul conductor legat la pământ este ecran electric atât din interior spre exterior, cât și din exterior spre interior.**

SUBIECTUL 4

Legea circuitului magnetic sau legea lui Ampère și aplicații

Legea circuitului magnetic este una dintre legile de bază ale magnetostaticii, care stabilește legătura cauzală dintre curentul electric (cauză) și câmpul magnetic produs de acest curent electric (efect).

Legea circuitului magnetic mai este cunoscută și sub denumirea de “legea lui Ampère”. A fost numită astfel în onoarea lui André-Marie Ampère, care până în 1825 a pus bazele teoriei electromagnetismului.

Legea lui Ampère este, în general, enunțată pe baza expresiei sale matematice: **integrala câmpului magnetic de-a lungul unei linii închise, arbitrar alese, este direct proporțională cu suma intensității curenților electrici care străbat suprafața delimitată de curba închisă.**

James Clerk Maxwell este responsabil pentru această formulare matematică și pentru extinderea legii pentru a include câmpuri electrice variabile.

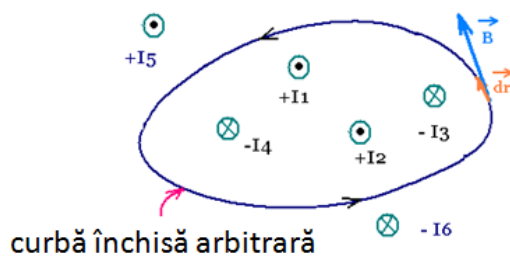


Fig.2.1

În cazul câmpurilor statice și a curenților continui, adică în magnetostatică, expresia matematică a legii lui Ampère este:

$$\oint_c \vec{B} \cdot d\vec{r} = \mu_0 \sum_n I_n \quad (2.1)$$

Așa cum se observă, în relația (2.1) intervine suma algebrică a intensității curenților care străbat suprafața delimitată de curba închisă, c .

Regula care stabilește semnul intensității curentului electric este regula burghiului. Astfel, mai întâi se stabilește un sens de parcurs al curbei închise c , pentru a se putea evalua integrala din relația (2.1). Apoi, burghiul poziționat pe direcția curentului electric se rotește în sensul de parcurs al curbei închise c . Sensul de înaintare al burghiului este considerat sens pozitiv. Dacă intensitatea curentului electric are același sens cu sensul de înaintare al burghiului, atunci intensitatea curentului electric se scrie în relația (1) cu semnul plus (vezi figura 2.1, pentru care

relația (2.1) se scrie $\oint_c \vec{B} \cdot d\vec{r} = \mu_0 (I_1 + I_2 - I_3 - I_4)$).

Expresia matematică a legii lui Ampère se poate scrie și sub formă locală, diferențială. Pentru aceasta, vom face uz de teorema lui Stokes, potrivit căreia, integrala din stânga relației (2.1) se scrie:

$$\oint_c \vec{B} \cdot d\vec{r} = \int_{\Sigma} \text{rot} \vec{B} \cdot d\vec{S} \quad (2.2)$$

în care, Σ reprezintă suprafața mărginită de curba închisă, c , iar $d\vec{S}$ este elementul de suprafață orientată de pe suprafața Σ . Sensul normalei la suprafață este dat de regula burghiului drept, rotind burghiul în sensul de parcurs al curbei închise c .

Prin înlocuirea relației (2.2) în relația (2.1) rezultă:

$$\int_{\Sigma} \text{rot} \vec{B} \cdot d\vec{S} = \mu_0 \sum_n I_n \quad (2.3)$$

Intensitatea curentului electric se scrie în funcție de densitatea curentului electric și relația (2.3) devine:

$$\int_{\Sigma} \text{rot} \vec{B} \cdot d\vec{S} = \mu_0 \sum_n \int_{\Sigma} \vec{J}_n \cdot d\vec{S} = \mu_0 \int_{\Sigma} \sum_n \vec{J}_n \cdot d\vec{S} \quad (2.4)$$

de unde rezultă

$$\text{rot} \vec{B} = \mu_0 \vec{J} \quad (2.5)$$

$$\text{rot} \vec{B} = \mu_0 \mu_r \vec{J} = \mu \vec{J} \quad (2.6)$$

Relația (2.5) reprezintă expresia legii lui Ampère scrisă sub formă diferențială, în vid, potrivit căreia rotorul inducției magnetice este egal cu permeabilitatea magnetică a vidului înmulțită cu densitatea curentului total care produce câmpul magnetic static. Totodată, relația (2.5) arată că câmpul magnetic este un câmp rotațional (rotorul este nenul) adică este un câmp cu linii de câmp închise. Sensul densității de curent electric și sensul inducției câmpului magnetic sunt corelate prin regula burghiului (rotind burghiul în sensul lui \vec{B} , sensul de înaintare al burghiului coincide cu sensul lui \vec{J}). Pentru un mediu oarecare, expresia legii lui Ampère scrisă sub formă diferențială este dată de relația (6), în care μ_r reprezintă permeabilitatea magnetică relativă a mediului, iar μ este permeabilitatea magnetică absolută a mediului.

Aplicații ale legii lui Ampère

Legea lui Ampère se poate utiliza pentru calculul inducției câmpului magnetic pentru unele configurații spațiale, pentru care se poate calcula integrala din relația (2.1).

Câmpul magnetic al unui curent infinit de lung

Experimental se constată că liniile de câmp magnetic din jurul unui conductor liniar străbătut de curent electric au formă circulară, în plane perpendiculare pe conductor și au centrul cercului în punctul în care conductorul intersectează planul (așa ca în figura 2.2). Orientarea inducției magnetice rezultă din relația (2.5) din regula burghiului, (rotind burghiul în sensul lui \vec{B} , sensul de înaintare al burghiului coincide cu sensul lui \vec{J}). O altă regulă practică de stabilire a orientării inducției magnetice este regula mâinii drepte (vezi figura 2.3). Cu palma semi-închisă și degetul mare orientat în sensul intensității curentului electric, celelalte patru degete arată sensul vectorului inducție magnetică.



Fig.2.2

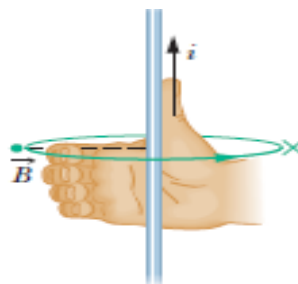


Fig.2.3

Modulul vectorului inducție magnetică se găsește aplicând legea lui Ampère sub formă integrală (relația (2.1)). De-a lungul unei linii de câmp magnetic, la distanță r de conductor modulul inducției magnetice este constant și rezultă:

$$\oint_c \vec{B} \cdot d\vec{r} = 2\pi r B \quad (2.6)$$

Din relațiile (2.1) și (2.6) rezultă modulul vectorului inducție magnetică al câmpului magnetic din jurul unui conductor liniar parcurs de curent electric I , la distanța r de conductor, în planul perpendicular pe conductor:

$$B = \frac{\mu_0}{2\pi r} I \quad (2.7)$$

Câmpul magnetic al unei bobine

Experimental se constată că liniile de câmp magnetic din jurul unei bobine sunt de forma celor reprezentate în figura 2.4.

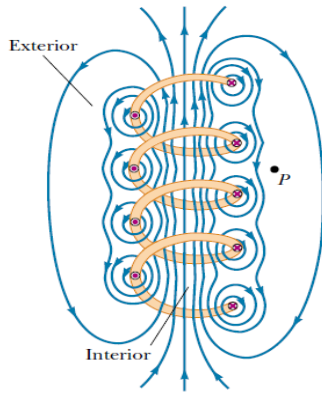


Fig.2.4

Modulul vectorului inducție magnetică se calculează prin aplicarea legii lui Ampère sub formă integrală, de-a lungul unei linii de câmp magnetic. Integrala se poate scrie sub formă de sumă a doi termeni: unul corespunzător circulației lui \vec{B} în interiorul bobinei, iar celălalt corespunzător circulației lui \vec{B} în afara bobinei.

$$\oint_c \vec{B} \cdot d\vec{r} = \int_{Exterior} \vec{B} \cdot d\vec{l} + \int_{Interior} \vec{B} \cdot d\vec{l} \quad (2.8)$$

Deoarece câmpul în exteriorul bobinei este mult mai slab decât câmpul din interiorul bobinei și dacă se consideră că în interiorul bobinei inducția magnetică are aceeași valoare, rezultă

$$\oint_c \vec{B} \cdot d\vec{r} \cong \int_{Interior} \vec{B} \cdot d\vec{l} = BL \quad (2.9)$$

unde L reprezintă lungimea bobinei. Suma algebrică a intensității curenților electrici care străbat suprafața mărginită de o linie de câmp magnetic este $N \cdot I$, unde N este numărul de spire al bobinei, iar I este intensitatea curentului prin bobină. Din relațiile (2.1) și (2.9) rezultă inducția magnetică a câmpului magnetic din interiorul unei bobine fără miez magnetic, situată în vid:

$$B = \mu_0 \frac{NI}{L} \quad (2.10)$$

Dacă bobina este situată într-un mediu de permeabilitate, μ , relația (2.10) devine:

$$B = \mu \frac{NI}{L} \quad (2.11)$$

Inducția câmpului magnetic din interiorul unei bobine este direct proporțională cu permeabilitatea magnetică a mediului în care se află bobina, cu numărul de spire al bobinei și cu intensitatea curentului electric care trece prin bobină și este invers proporțională cu lungimea bobinei.

Sensul lui \vec{B} se găsește cu regula burghiului (așa cum a fost enunțată în formularea legii lui Ampère). În cazul bobinei, se rotește burghiul astfel încât să înainteze în sensul curentului electric, iar sensul de rotație coincide cu sensul lui \vec{B} .

O altă regulă practică de stabilire a sensului inducției magnetice în interiorul bobinei este regula mâinii drepte. Se așează mâna dreaptă astfel încât cele patru degete să arate sensul curentului prin bobină, iar degetul mare va indica sensul lui \vec{B} .

Este de menționat faptul că dacă spirele bobinei se află la distanță mică una față de alta, între acestea apare o capacitate electrică parazită. În câmp electric alternativ, această capacitate parazită determină fenomenul de rezonanță electrică în bobină, iar la anumite frecvențe, bobina își poate pierde caracterul inductiv și poate să se comporte ca un condensator sau ca un rezistor.

FIZICĂ MOLECULARĂ ȘI CĂLDURĂ

SUBIECTUL 5

Principiul I al termodinamicii

James Joule a realizat în anul 1842 un experiment fundamental, demonstrând că lucrul mecanic se poate transforma în căldură și invers. Experimentul a constatat în rotirea unor palete într-un fluid vâscos, rotire produsă de coborârea unui corp de masă cunoscută. Energia potențială a corpului, cunoscută inițial, permitea calculul lucrului mecanic furnizat sistemului. În același timp, creșterea temperaturii fluidului putea fi măsurată, iar căldura primită de sistem era determinată folosind capacitatea calorică cunoscută a acestuia. Această demonstrație a evidențiat echivalența dintre lucru mecanic și căldură, oferind baza pentru formularea primei variante a principiului întâi al termodinamicii.

Ulterior, Rudolf Clausius a dezvoltat o abordare mai complexă, introducând noțiunea de energie internă. Principiul întâi al termodinamicii poate fi enunțat astfel: „Într-o transformare termodinamică variația energiei interne a unui sistem închis este egală cu suma dintre căldura primită de sistem și lucrul mecanic primit de sistem” (considerat prin convenție având valoare pozitivă): $\Delta U = Q + L$. Este de menționat că în formularea originală a lui Clausius, lucru mecanic efectuat de sistem este considerat prin convenție pozitiv, ceea ce conduce la o expresie de forma: $Q = \Delta U + L$. Astfel, principiul exprimă conservarea energiei, conform căreia energia nu poate fi creată sau distrusă, ci doar transformată dintr-o formă în alta sau transferată între sisteme. În cazul unei transformări infinitesimale, relația dintre căldura absorbită, lucrul mecanic realizat și variația energiei interne rămâne valabilă: $dU = dQ + dL$, subliniind caracterul universal al principiului.

