

Universitatea de Stat de Medicină și Farmacie „Nicolae Testemițanu”
Catedra fiziologia omului și biofizică

Dumitru CROITORU Natalia GUBCEAC
Victor VOVC Petru BURLACU Roman CROITOR

BIOFIZICĂ

MEDICALĂ

Lucrări practice
Demonstrații
Exerciții

Chisinau • 2017

Au mai colaborat: Efim ARAMĂ,
Aurelian VOLNEANSCHI,
Nellu CIOBANU,
Sergiu BAJUREA,
Elena BORDENIUC,
Valentina IAȚUHN,
Viorica TONU

Corector: Elena PISTRUI

Coperta, design și ilustrații: Valeriu și Iuri OPREA

Descrierea CIP a Camerei Naționale a Cărții

Biofizică medicală : Lucrări practice, demonstrații, exerciții / Dumitru Croitoru, Natalia Gubceac, Victor Vovc [et al.] ; au colab.: Efim Aramă [et al.] ; Univ. de Stat de Medicină și Farmacie "Nicolae Testemițanu", Catedra fiziologia omului și biofizică. – Chișinău : S. n., 2017 (Tipogr. "Bons Offices"). – 240 p. : fig., tab.

Bibliogr.: p. 238 (20 tit.).

ISBN 978-9975-87-113-6.

61:577.3(076.5)

B 54

PREFAȚĂ

Biofizica este știința multidisciplinară care studiază structura și funcționarea organismelor vii, prin aplicarea diferitor principii și metode ale fizicii. În atenția biofizicii se află și problemele referitoare la interacțiunea factorilor fizici cu materia vie.

Biofizica, ca specialitate de hotar a științelor fiziologice, a devenit în ultimele decenii una din disciplinele de bază ale învățământului biomedical.

În cursul de biofizică medicală se studiază o serie de probleme, absolut necesare în pregătirea profesională a celor care își fac studiile la facultățile de medicină, stomatologie și farmacie. Convențional, aceste probleme pot fi divizate în trei grupe:

- analiza fizică a mecanismelor primare ce se referă la componența, structura și dezvoltarea materiei vii;
- studiul metodelor fizice utilizate în explorarea biomedicală, precum și a principiilor constructive și de funcționare a aparatajului utilizat în medicină;
- analiza efectelor biologice ale factorilor fizici din mediul ambiant, problemă preluată de biofizică în măsura în care se referă la nivelul fundamental al interacțiunii acestor factori cu sistemele biologice.

În însușirea acestor probleme și în acumularea volumului necesar de cunoștințe, ce se referă la fenomenele și procesele fizice din materia vie, un rol deosebit revine lucrărilor practice.

Procesul de studii în laboratoare este organizat cu orientare de a forma la studenți atât deprinderi practice, cât și deprinderi științifice de cercetare.

În limitele optimal posibile, obiectul studiat în laborator este de natură biologică (lichide, celule, țesuturi, organe). Fiecare lucrare practică cuprinde:

- noțiuni teoretice, ce stau la baza metodei respective;
- explicații, privind construcția și funcționarea aparatelor și dispozitivelor utilizate;
- modul de lucru;
- prelucrarea matematică și forma de reprezentare a rezultatelor obținute experimental;
- informații despre importanța metodei aplicate în cercetările științifice și practica medicală;
- exerciții de situație la temă.

O particularitate didactic avantajoasă, în raport cu manualele de același gen, este alternarea lucrărilor practice cu experiențe frontale, bine integrate

în conținutul lucrării. Efectul emoțional-pozitiv produs de aceste experiențe stimulează dorința studenților de a se familiariza mai profund cu esența fenomenelor fizice, implicate în mod armonios și econom în procesele vitale.

Dispozitivele didactice, utilizate în acest scop, au fost elaborate de colaboratorii Catedrei biofizică și informatică USMF „N. Testemițanu”. Acestea, având construcții originale, sunt menționate cu *brevete de invenție*.

A executa lucrări practice, înseamnă și realizarea unei interfețe student-aparat, înseamnă contactul cu instrumentul care trebuie manevrat, reglat și utilizat în mod optim. Acest antrenament este extrem de necesar, luând în considerare multitudinea și diversitatea aparatelor medicale.

Deși actualmente colaborarea medicinei cu fizica și ingineria este din ce în ce mai necesară, bariera de limbaj dintre fiziolog și fizician, dintre medic și inginer reduce capacitatea lor de a se înțelege unul pe celălalt. Și în acest sens, efectuarea lucrărilor practice de biofizică oferă viitorului medic anumite facilități pentru minimizarea barierei menționate.

Punând la dispoziția studenților acest manual, am dori ca el să le servească nu numai sursă de cunoștințe, ci și un catalizator în altoirea dragostei pentru științele fundamentale și a interesului pentru munca de aplicare competentă a realizărilor fizicii și tehnicii moderne în medicină.

Mulțumim anticipat tuturor celor care ne vor oferi sugestii și obiecții critice în vederea îmbunătățirii și completării manualului într-o ediție viitoare.

Prof. univ. dr. Dumitru CROITORU

Noțiuni de calcul al erorilor.

Prelucrarea matematică a datelor experimentale

Înregistrarea datelor informaționale cantitative, privind diversele mărimi ce caracterizează fenomenele cercetate în diferite domenii, inclusiv în medicină și biologie, se realizează prin anumite procedee practice, care poartă denumirea de *măsurare*.

Rezultatul măsurării unei mărimi aleatorii depinde de mai mulți factori și poate fi afectat de *erori*, ale căror origini sunt foarte diferite.

Prin eroare de măsurare se înțelege diferența existentă între valoarea exactă (reală) a unei mărimi și valoarea obținută experimental.

Principalele surse de erori pot fi:

- mijloacele de măsurare – erori instrumentale;
- metodele utilizate – erori de metodă;
- influența unor factori din exterior – temperatura, umiditatea, vibrațiile, câmpurile electric și magnetic etc.
- însăși experimentatorul – erori personale (dependente de nivelul profesional, atenție, acuitatea vizuală etc.).

Datorită erorilor posibile de măsurare menționate anterior, la efectuarea unei experiențe de mai multe ori, apar fluctuații cu caracter statistic. Deoarece valoarea reală a mărimii cercetate nu poate fi cunoscută, apare necesitatea calculului matematic, pentru a indica intervalul în care sunt distribuite valorile determinărilor experimentale și precizia cu care s-au efectuat măsurările.

Vom nota cu X valoarea reală a unei mărimi, cu x valoarea măsurată cu un instrument de măsură și cu n – numărul măsurărilor efectuate în aceleași condiții. Dacă numărul măsurărilor este mare, valoarea cea mai apropiată de cea adevărată, cu un anumit grad de precizie, se consideră media aritmetică \bar{x} . Ea este suma tuturor valorilor determinate, raportată la numărul determinărilor și se determină prin relația:

$$\bar{x} = \frac{x_1 + x_2 + x_3 + \dots + x_n}{n} \quad (1)$$

Sau printr-o formă generală, relația:

$$\bar{x} = \frac{\sum_{i=1}^n x_i}{n} \quad (2)$$

Pentru aprecierea gradului de fluctuații, menționat mai sus, se determină abaterea centrală A , numită și eroare aparentă pentru fiecare măsurare:

$$A_1 = x_1 - \bar{x}, A_2 = x_2 - \bar{x}, \dots, A_n = x_n - \bar{x}$$

Sub formă generală abaterea centrală este dată de relația:

$$A_i = x_i - \bar{x} \quad (i=1, 2, 3, \dots, n) \quad (3)$$

Eroarea medie absolută \bar{A} se obține prin însumarea abaterilor centrale după modul de la media aritmetică, raportată la numărul determinărilor:

$$\bar{A} = \frac{|A_1| + |A_2| + |A_3| + \dots + |A_n|}{n} \quad (4)$$

sau sub formă generală:

$$\bar{A} = \frac{\sum_{i=1}^n |A_i|}{n} \quad (5)$$

În prelucrarea statistică a rezultatelor eroarea medie absolută se folosește mai rar. Pentru exprimarea rezultatelor experimentale, în cadrul lucrărilor practice de biofizică, se folosește **eroarea medie pătratică** s , deseori numită și **deviație standard**. Valoarea deviației standard poate fi exprimată în funcție de abaterile centrale:

$$s = \sqrt{\frac{(x_1 - \bar{x})^2 + (x_2 - \bar{x})^2 + \dots + (x_n - \bar{x})^2}{n-1}} \quad (6)$$

sau sub formă generală:

$$s = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{n-1}} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n A_i^2}{n-1}} \quad (7)$$

Convențional rezultatul măsurărilor se prezintă sub forma:

$$x = \bar{x} \pm s.$$

Deviația standard s arată intervalul valoric în jurul mediei în care s-au distribuit valorile mărimilor determinate experimental. Dacă valoarea deviației standard este *mică* în comparație cu valoarea medie a determinărilor, experimentul a fost executat corect (distribuție strânsă a valorilor, eșantion omogen). În caz contrar, rezultatele obținute sunt incorecte și se indică refacerea determinărilor. După efectuarea acestor calcule putem trage concluzia că valoarea reală X a mărimii căutate se află în intervalul $\bar{x} - s$ și $\bar{x} + s$.

1. DETERMINAREA DENSITĂȚII CORPURILOR PRIN METODA PICNOMETRICĂ

Scopul lucrării

- Prezentarea aspectelor teoretice privind densitometria;
- Însușirea tehnicii de lucru cu picnometru și balanța analitică;
- Determinarea densității absolute a unor soluții și corpuri solide de importanță medicală;
- Familiarizarea studenților cu valorile normale ale densității unor medii biologice, precum și cu aplicațiile densitometriei în practica medicală.

Noțiuni teoretice

Densitatea absolută sau masa specifică a unui corp solid, lichid sau gazos, este raportul dintre masa și volumul său. Altfel spus, densitatea absolută este masa unității de volum:

$$\rho = \frac{m}{V} \quad (1.1)$$

Deoarece volumul oricărui corp variază în funcție de temperatură, la determinarea densității se va ține seama întotdeauna de temperatura mediului.

Densitatea absolută se determină mai greu deoarece nu poate fi măsurată direct, ci numai prin intermediul greutății cu care este proporțională. Greutatea corpului însă depinde de latitudinea geografică, unde se face determinarea (valoarea lui g variază de la ecuator la pol).

Din aceste motive s-a introdus noțiunea de densitate relativă d . Prin definiție, ea este raportul dintre masa m_s a unui volum V dintr-o substanță la temperatura t și masa m_a a aceluiași volum V a unui lichid de referință, care de obicei este apa la $+4^\circ\text{C}$

$$d = \frac{m_s}{m_a} \quad (1.2)$$

Densitatea absolută a substanței cercetate se va determina din relația:

$$\rho_s = \frac{m_s}{m_a} \cdot \rho_a \quad (1.3)$$

Dispozitive și materiale: balanță analitică, picnometru, termometru, apă distilată, hârtie de filtru, soluție și fragmente ale corpului solid pentru cercetare.

În cadrul lucrării de față, se va determina densitatea absolută cu ajutorul picnometrului și balanței analitice.

Picnometrul este un balonaș de sticlă cu capacitatea cuprinsă între 1 și 50 cm³. În laboratorul clinic se folosesc, de obicei, picnometre mici cu volumul de 1-2 cm³, fiindcă nu totdeauna sunt disponibile cantități mari de lichide biologice.

În partea superioară picnometrul reprezintă un gât larg șlefuit, în care pătrunde un dop de sticlă rodată. Unele picnometre au în partea superioară a gâtului un semn care indică nivelul până la care trebuie introdus lichidul. Altele au în axul dopului un tub capilar, prin care se elimină surplusul de lichid la închiderea lor (Fig. 1.1).

La unele picnometre în dopul lor se află fixat un termometru, care indică temperatura la care s-a efectuat determinarea densității, spre a se corecta rezultatul obținut în funcție de valoarea acesteia.

Deoarece menținerea temperaturii apei la +4°C este dificilă, măsurările se vor efectua în raport cu densitatea apei la temperatura din laborator.

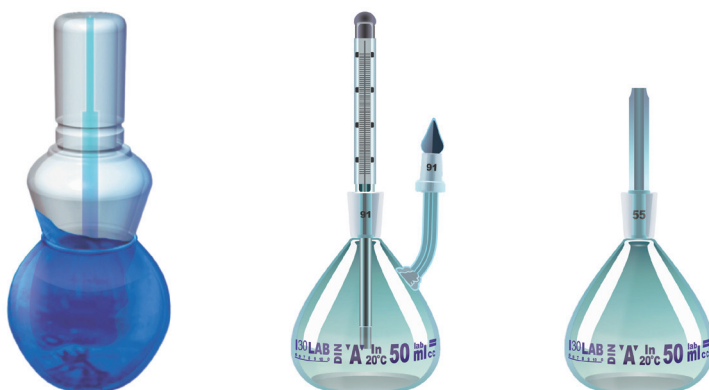


Fig. 1.1. Picnometre

Balanța este un aparat pentru cântărirea corpurilor. Cântărirea este operația prin care se determină masa corpului în raport cu unitatea de măsură.

Principalele caracteristici ale unei balanțe sunt:

– **stabilitatea** – impune ca la un echilibru stabil pârghia balanței să fie orizontală. Pentru aceasta centrul de greutate propriu al pârghiei trebuie să fie sub punctul de sprijin.

– **exactitatea** – impune ca brațele pârghiei să fie identice și talerele să aibă aceeași greutate pentru ca, la greutate egale pe ambele talere, să se asigure poziția orizontală a pârghiei.

– **sensibilitatea** este în relație de inversă proporționalitate cu stabilitatea.

O balanță este cu atât mai sensibilă, cu cât este mai mică greutatea adițională, așezată pe unul din talerele echilibrate, care scoate balanța din echilibru.

După sensibilitate, în laboratoarele de cercetare se folosesc diferite tipuri de balanțe (Fig. 1.2). Cele mai utilizate în zilele noastre sunt: balanța cu brațe egale (a), balanța pe scară platformă (b), balanță manuală cu arc (c), balanță cu bâră triplă (d), balanță de încărcare (e), balanță de torsiune (f).

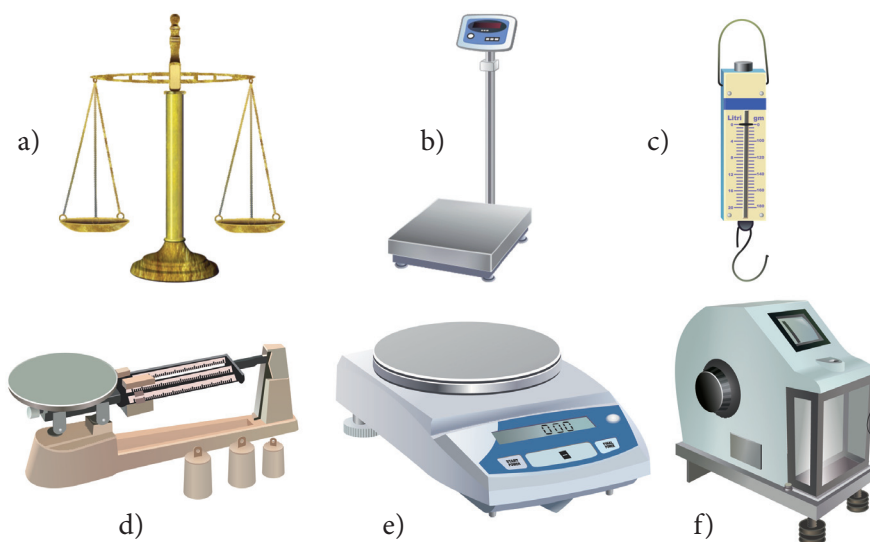


Fig. 1.2. Tipuri de balanțe

Pentru determinarea densității corpurilor în laborator, vom folosi balanța analitică (Fig. 1.3). Balanțele analitice sunt proiectate pentru analize chimice cantitative de precizie înaltă. Ele afișează pe ecran rezultatul cu aproximația de patru cifre după virgulă (până la 0,0001 g). Aceste balanțe sunt extrem de sensibile, încât măsurările pot fi influențate de curenții de aer, de aceea ele sunt acoperite cu o carcasă de sticlă, cu ușă ușor manevrabilă. Ele sunt utilizate pentru probe de până la 320 g.

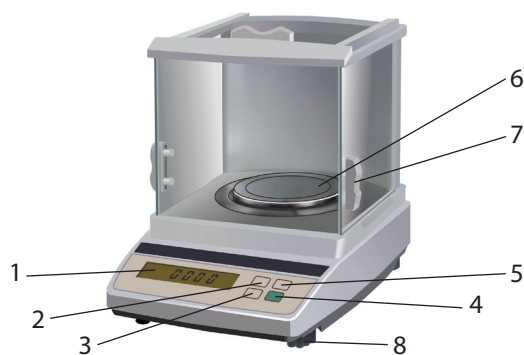


Fig. 1.3. Balanța analitică

1 – ecran, 2 – tastă multifuncțională, 3 – tastă pentru calibrare, 4 – tastă pentru tară, 5 – tastă pentru pornire/oprire, 6 – taler, 7 – ușă din sticlă, 8 – picior pentru stabilirea echilibrului

Modul de lucru:

- respectând regulile cântăririi cu balanța analitică, se cântărește picnometru gol (cu dop), în stare curată și perfect uscată, notând masa lui prin m ;
- se umple picnometru cu soluția de cercetat, se fixează dopul în așa fel, încât surplusul de lichid deplasat să fie înlăturat, iar după închidere în vas să nu fie nicio bulă de aer;
- se șterge picnometru cu o cârpă, apoi cu hârtie de filtru curată și se cântărește din nou, notând masa prin m_1 ;
- se golește picnometru în sticla cu soluție de cercetat și se spală de mai multe ori cu apă distilată;
- se umple picnometru cu apă distilată ca mai sus, apoi se cântărește după ce s-a șters surplusul de lichid de pe el. Fie masa determinată m_0 . Calculul densității absolute se face după formula:

$$\rho_s = \frac{m_1 - m}{m_0 - m} \cdot \rho_a \quad (1.4)$$

Densitatea absolută a apei ρ_a , la temperatura din laborator, se află din anexă (Tab. 1.1);

- fiecare cântărire se efectuează de cel puțin 3 ori.

Valorile obținute se trec în tabelul 1.1.

Pentru a evita o diferență între temperatura lichidului și temperatura apei, atât lichidul, cât și apa întrebuintată vor sta în prealabil cel puțin o jumătate de oră la temperatura balanței.

Tabelul 1.1

Nr. exper.	M (g)	m_1 (g)	m_0 (g)	ρ (g/cm ³)
1				
2				
3				
				media

Determinarea densității corpului solid

O metodă analoagă celei descrise mai sus permite de a determina și densitatea corpurilor solide. Este evident, că dimensiunile corpului de cercetat (sau fracțiunile lui) trebuie să fie relativ mici, pentru a fi posibil de introdus în picnometru.

Modul de lucru:

- se cântărește corpul de cercetat;
- se cântărește picnometru umplut cu apă distilată (este rațional de folosit valoarea obținută în prima parte a lucrării);

- corpul (sau fracțiunile lui) se introduce în picnometru umplut cu apă distilată. Surplusul de apă dezlocuit de corp se înlătură, revenind la nivelul inițial;
- se cântărește picnometru cu corpul de cercetat și apă distilată;
- valorile obținute se trec în tabelul 1.2.

Densitatea corpului studiat se calculează cu ajutorul formulei:

$$\rho_s = \frac{m_1}{m_0 + m_1 - m_2} \cdot \rho_0 \quad (1.5)$$

unde: m_0 este masa picnometrului cu apă distilată, m_1 este masa corpului cercetat, m_2 este cea a picnometrului cu apă distilată și corpul studiat.

Evident că $(m_0 + m_1 - m_2)$ este masa apei dezlocuite de corpul solid.

Tabelul 1.2

Nr. exper.	m_0 (g)	m_1 (g)	m_2 (g)	ρ (g/cm ³)
1				
2				
3				
				media

Densitometria în practica medicală

Determinarea densității diverselor lichide biologice (urină, sânge, plasmă, ser etc.) este utilă în activitatea clinică. Valorile normale pentru unele medii biologice sunt prezentate în tabelul 1.3:

Tabelul 1.3

Denumirea lichidului biologic	Limitele valorilor normale ale densității exprimate în g/cm ³
Urină	1,015-1,022
Sânge integral la femei	1,052-1,060
Sânge integral la bărbați	1,055-1,064
Ser sanguin (plasmă sanguină)	1,024-1,028
Hematie	1,10
Țesut adipos	0,92-0,94
Os	1,7-2

Ieșirea valorilor densităților absolute ale lichidelor menționate în afara limitelor indicate este expresia unor situații patologice.

Valorile proteinemiei, hemoglobinei, hematocritului și ale cantității de oxigen fixabilă se pot afla cunoscând valorile densității sângelui (d_s), plasmei (d_p) și utilizând următoarele formule:

proteinemie – $P_p = 38,96(1,097 - d_p)$, în g% (65-80);

hemoglobină – $H_b = 339 \frac{d - d_p}{1,097 - d_p}$, în g% (14-17);

hematocrit – $H_c = 100 \frac{d - d_p}{1,097d_p}$, în cm³% (36-52);

oxigen – $O_2 = 46,1 \frac{d_s - d_p}{1,097 - d_p}$, în cm³% (17-21)

Exerciții:

1. Densitatea absolută reprezintă:
 - a) produsul dintre masa și volumul unui corp;
 - b) raportul dintre masa și volumul unui corp;
 - c) masa unității de volum a unui corp;
 - d) nicio variantă nu este corectă.
2. În ce constă cântărirea unui corp?
 - a) prin cântărire se compară masele a două corpuri;
 - b) prin cântărire se compară densitățile a două corpuri;
 - c) variantele a și b sunt corecte;
 - d) prin cântărire se compară masa corpului dat cu masa greutăților cunoscute.
3. Care este principala caracteristică a unei balanțe?
 - a) stabilitatea;
 - b) sensibilitatea;
 - c) orizontalitatea;
 - d) fidelitatea.
4. Ce se înțelege prin sensibilitatea balanței?
 - a) greutatea maximă care provoacă o deviație maximă a acului indicator;
 - b) este o caracteristică care nu depinde de greutatea de pe talere;
 - c) greutatea minimă care provoacă o deviație a acului indicator;
 - d) greutatea maximă care provoacă o deviație minimă a acului indicator.
5. Regulile generale de cântărire cu balanța analitică sunt:
 - a) balanțele analitice puțin sensibile pot fi instalate în orice loc întunecos;
 - b) se controlează orizontalitatea balanței cu ajutorul nivelei cu bulă sau a firului cu plumb;

- c) în timpul cântăririi uşile laterale ale balanţei trebuie să fie deschise;
d) nicio variantă nu este corectă.

6. Densitatea relativă a unui corp:

- a) se defineşte ca masa unităţii de volum a unui corp;
b) este o mărime adimensională;
c) se măsoară în g/cm^3 ;
d) se determină cu viscozimetru.

7. Care este formula de calcul a densităţii unui lichid în metoda picnometrică?

$$\begin{array}{ll} \text{a) } \frac{\rho}{\rho_0} = \frac{m_1 - m}{V} + \frac{m_0 - m}{V}; & \text{b) } \frac{\rho}{\rho_0} = \frac{m_0 - m}{m_1 - m_0}; \\ \text{c) } \rho = \rho_0 \frac{m_1 - m}{m_0 - m}; & \text{d) } \rho = \rho_0 \frac{m_1 - m}{m_0}; \end{array}$$

unde: m – masa picnometrului gol;

m_0 – masa picnometrului umplut cu apă distilată;

m_1 – masa picnometrului umplut cu soluţia de cercetat;

ρ_0 – densitatea absolută a apei distilate;

ρ – densitatea absolută a soluţiei;

V – volumul picnometrului.

8. Care este densitatea medie normală a urinei?

- a) este mai mare decât 1,022;
b) este mai mică decât 1,022;
c) este cuprinsă între 1,015 şi 1,022;
d) este mai mare decât 1,033.

9. Care este formula de calcul a densităţii corpului solid prin metoda picnometrică?

$$\begin{array}{ll} \text{a) } \rho = \rho_0 \frac{m_1}{m_0 + m_2 - m_1}; & \text{b) } \rho = \rho_0 \frac{m_1}{m_0 - m_1 - m_2}; \\ \text{c) } \rho = \rho_0 \frac{m_1}{m_0 + m_1 - m_2}; & \text{d) } \rho = \rho_0 \frac{m_0 + m_1 - m_2}{m_1}; \end{array}$$

unde: m_0 – masa picnometrului cu apă distilată;

m_1 – masa corpului cercetat;

m_2 – masa picnometrului cu apă distilată şi corpul cercetat.

10. Să se determine densitatea aerului la temperatura de 290°K și presiunea de $8,31 \cdot 10^5 \text{ Pa}$ ($M = 29 \cdot 10^{-3} \text{ kg/mol}$).

11. Să se determine masa heliului care se află într-un balon cu volumul de $0,05 \text{ m}^3$ sub presiunea de $2 \cdot 10^6 \text{ Pa}$, la temperatura de 0°C . (Presiunea normală $P_0 = 10^5 \text{ Pa}$); $\rho_0 = 0,18 \text{ kg/m}^3$.

12. Ce presiune creează oxigenul cu masa de $2,86 \text{ kg}$, care ocupă un volum de $0,04 \text{ m}^3$ la temperatura de 0°C . (Presiunea normală $P_0 = 10^5 \text{ Pa}$, $\rho_0 = 1,43 \text{ kg/m}^3$).

2. DETERMINAREA VÂSCOZITĂȚII LICHIDELOR

Scopul lucrării

- Prezentarea aspectelor teoretice privind vâscozitatea fluidelor;
- Studiul metodei relative de determinare a vâscozității;
- Determinarea vâscozității prin metoda lui Stokes;
- Familiarizarea cu aplicațiile vâscozimetriei în practica medicală;
- Confirmarea legii lui Stokes prin experiment demonstrativ.

Noțiuni teoretice

Între moleculele corpurilor, în orice stare de agregare, acționează forțele de coeziune moleculară. Forțele de coeziune dintre moleculele fluidelor sunt relativ mici, de aceea diferite straturi dintr-un fluid pot aluneca ușor unele pe altele.

Un *lichid ideal* ar fi acela care nu se comprimă și în care deplasarea moleculelor are loc fără frecare. În *lichide* și *gaze reale* forțele de atracție intermoleculare se opun deplasării relative a moleculelor vecine, determinând apariția unei frecări interne numită *vâscozitate* – o proprietate caracteristică fluidelor în timpul curgerii.

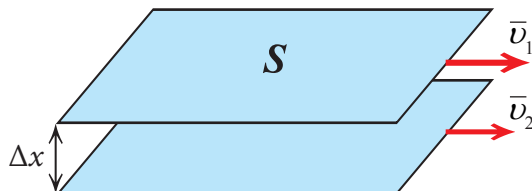


Fig. 2.1. Interacțiunea moleculelor în timpul mișcării

Forța de frecare (F) dintre straturile fluidului în curgere sub formă de lame paralele (Fig. 2.1) este proporțională cu suprafața de contact (S) dintre straturi și gradientul de viteză $\frac{\Delta v}{\Delta x}$, unde Δv este diferența dintre vitezele de curgere a straturilor ($v_1 - v_2$); Δv – distanța dintre straturi.

Expresia forței de frecare este dată de formula lui Newton:

$$F = \eta S \frac{\Delta v}{\Delta x} \quad (2.1)$$

unde η este *coeficientul de vâscozitate*.

Dacă în relația (3.1) vom presupune că $S = l$ și $\frac{\Delta v}{\Delta x} = 1$ vom obține $\eta = F$. Prin urmare, coeficientul de vâscozitate absolută este numeric egal cu forța de frecare pe care o exercită un strat mono-molecular din interiorul unui fluid asupra altui strat mono-molecular (ambele egale ca suprafață cu unitatea și paralele cu direcția de curgere).

Dacă η este independent de $\frac{\Delta v}{\Delta x}$ se spune că fluidul este *newtonian*, acesta este cazul apei distilate. Lichidele *newtoniene*, cum sunt soluțiile macromoleculare și concret sângele, au coeficient de vâscozitate care variază odată cu variația gradientului de viteză.