Din punct de vedere istoric, principiul întâi al termodinamicii este strâns legat de imposibilitatea construirii unui perpetuum mobile de speța I, adică a unui dispozitiv capabil să producă lucru mecanic fără consum de energie sau fără aport de căldură din exterior. Astfel, principiul poate fi formulat și ca interdicția existenței unui astfel de dispozitiv. Această observație consolidează legătura dintre principiul întâi și legea conservării energiei.

Formulările echivalente ale principiului întâi, dezvoltate de-a lungul timpului, subliniază ideea că energia unui sistem izolat se conservă (energia sa internă rămâne constantă), că toate formele de energie se pot transforma reciproc în condiții determinate și că energia internă este o funcție de stare cu proprietăți bine definite. Aceste enunțuri evidențiază rolul

esențial al principiului întâi al termodinamicii în descrierea fenomenelor fizice și în înțelegerea interacțiunilor energetice din natură.

Bibliografie:

[1] Notițe de curs, Fizică Moleculară și Căldură

[2] Ciobanu G., Gherman O., Saliu L. – Fizică moleculară, termodinamică și fizică statistică, Editura Didactică și Pedagogică, București 1983.

SUBIECTUL 6

Principiul al II-lea al termodinamicii

O observație fundamentală în studiul termodinamicii este aceea că există o tendință naturală a căldurii de a curge spontan de la un corp cu temperatură mai ridicată către un corp cu o temperatură mai scăzută. Acest fenomen este evident în numeroase procese din natură și definește direcția spontană a transferului de energie termică. Deși principiul I al termodinamicii impune doar conservarea energiei acesta ar putea, teoretic, permite construirea unui motor monoterm (ce ar reprezenta un perpetuum mobile de speța a II-a), dar toate încercările experimentale de a construi un astfel de dispozitiv au eșuat. De aici rezultă necesitatea unui nou principiu al termodinamicii, care să excludă posibilitatea construirii unui astfel de dispozitiv. Principiul II al termodinamicii afirmă că nu există niciun proces care să permită inversarea sistematică a tendinței naturale a căldurii de a trece de la corpuri cu temperaturi mai ridicate către corpuri cu temperaturi mai scăzute. Formularea propusă de Clausius exprimă acest fapt astfel: „Este imposibil de realizat o transformare al cărei unic rezultat final să fie transferul căldurii de la un corp cu temperatură mai scăzută la unul cu temperatură mai ridicată.” Astfel, căldura trece spontan de la un corp cald la unul mai rece, iar orice încercare de a inversa acest proces, fără a fi acompaniat de un alt efect sau cauză externă, este contrară principiului II.

O altă formulare a principiului II a fost oferită de Kelvin: „Este imposibil de realizat o transformare ciclică al cărei unic rezultat să fie conversia integrală a căldurii extrase dintr-o sursă cu temperatură constantă în lucru mecanic.” Cele două formulări, cea a lui Clausius și cea a lui Kelvin, sunt echivalente – dacă una dintre ele ar fi falsă, acest lucru ar implica falsitatea celeilalte. Spre exemplu, dacă postulăm că formularea lui Kelvin nu este adevărată, atunci ar fi posibil să transformăm integral căldura luată de la o sursă în lucru mecanic. Ulterior, acest lucru mecanic ar putea fi convertit din nou în căldură și utilizat pentru a încălzi un alt corp, indiferent de temperatura acestuia, ceea ce ar fi contrar formulării lui Clausius.

O a treia formulare, cea a lui Carathéodory aduce o perspectivă geometrică asupra principiului II, susținând: „În vecinătatea oricărei stări de echilibru termodinamic a unui sistem există stări inaccesibile printr-un proces adiabatic reversibil.” Această idee, numită și principiul inaccesibilității adiabatice, arată limitele proceselor reversibile și implică faptul că nu toate stările termodinamice sunt accesibile fără interacțiuni externe.

Principiul II al termodinamicii are implicații importante pentru înțelegerea și funcționarea mașinilor termice (dispozitive care convertesc energia termică în lucru mecanic,

sau invers). Un motor termic, ce transformă energia termică (uneori și chimică), în energie mecanică are funcționarea limitată de principiul II, care stabilește că eficiența acestuia nu poate atinge 100%, deoarece o parte din energia termică trebuie să fie disipată sub formă de căldură către un rezervor cu temperatură mai joasă. Astfel, principiul II al termodinamicii nu doar că exclude posibilitatea construirii unui perpetuum mobile de speța a II-a, dar și definește limitele fundamentale ale proceselor termodinamice din natură și tehnologie.

Bibliografie:

[1] Notițe de curs, Fizică Moleculară și Căldură

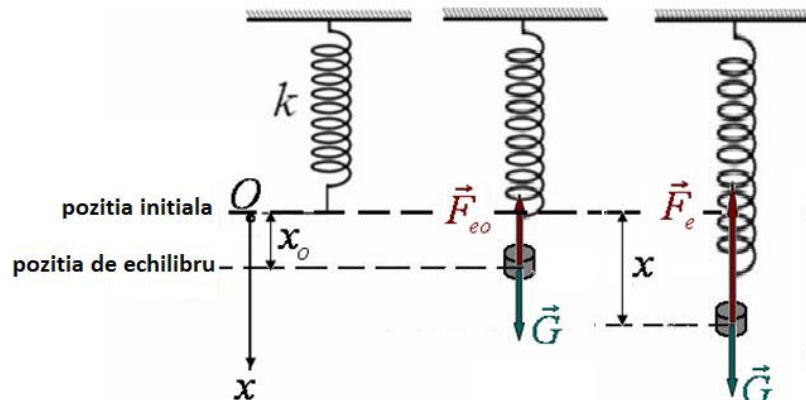
[2] Ciobanu G., Gherman O., Saliu L. – Fizică moleculară, termodinamică și fizică statistică, Editura Didactică și Pedagogică, București 1983.

OSCILAȚII ȘI UNDE ELASTICE

SUBIECTUL 7

Pendulul elastic

- **Pendulul elastic** = un punct material de masă m suspendat de un resort elastic de constantă elastică k , care efectuează oscilații.



- **Poziția de echilibru** corespunde lungimii inițiale, “nedeformate”, a resortului cu corpul suspendat. În aceasta poziție:

$$\vec{G} + \vec{F}_{eo} = 0 \Rightarrow m g = k x_o \Rightarrow x_o = \frac{m g}{k}$$

- **Principiul al II-lea al dinamicii:**

$$\begin{aligned} m \vec{a} &= \vec{F}_e \\ \Rightarrow m \ddot{x} &= -k x \quad / : m \neq 0 \\ \Rightarrow \ddot{x} + \frac{k}{m} x &= 0 \end{aligned}$$

Notăm: $\frac{k}{m} = \omega^2$, ω = pulsația, $\Rightarrow \boxed{\ddot{x} + \omega^2 x = 0}$ → **ecuația diferențială a mișcării.**

- **Soluția (legea mișcării):** $\boxed{x = A \cos(\omega t + \varphi)}$ (exprimat față de poziția de echilibru).

- **Observație: oscilații armonice**

- Utilizând notația: $\frac{k}{m} = \omega^2$ și $\omega = \frac{2\pi}{T}$ se obține:

$$\boxed{T = 2\pi \sqrt{\frac{m}{k}}} \rightarrow \text{perioada oscilației.}$$

SUBIECTUL 8

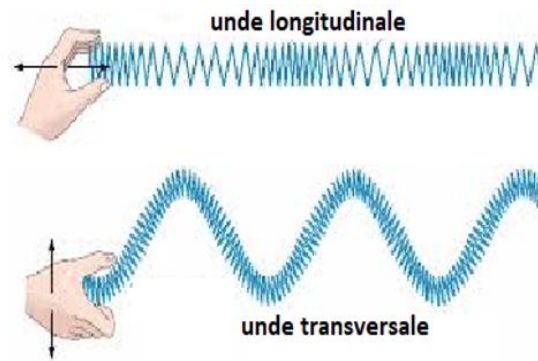
Unde elastice în medii izotrope – definiție, clasificări, mărimi și noțiuni caracteristice

Def: **Undă elastică** = propagarea unei perturbații din aproape în aproape, într-un mediu elastic.

Clasificări:

1)

- **Unde longitudinale** – când direcția de propagare a undei coincide cu direcția de oscilație a particulelor (punctelor) mediului. Ele se pot propaga în orice mediu (solid, lichid sau gazos).
- **Unde transversale** - când direcția de propagare a undei este perpendiculară pe direcția de oscilație a particulelor (punctelor) mediului. Ele se pot propaga doar în solide, unde forțele interatomice sunt suficient de mari pentru a antrena în oscilație particulele învecinate.



2).

- **Unde unidimensionale** – se propagă de-a lungul unei direcții. Ex: coarda vibrantă, tubul sonor.
- **Unde bidimensionale (superficiale)** – propagarea se face într-un plan. Ex: undele formate pe suprafața apei când se aruncă o piatră.
- **Unde tridimensionale (spațiale)** – se propagă în spațiu. Ex: undele luminoase, undele sonore.

Indiferent de tipul lor, undele transmit deformații ale mediului; concomitent are loc și transmiterea de energie, fără să aibă loc și convecție (transfer de substanță).

Mărimi și noțiuni caracteristice undelor

Lungimea de undă = distanța parcursă de undă în timpul unei perioade:

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

c = viteza de propagare a undei

T = perioada

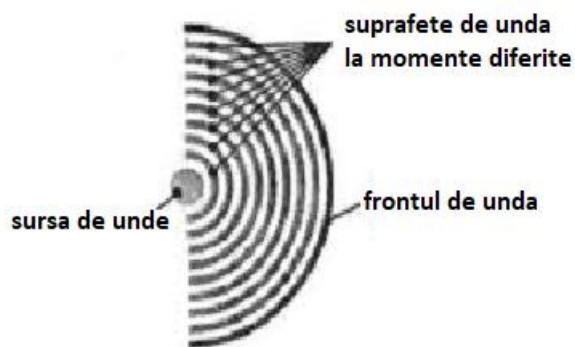
ν = frecvența de oscilație

Viteza de propagare (sau viteza de fază) c – este o constantă ce depinde de mediul elastic și de condițiile fizice. În mediile izotrope (care au aceleași proprietăți pe orice direcție), viteza de propagare e aceeași în toate direcțiile. În mediile anizotrope însă ea depinde de direcție.

Suprafața de undă = locul geometric al tuturor punctelor mediului care la un moment dat oscilează în fază.

Frontul de undă = suprafața ce separă regiunea din mediu antrenată în oscilație de cea care încă nu a început să oscileze.

= cea mai avansată suprafață de undă.



În mediile izotrope, când sursa de oscilație este punctiformă, suprafețele de undă la momente diferite sunt sfere concentrice, cu sursa de unde în centru.

La distanțe mari de sursă, o astfel de suprafață poate fi considerată plană. Dacă suprafața de undă e plană, unda se numește plană.

Raza = o direcție de propagare a undei.

Vectorul de undă \vec{K} = o mărime vectorială cu aceeași orientare ca viteza de propagare a undei și cu modulul:

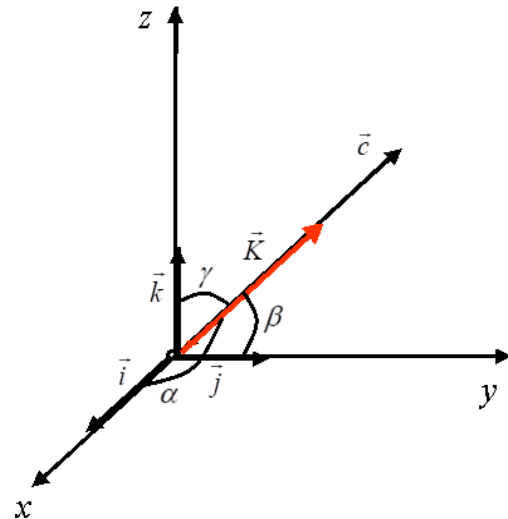
$$K = \frac{2\pi}{\lambda} = \frac{2\pi\nu}{c} = \frac{\omega}{c}$$

Dacă vectorul viteză face unghiurile α, β, γ cu axele de coordonate, iar versorii axelor sunt $\vec{i}, \vec{j}, \vec{k}$, atunci vectorul de undă se poate scrie:

$$\vec{K} = K_x \vec{i} + K_y \vec{j} + K_z \vec{k} = K \cos \alpha \cdot \vec{i} + K \cos \beta \cdot \vec{j} + K \cos \gamma \cdot \vec{k}$$

Deci:

$$\vec{K} = \frac{\omega}{c} (\cos \alpha \cdot \vec{i} + \cos \beta \cdot \vec{j} + \cos \gamma \cdot \vec{k})$$



Bibliografie:

1. O. Aczel, *Mecanica fizica, oscilații si unde*, Tipografia Universității din Timișoara, 1973.
2. A. Hristev, *Mecanica si acustica*, Editura Didactica si Pedagogica București, 1984.
3. Notițe curs, postate pe platforma e-learning.