Unitățile de măsură ale vâscozității:

$$[\eta]_{SI} \text{ (Pascal} \cdot \text{secundă)}$$

$$[\eta]_{CGS} = P, \text{ (Poise)}$$

$$1 Pa \cdot s = 10P$$

În practica de laborator se mai folosesc termenii:

– *coeficientul de vâscozitate cinematică*, numeric egal cu raportul dintre coeficientul de vâscozitate dinamică a fluidului și densitatea lui:

$$\eta_c = \frac{\eta}{\rho}$$

– *coeficientul de vâscozitate relativă*, determinat prin raportul dintre vâscozitatea substanței studiate și a substanței etalon:

$$\eta_r = \frac{\eta}{\eta_0}$$

În calitate de lichid etalon se folosește apa distilată la 20°C.

Curgerea unui fluid se numește *laminară* (Fig. 2.2.a) dacă liniile de curent sunt paralele între ele. După cum ne sugerează și denumirea, curgerea laminară este una în care fluidul curge în straturi paralele între ele, astfel încât particulele de fluid aflate într-un strat nu trec în alte straturi. În cazul unei curgeri laminare un filament de curent apare ca o singură linie, iar dacă filamentul este colorat cu ajutorul unui fluid trasor cu altă culoare decât restul fluidului, nu se va observa niciun fel de dispersare a fluidului trasor în fluidul de bază (cu excepția unei ușoare dispersii datorate mișcării moleculare). Pe de altă parte, dacă filamentul de fluid trasor se va dispersa rapid în fluidul de bază, spărgându-se în turbioane cu dimensiuni aleatoare curgerea se numește

turbulentă (Fig. 2.2.b). Comportarea fluidului în curgere turbulentă se datorează superpoziției unor mici fluctuații de viteză peste viteza medie de curgere, dând naștere vârtejurilor. Amestecarea particulelor de fluid provenite din straturi de fluid diferite dau naștere la dispersarea rapidă a particulelor de fluid trasor, conducând la formarea turbioanelor.

Răspunsul la întrebarea „Când o curgere este laminară sau turbulentă?” depinde de proprietățile particulare ale curgerii respective. În cazul curgerii printr-un tub cu secțiunea circulară cu raza r , natura curgerii (laminară sau turbulentă) este determinată de valoarea unei mărimi adimensionale numită numărul lui Reynolds, în onoarea fizicianului american Osborne Reynolds (1883), care a studiat experimental tranziția de la curgerea laminară la cea turbulentă:

$$R_e = \rho v \frac{d}{\eta}$$

unde: ρ – densitatea fluidului, v – viteza medie de curgere, d – diametrul vasului și η – vâscozitatea fluidului.

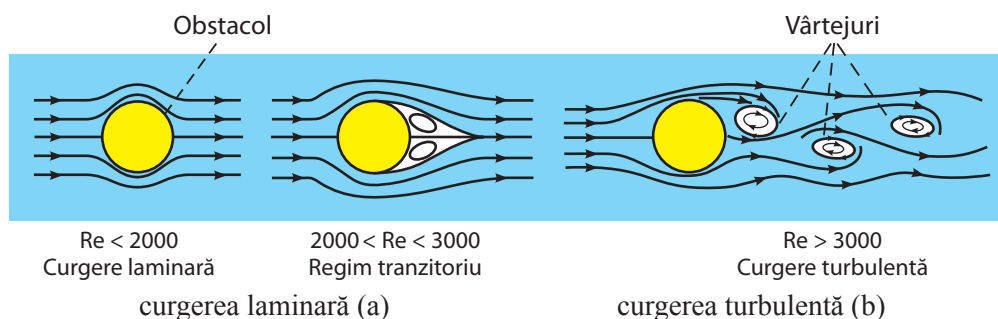


Fig. 2.2

S-a constatat experimental că, în general, în cazul lichidelor dacă $Re < 2000$, curgerea este laminară, iar dacă $Re > 3000$ – este turbulentă. În domeniul $2000 < Re < 3000$ curgerea este instabilă, putând trece de la un regim la altul.

Metoda relativă de determinare a vâscozității

Studiind curgerea laminară prin tuburi capilare, Poiseuille a stabilit că volumul de lichid V scurs într-un interval de timp t este dat de relația:

$$V = \frac{\pi r^4 \Delta P}{8\eta l} t, \quad (2.2)$$

în care ΔP prezintă diferența de presiune hidrostatică la capetele tubului prin care curge lichidul, r – raza tubului, l – lungimea lui, η – coeficientul de vâscozitate.

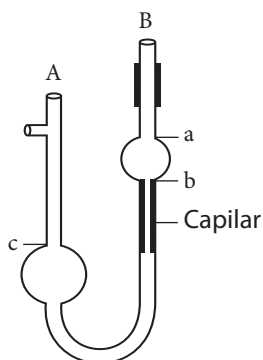


Fig. 2.3. Vâscozimetru Ostwald

Determinarea coeficientului de vâscozitate absolută a lichidelor este dificilă, în practică însă se acceptă coeficientul de vâscozitate relativă.

Determinarea vâscozității unui lichid prin metoda relativă se efectuează cu ajutorul vâscozimetruului lui **Ostwald**. Dispozitivul reprezintă un tub de sticlă în formă de U, care poartă în ambele ramuri câte un rezervor la nivele diferite (Fig. 2.3). O porțiune a tubului **B** mai jos de rezervor este capilară.

Modul de lucru

Cu lichidul cercetat se umple până la marginea de sus a rezervorului inferior din ramura **A**. Acesta, folosind o pară de cauciuc, se duce în rezervorul superior din ramura **B**, până deasupra reperului **a**.

Ulterior se determină cu un cronometru timpul de curgere al lichidului între două repere **a** și **b**, situate deasupra și dedesubtul rezervorului superior.

Se repetă aceeași operație cu apă distilată, după ce vâscozimetruul a fost bine spălat și uscat. Fie t timpul de curgere al lichidului cercetat și t_0 – de curgere al apei distilate. Deoarece lungimea și raza capilarului precum și volumele scurse V și V_0 sunt egale, va avea loc relația:

$$\frac{\pi r^4 \Delta P}{8\eta l} t = \frac{\pi r^4 \Delta P_0}{8\eta_0 l} t_0 \quad (2.3)$$

Simplificând obținem:

$$\frac{\Delta P t}{\eta} = \frac{\Delta P_0 t_0}{\eta_0} \quad (2.4)$$

Curgerea lichidului se face sub presiunea exercitată de greutatea proprie a coloanei de lichid. Din relația de definiție a presiunii hidrostactice avem:

$$\Delta P = \rho g h \quad (2.5)$$

$$\Delta P_0 = \rho_0 g h \quad (2.6)$$

unde h este înălțimea coloanei de lichid. Înlocuind (2.5) și (2.6) în (2.4), obținem:

$$\frac{\rho g h t}{\eta} = \frac{\rho_0 g h t_0}{\eta_0}, \text{ de unde } \frac{\eta}{\eta_0} = \frac{\rho}{\rho_0} \frac{t}{t_0} \quad (2.7)$$

Valorile lui ρ_0 , ρ și η_0 le obținem din tabelele A11, A12 și A15 (din anexa), iar valorile t și t_0 le determinăm pe parcursul lucrării. Valoarea lui η poate fi ușor calculată după formula:

$$\eta = \eta_0 \frac{\rho t}{\rho_0 t_0} \quad (2.8)$$

Rezultatele obținute se introduc în tabelul 2.1.

Tabelul 2.1

Nr. experienței	η_0 , cP	ρ_0 , g/cm ³	ρ , g/cm ³	t_0 , s	t , s	η , cP
1.						
2.						
3.						
4.						
5.						

Cu ajutorul vâscozimetrelor capilare se măsoară vâscozități ale căror valori sunt cuprinse între 10^{-5} Pa·s și 10^4 Pa·s.

Metoda directă de determinare a vâscozității

Vâscozitatea unui fluid se manifestă nu numai la curgerea lui prin țevi, ci și la mișcarea unui corp prin acest fluid. Pentru viteze relativ mici, conform legii lui Newton, forța de rezistență opusă mișcării corpului este proporțională cu vâscozitatea fluidului, viteza corpului, evident, depinde de dimensiunile și forma lui. Din acest motiv este imposibil de a găsi o formulă generală, pentru forța de rezistență, valabilă pentru corpuri de orice formă. Cea mai simplă formă a corpurilor și frecvent întâlnită în practică este forma sferică.

Numai pentru corpuri sau particule de formă sferică, care se mișcă cu viteză constantă printr-un fluid, este valabilă legea lui Stokes, care are următorul enunț: *forța de rezistență F opusă mișcării corpului este proporțională cu coeficientul de vâscozitate al fluidului, raza corpului și viteza mișcării.*

$$F_r = 6\pi\eta r v \quad (2.9)$$

Legea lui Stokes permite de a determina viteza de sedimentare a particulelor de formă sferică într-un mediu fluid.

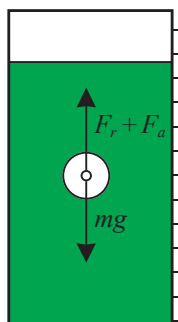


Fig. 2.4. Forțele ce acționează asupra corpului de formă sferică, care se mișcă într-un fluid

Asupra corpului (Fig. 2.4) acționează trei forțe: forța de gravitate mg ; forța lui Arhimede F_a și forța de rezistență F_r . Mișcarea particulei va deveni uniformă ($v = const$) când rezultanta acestor forțe va deveni nulă:

$$m\vec{g} + \vec{F}_a + \vec{F}_r = 0$$

Trecând la forma scalară și substituind expresiile corespunzătoare forțelor menționate obținem:

$$\frac{4}{3}\pi r^3 \rho_c g - \frac{4}{3}\pi r^3 \rho_f g - 6\pi\eta r v = 0,$$

unde: ρ_c – densitatea corpului (sau a particulei); ρ_f – densitatea fluidului. Din această relație obținem:

$$v = \frac{2(\rho_c - \rho_f)r^2 g}{9\eta} \quad (2.10)$$

Metoda directă de determinare a vâscozității, numită și metoda bilei în cădere, se realizează cu vâscozimetre care funcționează în baza legii lui Stokes.

Din formula (2.10) obținem:

$$\eta = \frac{2(\rho_c - \rho_f)r^2 g}{9v} \quad (2.11)$$

Prin urmare, cunoscând valorile constantelor din partea dreaptă a acestei expresii și măsurând viteza căderii uniforme a bilei, se determină coeficientul de vâscozitate a lichidului cercetat.

Limitele valorilor vâscozității, care pot fi măsurate cu ajutorul vâscozimetruului cu bilă în mișcare sunt cuprinse între $250 Pa \cdot s - 6 \cdot 10^4 Pa \cdot s$.

Aplicațiile vâscozimetriei în practica medicală

Cunoașterea vâscozității soluțiilor coloidale este importantă în special în cazul substanțelor macromoleculare, cum ar fi albuminele, proteinele etc.,

deoarece permite uneori stabilirea naturii sistemului coloidal, respectiv al gradului de dispersie.

Determinarea valorilor coeficientului de vâscozitate este utilă pentru definirea diagnosticului la diverse maladii, care afectează starea unor lichide biologice (sânge, ser, suc gastric etc.).

Vâscozitatea sângelui depinde atât de vâscozitatea serului, cât și de numărul elementelor figurate în unitatea de volum, precum și de volumul lor propriu.

Creșterea vâscozității sângelui total apare în: poliglobulii, leucemii, insuficiențe cardiace în special drepte, hiperglicemii, hiperlipidemii etc.

Scăderea vâscozității sângelui total apare în: anemii, hipoproteinemii, după transfuzii de ser fiziologic sau plasmă.

Se descriu variații fiziologice ale vâscozității sângelui total: mai scăzută la femeie decât la bărbat, la copil decât la adult, în sângele arterial decât în sângele venos.

Vâscozitatea urinei normale este cu puțin mai mare decât vâscozitatea apei distilate, însă prezența proteinelor duce la creșterea vâscozității.

Determinarea vâscozității lichidului pleural, alături de alte investigații, permite aprecierea naturii lui.

Valori normale în *cP*:

- sânge total 3,5-5,4
- plasmă 1,9-2,3
- ser 1,5-2,2
- lichid amniotic 1,0

Experiment demonstrativ. Confirmarea legii lui Stokes

Examinând căderea concomitentă a două bile, cu raze diferite (r_1 și r_2), însă din același material și în același mediu, obținem relațiile:

$$\eta = \frac{2 r_1^2 g (\rho - \rho') t}{9 S_1} \quad (2.12)$$

și respectiv,

$$\eta = \frac{2 r_2^2 g (\rho - \rho') t}{9 S_2} \quad (2.13)$$

unde: η – coeficientul de vâscozitate; S_1 și S_2 – distanțele parcurse de bile în același interval de timp.

Egalând părțile din dreapta ale relațiilor (2.12) și (2.13), obținem:

$$\frac{r_1^2}{S_1} = \frac{r_2^2}{S_2} \quad \text{sau} \quad \frac{r_1^2}{r_2^2} = \frac{S_1}{S_2} \quad (2.14)$$

Din relația (2.14) rezultă că distanțele parcurse de bile, în același interval de timp, întotdeauna se raportează ca și pătratul razelor.

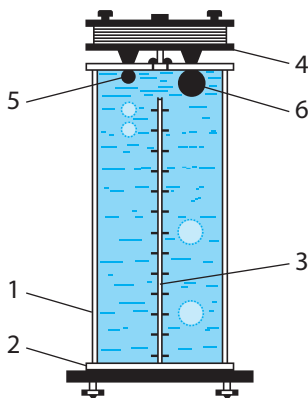


Fig. 2.5

Dispozitivul, utilizat în acest scop, este reprezentat în Fig. 2.5.

Vasul 1 este umplut cu un lichid vâcos (de exemplu glicerină). Pentru efectuarea experienței, bobina electromagnetului 4 se alimentează de la o sursă de curent continuu. Prin rotirea dispozitivului în jurul axei orizontale, bilele (razele cărora se raportează ca $\frac{1}{2}$) se aduc în poziția inițială.