ELECTRODINAMICĂ

SUBIECTUL 9

Ecuatiile Maxwell

Ecuatiile care guvernează fenomenele electromagnetice sunt ecuațiile Maxwell. Pentru surse plasate în vid, în sistemul de unități Heaviside-Lorentz, ecuațiile Maxwell sunt:

$$\begin{aligned}\nabla \vec{E} &= \rho, \\ \nabla \vec{B} &= 0, \\ \nabla \times \vec{B} &= \frac{1}{c} \frac{\partial \vec{E}}{\partial t} + \frac{1}{c} \vec{J}, \\ \nabla \times \vec{E} &= -\frac{1}{c} \frac{\partial \vec{B}}{\partial t}.\end{aligned}$$

Am notat cu \mathbf{E} intensitatea câmpului electric și cu \mathbf{B} inducția magnetică, iar ρ reprezintă densitatea de sarcină electrică și \mathbf{J} densitatea de curent. În afara câmpurilor \mathbf{E} , \mathbf{B} și a surselor ρ și \mathbf{J} , ecuațiile Maxwell cuprind un parametru c , care are dimensiunile unei viteze și este viteza luminii în vid. Ea este fundamentală pentru toate fenomenele electromagnetice și relativiste.

Prima ecuație Maxwell arată că câmpul electric este produs de sarcinile electrice. Altfel spus pot exista sarcini electrice libere care să producă câmpuri electrice. A doua ecuație din contra arată că nu este posibil să avem sarcini magnetice libere.

Din a treia ecuație se observă că câmpurile magnetice sunt produse de câmpuri electrice variabile în timp sau de distribuții localizate de curent. Cea de-a patra ecuație arată că și câmpurile magnetice variabile în timp pot produce câmpuri electrice.

Este de asemenea important să precizăm că pot exista câmpuri electromagnetice în regiuni ale spațiului în care nu avem surse. Câmpurile pot purta energie, impuls și moment cinetic și pot avea o existență total independentă de sarcini și curenți.

SUBIECTUL 10

Transformările Lorentz

Constanta vitezei luminii, independent de mișcarea sursei sale, da naștere unor relații între spațiul și timpul din două sisteme de referință inerțiale, care sunt cunoscute sub numele de transformări Lorentz. Să considerăm o transformare Lorentz între două sisteme de referință inerțiale S și S' având viteza relativă \mathbf{v} . Dacă ținem seama de faptul că spațiul și timpul sunt omogene și izotrope, legătura dintre cele două sisteme de coordonate este liniară. Axele celor două sisteme de referință sunt paralele și sunt orientate astfel încât sistemul S' se mișcă în sensul pozitiv al axei ox cu viteza v . Atunci legătura dintre coordonatele unui punct S' și coordonatele aceluiași punct în S este dată de transformarea Lorentz:

$$\begin{aligned}t' &= \gamma\left(t - \frac{v}{c^2}x\right), \\x' &= \gamma(x - vt), \\y' &= y, \quad z' = z.\end{aligned}\tag{1}$$

Transformările Lorentz inverse sunt:

$$\begin{aligned}t &= \gamma\left(t' + \frac{v}{c^2}x'\right), \\x &= \gamma(x' + vt'), \\y &= y', \quad z = z'.\end{aligned}\tag{2}$$

Conform relațiilor (1), (2), coordonatele perpendiculare pe direcția de mișcare relativă rămân neschimbate, iar coordonata paralelă și timpul sunt modificate.

Ecuatiile Maxwell sunt invariante la transformări Lorentz. Adică forma acestor ecuații nu se modifică atunci când trecem de la un sistem de referință inerțial la alt sistem de referință inerțial folosind transformări Lorentz.

Bibliografie

1. J. D. Jackson, *Electrodinamica clasică*, vol I+II (Editura tehnică. 1991).
2. W. Greiner, *Classical Electrodynamics*, (Springer 1998).
3. C. Crucean, *Curs de electrodinamica*, (Editura Universității de Vest Timișoara, 2022).

MECANICĂ TEORETICĂ

SUBIECTUL 11

Principiul minimei acțiuni. Ecuațiile Euler-Lagrange

- Sistem mecanic. Coordonate. Coordonate, viteze și accelerații generalizate. Exemple.
- Principiul minimei acțiuni :

Drumurile fizice în Spațiul Configurațiilor sunt cele pentru care integrala de acțiune este staționară în raport cu toate variațiile infinitezimale care păstrează fixate punctele de capăt.

Definim acțiunea sistemului ca :

$$S = \int_{t_1}^{t_2} L(t, q_1, q_2, \dots, q_s, \dot{q}_1, \dot{q}_2, \dots, \dot{q}_s) dt$$

L este funcția Lagrange (Lagrangianul) sistemului

- Deducerea ecuațiilor de mișcare folosind acest principiu :

$$\delta S = \delta \int_{t_1}^{t_2} L(t, q_1, q_2, \dots, q_s, \dot{q}_1, \dot{q}_2, \dots) dt = 0$$

rezultă (se cer calculele în detaliu) :



ECUAȚIILE EULER-LAGRANGE

$$\frac{\partial L}{\partial q_i} - \frac{d}{dt} \frac{\partial L}{\partial \dot{q}_i} = 0$$

- Proprietățile Lagrangianului și acțiunii.
- Lagrangianul și ecuațiile Euler-Lagrange pentru sisteme simple (punct material liber sau sistem de puncte în câmp exterior). Energia cinetică și energia potențială.

Bibliografie

- LD. Landau, L. Lifshitz – Curs de Fizica Teoretica, vol. 1 – Mecanica – exista zeci de ediții ale acestei cărți, în engleză, franceză, inclusiv în română la Editura Tehnica, 1966;
 - BN. Demsoreanu – Mecanica Teoretica – Timișoara, 2002;
 - D. Luca, C. Stan – Mecanică clasică, Iași, 2007.
- (http://newton.phys.uaic.ro/data/pdf/Mecanica_clasica.pdf)

MECANICĂ CUANTICĂ

SUBIECTUL 12

Experimente care au dus la inițierea și dezvoltarea Mecanicii Cuantice.

1. Efectul fotoelectric - energia electronilor emiși de suprafețe metalice radiate cu unde electromagnetice de înaltă frecvență (ultraviolete) depinde liniar de frecvența radiației incidente și nu cu intensitatea sa. Emisia are loc spontan. Există o frecvență de prag sub care nu mai are loc emisia de electroni indiferent de intensitatea radiației electromagnetice incidente.

Problema este rezolvată de Einstein în 1905 prin ipoteza că fotonii incidenti au caracter corpuscular, radiația fiind formată din cuante. Ipoteza caracterului dual, ondulatoriu și corpuscular, al radiației electromagnetice.

2. Spectrele atomice și modelul planetar Rutherford al atomului de Hidrogen - nu se poate explica stabilitatea atomilor.

Problema este rezolvată de Modelul Bohr pentru atomul de Hidrogen în 1913. Acest model arată că sunt acceptabile doar anumite stări staționare ale electronilor în atomul de Hidrogen. Emisia sau absorbția de fotoni are loc numai atunci când atomul suferă o tranziție între două niveluri permise de energie.

3. Experiențe de difracție și interferență cu electroni. Electronii se comportă în aceste experiențe ca unde.

Problema este rezolvată de Ipotezele de Broglie în 1923/1924. Se atașează particulelor materiale și proprietăți ondulatorii asemenea radiației.

Bibliografie

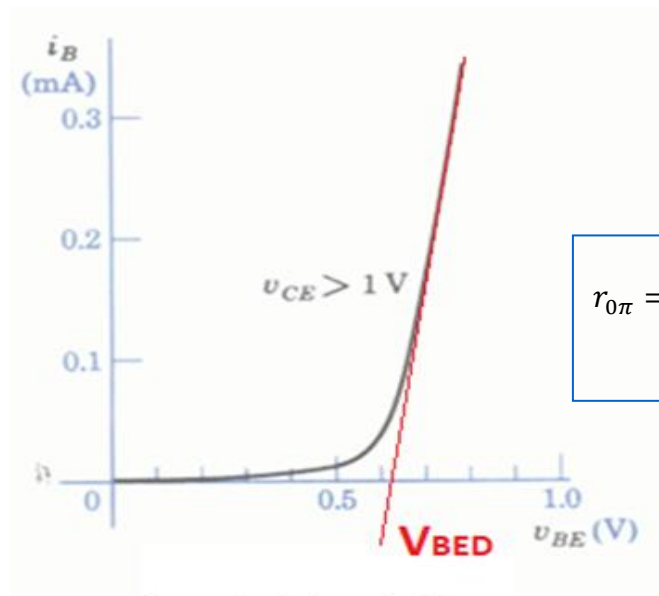
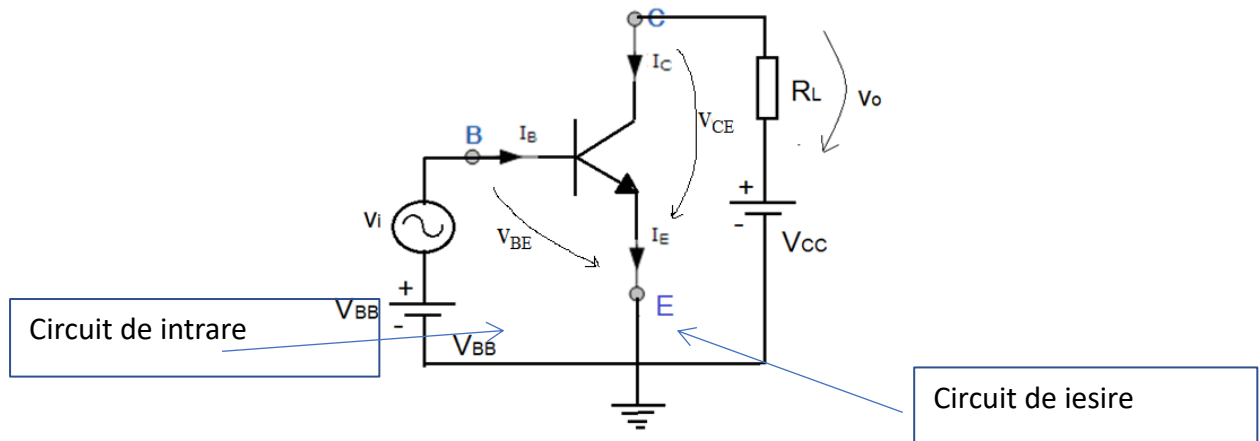
- Țițeica, Ș. – Mecanică cuantică, Editura Academiei, RSR, 1984
- Bransden, B.H., Joachain, C.J. – Introducere în mecanica cuantică, Editura Tehnică, 1999
- Alte câteva sute de publicații în care se prezintă Istoria Mecanicii Cuantice

ELECTRONICĂ

SUBIECTUL 13

Tranzistorul bipolar. Caracteristici statice in conexiunea ec

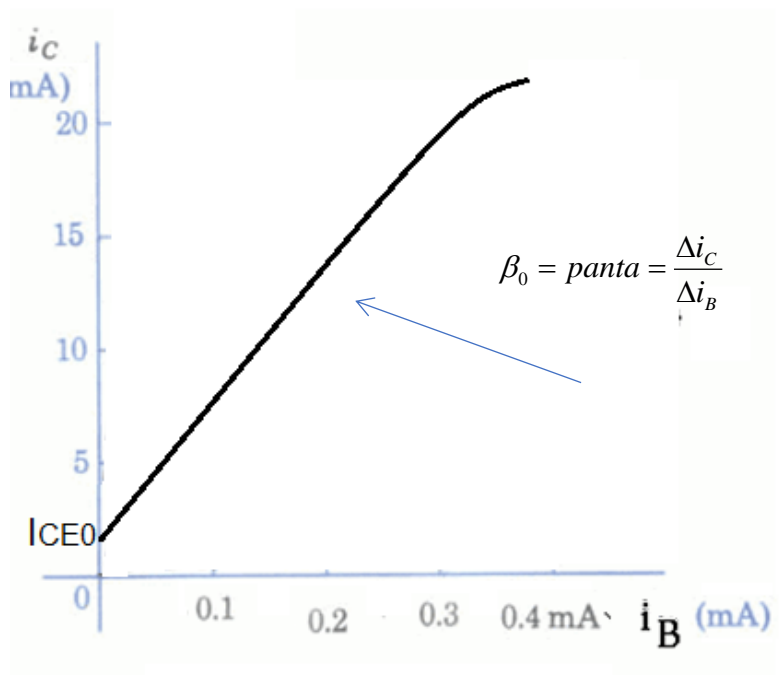
Conexiunea **Emitor Comun** (emitor la masa) **EC**



Caracteristica de intrare

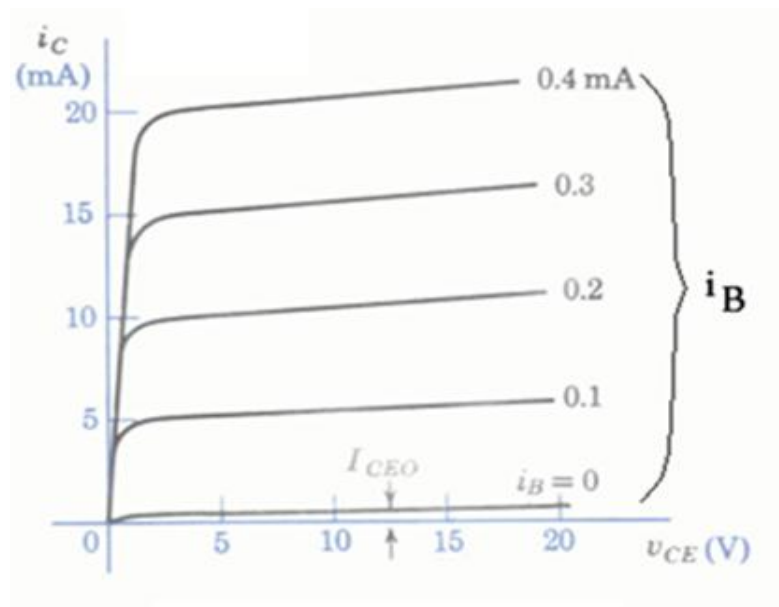
$$i_B = \frac{I_S}{\beta_0} \exp\left(\frac{v_{BE}}{V_T}\right)$$

$$r_{0\pi} = \left(\frac{1}{\frac{\partial i_B}{\partial v_{BE}}}\right)_M = \left(\frac{\Delta v_{BE}}{\Delta i_B}\right)_M \cong tg(\gamma) = \text{contrapanta}$$



$$i_C = \beta_0 i_B + I_{CE0}$$

Caracteristica de transfer in curent



Caracteristica de iesire

SUBIECTUL 14

Circuite cu amplificator operational

Aproximatii si conditii

1. Conditia de punct de sumare sau punct de masa virtuala

$$V_e=0 \Rightarrow V^+ = V^- (= 0 \text{ daca intrarea neinversoare este legata la masa})$$

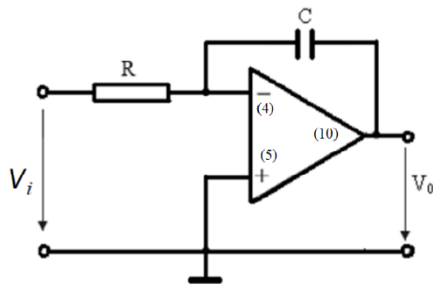
(\Rightarrow S punct de masa virtuala)

2. Conditia de curent nul la intrare $I^- = 0 \Rightarrow I_i + I_r = 0$

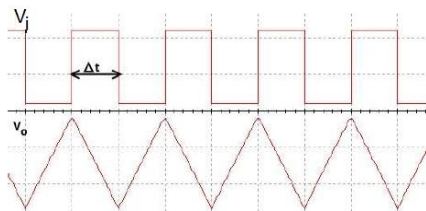
CIRCUIT DE INTEGRARE

Circuitul de integrare (integrator) are la ieșire valoarea integrată a semnalului de intrare. Pentru aceasta se pornește de la un amplificator inversor, doar că rezistența de reacție va fi înlocuită cu un condensator.

Rezistorul R are rol de limitare a curentului de la sursa de semnal, iar condensatorul C are rol de reacție. Tensiunea de ieșire a circuitului de integrare (V_o) este tensiunea dintre armătura condensatorului C conectată la ieșire și "masa montajului". Dacă tensiunea de intrare este constantă (impulsuri dreptunghiulare), datorită condensatorului din circuitul de reacție care se încarcă și se descarcă, la ieșire tensiunea prezintă un șir de pante pozitive și negative (impulsuri triunghiulare)



$$V_o = -\frac{1}{RC} \cdot \int_0^t V_i(t) dt$$
$$\tau = RC \text{ - constantă de timp}$$



$$\left. \begin{aligned} V_i &= I_R R \\ V_o &= \frac{Q}{C} \\ I_R + I_C &= I^- = 0 \\ I_C &= \frac{dQ}{dt} \end{aligned} \right\}$$

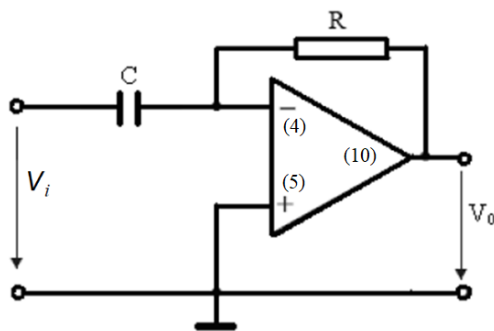
$$\frac{V_i}{R} + \frac{dQ}{dt} = 0 \Rightarrow \frac{V_i}{R} + C \frac{dV_o}{dt} = 0$$

$$V_o = -\frac{1}{RC} \int V_i(t) dt$$

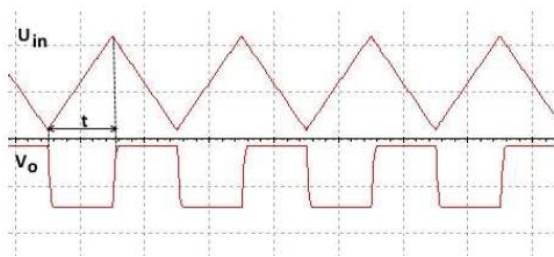
CIRCUIT DE DERIVARE

Circuitul de derivare (derivator) are la ieșire valoarea derivată a semnalului de intrare. Pentru aceasta se pornește de la o conexiune inversoare, doar că rezistența de limitare va fi înlocuită cu un condensator.

Rezistorul R și condensatorul C au rol de reacție. Ca și la circuitul integrator ele formează constanta de timp a circuitului. Dacă tensiunea de intrare este un șir de pante pozitive și negative (impulsuri triunghiulare), la ieșire tensiunea este un șir de impulsuri dreptunghiulare.



$$V_o = -RC \cdot \frac{dV_i(t)}{dt}$$



$$\left. \begin{array}{l} V_o = I_R R \\ V_i = \frac{Q}{C} \\ I_R + I_C = I^- = 0 \\ I_C = \frac{dQ}{dt} \end{array} \right\} \Rightarrow \frac{V_o}{R} + \frac{dQ}{dt} = 0 \Rightarrow \frac{V_o}{R} + C \frac{dV_i}{dt} = 0$$

$$\Rightarrow \boxed{V_o = -RC \frac{dV_i}{dt}}$$

FIZICA ATOMULUI ȘI MOLECULEI

SUBIECTUL 15

Modelul Bohr

- Postulatele lui Bohr

1. Atomii și sistemele atomice se pot găsi timp îndelungat numai în stări bine determinate, numite stări staționare, în care nu emit și nu absorb energie.

Energia sistemului atomic în aceste stări este cuantificată, adică ia valori ce alcătuiesc un șir discontinuu: $W_1, W_2, \dots, W_n, \dots$

2. La trecerea dintr-o stare staționară în alta, atomii emit sau absorb numai radiații monocromatice de frecvență bine determinată, dată de relația:

$$h \nu_{n,k} = W_n - W_k$$

- Cuantificarea orbitelor circulare

Electronul se va roti în jurul nucleului pe o orbită circulară de rază r_n , dacă forța centrifugă, ce acționează asupra sa, devine egală cu forța coulombiană de atracție dintre electron și nucleu, astfel încât să se asigure stabilitatea dinamică a sistemului.

$$\frac{mv_n^2}{r_n} = \frac{Ze^2}{4\pi\epsilon_0 r_n^2}$$

Pe baza primului postulat, mișcarea electronului se poate face numai pe orbitele pentru care:

$$mv_n r_n = n \frac{h}{2\pi}$$

- Expresiile energiei și razei orbitelor

Energia totală a unui atom de hidrogen, aflat într-o anumită stare staționară, va fi egală cu suma dintre energia cinetică și cea potențială.

$$W_n = -\frac{1}{n^2} \cdot \frac{m_0 Z^2 e^4}{8\epsilon_0^2 h^2}$$

Raza orbitei:

$$r_n = n^2 \frac{\varepsilon_0 h^2}{\pi m_0 Z e^2}$$

- Explicarea datelor experimentale, găsirea formulei Balmer

$$\tilde{\nu}_{n,m} = \frac{1}{\lambda_{n,m}} = R \left(\frac{1}{n^2} - \frac{1}{m^2} \right) \quad n, m \in N^*; n < m$$

unde: $\nu_{n,m}$ - număr de undă, λ - lungime de undă, R - constanta Rydberg, specifică tipului de atom.

- Importanța modelului și insuficiențele acestuia

(de argumentat)

SUBIECTUL 16

Atomii cu mai mulți electroni

- Aproximația câmpului central

Studiul atomului cu mai mulți electroni este o problemă extrem de complexă. Punctul de plecare îl constituie aproximația câmpului central, în cadrul căreia se presupune că fiecare electron din atom se mișcă independent în câmpul cu simetrie sferică creat de nucleu și de către ceilalți electroni. În cadrul mișcării într-un câmp cu simetrie se conservă energia totală, momentul cinetic total, precum și proiecția acestuia pe o axă de coordonate arbitrar dată, astfel că starea fiecărui electron din atom, neglijând interacțiunea spin-orbită, este caracterizată de patru numere cuantice : n, l, m_l și m_s .

- Configurația electronică

Distribuția electronilor pe diferite straturi și pături electronice se face în funcție de energia acestora. Energia electronilor în atomul cu mai mulți electroni depinde de numărul cuantic principal n cât și de numărul cuantic orbital l .

- Cuplajul LS, notarea termenilor

În cazul atomilor ușori și medii, interacțiunea spin-orbită este mult mai slabă decât interacțiunea dintre momentele orbitale, precum și decât cea dintre spini, fapt dovedit experimental. Astfel se consideră atomul ca fiind un sistem neperturbat, în care au loc doar interacțiunile dintre electroni și nucleu și cele coulombiene dintre electroni. Un termen spectral va fi caracterizat de numerele cuantice L și S. Pentru a găsi aceste numere trebuie să compunem momentele cinetice conform cuplajului normal.

Vom nota termenii energetici sub forma:

$${}^{2S+1}L.$$

- Structura fină a termenilor

Dacă luăm în considerare interacțiunea spin-orbită, momentul orbital și momentul de spin nu se mai conservă separat. În acest caz se conservă momentul cinetic total:

$$\vec{J} = \vec{L} + \vec{S}.$$

În urma despicării termenilor LS în componente, acestea diferă între ele prin valoarea momentului cinetic total J . Această despicare se numește despicare fină sau despicare de multiplet. Notația:

$$^{2S+1}L_J$$

Se vor da exemple.