La deconectarea curentului concomitent începe căderea ambelor bile. Întrucât vitezele bilelor sunt relativ mici, se constată vizual că în momentul când bila mică trece diviziunea 2 a scării, trasate pe peretele frontal al vasului, bila mare trece diviziunea 8 (în continuare bila mică – diviziunea 3, cea mare – diviziunea 12). Distanțele parcurse de bile în orice intervale egale de timp se raportează ca $\frac{1}{4}$. Acest rezultat, obținut experimental, confirmă relația (2.14) și indirect – legea lui Stokes.

Exerciții:

1. Vâscozitatea unui lichid își are originea în:
 - a) frecările dintre moleculele lichidului și pereții vasului;
 - b) forțele de atracție dintre moleculele lichidului și pereții vasului;
 - c) forțele de atracție dintre moleculele lichidului care se opun deplasării relative a moleculelor vecine;
 - d) nicio variantă nu este corectă.
2. Care dintre relațiile de mai jos reprezintă formula lui Newton?
 - a) $F = \eta \cdot S \cdot \frac{\Delta v}{\Delta x}$, unde $\Delta v / \Delta x$ este gradientul de viteză, η este coeficientul de vâscozitate absolută, iar S este suprafața de contact între straturi;

b) $F = \eta \cdot S \cdot \frac{\Delta v}{\Delta x}$, unde $\Delta v/\Delta x$ este gradientul de viteză, η este coeficientul de vâscozitate relativă, iar S este suprafața totală a lichidului;

c), $F = \eta \cdot S \cdot \frac{\Delta v}{\Delta x}$, unde $\Delta v/\Delta x$ este gradientul de viteză, η este coeficientul de vâscozitate relativă, iar S este suprafața relativă a lichidului;

d) nicio variantă nu este corectă.

3. Care este ecuația lui Poiseuille?

a) $V = \frac{\Delta p r^4}{8 \pi \eta l}$; b) $V = \frac{\pi \Delta p^2 t}{8 \pi \eta l}$; c) $V = \frac{\pi \Delta p^4 t}{8 \eta l}$; d) $V = \frac{\pi \Delta p^4 t}{8 \eta l}$.

4. Coeficientul de vâscozitate al unui lichid:

a) se măsoară în N/m în S.I.;

b) este o mărime fizică ce caracterizează lichidul în timpul curgerii;

c) variază invers proporțional cu debitul de curgere al lichidului;

d) nici o variantă nu este corectă.

5. Care este relația de calcul pentru vâscozitatea unui lichid în raport cu apa prin metoda lui Ostwald?

a) $\eta = \frac{\rho_0 t}{\rho t_0}$; b) $\eta = \eta_0 \frac{\rho t}{\rho_0 t_0}$; c) $\eta = \frac{\rho_0 t_0}{\rho t}$; d) $\eta = \frac{\rho t_0}{\rho_0 t}$.

6. Unitatea de vâscozitate în S.I. este:

a) Pascal; b) Puas; c) Pascal · secundă; d) Centipuas.

7. Într-o cameră cu înălțimea $h = 3$ m s-a format pulbere a unei substanțe cu densitatea $r = 2,5$ g/cm³. Particulele pulberii au forma sferică cu diametrul $d = 1$ mm. Peste cât timp va avea loc sedimentarea completă a particulelor? Se dă: $\eta_{\text{aer}} = 0,018$ cP; $\rho_{\text{aer}} = 0,0013$ g/cm³.

8. Apa prin capilarul vâscozimetrului a curs timp de 60 s. Soluția cu densitatea de 3 ori mai mare decât a apei, a curs timp de 180 s. Coeficientul de vâscozitate a apei $\eta_0 = 1$ mPa × s. Care este coeficientul de vâscozitate a soluției?

9. Determinați forța care acționează asupra suprafeței $S = 2$ m² a fundului râului, dacă fluxul de apă are înălțimea de 2 m. Viteza stratului superior $v = 30$ cm/s. Viteza straturilor de jos treptat se micșorează și la fundul râului devine egală cu zero. Vâscozitatea apei $\eta = 1,52$ cP.

3. DETERMINAREA COEFICIENTULUI DE TENSIUNE SUPERFICIALĂ LA INTERFAȚA LICHID–AER

Scopul lucrării

- Prezentarea aspectelor teoretice, privind tensiunea superficială;
- Studiul metodei relative de determinare a tensiunii superficiale;
- Cercetarea dependenței tensiunii superficiale a soluției de concentrație prin metoda desprinderii inelului;
- Familiarizarea cu importanța tensiunii superficiale în practica medicală;
- Studiul unor modele didactice și realizarea demonstrațiilor frontale.

Noțiuni teoretice

O substanță lichidă este separată de atmosfera înconjurătoare printr-un strat superficial. Multe din proprietățile lichidelor sunt determinate de existența acestui strat superficial, iar moleculele din acesta se găsesc în condiții care se deosebesc de cele din interiorul lichidului. Pentru a înțelege acest lucru trebuie definită sfera de acțiune moleculară. Cunoscând faptul că forțele de interacțiune în lichide sunt slabe, și o moleculă interacționează doar cu moleculele aflate la o distanță maximă d . Volumul ocupat de moleculele aflate în interacțiune cu o moleculă dată poartă numele de *sferă de acțiune moleculară*, iar raza acestuia, egală cu d , se numește *rază de acțiune moleculară*.

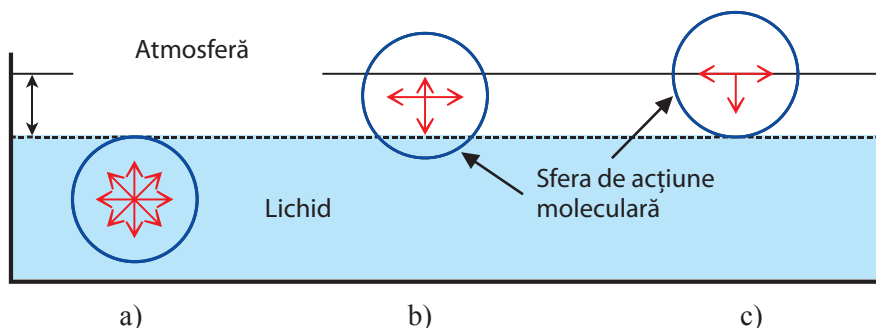


Fig. 3.1. Pozițiile sferelor de acțiune moleculară pentru diferite molecule

O moleculă aflată în interiorul lichidului suferă din partea celorlalte molecule din sfera de acțiune moleculară interacțiuni simetrice, astfel încât forța rezultantă care acționează asupra ei este practic nulă (Fig. 3.1.a). Când molecula se găsește în apropierea suprafeței lichidului la o distanță mai mică decât raza de acțiune moleculară, sfera de acțiune moleculară nu se mai găsește în întregime în

interiorul lichidului (Fig. 3.1.b) și de aceea apare o forță rezultantă, care nu mai este nulă, fiind orientată către interiorul lichidului. Valoarea acestei forțe crește pe măsură ce molecula se apropie de suprafața fluidului, având valoarea maximă când molecula se găsește chiar la suprafață (Fig. 3.1.c). Stratul de la suprafața lichidului, având grosimea egală cu raza sferei de acțiune moleculară, poartă numele de *strat superficial*. Având în vedere că toate moleculele din stratul superficial sunt supuse unei forțe rezultante orientate către interiorul lichidului, stratul superficial determină o apăsare asupra restului lichidului și se comportă ca și cum ar fi o membrană elastică tensionată.

Forțele de tensiune superficială apar ca rezultat macroscopic al forțelor de interacțiune dintre moleculele lichidului. Forțele de tensiune superficială sunt tangente la suprafața lichidului și acționează în sensul micșorării acestei suprafețe și deci a minimizării energiei stratului. S-a aflat că mărimea acestei forțe este proporțională cu lungimea conturului stratului superficial și depinde de natura lichidului. Constanta de proporționalitate poartă numele de *coeficient de tensiune superficială* și este egal prin definiție cu forța care se exercită asupra unității de lungime:

$$\sigma = \frac{F}{l} \quad (3.1)$$

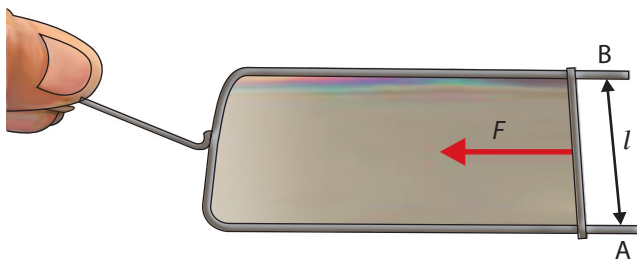


Fig. 3.2

Coeficientul de tensiune superficială se poate defini și prin lucrul mecanic efectuat de forțele de tensiune superficială la micșorarea suprafeței libere lichidului cu o unitate:

$$\sigma = \frac{\Delta W}{\Delta S} \quad (3.2)$$

unde ΔW – variația energiei libere, iar ΔS – variația suprafeței stratului interfațic. Unitatea de măsură pentru coeficientul de tensiune superficială este:

$$\text{În SI- } [\sigma]_{SI} = \frac{N}{m} = \frac{J}{m^2} \text{ și în CGS- } [\sigma]_{CGS} = \frac{dyn}{cm}$$

Tensiunea superficială a soluțiilor depinde nu numai de natura solventului, de temperatură, de suprafața de separație, dar și de natura și concentrația substanței dizolvate.

Tensiunea superficială explică multe fenomene caracteristice stării lichide ca: formarea picăturilor (forma sferică), formarea spumei, adeziunea lichidelor, capilaritatea etc.

Coefficientul de tensiune superficială scade puternic cu creșterea temperaturii. Dintre toate lichidele (cu excepția mercurului) apa are tensiunea superficială cea mai mare (datorită legăturilor de hidrogen).

Există câteva metode de determinare a coeficientului de tensiune superficială, dintre care cele mai frecvent folosite sunt:

- metoda ruperii picăturilor – metodă relativă;
- metoda desprinderii inelului – metodă directă.

Determinarea coeficientului de tensiune superficială cu ajutorul *stalagmometrului*

O picătură de lichid cu masă m se va desprinde de gura capilarului dacă greutatea ei devine egală cu forța de tensiune superficială (Fig. 3.3).

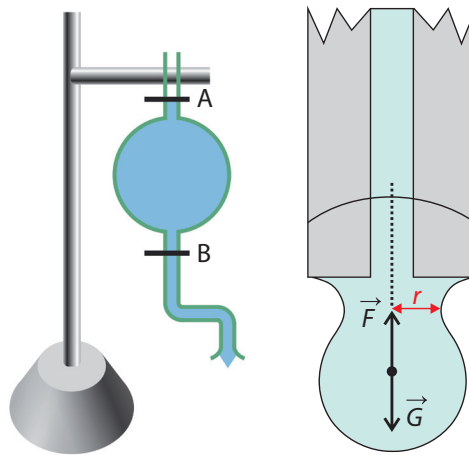


Fig. 3.3. Stalagmometrul Traube

Prin urmare va avea loc relația:

$$mg = 2\pi r\sigma \quad (3.3)$$

unde r este raza capilarului, iar $2 \cdot \pi \cdot r$ este lungimea conturului gurii capilarului. Dacă notăm cu M masa lichidului și cu n numărul picăturilor de masă m , putem scrie $M = m \cdot n$. Masa unei picături se poate exprima în funcție de densitatea ρ și volumul V al lichidului:

$$M = \rho V \Rightarrow mn = \rho V, \text{ deci } m = \rho V / n \quad (3.4)$$

Înlocuind pe m din relația (3.4) în relația (3.3), obținem pentru lichidul cercetat expresia:

$$\frac{\rho V}{n} g = 2 \pi r \sigma \quad (3.5)$$

În mod analog pentru soluția de referință vom avea:

$$\frac{\rho_0 V}{n_0} g = 2 \pi r \sigma_0 \quad (3.6)$$

unde σ_0 este coeficientul de tensiune superficială al apei distilate, V este volumul lichidului, ρ_0 este densitatea apei distilate, n_0 este numărul picăturilor de apă distilată. Împărțind relația (3.5) la (3.6) obținem:

$$\frac{\rho n_0}{\rho_0 n} = \frac{\sigma}{\sigma_0} \quad (3.7)$$

Relația din care se poate exprima coeficientul de tensiune superficială a soluției

$$\sigma = \sigma_0 \frac{n_0 \rho}{n \rho_0} \quad (3.8)$$

Relația de mai sus permite calcularea coeficientului de tensiune superficială fără a cunoaște V și r . În cadrul lucrării, mărimile ρ , ρ_0 și σ_0 fiind cunoscute, se determină n și n_0 . Coeficientul de tensiune superficială se calculează cu relația (3.8).

Determinările se vor efectua utilizând dispozitivul numit *stalagmometrul Traube* (Fig. 3.3). Acesta reprezintă un capilar fixat vertical într-un stativ.

Porțiunea de mijloc a capilarului reprezintă un rezervor cu volumul V , delimitat cu un reper superior A și unul inferior B . La extremitatea superioară se găsește atașat un tub de cauciuc, cu ajutorul căruia se aspiră lichid în stalagmetru.

Modul de lucru:

- se umple stalagmometrul, prin aspirație, cu apă distilată, puțin peste reperul superior A (Fig. 3.3);
- se reglează încet șurubul clemei până la obținerea unei frecvențe de curgere a apei optime pentru numărarea picăturilor;
- se determină numărul picăturilor pentru apa distilată, corespunzător volumului de lichid cuprins între cele două repere A și B (n_0);
- se repetă operația de trei ori și se calculează media aritmetică (\bar{n}_0);
- se procedează în mod analog cu soluția de cercetat, de densitate $\rho = 0,89 \text{ g/cm}^3$ (soluție de etanol 70%) și se determină numărul picăturilor n pentru ea;
- se citește temperatura din laborator, iar din tabelele A11, respectiv A17 (din Anexă), se citesc valorile pentru ρ_0 și σ_0 ; coeficientul de tensiune superficială se calculează folosind relația (3.8);
- se completează Tabelul 3.1.

Tabelul 3.1

Nr. Experienței	σ_0 , (dyn/cm)	ρ_0 , (g/cm ³)	ρ , (g/cm ³)	Numărul de picături		σ , (N/m)
				n_0	n	
1.						
2.						
3.						
4.						
				media \bar{n}_0	media \bar{n}	media $\bar{\sigma}$

Determinarea coeficientului de tensiune superficială prin metoda desprinderii inelului

Fie un inel sau o plăcuță de metal pentru care lichidul cercetat este aderent. Inelul (plăcuța) se aduce în contact cu suprafața liberă a lichidului; la ele aderă un strat subțire de lichid, asupra căruia acționează forțele superficiale, care se compun într-o rezultantă F_t (Fig. 3.4. a, b).

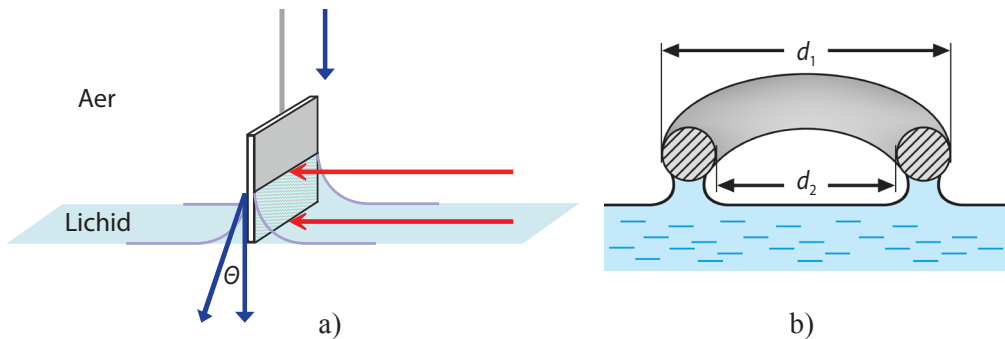


Fig. 3.4

Luând în considerație faptul că în cazul inelului stratul menționat are două suprafețe (interioară și exterioară), forța rezultantă a tensiunii superficiale se determină din relația:

$$F_t = 2\pi r_1\sigma + 2\pi r_2\sigma = 2\pi\sigma(r_1 + r_2) \quad (3.9)$$

unde: σ – este coeficientul de tensiune superficială; r_1 – raza interioară a inelului; r_2 – raza exterioară a inelului. Pentru ca să desprindem inelul de pe suprafața lichidului, trebuie să acționăm cu o forță F . Determinând această forță, cu ajutorul unei balanțe de torsiune și ținând cont de relația (3.9), obținem formula pentru determinarea coeficientului de tensiune superficială cu ajutorul inelului:

$$\sigma = \frac{F}{2\pi(r_1 + r_2)} = \frac{F}{\pi(d_1 + d_2)} = \frac{F}{2\pi d_{med}} \quad (3.10)$$

unde d_1 și d_2 sunt diametrele respective ale inelului. În cazul când în loc de inel se folosește plăcuță, atunci obținem relația:

$$\sigma = \frac{F}{l}$$

unde l reprezintă latura plăcuței în contact cu lichidul.

Descrierea balanței de torsiune

Mecanismul balanței de torsiune, de care ne vom folosi, este montat pe un suport metalic 1 și protejat de învelișul 2 (Fig. 3.5). Suportul se stabilește orizontal cu ajutorul a două șuruburi de reglare 3 și se reține după nivela 4 .

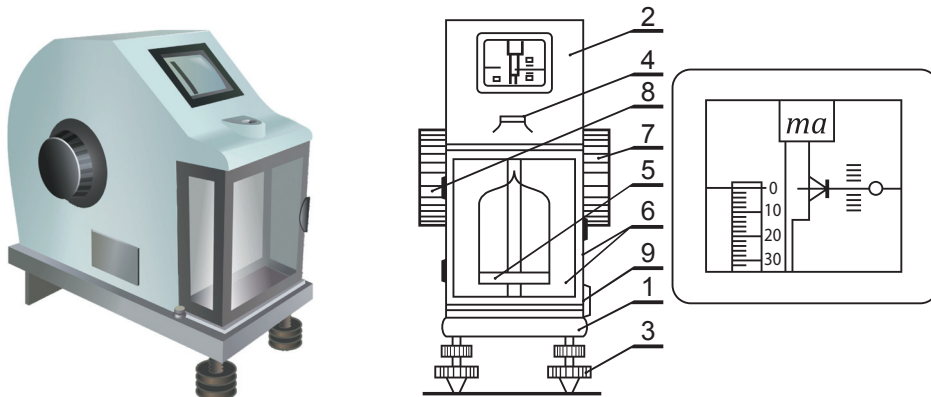


Fig. 3.5. Balanța de torsiune

Talerul 5 este suspendat de extremitatea unei pârgii mobile. Ușița de sticlă 6 exclude influența mișcării de aer în vecinătatea aparatului. De partea dreaptă a balanței se află maneta de reglare 7 , care servește pentru a stabili acul mobil la diviziunea zero de pe scara gradată.

De partea stângă a balanței se află maneta 8 , folosită pentru rotirea tamburului cu scara gradată, pe care se reține rezultatul cântăririi. Maneta 9 servește pentru a bloca mobilitatea pârgheii, când balanța nu funcționează sau în timpul transportării.

Cântărirea se efectuează în felul următor: se deschide ușița de protecție și cu ajutorul unei pensete se așază pe taler obiectul studiat. Apoi ușița se închide, și cu mâna stângă se rotește maneta 8 (de la noi), asigurând coincidența acului indicator mobil cu reperul roșu de echilibru. Concomitent cu rotirea manetei 8 se rotește și scara gradată mobilă. Masa corpului cercetat se reține pe această scară, după indicația acului imobil, prețul unei diviziuni fiind de 1 mg.

După citirea rezultatului, scara gradată se reîntoarce în poziția inițială, rotind maneta 8 spre noi.

Modul de lucru:

– folosind balanța de torsiune examinată, vom determina valoarea forței de tensiune superficială, care ia naștere în momentul desprinderii inelului de la suprafața lichidului;

– pentru aceasta, de pârghia balanței, în locul talerului, se atârână un inel metalic. Diametrele inelului (interior și exterior) sunt indicate pe masa de lucru;

– pentru cercetare vom folosi soluțiile de alcool etilic (96%, 75%, 50%, 25% și 0%);

– efectuăm 3 măsurări pentru fiecare concentrație și determinăm valoarea medie a forței de tensiune superficială;

– rezultatele obținute se introduc în tabelul 3.2;

– pe hârtie milimetrică se construiește graficul dependenței coeficientului de tensiune superficială de concentrația soluției, depunând pe axa ordonatelor valorile coeficientului de tensiune superficială, iar pe axa absciselor – concentrațiile respective;

– folosind graficul trasat și determinând experimental coeficientul de tensiune superficială a soluțiilor, se identifică concentrațiile lor.

Tabelul 3.2

Concentrația	#	d , cm	F , dyn	σ , dyn/cm
0%	1			
	2			
	3			
	Media			
25%				
50%				
100%				
X%				

Experiment demonstrativ. Modelarea emboliei gazoase

Brevet de invenție: SU 1208577-1985

Ridicarea lichidului aderent și coborârea lichidului neaderent într-un tub capilar are loc sub acțiunea presiunii suplimentare creată de suprafața curbă a meniscului. Valoarea acestei presiuni depinde de raza de curbură r a meniscului și de tensiunea superficială a lichidului, conform **formulei lui Laplace**:

$$\Delta P = \frac{2\sigma}{r} \quad (3.11)$$

Dacă în lichidul din capilar se află o bulă de gaz (Fig. 3.6 a) și presiunile la capetele capilarului sunt egale, atunci sunt egale și razele celor două curburi ($r_1 = r_2$). Prin urmare, și presiunile suplimentare sunt egale ($\Delta P_1 = \Delta P_2$). Când o presiune din exterior pune lichidul în mișcare (Fig. 3.6 b), are loc modificarea ambelor meniscuri ($r_1 > r_2$) și deci $\Delta P_1 > \Delta P_2$. Rezultanta acestor presiuni $\Delta P_1 - \Delta P_2$ se opune presiunii din exterior. La un număr n de bule de gaz această presiune poate deveni egală cu valoarea presiunii din exterior și în consecință curgerea prin capilar se va stopa.

Asemenea fenomen are loc și atunci când mai multe bule de gaz nimeresc în capilarele sistemului vascular sangvin, numit *embolie gazoasă*.

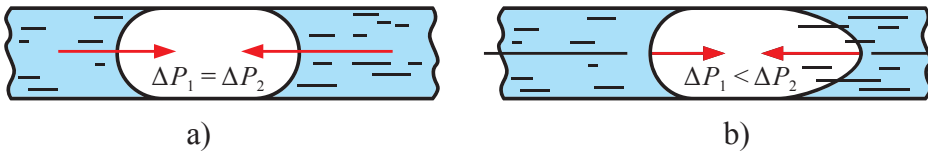


Fig. 3.6

Modelarea emboliei gazoase se poate realiza cu ajutorul instalației reprezentate în Fig. 3.7.

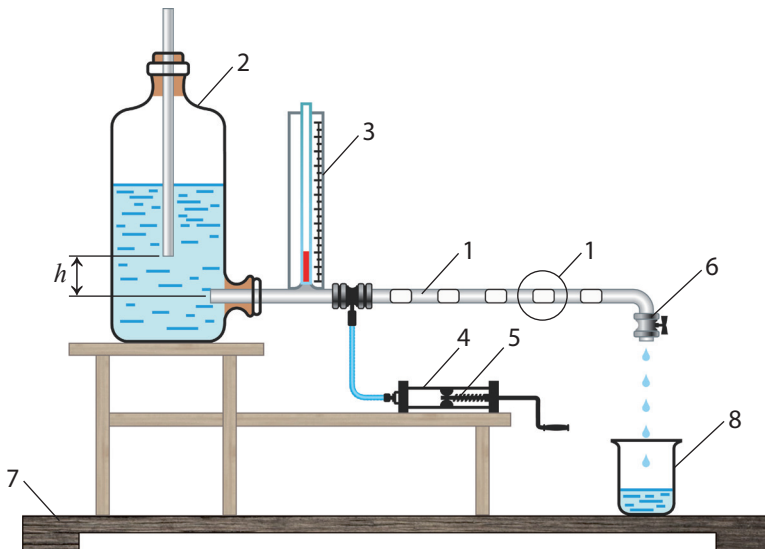


Fig. 3.7

- 1 – tub de sticlă cu raza de 1-1,5 mm; 2 – vasul lui Mariotte; 3 – tub manometric cu diviziuni;
 4 – seringă; 5 – piston cu deplasare de burghiu; 6 – robinet; 7 – suportul instalației;
 8 – vas de scurgere.

În **vasul lui Mariotte** se toarnă apă colorată. Înălțimea h , care creează presiunea (indicată de tubul manometric 3) necesară pentru asigurarea curgerii lichidului prin tubul orizontal 1, precum și gradul de deschidere a robinetului 6 se aleg în mod experimental, astfel încât 5-6 bule de aer introduse cu ajutorul seringii 4 să oprească curgerea lichidului.

Se atrage atenție că presiunea indicată de manometrul 3 rămâne aceeași.

B. Modelarea chemotaxisului

Brevet de invenție: SU 1454821-1989

În sistemul de imunitate al organismului uman activează celule speciale, numite fagocite. Aceste celule atestă locul apariției microbului (sau altui organism monocelular), migrează spre el și îl capturează (înhață).

Procesul de migrare a fagocitelor spre microbi se numește taxis. Când această migrare are loc sub influența substanțelor chimice, eliminate de microb, acest proces se numește **chemotaxis** și este bazat pe fenomenele tensioactive.

Modelarea chemotaxisului poate fi efectuată folosind dispozitivul reprezentat în Fig. 3.8.

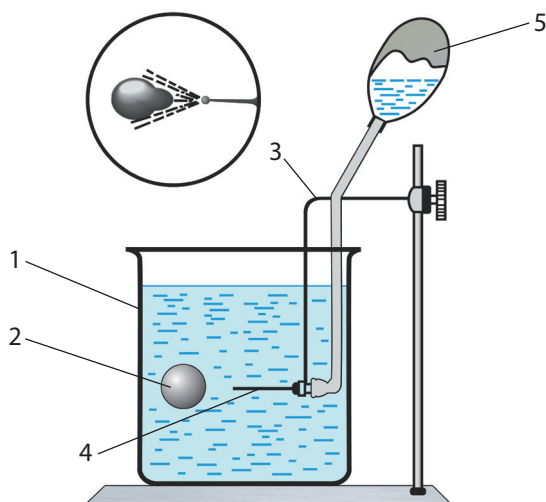


Fig. 3.8

Într-un vas de sticlă 1 se toarnă apă distilată, apoi se introduce o anumită cantitate de sare de bucătărie, creând un gradient de densitate pe verticală, încât o picătură de anilină colorată 2 să se afle în echilibru la mijlocul vasului. Acul de la seringă medicală 4 se fixează în partea de jos a plăcii metalice 3 în poziție orizontală. Pe vârful acului este îmbrăcată o mărgea din sticlă organică. Această mărgea imită microbul, iar picătura de anilină – fagocita. Acul

comunică printr-un tub elastic cu o pară de cauciuc 5, ce conține alcool etilic. La apăsarea pereii de cauciuc se formează un jet de alcool, care, ajungând picătura de anilină, micșorează tensiunea superficială în locul respectiv. Stratul superficial al picăturii se mișcă în direcția jetului, iar picătura – în întâmpinarea ei. Ajungând la mărgea, picătura de anilină „fagocita” înhață mărgeaua „microbul”.

Deformarea picăturii de anilină imită formarea piciorușului fals (pseudopodii) la fagocită.

Importanța medicală

Coeficientul de tensiune superficială a lichidelor biologice din organismul uman este, în general, mai mic decât al apei, ceea ce probează că moleculele de interes biologic sunt agenți tensioactivi.

În organismul uman se găsesc 2 categorii de agenți tensioactivi:

a. molecule care acționează în mod secundar ca agenți tensioactivi, cum sunt majoritatea cataboliților ajunși în stadiul de acizi organici. De exemplu, glucidele și lipidele, pe măsură ce sunt oxidate, trec prin stadiul de cataboliți acizi, tensioactivi;

b. molecule care au ca rol principal în organism scăderea tensiunii superficiale a lichidelor biologice. În această categorie intra acizii biliari: glicocolic și taurocolic, care formează cu ionii metalelor alcaline săruri solubile în apă compuși puternic tensioactivi.