Bibliografie

1. Note de curs
2. N. Avram, "Fizica Atomului și Moleculei", Univ. Timișoara, 1986
3. B. H. Branden, C. J. Joachain, "Fizica atomului și a moleculei", Ed. Tehnica, București, 1998
4. G. Semenescu, S. Rapeanu, T. Magda "Fizica Atomică și Nucleară", Ed. Tehnica, București, 1976

FIZICA NUCLEULUI

SUBIECTUL 17

Radioactivitatea. Legea dezintegrării radioactive

- Definiția radioactivității

Radioactivitatea este proprietatea unor specii nucleare naturale sau artificiale, numiți nuclizi radioactivi, de a emite în mod spontan diferite tipuri de particule (de exemplu: fotoni, electroni, neutrini, nuclee de heliu) reunite sub denumirea de radiații.

- Tipuri de dezintegrare radioactivă

- dezintegrarea α (emisie de nuclee de heliu)
- dezintegrarea β și captura electronică
- emisia γ și conversia internă

- Expresia legii dezintegrării radioactive

Probabilitatea de dezintegrare a unui nucleu în unitatea de timp este λ și se numește constanta de dezintegrare. Unitatea de măsură în S.I este s^{-1} .

$N(t) = N_0 \cdot e^{-\lambda t}$, unde N_0 reprezintă numărul de nuclizi radioactivi din eșantion la momentul $t = 0$, $N(t)$ este numărul de nuclizi radioactivi care au rămas nedezintegrați după timpul t .

- Perioada de înjumătățire și timpul mediu de viață al nucleelor radioactive

Perioada de înjumătățire $T_{1/2}$ reprezintă intervalul de timp după care numărul de nuclee rămase nedezintegrate în sursă se reduce la jumătate.

$$N(T_{1/2}) = \frac{N_0}{2} = N_0 \cdot e^{-\lambda T_{1/2}} \Rightarrow \ln 2 = \lambda T_{1/2} \Rightarrow T_{1/2} = \frac{\ln 2}{\lambda}$$

Gradul de instabilitate al unui nucleu într-o stare dată este exprimat prin „durata medie de viață τ ” sau prin probabilitatea de dezintegrare în unitatea de timp care este o mărime constantă în timp (constanta de dezintegrare $\lambda = 1/\tau$).

- Activitatea surselor radioactive

Activitatea $\Lambda(t)$ a unei surse radioactive este definită ca numărul de nuclee ce se dezintegrează în unitatea de timp:

$$\Lambda(t) = \left| \frac{dN}{dt} \right| = \lambda \cdot N(t) = \Lambda_0 \cdot e^{-\lambda \cdot t}$$

unde:

$$\Lambda_0 = \lambda \cdot N_0$$

Activitatea are ca unitate de măsură becquerel-ul. Un becquerel este egal cu o dezintegrare radioactivă pe secundă: $1 \text{ Bq} = 1 \text{ s}^{-1}$. Are ca unitate tolerată curie-ul (Ci) care corespunde la $3,700 \cdot 10^{10} \text{ s}^{-1}$ ($1 \text{ Ci} = 3,7 \cdot 10^{10} \text{ Bq}$).

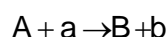
SUBIECTUL 18

Reacții nucleare

- Definiție, caracteristici generale

O reacție nucleară constă într-o ciocnire dintre un nucleu și o particulă (care poate fi și un alt nucleu) în urma căreia rezultă un nou nucleu și o altă particulă.

Reacția nucleară se poate scrie simbolic sub forma:



- Bilanțul energetic

O reacție nucleară este caracterizată de energia de reacție Q care se calculează cu formula:

$$Q = [(M_A + m_a) - (M_B + m_b)] \cdot c^2.$$

Reacția nucleară este exotermă dacă $Q > 0$ și endotermă dacă $Q < 0$.

- Energia de prag a reacțiilor nucleare pentru reacțiile

$$E_{prag} = |Q| \frac{m + M}{M}$$

- Tipuri de reacții nucleare

(reacții (n, γ) , (n, p) , (n, α) , reacții cu formare de mai mulți nucleoni.)

- Mecanismul reacțiilor nucleare

(formarea nucleului intermediar și dezexcitarea nucleului intermediar)

Bibliografie

1. Note de curs
2. L. Volkmann, „Fizică nucleară”, Tipografia Universității din Timișoara, 1994
3. G. Semenescu, S. Rapeanu, T. Magda "Fizica Atomica si Nucleara", Ed. Tehnica, București, 1976

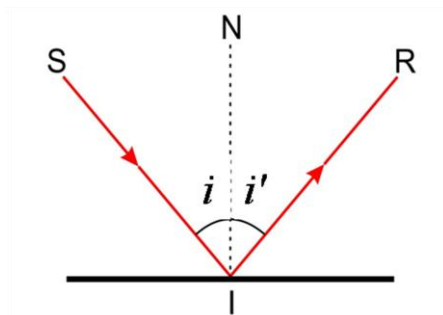
OPTICĂ

SUBIECTUL 19

Reflexia și refractia luminii. Reflexia totală.

Dacă lumina cade pe suprafața de separație dintre două medii optice diferite, în cazul general, se produc două fenomene: reflexia și refracția. Reflexia este fenomenul prin care raza de lumină își schimbă direcția de propagare, întorcându-se în mediul din care a provenit. Refracția este fenomenul prin care raza de lumină își schimbă direcția de propagare, trecând în cel de-al doilea mediu.

a) Legile reflexiei



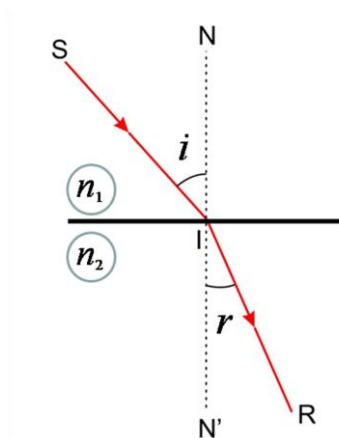
SI – raza incidentă
NI – normala la suprafața de
separație dintre medii
IR – raza reflectată
 i – unghi de incidență
 i' – unghi de reflexie

1. Raza incidentă, raza reflectată și normala la suprafața de separație dintre cele două medii în punctul de incidență sunt coplanare.

2. Unghiul de incidență este egal cu unghiul de reflexie.

$$i = i'$$

b) Legile refracției



SI – raza incidentă
NI – normala la suprafața de
separație dintre medii
IR – raza refractată
 i – unghi de incidență
 r – unghi de refracție

1. Raza incidentă, raza refractată și normala la suprafața de separație dintre cele două medii în punctul de incidență sunt coplanare.

2. Între unghiul de incidență i și unghiul de refracție r există următoarea relație (legea Snellius - Descartes):

$$\frac{\sin i}{\sin r} = \frac{n_2}{n_1} = n_{21}$$

în care: n_1 este indicele de refracție al mediului din care provine lumina, n_2 este indicele de refracție al mediului în care trece lumina, iar n_{21} este indicele de refracție relativ al mediului în care trece lumina față de mediul din care provine lumina.

Reflexia totală. Condițiile necesare pentru producerea reflexiei totale.

Dacă o rază de lumină cade pe suprafața de separație dintre două medii, în anumite condiții, este posibil ca refracția să nu se producă, lumina întorcându-se în totalitate în mediul din care provine. Acest fenomen este numit reflexie totală.

Reflexia totală se produce dacă sunt satisfăcute următoarele două condiții:

1. indicele de refracție n_1 al mediului din care provine lumina este mai mare decât indicele de refracție n_2 al celuilalt mediu,

$$n_1 > n_2$$

2. unghiul de incidență i al luminii depășește valoarea limită, l ,

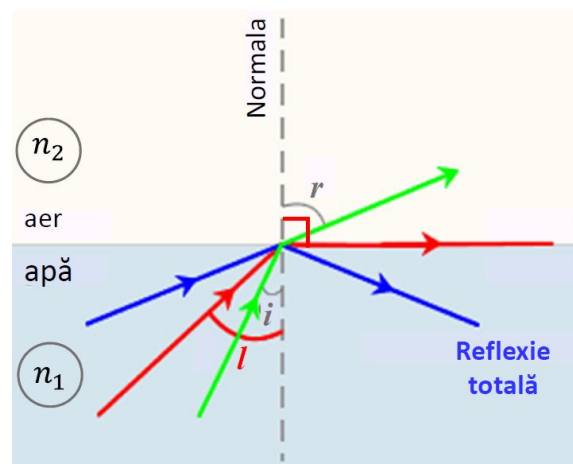
$$i > l$$

unde l este acea valoare a unghiului de incidență pentru care unghiul de refracție are valoarea $r = \frac{\pi}{2}$.

În situația limită ($i = l$, $r = \frac{\pi}{2}$), încă se mai produce fenomenul de refracție, raza refractată propagându-se de-a lungul suprafeței de separație dintre cele două medii. Astfel, din legea refracției, se obține expresia unghiului limită:

$$\sin l = \frac{n_2}{n_1}$$

Pentru un unghi de incidență $i > l$, nu se mai produce refracția, ci reflexia totală.

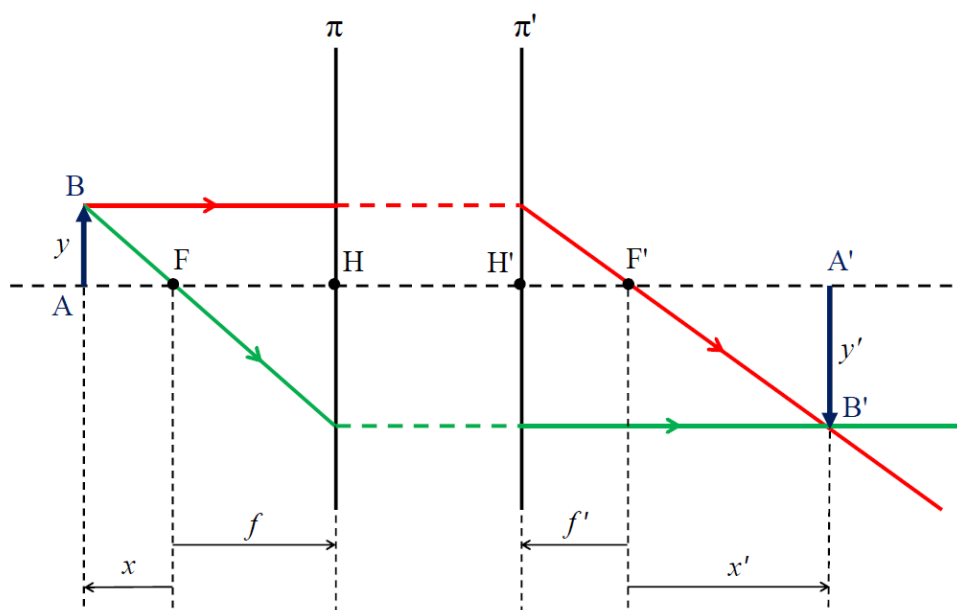


SUBIECTUL 20

Construcții de imagini în sisteme optice centrate

Construcțiile de imagini în sisteme optice centrate se realizează ținând cont de următoarele reguli de propagare a luminii:

1. O rază de lumină care se propagă paralel cu axa optică principală a unui sistem optic centrat, după traversarea sistemului se va propaga pe direcția focarului imagine al sistemului.
2. O rază de lumină care se propagă pe direcția focarului obiect al unui sistem optic centrat, după traversarea sistemului se va propaga paralel cu axa optică a acestuia.