Eliminate prin canalul coledoc în duoden, unde întâlnesc bolul alimentar ce conține lipide aproape în totalitate nedigerate, sărurile acizilor biliari vor contribui la scăderea tensiunii superficiale a grăsimilor alimentare, ceea ce ușurează emulsionarea lor. Această emulsionare are ca efect transformarea grăsimilor în particule cu volume foarte mici și cu suprafața de contact cu mediul de arie foarte mare.

Aria interfeței grăsimilor mărindu-se considerabil prin emulsionare, acestea pot fi mai eficient metabolizate de către lipazele pancreatice.

Tensiunea superficială condiționează permeabilitatea membranelor, deci schimbul dintre celule și mediul interstițial. Astfel, agenții tensioactivi, favorizează permeabilitatea și resorbția intestinală. Acesta este motivul pentru care o serie de medicamente se administrează împreună cu substanțe tensioactive (cazul supozitoarelor).

Anestezicele sunt substanțe tensioactive, micșorând coeficientul de tensiune superficială a sângelui.

Determinarea valorilor coeficientului de tensiune superficială, care se face prin metode relativ simple, prezintă importanță în medicină în stabilirea unor diagnostice. În cazul unor maladii hepatice (icter, leziuni hepatice etc.), valoarea coeficientului de tensiune superficială a urinei poate ajunge până la $50 \cdot 10^{-3}$ N/m, deoarece în urină ajung săruri biliare tensioactive. Forma celulelor libere (de exemplu, celulele circulante) este condiționată de echilibrul între forțele de tensiune superficială și a celor de rezistență.

Ameboidismul unor celule implică modificări locale ale tensiunii superficiale membranare. Aceste modificări se realizează prin activitatea unor enzime proteolitice, care hidrolizează o parte din proteinele membranare.

Tensiunea superficială mare a apei favorizează locomoția pe suprafața sa a unor insecte: *Hydrometa* (de balta) și *Halobates* (de mare). Aceste insecte prezintă adaptări specifice: au talie mică (sunt deci ușoare), iar la extremitățile membrelor au ramificații foarte fine unse cu grăsimi hidrofobe, ceea ce împiedică udarea acestora.

Substanțe tensioactive

Datorită forțelor intermoleculare puternice, apa are o tensiune superficială deosebit de mare ($\sigma = 73 \cdot 10^{-3}$ N/m). Tensiunea superficială este modificată de dizolvarea în apă a unor substanțe. Apar trei situații:

- când solvitul nu modifică forțele intermoleculare, tensiunea superficială rămâne constantă, încadrându-se în rețeaua de legături de hidrogen ale apei (exemplu: soluție de zahăr în apă).

- tensiunea superficială crește ușor. Există o interacțiune puternică între ionii și dipolii apei din soluțiile de electrolit, ceea ce duce la creșterea forțelor intermoleculare din lichid. Deci crește tensiunea superficială, iar ionii sunt atrași spre interiorul masei de lichid, iar creșterea tensiunii superficiale va fi nesemnificativă, deoarece densitatea ionilor în stratul superficial rămâne mică. Substanțele ce corespund acestor două situații sunt netensioactive.

- Scade tensiunea superficială. Micșorează forțele intermoleculare și pătrund între moleculele de apă substanțele cu grupări hidrofobe. Substanțele tensioactive sau agenții tensioactivi sunt substanțe care duc la scăderea tensiunii superficiale.

Legea lui Traube spune că o substanță cu cât are mai multe grupări hidrofobe, cu atât tensioactivitatea ei e mai pronunțată. În cadrul aceleiași serii organice, tensioactivitatea crește cu lungimea catenei sau, în cazul acizilor grași, cu gradul de nesaturare.

Exerciții:

1. Forța de tensiune superficială ce susține o picătură la capătul unui tub capilar de rază r este:

- a) $F = \sigma \pi r^2$; b) $F = \frac{\sigma}{\pi r^2}$;
 c) $F = \sigma 4 \pi r^2$; d) $F = \sigma 2 \pi r$.

2. De ce depinde σ ?

- a) de natura și concentrația substanței dizolvate;
 b) de mărimea suprafeței de separație;
 c) de natura solventului și de temperatură;
 d) de natura solventului și suprafața lichidului.

3. În S.I. și în C.G.S., σ se măsoară în:

- a) N/m^2 ; dyn/cm^2 ; b) $\text{N} \cdot \text{m}$; $\text{dyn} \cdot \text{cm}$;
 c) J/m^3 ; dyn/cm ; d) N/m ; dyn/cm .

4. Care este relația de calcul a coeficientului de tensiune superficială prin metoda stalagmometrică?

- a) $\sigma = \sigma_0 \frac{n \rho_0}{n_0 \rho}$; b) $\sigma = \sigma_0 \frac{n_0 \rho_0}{n \rho}$;
 c) $\sigma = \sigma_0 \frac{n \rho}{n_0 \rho_0}$; d) $\sigma = \sigma_0 \frac{n_0 \rho}{n \rho_0}$.

5. Forța de tensiune superficială se prezintă prin relația:

- a) $F = \sigma S$; b) $F = \sigma/S$; c) $F = l/\sigma$; d) $F = lS$.

6. Determinați presiunea suplimentară produsă de tensiunea superficială în picătura de negură cu diametrul de 3 mm.

7. În raport cu nivelul lichidului în vasul cu care comunică, nivelul mercurului în capilar s-a coborât cu $\Delta h = 7,4$ mm. Determinați raza de curbură a meniscului de mercur ($\sigma = 50$ mN/m; $\rho = 13546$ kg/m³).

8. Care este densitatea aerului într-o bulă cu raza de 5×10^{-3} mm situată în vasul sangvin? Presiunea sângelui în vas este 13.33 kPa la temperatura de 37°C.

9. Calculați tensiunea superficială a unei bule de săpun cu raza 10 cm, dacă presiunea în interiorul bulei este cu un pascal mai mare decât presiunea din exterior.

Răspuns: $\sigma = 25 \cdot 10^{-3} \text{ N} \cdot \text{m}^{-1}$.

4. TENSIOACTIVITATEA SURFACTANTULUI PULMONAR

Scopul lucrării

- Prezentarea aspectelor teoretice privind structura moleculară a substanțelor tensioactive;
- Studiul proprietăților specifice și rolul fiziologic al surfactantului pulmonar;
- Familiarizarea privind importanța medicală;
- Însușirea metodei de preparare al surfactantului și modalității de producere a stratului molecular;
- Trasarea curbei de histereză;
- Demonstrarea proprietăților elastice ale surfactantului.

Noțiuni teoretice

Forța de tensiune superficială tinde de a micșora energia de suprafață a lichidului. În cazul lichidelor pure, unica cale posibilă este micșorarea suprafeței libere. O altă cale se realizează atunci când lichidul conține impurități de substanțe tensioactive care, acumulându-se la suprafață, micșorează tensiunea superficială.

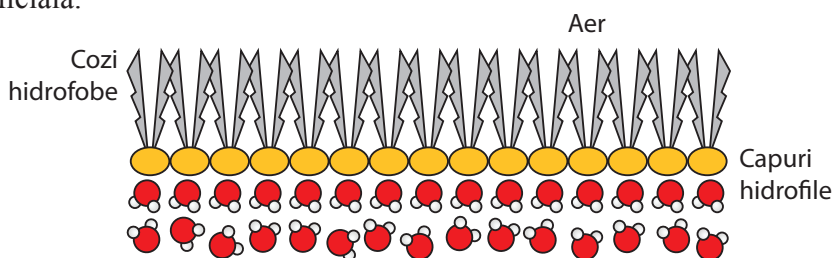


Fig. 4.1

Moleculele substanțelor tensioactive conțin o grupare polară (COOH , OH , NH_2), reprezentată printr-un cerc și o parte nepolară parafinică sub forma unei catene. Gruparea polară este hidratată de un mediu apos și numită **hidrofilă**, iar cea nepolară nu se dizolvă în apă, fiind numită **hidrofobă**. Prin urmare, moleculele substanțelor tensioactive „plutesc” pe suprafața lichidului, având lanțul parafinic în afara lui (Fig. 4.1). Micșorarea tensiunii superficiale continuă până în momentul când stratul superficial este saturat cu moleculele de substanță tensioactivă.

În concentrații mici, pe suprafața lichidului se formează un strat în care se manifestă așa-numita **presiune de suprafață**. Mărimea acestei presiuni se determină din relația:

$$p = \sigma_l - \sigma_m \quad (4.1)$$

unde σ_l este coeficientul de tensiune superficială a lichidului pur, iar σ_m – coeficientul de tensiune superficială a stratului. În condiții concrete σ_l este o mărime constantă, pe când σ_m variază în funcție de concentrația de suprafață a moleculelor tensioactive. La contractarea suprafeței σ_m se micșorează, iar presiunea de suprafață p se mărește; la dilatarea suprafeței – invers. Un asemenea proces are loc în alveolele pulmonare datorită stratului molecular de *surfactant*.

Componența, proprietățile și rolul fiziologic al surfactantului pulmonar

Surfactantul (din engl. – surface active agents) este o substanță tensioactivă compusă din lipide, proteine și glucide. Principala componentă chimică a surfactantului o reprezintă fosfolipidele, dintre care fracția cea mai tensioactivă este *lecitina*.

Menționăm că conform legii lui **Traube**, *tensioactivitatea unei substanțe e cu atât mai pronunțată cu cât are mai multe grupări hidrofobe*. În cadrul aceleiași serii organice, tensioactivitatea crește cu lungimea catenei sau, în cazul acizilor grași, cu gradul de nesaturare.

Surfactantul este situat sub formă de peliculă pe suprafața de separare aer–lichid în alveolele pulmonare și reglează tensiunea superficială la variația volumului acestora. Principalul rol fiziologic al surfactantului constă în menținerea structurii alveolare a plămânilor prin micșorarea tensiunii superficiale în alveole la micșorarea volumului lor în timpul expirației.

Dependența presiunii de suprafață a surfactantului de mărimea suprafeței se exprimă printr-o curbă închisă, numită *histereză* (Fig. 4.2). Aria histerezei numeric este egală cu energia cheltuită la actul *contractare–dilatare*.

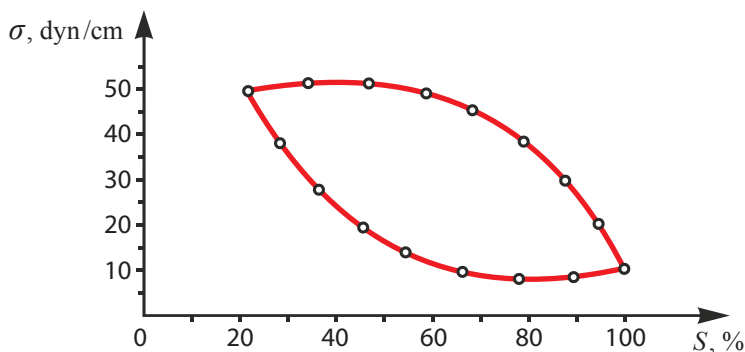


Fig. 4.2

Proprietatea substanței tensioactive de a forma un strat monomolecular stabil se caracterizează prin *indicele de stabilitate*:

$$IS = \frac{2(\sigma_{\max} - \sigma_{\min})}{\sigma_{\max} + \sigma_{\min}} \quad (4.2)$$

unde: σ_{\max} este valoarea maximă a coeficientului de tensiune superficială, corespunzător suprafeței de 100% a stratului monomolecular (începutul contractării), iar σ_{\min} – valoarea minimă corespunzătoare suprafeței de 20% a stratului monomolecular (sfârșitul contractării).

Pentru pelicula alveolară, la mamifere valoarea indicelui de stabilitate nu trebuie să fie mai mică decât 0,8. Valorile mai mici semnalizează despre o insuficiență a surfactantului sau despre pierderea proprietăților lui tensioactive.

Importanța medicală

Funcționarea normală a alveolelor are loc numai în prezența stratului de surfactant sintetizat în decursul întregii vieți de celulele specializate, situate în pereții alveolelor. Producerea insuficiență, precum și reducerea proprietăților tensioactive ale surfactantului sunt pricina diverselor maladii ale sistemului respirator. Surfactantul participă: la schimbul de gaze și lichid prin bariera aerohematică; la înlăturarea particulelor streine de pe suprafața alveolelor; la protejarea pereților alveolelor de acțiunea distrugătoare a oxidanților; la reacțiile imunologice.

S-a stabilit rolul deficitului de surfactant în patogeneza atelectaziei la nou-născuți. Rezultatele analizei surfactantului au utilizare în practica medicală pentru elaborarea testelor diagnostice, precum și în determinarea mijloacelor de profilaxie și tratament a insuficienței respiratoare.

Acțiune distrugătoare asupra surfactantului pot avea diferiți factori exogeni și endogeni: modificarea presiunii parțiale a oxigenului în aerul inspirat; impurificarea aerului; microorganismele; substanțele narcotice; dereglarea hemodinamicii și altele.

Descrierea instalației

Instalația de lucru este reprezentată în Fig. 4.3. Principalele ei componente sunt *balanța de torsiune* și o cuvă cu interiorul parafinat. Prețul unei diviziuni a balanței este de 0,98 dyne.

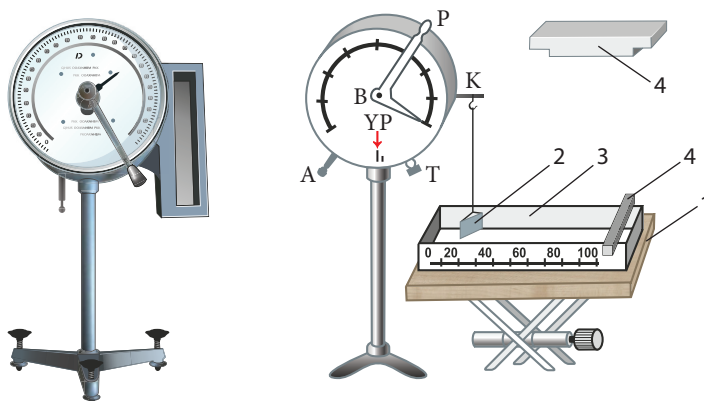


Fig. 4.3

De platanul balanței este suspendată o lamă metalică (e de dorit să fie din platină) cu lungimea l și grosimea d . În acest caz balanța poate fi gradată în unitățile coeficientului de tensiune superficială, prețul unei diviziuni fiind:

$$C = \frac{0,98 \text{ dyn}}{2(l+d) \text{ cm}} = \frac{0,98}{2(l+d)} \text{ dyn/cm} \quad (4.3)$$

Cuva în care se toarnă soluție fiziologică este prevăzută cu o scară gradată și o barieră mobilă. Ea este plasată pe un suport înzestrat cu un mecanism pentru ridicare și coborâre.

Pentru producerea stratului monomolecular de surfactant, un gram de țesut pulmonar, preparat din plămâni unui șobolan, se fărâmițează, fiind amestecat cu 10 ml de soluție fiziologică. După filtrare se mai adaugă 150 ml de soluție fiziologică și se toarnă în cuvă. Anterior cuva se clătește cu apă distilată. Cantitățile componentelor corespund dimensiunilor concrete ale cuvei $21 \times 5 \times 2 \text{ cm}^3$. Stratul monomolecular se formează în 15–20 minute.

Modul de lucru:

- vasul Petri cu soluție fiziologică se plasează pe suport 1 ;
- lama 2 se clătește succesiv cu eter, alcool și apă distilată;
- după echilibrarea balanței, suportul se ridică pentru ca lama metalică să contacteze cu suprafața soluției fiziologice și prin metoda desprinderii lamei se măsoară valoarea coeficientului de tensiune superficială a soluției fiziologice σ_{fiz} ;
- în locul vasului Petri pe suport se plasează cuva 3 , în care deja s-a format stratul molecular de surfactant;
- bariera mobilă 4 se stabilește în dreptul diviziunii 100% de pe peretele cuvei, și se determină valoarea coeficientului de tensiune superficială σ_{100} .

Măsurările ulterioare se efectuează la contractarea succesivă a stratului de surfactant cu câte 10% (prin deplasarea respectivă a barierei);

– după ultima măsurare (20%) în direcția contractării, se trece la dilatarea stratului de surfactant, repetând măsurările în ordinea inversă.

– pentru fiecare măsurare (în ambele direcții) se determină presiunea de suprafață p .

Reprezentarea și prelucrarea rezultatelor experimentale

Rezultatele obținute experimental se trec în tabelul 4.1. După datele din tabel se construiește graficul $p = f(S)\%$. Conform relației (4.2) se determină valoarea indicelui de stabilitate a surfactantului cercetat.

Tabelul 4.1

Comprimare		Dilatare		
S, %	σ_m , dyn/cm	p , dyn/cm	σ_m , dyn/cm	p , dyn/cm
100				
90				
80				
70				
60				
50				
40				
30				
20				

Experiment demonstrativ

Brevet de invenție: SU 1464195-1989

Proprietățile elastice ale stratului molecular de surfactant pot fi evidențiate printr-o demonstrație frontală, utilizând dispozitivul reprezentat în Fig. 4.4. Părțile componente ale dispozitivului sunt:

– vas cilindric din sticlă organică 1 transparentă cu diametrul de circa 20 cm și înălțimea 5 cm;

– perete de separație fixat diametral 2;

– două bare din lemn 3 cu posibilitate de rotire în jurul axei verticale 4;

– scară gradată 5 pe peretele frontal al vasului;

– acul indicator 6 care reflectă poziția barelor 3 în raport cu peretele de separare.

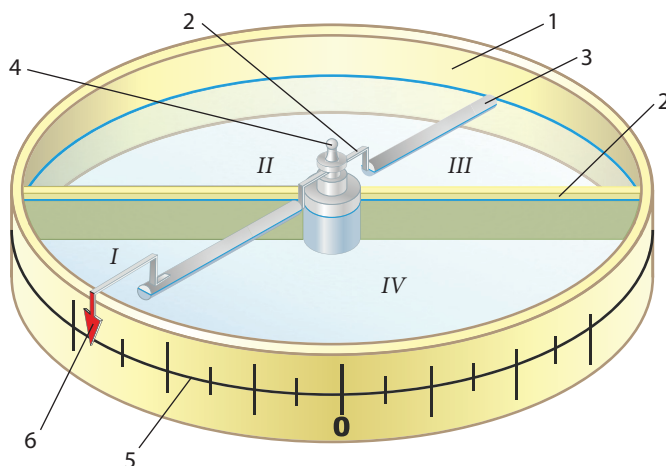


Fig. 4.4

Modul de lucru:

- în vas *I* se toarnă soluție fiziologică, încât barele să plutească pe suprafața ei. Când acul indicator ocupă poziția zero, peretele 2 și barele 3 împart suprafața lichidului în patru părți egale (cadranele *I*, *II*, *III*, *IV*);
- se constată că orice poziție a barelor este stabilă, fiindcă tensiunea superficială este aceeași în toate cadranele;
- în continuare pe întreaga suprafață a soluției fiziologice se creează un strat monomolecular de surfactant sau *lecitină* (baza surfactantului).

În acest caz orice deviere de la poziția zero devine instabilă.

La deviere, de exemplu în stânga, suprafețele cadranelor *I* și *III* se micșorează, iar ale cadranelor *II* și *IV* se măresc. Din această cauză, coeficientul de tensiune superficială în cadranele *I* și *III* devine mai mic decât în cadranele *II* și *IV*. Apare cuplul de forțe care întoarce barele în poziția inițială. Din aceleași considerente ia naștere cuplul de forțe de orientare opusă devierii în dreapta, astfel se confirmă că stratul monomolecular al surfactantului manifestă proprietăți de elasticitate.

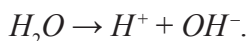
5. MĂSURAREA pH -ULUI SOLUȚIILOR APOASE. ESTIMAREA CAPACITĂȚII DE TAMPONARE A SOLUȚIILOR

Scopul lucrării:

- Prezentarea aspectelor teoretice privind introducerea noțiunii de pH ;
- Studiul apariției potențialului de electrod și a structurii unei pile galvanice;
- Însușirea metodelor de măsurare a pH -lui: metoda indicatorilor de culoare și metoda potențiometrică;
- Calcularea indicelui de tamponare al soluțiilor;
- Familiarizarea cu unele maladii care provoacă modificări ale pH -lui în lichidele și țesuturile organismului.

Noțiuni teoretice

Este cunoscut că moleculele de apă pot disocia în ioni H^+ și OH^- conform relației:



În apa pură gradul de disociere este mic și depinde de temperatură. De exemplu, la temperatura de $25^\circ C$:

$$[H^+] = [OH^-] = 10^{-7} \text{ mol/l}, \quad (5.1)$$

unde prin $[]$ se notează concentrația molară a ionilor.

Noțiunea de pH (din latină – „pondus hydrogenii”) a fost introdusă în anul 1909, de către chimistul danez S. Sørensen, pentru a măsura concentrația ionilor de hidrogen dintr-o soluție apoasă. pH -ul a fost definit ca fiind logaritmul zecimal cu semn schimbat al concentrației ionilor de hidrogen:

$$pH = -\lg[H^+]. \quad (5.2)$$

Mărimea complementară pH -lui, definită prin intermediul concentrației molare a ionilor hidroxil OH^- , este pOH -ul:

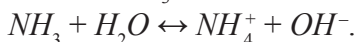
$$pOH = -\lg[OH^-].$$

În cazul oricărei soluții apoase există o anumită legătură între pH și pOH . La temperatura de $25^\circ C$ aceasta este:

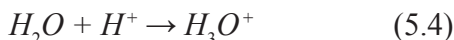
$$pH + pOH = 14. \quad (5.3)$$

Substanțele care prin disociere pun în libertate ioni H^+ se numesc **acizi**. Acizii tari disociază total, acizii slabi disociază parțial. Ex.: HCl , H_2CO_3 . Substanțele care prin disociere pun în libertate ioni OH^- se numesc **baze** (substanțe alcaline). Bazele tari disociază total, bazele slabe disociază parțial. Ex.: $NaOH$, NH_4OH .

O substanță poate avea caracter bazic fără a elibera direct ioni OH în soluție apoasă. Este suficient a accepta protoni (ca opus al eliberării de protoni de către acizi), care provin dintr-o moleculă de apă, astfel încât în soluție, în mod indirect apare un ion OH^- . Ex.: amoniacul NH_3 are caracter alcalin:



Deoarece protonul este un simplu nucleu fără înveliș de electroni, el are raza mult mai mică decât a celorlalți ioni ($r \cdot 10^{-15} m$). În soluție, din cauza că generează un câmp electric foarte intens, face posibilă combinarea cu orice tip de electroni neparticipanți ai atomilor, moleculelor sau ionilor negativi din vecinătate. Legarea protonului de o moleculă de apă are ca rezultat formarea unui ion numit hidroniu H_3O^+ sau notația prescurtată H^+ .



Studiind influența concentrației de hidroniu asupra unor reacții chimice enzimactice, Sørensen a propus exprimarea acestei concentrații folosind noțiunea de pH .

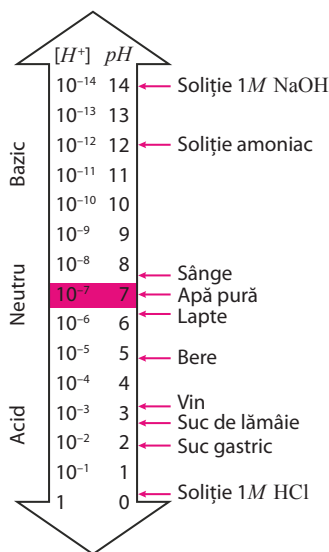


Fig. 5.1.

La concentrații mari ale ionilor de hidrogen soluția are proprietățile acidului, iar la concentrații mici soluția are proprietăți alcaline. La variația concentrației ionilor de hidrogen de la valori minimale la valori maximale, soluția se schimbă de la un caracter puternic alcalin până la un caracter puternic acid.

Cu cât pH -ul este mai aproape de 0, cu atât lichidul este mai acid, astfel încât la valoarea 0 găsim, de exemplu, acizii puternici, precum acidul sulfuric. Oțetul are pH -ul 3, suc de portocale 3,5, iar cafeaua 5. Creșterea pH -ului într-o soluție, corespunde micșorării semnificative a concentrației ionilor de hidrogen, întrucât

la variația pH -ului cu o unitate concentrația ionilor de hidrogen se micșorează de 10 ori; cu două unități de 100 de ori etc. În soluțiile care se întâlnesc în practică pH -ul nu scade sub valoarea 2 și nici nu depășește valoarea 10. Există însă acizi concentrați la care pH -ul poate scădea până la -2 și soluții alcaline concentrate cu pH -ul mai mare decât 15.

Trebuie de menționat că valorile pH -ului sunt influențate și de temperatura la care se efectuează măsurările. Din aceste considerente, teoretic, calibrarea aparatului utilizat și măsurările trebuie realizate la aceeași temperatură. În practică, deseori, se acceptă o diferență de temperatură de la $2^{\circ}C$ până $50^{\circ}C$.

Majoritatea lichidelor biologice au în compoziția lor sisteme speciale care se opun eventualelor modificări de pH . Aceste sisteme poartă denumirea de *sisteme tampon* și sunt formate din acid slab și baza sa conjugată. **Sistemele tampon** sunt soluții de electroliți a căror prezență se opune variației pH -ului atunci când se adaugă un acid sau o bază.

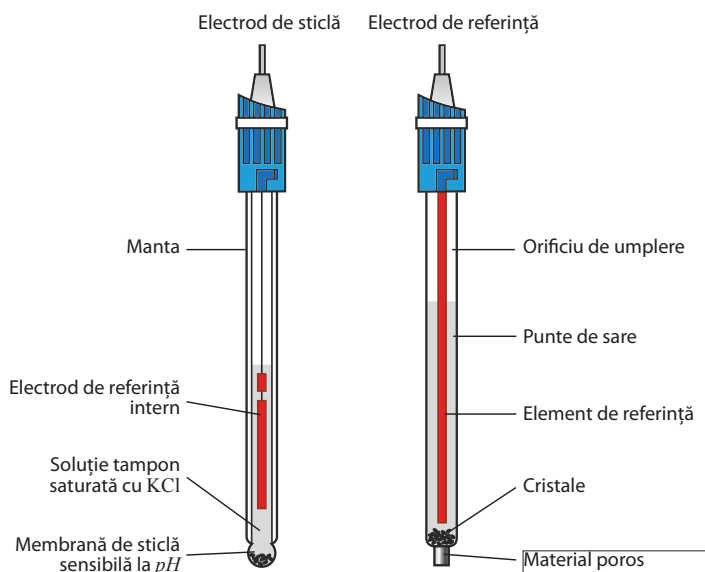


Fig. 5.2

Capacitatea de tamponare reprezintă rezistența unei soluții la variația pH -ului.

Măsură cantitativă a capacității de tamponare este caracterizată de așa-numitul **indice de tamponare**. El se calculează prin raportul dintre cantitatea de acid sau bază ΔV adăugată și ΔpH – variația corespunzătoare a pH -ului soluției.

$$i = \frac{\Delta V}{|\Delta pH|} \quad (5.5)$$

Cel mai des utilizate în practica de măsurare a pH -ului sunt metoda indicatorilor de culoare și metoda potențimetrică.

Metoda potențimetrică de măsurare a pH -ului

Metoda potențimetrică de măsurare a pH -ului se bazează pe existența unei combinații de doi electrozi, care, fiind introduși în soluție, formează o mică pilă galvanică (vezi D. Croitoru, Biofizică Medicală, Chișinău 2013, p. 101-106). Electrozii utilizați la determinarea activității ionilor, în general, și a celor de hidrogen, în particular, pot fi grupați după rolul pe care îl au în pila galvanică, sau după natura reacțiilor ce determină apariția potențialului de electrod. În funcție de rolul pe care îl joacă în pila galvanică, electrozii se împart în două grupe: electrozi de lucru (măsură) și electrozi de referință. Condițiile ideale de măsură sunt îndeplinite atunci când numai potențialul electrodului de lucru variază la modificarea pH -ului, în timp ce potențialul electrodului de referință rămâne constant.