Formula lui Newton pentru sisteme optice centrate

Presupunând un obiect de înălțime y aflat la distanța x față de focarul obiect al unui sistem optic centrat (ca în figură), înălțimea y' a imaginii obiectului și distanța x' la care se formează imaginea față de focarul imagine al sistemului sunt date de formula lui Newton:

$$\frac{y'}{y} = \frac{f}{x} = \frac{x'}{f'}$$

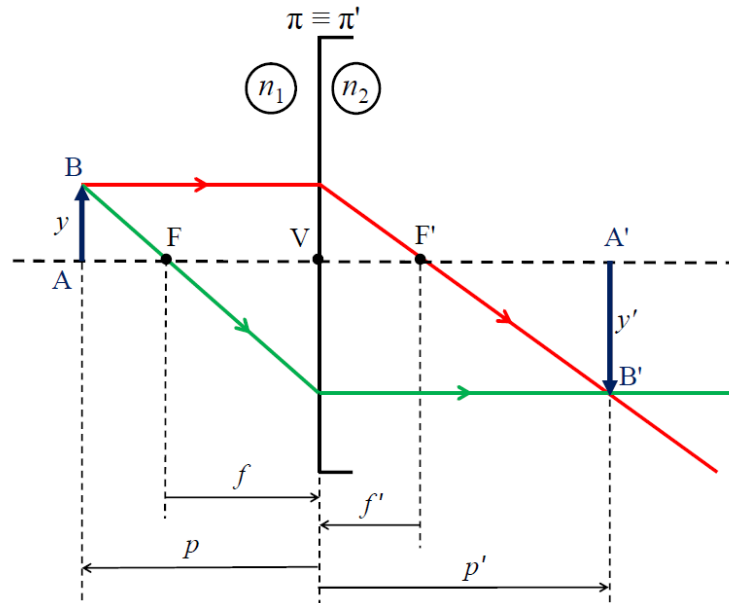
unde f este distanța focală obiect a sistemului, iar f' este distanța focală imagine a sistemului.

Cazul dioptrului sferic în aproximația lui Gauss

Dacă un obiect se află la distanța p față de un dioptru sferic, atunci imaginea obiectului dată de dioptru se va forma la distanța p' față de dioptru, relația dintre p și p' fiind:

$$\frac{n_2}{p'} - \frac{n_1}{p} = \frac{n_2 - n_1}{R}$$

unde n_1 este indicele de refracție al mediului din spațiul obiect, n_2 este indicele de refracție al mediului din spațiul imagine, iar R este raza de curbură a suprafeței dioptriului.



Mărirea liniară transversală dată de dioptru este:

$$\beta = \frac{y'}{y} = \frac{n_1}{n_2} \frac{p'}{p}$$

y fiind înălțimea obiectului, iar y' înălțimea imaginii.

Cazul oglinzilor sferice

Dacă un obiect se află la distanța p față de oglindă sferică, atunci imaginea obiectului dată de oglindă se va forma la distanța p' față de oglindă, relația dintre p și p' fiind:

$$\frac{1}{p'} + \frac{1}{p} = \frac{2}{R} = -\frac{1}{f}$$

unde R este raza de curbură a oglinzii, iar f este distanța focală a oglinzii.

Mărirea liniară transversală dată de oglinda sferică este:

$$\beta = \frac{y'}{y} = -\frac{p'}{p}$$

y fiind înălțimea obiectului, iar y' înălțimea imaginii.

Cazul lentilelor subțiri

Dacă un obiect se află la distanța p față de o lentilă subțire, atunci imaginea obiectului dată de lentilă se va forma la distanța p' față de lentilă, relația dintre p și p' fiind:

$$\frac{1}{p'} - \frac{1}{p} = \frac{1}{f}$$

unde f este distanța focală a lentilei.

Mărirea liniară transversală dată de lentilă este:

$$\beta = \frac{y'}{y} = \frac{p'}{p}$$

y fiind înălțimea obiectului, iar y' înălțimea imaginii.

Pentru o lentilă subțire cu fețele în același mediu, distanța focală f a lentilei este dată de relația:

$$\frac{1}{f} = (n_r - 1) \left(\frac{1}{R_1} - \frac{1}{R_2} \right)$$

în care n_r este indicele de refracție relativ al lentilei față de mediul exterior ($n_r = \frac{n}{n_0}$, n fiind indicele de refracție al lentilei, iar n_0 cel al mediului exterior), iar R_1 și R_2 sunt razele de curbură ale suprafețelor lentilei.

TERMODINAMICĂ ȘI FIZICĂ STATISTICĂ

SUBIECTUL 21

Valoarea medie, Deviația, Dispersia și Deviația standard

Dacă o funcție $f(x)$ poate lua valorile $f(x_i)$, $i=1, N$ cu probabilitățile $P(x_i)$, atunci **valoarea medie** a funcției poate fi calculată:

$$\overline{f(x)} = \sum_{i=1}^N P(x_i) f(x_i)$$

În cazul unei distribuții continue de probabilitate, valoarea medie a funcției $f(x)$ într-un interval (a, b) va fi

$$\overline{f(x)} = \int_a^b P(x) f(x) dx$$

În ambele cazuri fiind îndeplinite condițiile de normalizare: $\sum_{i=1}^N P(x_i) = 1$, respectiv $\int_a^b P(x) dx = 1$.

Alte mărimi relevante pentru calculele statistice sunt:

Deviația $\Delta f = f(x) - \overline{f(x)}$;

Dispersia $\overline{\Delta f(x)^2} = \overline{(f(x) - \overline{f(x)})^2}$ și

Deviația standard $\sigma_f = \sqrt{\overline{\Delta f(x)^2}}$.

Este de așteptat să fie prezentate și proprietățile acestor mărimi și exemple simple care să arate utilitatea acestora.

FIZICA SOLIDULUI ȘI SEMICONDUCTORI

SUBIECTUL 22

Retelele Bravais

Rețelele tridimensionale pot fi obținute prin deplasarea după direcțiile vectorilor de baza a unei celule elementare. Majoritatea structurilor cristaline cunoscute pot fi descrise cu ajutorul a 14 tipuri de rețele tridimensionale numite *rețele fundamentale* sau *rețele Bravais*. Acestea sunt elemente convenționale, stabilite din considerente de simetrie, dintre care numai 7 sunt celule primitive. Avem așadar **7 sisteme cristalografice** care au la baza relațiile dintre mărimile vectorilor de baza și valoarea unghiurilor dintre acești vectori (+ desene).

1) Sistemul **cubic** cu $a = b = c$ și $\alpha = \beta = \gamma = 90^\circ$. Sistemul cuprinde 3 tipuri de rețele Bravais: cubica simplă, cubica cu volum centrat și cubica cu fețe centrate.

2) Sistemul **tetragonal** cu $a = b \neq c$ și $\alpha = \beta = \gamma = 90^\circ$. Sistemul cuprinde 2 tipuri de rețele Bravais: tetragonala simplă și tetragonala cu volum centrat.

3) Sistemul **ortorombic** cu $a \neq b \neq c$ și $\alpha = \beta = \gamma = 90^\circ$. Sistemul cuprinde 4 tipuri de rețele Bravais: ortorombica simplă, ortorombica cu volum centrat, ortorombica cu fețe centrate și ortorombica cu baze centrate.

4) Sistem **romboedric** cu $a = b = c$ și $\alpha = \beta = \gamma \neq 90^\circ$. Sistemul cuprinde un tip de rețea Bravais: romboedrica simplă

5) Sistem **monoclinic** cu $a \neq b \neq c$ și $\alpha = \beta = \gamma \neq 90^\circ$. Sistemul cuprinde 2 tipuri de rețele Bravais: monoclinica simplă și monoclinica cu baze centrate.

6) Sistem **triclinic** cu $a \neq b \neq c$ și $\alpha \neq \beta \neq \gamma \neq 90^\circ$. Sistemul cuprinde un tip de rețea Bravais: triclinica simplă.

7) Sistem **hexagonal** cu $a_1 = a_2 = a_3 \neq c$ și $\alpha_1 = \alpha_2 = \alpha_3 = 90^\circ$ și $\gamma_1 = \gamma_2 = \gamma_3 = 120^\circ$

Menționăm câteva caracteristici importante ale rețelelor Bravais:

- Rețeaua Bravais reprezintă o structură periodică infinită, formată din puncte discrete, care au absolut aceeași ordine spațială indiferent care dintre aceste puncte este considerat ca origine.

- Rețeaua Bravais tridimensională este formată din totalitatea punctelor determinate de vectori de poziție de forma: $\vec{R}_n = n_1\vec{a}_1 + n_2\vec{a}_2 + n_3\vec{a}_3$, unde $\vec{a}_1, \vec{a}_2, \vec{a}_3$ – **vectorii de baza** (fundamentali) ai rețelei (care sunt necoplanari), iar n_1, n_2, n_3 – **numere întregi** negative sau pozitive.

- Pentru rețelele Bravais neprimitive (cu fete sau baze centrate sau cu volum centrat) se pot găsi celule primitive care au însă o simetrie mai joasă.

Nodurile unei rețele Bravais care sunt cele mai apropiate de un nod dat (situate la aceeași distanță de acesta) se numesc *vecini de ordinul întâi*. O proprietate importantă a rețelelor Bravais constă în faptul că orice nod al rețelei are același număr de vecini de ordinul întâi. Acest număr se numește *număr (cifra) de coordinație* a rețelei respective.

SUBIECTUL 23

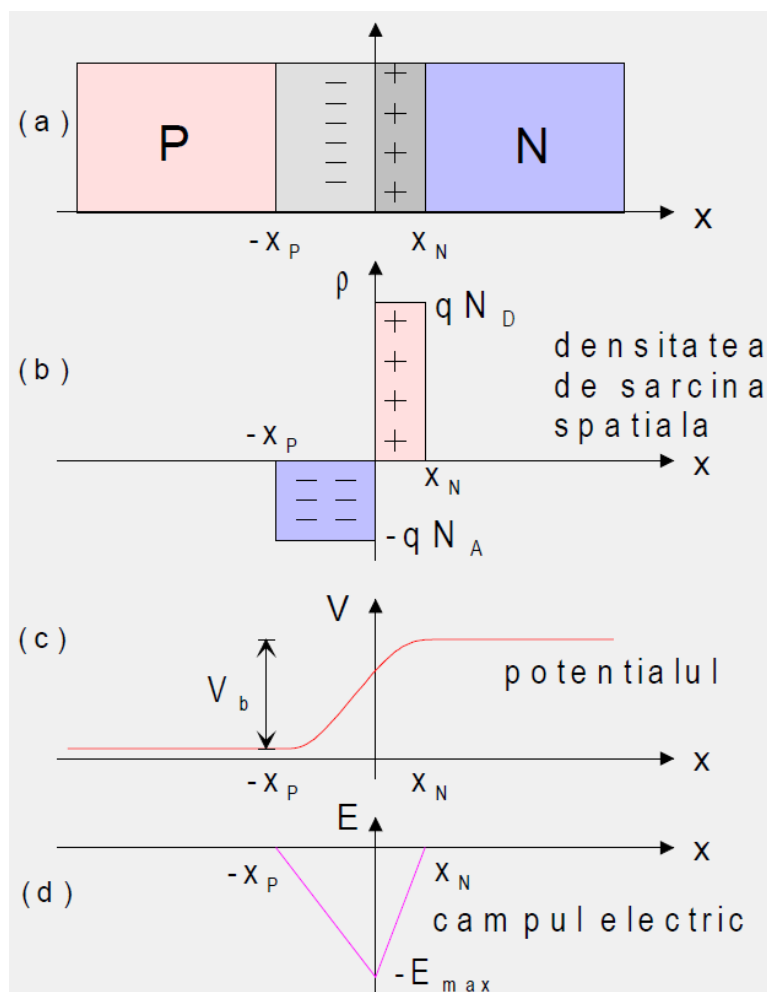
Jonctiunea pn

Alipind două materiale semiconductoare, unul de tip p și celălalt tip n, apare fenomenul de difuzie, a golurilor din regiunea p în regiunea n și a electronilor din regiunea n în regiunea p. Difuzia este generată de agitația termică și de existența variației concentrației cu poziția în zona de contact (gradientului de concentrație). Variația concentrației de impurități trebuie să se facă pe distanțe mici (sub 10^{-7} m) pentru a se produce o jonctiune p-n, altminteri este doar un semiconductor obișnuit la care se modifică lent tipul de conducție.

Electronii ce difuzează în regiunea p se recombina cu golurile, în acest fel regiunea p din apropierea jonctiunii se încarcă negativ din cauza atomilor acceptori (ioni negativi) a căror sarcină nu mai este compensată de goluri pozitive mobile. Fenomenul este similar pentru regiunea n din apropierea jonctiunii, unde difuzează golurile, și care se încarcă cu sarcină electrică pozitivă din cauza atomilor donori (ioni pozitivi) ce rămân necompensați. Se formează un **strat de sarcină spațială fixă sau de baraj** (figura 1a), negativă în regiunea p, pozitivă în regiunea n. În exteriorul stratului, materialele sunt neutre electric la nivel local.

Fiindcă jonctiunea în ansamblu este **neutră electric**, conservarea sarcinii electrice impune ca sarcina negativă din stânga jonctiunii să fie egală cu sarcina pozitivă din dreapta ei (figura 1b):

$$q \cdot S \cdot x_p \cdot N_A = q \cdot S \cdot x_n \cdot N_D \text{ unde:}$$



q - sarcina electrica, S - suprafața de stratului de sarcina spațială, x_p (x_n) - grosimea stratului de sarcina pozitiva (negativa), N_A (N_D)- concentrația de impurități acceptoare (donoare).

Încărcarea cu electricitate a celor două zone creează o diferență de potențial V_b între zona n și zona p (figura 1c), numită **potențial de contact** sau **diferență internă de potențial**.

Câmpul electric este nul în afara stratului de baraj (densitate de sarcină electrică zero) și variază liniar cu poziția în stratul de baraj, ca în figura 1d. Intensitatea maximă a câmpului electric este la zona de contact între cele două domenii în $x=0$:

$$E_{max} = -qN_ax_p/\epsilon = -qN_dx_n/\epsilon.$$

Energia potențială a electronilor este modificată de potențialul de contact, valoarea modificării este impusă de **egalarea nivelelor Fermi din materialele semiconductoare p și n**.

$q \cdot V_b = F_n - F_p = F$, unde nivelele Fermi sunt reprezentate în următoarea imagine:

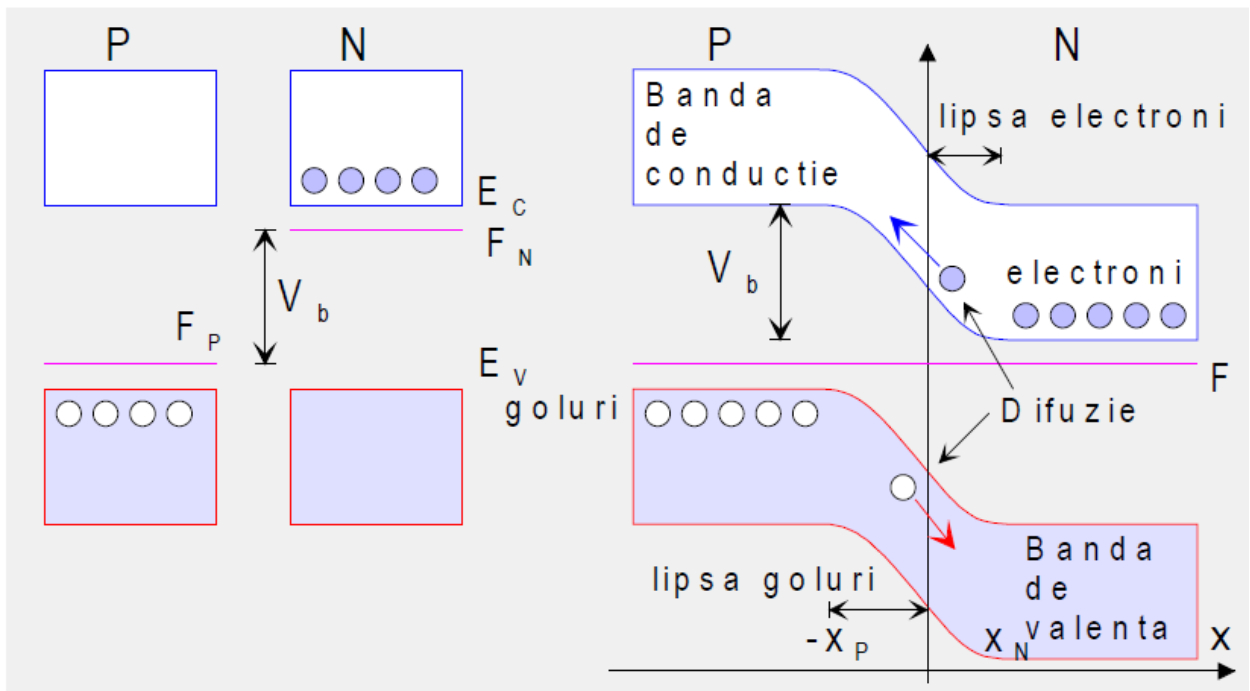


Figure 2. Structura benzilor de energie la joncțiunea nepolarizată

Bibliografie

1. Ion Munteanu – *Fizica corpului solid*, Ed. Universitatii din Bucuresti, 2003
2. N.-M. Bârlea – *Semiconductori, dielectrici și aplicații*, Ed. Albastră, Cluj-Napoca 2001

DETECTORI, DOZIMETRIE ȘI RADIOPROTECȚIE

SUBIECTUL 24

Surse instrumentale de radiații.

Definiție. Comparație și avantaje față de sursele izotopice.

<u>Dispozitiv</u>	<u>Forma</u>	<u>E</u>	<u>B</u>	<u>Energie</u> <u>(MeV)</u>
Van de Graaff	liniar	constant	0	0.1 - 10
Accelerator liniar	liniar	variabil	0	50000 (SLAC – 15 MeV/m) 1-8 (Med)
Ciclotron	circular	variabil	constant	~ 0.1 (electroni) ~100 (ioni grei) 1-8 (Med, p, ioni)
Sincrociclotron	circular	variabil	<i>gradient</i>	300
Betatron	torus	constant	variabil	300 (electroni) 1-8 (Med)
Synchrotron	torus	variabil	variabil	7000000 (LHC), p+p (7+7 TeV)

Nu este necesar ca studentul să reproducă tabelul de mai sus dar să descrie funcționarea acceleratoarelor folosite în Fizica Medicala (evidențiate cu "Med")

Suplimentar studentul poate fi întrebat despre tubul de raze X și spectrul (continuu și caracteristic).

SUBIECTUL 25

Efecte deterministe si stohastice ale radiatiilor ionizante

Mod de actiune:

- direct asupra ADN / indirect prin ionizarea apei si aparitia de radicali liberi

Scenarii la nivel celular:

1. Mutatie ADN reparata corect -> celula viabila
 2. Mutatie reparata incorect -> celula supravietuieste, pericol de evolutie maligna
 3. Celula moare.
-
- Scenariul 2 este asociat efectelor stohastice. Scenariul 3 devine important in cazul dozelor mari de radiatii, cu efecte deterministe care survin la scurt timp.
 - Efecte imediate se considera la 60 de zile (30 fara tratament). Efecte latente: 2 luni – 20 de ani.
 - In cazul efectelor stohastice, gravitatea si evolutia bolii nu este in relatie proportionala cu episodul de iradiere. Legatura se face la nivel statistic, pentru populatie expusa in cazul unor iradieri accidentale. Nu se pot stabili legaturi cauza-efect in mod individual.
 - Modelul liniar folosit pentru extrapolarea efectelor la doze mici de radiatii. Este scenariul cel mai pesimist si conservator deoarece nu implica un prag inofensiv. Este folosit pentru formularea regulilor de radioprotectie.
 - Principiul radioprotectiei, ALARA : „as low as reasonably achievable” (importat ca atare din lb engleza)

RADIOLOGIE ȘI IMAGISTICĂ MEDICALĂ

SUBIECTUL 26

Radiografia plană cu raze X

Principiul de bază constă în absorbția diferită a razelor X prin diferite țesuturi. Radiografia plană cu raze X este de bază în radiologie, oferind un prim „screening”, atât pentru leziunile acute, cât și pentru bolile cronice suspectate.

Razele X generate de o sursă S (tub de raze X) sunt direcționate către pacient (P), așa cum se arată în Fig. 1(a). Fasciculul de raze X emis este mai întâi colimat (C) (Fig. 1(a)) (pentru a reduce doza pacientului și cantitatea de raze X împrăștiate), trece apoi prin pacient, *fiind atenuat diferit în funcție de natura țesutului* (legea atenuării razelor X), și formează în final o imagine pe detectorul digital (D) plasat sub pacient (Fig. 1(b)).

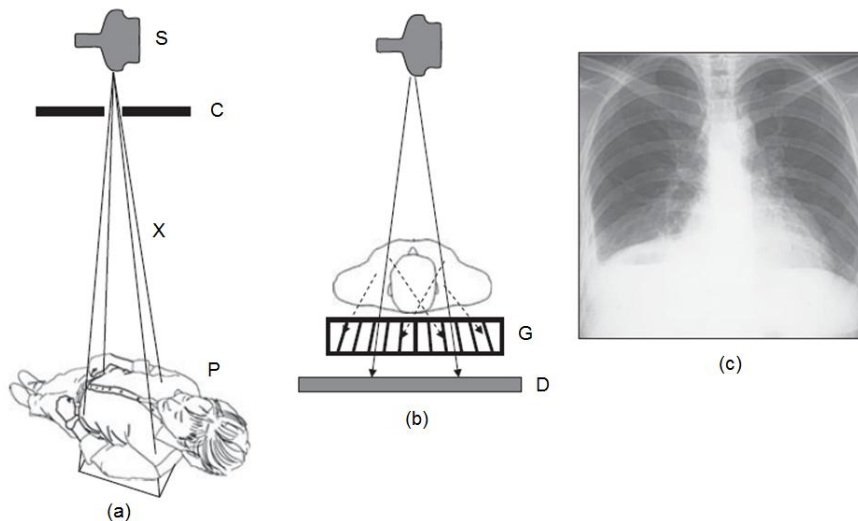


Fig. 1. (a) Configurația pentru radiografia plană; (b) grilă anti-împrăștiere (G) plasată direct în fața detectorului (D) (pentru a reduce contribuția razelor X împrăștiate și a crește contrastul imaginii); (c) radiografie plană prin torace (oasele atenuază razele X într-un grad mult mai mare decât țesutul moale al plămânilor și apar astfel zone luminoase pe imagine).

Razele X pot fi, de asemenea, împrăștiate (prin efect Compton) pe lângă faptul că sunt absorbite pe măsură ce trec prin corp, iar acest fapt dă naștere unui semnal de fundal care reduce contrastul imaginii. De aceea, o „grilă anti-împrăștiere” (G), prezentată în Fig. 1(b), este

utilizată pentru a asigura că doar razele X care trec direct prin corp, de la sursă la detector, sunt înregistrate.

Razele X care trec prin pacient sunt detectate utilizând un detector în stare solidă cu ecran plat, care este plasat exact sub pacient. Energia de raze X detectată este mai întâi (1) convertită în lumină, (2) apoi în o tensiune electrică (utilizând fotodiode) și în final (3) semnalul electric este digitalizat (folosind un convertor analog-digital).

Astfel, în imaginea înregistrată la nivelul toracelui (Fig. 1(c)), care poate fi astăzi o radiografie digitală redată pe ecranele computerelor cu înaltă rezoluție (înlocuind filmele de înregistrare clasice), există un contrast foarte mare între oase (albe), care absorb mult razele X, și țesutul pulmonar (întunecat), care absoarbe foarte puține razele X.

Imaginea digitală reprezintă o imagine bidimensională: proiecția țesuturilor situate între sursa de raze X și detector.

Aplicații clinice;

Radiografia plană este utilizată pe scară largă pentru:

- evidențierea și evaluarea gradului de fractură osoasă într-o leziune acută,
- evidențierea pietrelor la rinichi și a bolilor tractului gastrointestinal,
- depistarea cancerului pulmonar/emfizemului pulmonar și alte patologii ale căilor respiratorii.

Bibliografie

1. C. Caizer, Radiologie și imagistică medicală, curs (format electronic, platforma classroom), 2025.
2. N.B. Smith, A. Webb, Introduction to medical imaging physics: Engineering and clinical applications (Cambridge University Press, Cambridge, 2011).

APARATURĂ MEDICALĂ

SUBIECTUL 27

Acceleratorul liniar medical

În domeniul radioterapiei, un accelerator liniar medical (LINAC) reprezintă un dispozitiv utilizat pentru generarea de radiații ionizante de înaltă energie, având scopul de a trata tumori maligne și alte afecțiuni. Acesta funcționează prin accelerarea electronilor, folosind microunde, și direcționarea fasciculului de raze X sau electroni rezultat către zona afectată. Această tehnologie permite distrugerea celulelor canceroase, reducând în același timp afectarea țesuturilor sănătoase adiacente.

Conceptul de „accelerator” derivă din mecanismul de accelerare al electronilor, care atinge energii de ordinul megaelectronvolților (MeV), valori imposibil de realizat cu un tub clasic de raze X. Un LINAC medical poate genera două tipuri de fascicule: fascicule de electroni, obținute prin trecerea particulelor printr-o folie de împrăștiere, sau fascicule de raze X de înaltă energie, produse prin bombardarea unei ținte metalice, cel mai frecvent din tungsten (wolfam). Modul cu raze X este utilizat predominant, datorită penetrabilității superioare a radiației.

Structura acceleratorului liniar include mai multe componente esențiale: sursa de tensiune alimentează sistemul, iar tunul de electroni generează un fascicul de electroni prin emisia de la un catod fierbinte. Pentru accelerarea electronilor, se utilizează fie un klystron, ce amplifică microundele generate de un oscilator de radiofrecvență, fie un magnetron, care le produce direct. Microundele sunt transmise către structura de accelerare printr-un ghid de undă, unde interacționează cu electronii, mărindu-le viteza.

După accelerare, fasciculul este de regulă redirecționat de un magnet de deviere, fie la 90° , fie la 270° , pentru a asigura focalizarea corespunzătoare (deși există și acceleratoare monoenergetice de energii mai joase, compacte, unde nu este nevoie de deviere). Capul de tratament al acceleratorului conține multiple elemente care modulează și controlează fasciculul, inclusiv ținta (pentru generarea razelor X), folia de împrăștiere (pentru lărgirea fasciculului de electroni), filtrul de aplatizare (pentru omogenizarea intensității), camerele de ionizare (pentru monitorizare) și colimatoarele (care modelează fasciculul în funcție de zona de tratament). În particular, colimatorul multi-lamelar (MLC) permite ajustarea precisă a formei fasciculului.

Pacientul este așezat pe masa de tratament, care permite poziționarea optimă, utilizând diverse sisteme de imobilizare, cum ar fi măștile termoplastice și suporturile anatomice. Pentru

poziționare se utilizează și laserele de poziționare, precum și date imagistice de la tomografia computerizată (CT) de simulare, care asigură alinierea corectă a pacientului cu izocentrul acceleratorului.

Bibliografie

[1] Notițe de curs, Aparatură Medicală;

[2] Faiz M. Khan - The Physics of Radiation Therapy, 4th ed, Lippincott Williams & Wilkins, 2009.

SUBIECTUL 28

Computerul tomograf cu raze X

Computerul tomograf (CT) cu raze X reprezintă una dintre cele mai importante tehnologii imagistice utilizate în medicină pentru diagnostic. Acest dispozitiv permite obținerea unor imagini detaliate ale structurilor interne ale corpului uman prin utilizarea razelor X și a unui sistem de detectoare. Spre deosebire de radiografia convențională, care oferă imagini bidimensionale, tomografia computerizată furnizează secțiuni transversale ale corpului, oferind o vizualizare tridimensională a organelor și țesuturilor.

Principiul de funcționare al unui CT se bazează pe emiterea unui fascicul de raze X care traversează corpul pacientului și este absorbit diferit de către țesuturile cu densități variabile. Detectoarele sensibile la radiații măsoară intensitatea razelor X după ce acestea au trecut prin corp, iar un computer procesează aceste date pentru a reconstrui imaginile secționale. Sistemul de achiziție a datelor implică, de regulă, rotirea gantry-ului (structura circulară care conține tubul de raze X și detectoarele) în jurul pacientului, permițând captarea unor serii de imagini din multiple unghiuri, însă există și alte configurații, de exemplu care utilizează surse de raze X fixe și detectoare dispuse într-un aranjament staționar, precum sistemele cu fascicul conic (cone-beam CT/CBCT) sau scanerele cu multiple surse și detectoare.

Componentele principale ale unui computer tomograf includ tubul de raze X, detectoarele, gantry-ul și unitatea de procesare a datelor. Tubul de raze X generează radiația necesară pentru scanare, iar intensitatea acestuia poate fi ajustată în funcție de zona examinată. Detectoarele, aflate pe partea opusă tubului, captează radiațiile transmise prin corpul pacientului și le transformă în semnale electrice care sunt ulterior procesate. Gantry-ul, elementul structural care susține tubul și detectoarele, se poate roti rapid pentru a permite achiziția continuă a datelor, iar unitatea de procesare folosește algoritmi pentru reconstrucția imaginii tridimensionale. Pacientul este așezat pe o masă de scanare care se deplasează prin gantry, iar sistemele de ghidare cu laser sunt utilizate pentru alinierea precisă a pacientului.

Aparatura CT poate avea anumite particularități, în funcție de scopul precis pentru care se utilizează - de exemplu pentru diagnostic sau simulare de tratament. Astfel, CT-ul utilizat pentru simularea în radioterapie prezintă unele diferențe față de un CT destinat radiodiagnosticului, deoarece trebuie să reproducă cât mai fidel condițiile din camera de tratament prin radioterapie. Una din diferențe este prezența unui sistem de laseri similar cu cel din camera de tratament, utilizat pentru alinierea precisă a pacientului și pentru asigurarea unei poziționări corecte și reproductibile pe durata întregului plan terapeutic. De asemenea, masa

pe care este așezat pacientul la un CT de simulare are o suprafață plană, în contrast cu masa curbată a unui CT de diagnostic, această caracteristică fiind necesară pentru a menține aceeași geometrie de tratament și pentru a permite o poziționare stabilă a mijloacelor de imobilizare. În plus, gantry-ul CT-ului de simulare are o deschidere mai mare decât cel de diagnostic, astfel încât să poată acomoda și dispozitivele specifice de imobilizare utilizate în radioterapie.

Bibliografie

[1] Notițe de curs, Aparatură Medicală;

[2] Erwin Podgorsak – Radiation Physics for medical physicists, Springer, 2010.

MODELAREA NUMERICĂ A PROCESELOR BIOLOGICE

SUBIECTUL 29

Transportul de substanță prin difuzie

Difuzia = unul dintre fenomenele de transport existente în natură, care explică fluxul net al moleculelor dintr-o regiune cu concentrație mai mare spre una cu concentrație mai mică.

Baza procesului de difuzie o constituie mișcarea browniană.

Difuzia poate fi descrisă pornind de la două tipuri de ipoteze:

1. ipoteza continuumului, care descrie procesul pe baza conceptului de concentrație;
2. abordarea discretă, constând în urmărirea individuală a fiecărei particule.

1. Aproximația continuumului (macroscopică)

Concentrația unei specii biologice conținute într-un volum dV la momentul de timp t este

$$c(x, y, z, t) = \frac{dm}{dV}, \text{ unde } dm \text{ este masa substanței de interes conținută în } dV.$$

Legătura dintre fluxul de masă și gradientul de concentrație este dată de legea lui Fick:

$$\vec{j} = -D\nabla c, \text{ unde } D \text{ este constanta sau coeficientul de difuzie } (\langle D \rangle_{SI} = \frac{m^2}{s}).$$

Ecuția concentrației: $\frac{\partial c}{\partial t} = \nabla \cdot (D\nabla c) + S$, unde S este termenul sursă de substanță.

Discuția ecuației concentrației în cazurile: staționar, D independent de coordonatele spațiale, difuzie unidimensională, difuzie în medii anizotrope, etc..

2. Aproximația microscopică (discretă)

În cazul acestei abordări se urmărește parcursul aleator al fiecărei particule în parte.

Pentru cazul 2D se consideră că o particulă se deplasează din poziția (x, y) în poziția $((x + \Delta x, y + \Delta y))$ într-un interval de timp Δt . Deplasările pe cele două direcții spațiale sunt definite prin relațiile:

$$\Delta x = \sqrt{4D\Delta t} \cos \alpha, \Delta y = \sqrt{4D\Delta t} \sin \alpha, \alpha = \text{random}(0, 2\pi)$$

Funcția “*random*” realizează o alegere aleatoare uniform distribuită în intervalul $[0, 2\pi]$.

Distanța medie pătratică parcursă într-un timp t este $\langle d^2 \rangle = 4Dt$.

Același tip de raționament se poate extinde pentru cazul 3D.

Bibliografie

1. Neculae A. Notițe de curs - Modelarea numerică a proceselor biologice;
2. Berthier J., Silberzan P. 2005 Microfluidics for Biotechnology, Artech House, Boston/London.
3. Friedman M.H. 2008 Principles and models of biological transport: Springer.

SUBIECTUL 30

Curgerea fluidelor reale prin microcanale

Procesele biologice, atât cele *in vivo* cât și cele *in vitro*, presupun transportul substanțelor de către un fluid purtător. Situațiile cele mai des întâlnite în procesele biologice se referă la curgerea monofazică în microcanale și tuburi capilare, de obicei sub acțiunea presiunii (siringă, micropompă, inima, etc.) și mai rar sub acțiunea forțelor electrice (curgerea electro-osmotică).

Ecuatiile care guvernează curgerea unui fluid în ipoteza continuumului sunt ecuația de continuitate și ecuația Navier-Stokes.

1. Ecuatia de continuitate:

- exprimă conservarea masei și are forma generală: $\frac{\partial \rho}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho \vec{u}) = 0$, unde ρ este densitatea fluidului, \vec{u} câmpul de viteze al fluidului, t timpul.

În cazul lichidelor (care pot fi considerate incompresibile, deci $\rho \approx ct$) ecuația devine $\nabla \cdot \vec{u} = 0$

2. Ecuatia Navier-Stokes:

- exprima conservarea impulsului și are forma generală:

$$\rho \left(\frac{\partial \vec{u}}{\partial t} + \vec{u} \cdot \nabla \vec{u} \right) = -\nabla P + \eta \Delta \vec{u} + \vec{F}$$

unde P este presiunea, η este vâscozitatea dinamică a fluidului și \vec{F} este densitatea volumică a forțelor externe care acționează asupra fluidului.

Curgere laminară: o curgere în care forțele vâscoase le domină pe cele inerțiale.

În acest caz nu apar turbulențe și liniile de curent sunt paralele între ele.

Parametrul adimensional care descrie raportul dintre forțele de inerție (convective) și cele vâscoase este numărul lui Reynolds: $Re = \frac{\rho U D}{\eta}$, unde U este viteza medie a fluidului și D

D este dimensiunea caracteristică a canalului sau obstacolului.

În cazul microsistemelor biologice avem $Re \leq 1$, deci curgerea este laminară.

În cazul curgerilor staționare, cu viteze reduse, termenul inerțial din ecuația Navier-Stokes poate fi neglijat și obținem *ecuația Stokes*:

$$\nabla P = \nu \Delta \vec{u} + \frac{\vec{F}}{\rho}, \text{ unde } \nu = \frac{\eta}{\rho} \text{ este vâscozitatea cinematică a fluidului.}$$

Fluidele care prezintă în curgere laminară, staționară și izotermă o proporționalitate între tensiunea tangențială τ_x și gradientul vitezei ($\partial u / \partial y$) se numesc *fluide newtoniene*:

$$\tau_x = -\eta \frac{\partial u}{\partial y}, \text{ cu } \eta = \text{ct.}$$

În cazul fluidelor *non-newtoniene* avem o dependență a vâscozității de gradientul vitezei de forma:

$$\eta = -K \left(\frac{\partial u}{\partial y} \right)^{n-1}$$

Sângele are un comportament non-newtonian datorită interacțiunii și deformațiilor celulelor roșii și albe.

Bibliografie

1. Neculae A. Notițe de curs - Modelarea numerică a proceselor biologice;
2. Berthier J., Silberzan P. 2005 Microfluidics for Biotechnology, Artech House, Boston/London.
3. Friedman M.H. 2008 Principles and models of biological transport: Springer.