Din varietatea modelelor existente în construcția pH -metrelor, mai frecvent, ca electrod de măsură este utilizat **electrodul de sticlă**, iar ca electrod de referință – **electrodul $Ag-AgCl$** . Electrodul de sticlă este format dintr-o membrană de sticlă specială introdusă într-o soluție care conține ioni de hidrogen. În general membrana de sticlă are forma unui balonaș cu pereți foarte subțiri, în interiorul căruia este introdusă o soluție tampon cu pH cunoscut și un electrod intern. Acest ansamblu care constituie electrodul de sticlă propriu zis (Fig. 5.2) se introduce în soluția de cercetat. Electrodul $Ag-AgCl$ este format dintr-un fir de argint (sau platină pe care s-a depus electrochimic argint), acoperit cu clorură de argint și introdus într-o soluție de clorură de potasiu.

Un pH -metru măsoară diferența de potențial între cei doi electrozi (în mV , Fig. 5.3) și apoi o convertește în unități de pH . Diferența de potențial dintre electrodul de referință și electrodul de sticlă este amplificată, apoi este preluată de un convertor analog-digital, care va genera un semnal transmis microprocesorului care, la rândul său, va afișa rezultatul în unități pH .

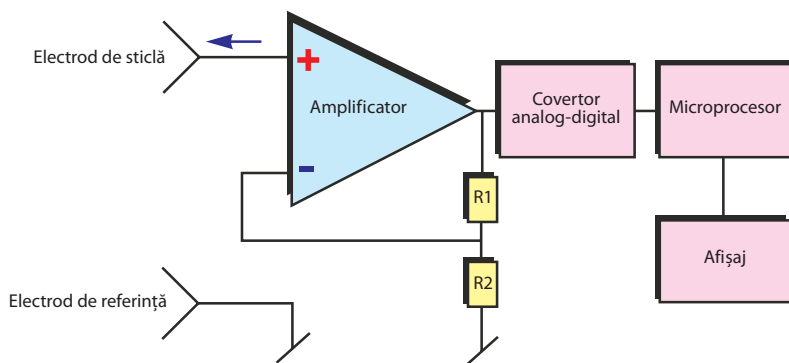


Fig. 5.3. Schema bloc a unui pH -metru

Importanța pH -ului în practica medicală

Semnificația și măsurarea pH -ului ocupă un loc important în numeroase domenii practico-științifice, cum ar fi: analiza chimică, controlul și reglarea proceselor tehnologice, medicină, meteorologie etc. Pentru experți, valoarea pH -ului reprezintă una dintre cele mai importante caracteristici ale calității unui fluid. Este cunoscut termenul de valoare a pH -ului în cazul ploilor acide sau balanța pH -ului la utilizarea preparatelor cosmetice. În practica medicală aciditatea și bazicitatea soluțiilor apoase se exprimă în unități de pH . Diferite lichide biologice ale organismului uman au pH -uri diferite, de exemplu:

- Sângele are $pH = 7,4$ (cu variația între 7,38-7,44);
- Sucul pancreatic are $pH = 8$;
- Sucul gastric are $pH = 1,8$;
- Urina are $pH = 6,5$ (cu variații între 4,5-8,0);
- Saliva are $pH = 6,2-7,4$.

Calcularea indicelui de tamponare a soluțiilor. Descrierea aparatului

În laborator vom folosi pH metru HI 2221 (Fig. 5.4), este un instrument de laborator pentru măsurători de pH/ORP și temperatură. Aparatul poate fi calibrat până la 5 puncte cu 7 valori standard. Compensarea termică este efectuată automat sau manual. GLP (Good Laboratory Practice) include un set de funcții care permit înregistrarea și consultarea datelor de stare și întreținere a electrodului. Toate datele relative la pH , mV relativi, EC și $NaCl$ sunt înregistrate și rămân disponibile pentru a fi consultate de către utilizator atunci când este nevoie.

Modul de lucru:

Pentru calibrarea pH -ului, aparatul permite utilizatorului setarea unei alarme de avertizare a expirării calibrării. Aceasta poate fi setată între 1 și 7 zile înainte de următoarea calibrare sau poate fi dezactivată.

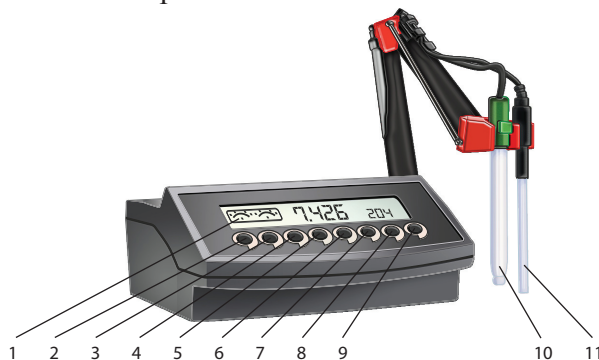


Fig. 5.4. pH metru HI 2221

1 – ecran, 2 – buton pentru calibrare, 3 – buton pentru confirmarea calibrării, 4 – buton pentru creșterea manuală a temperaturii sau alți parametri, 5 – buton pentru scăderea manuală a temperaturii sau alți parametri, 6 – buton pentru setare, intrare/ieșire din sistemul de setare, 7 – limitele de măsurare, 8 – buton pentru a salva sau șterge datele înregistrate, 9 – pentru a vedea datele înregistrate, 10 – electrodul de sticlă, 11 – electrodul de referință

1. Efectuarea determinărilor în domeniul acid

- Se umple vasul (2/3 din volum) cu soluție netamponată, care în cazul nostru este apă distilată și se scufundă electrodul în soluție;
- După 30 secunde se citește valoarea *pH*-lui de pe afișaj și rezultatul se trece în Tabel în rubrica „Soluție netamponată”;
- În vas se introduce, cu ajutorul pipetei, 0,2 ml *HCl* 0,1 N;
- Se agita moderat soluția până ce valoarea indicată nu prezintă fluctuații, se citește *pH*-ul și se trece valoarea sa în tabel în rubrica corespunzătoare volumului de *HCl* adăugat;
- Se repetă operația de mai sus de 4 ori, adăugându-se de fiecare data câte 0,2 ml *HCl* 0,1 N în aceeași soluție (până când aceasta va conține 1ml acid);
- Valorile astfel obținute se trec în tabel.
- Se aruncă soluția de determinare din vas la chiuvetă, electrodul și vasul se clătesc cu apă distilată;
- Utilizând același mod de lucru se repetă determinările utilizând soluția tamponată, după care valorile măsurate pentru *pH*-ul acesteia se trec în tabel în rubricile corespunzătoare (coloana a doua a tabelului).

2. Efectuarea determinărilor în domeniul bazic:

- Se repetă pașii exact ca la efectuarea determinărilor în domeniul acid, folosind soluție netamponată și respectiv tamponată în care se adaugă, pe rând, câte 0,2 ml de *NaOH* 0,1 N de 5 ori, valorile astfel obținute se trec în Tabelul 5.1.

Tabelul 5.1

Volumul (ml)	HCl 0,1N	HCl 0,1N	NaOH 0,1N	NaOH 0,1N
	Soluție netamponată	Soluție tamponată	Soluție netamponată	Soluție tamponată
0				
0,2				
0,4				
0,6				
0,8				
1				
ΔpH				
$i = \frac{\Delta V}{ \Delta pH }$				

Variația pH -ului pentru fiecare dintre cele 4 situații se calculează conform relației:

$$\Delta pH = pH_{final} - pH_{inițial},$$

unde pH_{final} este valoarea pH -ului corespunzătoare situației când soluția conține 1ml HCl respectiv $NaOH$, în timp ce $pH_{inițial}$ este pH -ul soluției înainte adăugării de acid sau bază. Capacitatea de tamponare se apreciază prin calcularea *indicelui de tamponare* (Formula 6), unde ΔV reprezintă volumul total de acid respectiv baza adăugată (1 ml). Se prezintă graficul $pH = f(V)$ pentru cele 4 soluții, trecându-se valorile pH -lui pe axa ordonatelor, iar cele ale volumului de acid respectiv baza pe axa absciselor. Pentru soluția netamponată (cu adăugare acid respectiv bază) se construiește graficul 1 (variația pH -ului soluției netamponate cu volumul de acid respectiv baza adăugată), iar pentru cea tamponată (atât pentru acid, cât și pentru bază) se trasează graficul 2 (variația pH -ului soluției tamponate cu volumul de acid respectiv bază adăugată).

Experiment demonstrativ. Metoda indicatorilor de culoare

Caracterul acid sau bazic al unei soluții poate fi pus în evidență folosind indicatori acido-bazici numiți și indicatori de pH . Un indicator de pH este o substanță care are o anumită culoare când se găsește în acid și o altă culoare atunci când se găsește în bază conjugată. Indicatorii sunt substanțe organice cu caracter slab acid sau slab bazic, care au proprietatea de a-și schimba culoarea într-un anumit domeniu de pH . Schimbarea culorii indicatorului se numește viraj. Virajul se datorează unor schimbări structurale ale moleculelor indicatorilor, determinat de prezența acizilor sau bazelor, motiv pentru care ei se numesc indicatori acido-bazici. În soluții apoase, indicatorii se comportă analog unui cuplu acid-bază conjugată. Pentru a determina caracterul acid sau bazic al unei soluții, în practică se folosesc hârtii indicatoare, impregnate cu un singur indicator. Hârtia indicator universal se obține prin impregnarea cu amestecuri de indicatori aleși astfel încât ea să capete anumite colorații pentru un pH dat. Colorația dobândită de aceasta hârtie introdusă într-o soluție, se compară cu o scară de culori, fiecare nuanță indicând o valoare a pH -ului.

În figura 5.5 puteți observa modificarea culorii hârtiei de turnesol la introducerea sa în soluție de bicarbonat de sodiu (stânga sus), respectiv în oțet (stânga jos).

Fenolftaleina este incoloră în intervalul de $pH = 0-8,1$, roșie în intervalul de $pH = 8,2-10$ și violet în intervalul de $pH = 10,1-14$.

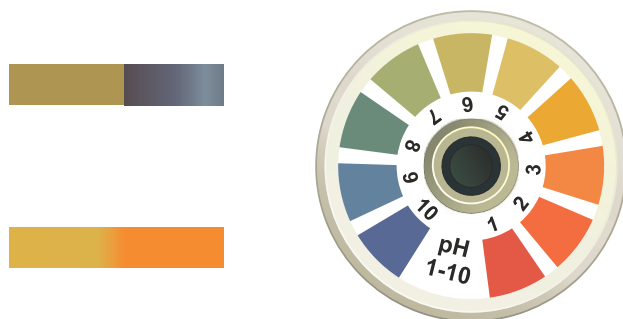


Fig. 5.5. Colorația hârtiei de turnesol

Indicatorul metilorange este roșu în intervalul de $pH = 0-3,1$, portocaliu în intervalul de $pH = 3,1-4,4$ și galben în intervalul de $pH = 4,4-14$.

Aceasta este o metodă semnificativă ce poate oferi o evaluare a pH -ului cu o precizie de $\pm 0,5$ unități de pH (clinic acceptabilă).

Măsurările se realizează demonstrativ, folosind diferite soluții și indicatori de culoare.

Exerciții:

1. Care sunt metodele de determinare a pH -ului?

- Metoda potențimetrică;
- Metoda conductometrică;
- Metoda comparației densităților;
- Metoda indicatorilor de culoare;
- Metoda electrochimică.

2. Identificați relația corectă pentru pH -ul unei soluții apoase:

- $pH = [H^+]$;
- $pH = -\lg[OH^-]$;
- $pH = -pOH$;
- $pH = -\lg[H^+]$;
- $pH = 14 - pOH$.

3. Ce se poate afirma despre o soluție care conține ioni hidroniu H^+ în concentrație $10^{-1} M$?

- Are $pH = 13$;
- Este puternic acidă;
- Are $pOH = 13$;
- Pentru a i se putea preciza caracterul ar fi necesară cunoașterea concentrației ionilor hidroxil OH^- .
- Are $pH = 1$.

4. Alegeți afirmațiile corecte corespunzătoare unei soluții care conține ioni OH^- în concentrație $10^2 M$:

- a) Are caracter neutru;
- b) Are $pOH = 2$;
- c) Este puternic acidă;
- d) Este puternic bazică;
- e) Are $pH = 2$.

5. Identificați afirmațiile corecte pentru pOH -ul unei soluții apoase:

- a) Se definește prin $pH = -\lg[OH^+]$;
- b) Este corelată cu pH -ul prin relația $pH + pOH = 14$;
- c) Are valoarea cu atât mai mică cu cât soluția e mai bazică;
- d) $pOH = 7$ pentru o soluție neutră;
- e) se definește prin $pH = -\lg[OH^-]$.

6. Fie două soluții 1 și 2 având valorile pH -ului cunoscute $pOH_1 = 2$, respective $pH_2 = 8$. Alegeți afirmațiile corecte:

- a) Soluția 1 este puternic bazică și are $pOH_1 = 12$;
 - b) Soluția 2 este neutră și conține ioni H^+ și OH^+ în concentrații egale;
 - c) Soluția 1 are $pOH_1 = 12$ și conține ioni H^+ în concentrație mai mare decât OH^- ;
 - d) Soluția 2 este slab bazică;
- Soluția 1 conține ioni OH^- în concentrație mai mică decât soluția 2.

6. UMIDITATEA AERULUI. METODE DE DETERMINARE A UMIDITĂȚII ABSOLUTE ȘI RELATIVE

Scopul lucrării:

- Prezentarea aspectelor teoretice a umidității aerului;
- Studiul construcției dispozitivelor, utilizate la determinarea umidității aerului;
- Determinarea umidității aerului cu ajutorul higrometrului;
- Determinarea umidității aerului cu ajutorul psihrometrului;
- Importanța umidității în practica medicală și farmaceutică;
- Modelarea higrometrului cu fir de păr.

Noțiuni teoretice

Umezeala sau *umiditatea aerului* este definită prin conținutul de vapori de apă existenți la un moment dat în atmosferă. Este o însușire importantă a aerului atât din punct de vedere meteorologic, cât și bioclimatic. Gradul de umiditate are o mare importanță din punct de vedere meteorologic, deoarece vaporii de apă influențează bilanțul radiativ-caloric al aerului, prin absorbția radiațiilor de undă lungă, iar prin condensare generează norii, ceața, precipitațiile lichide și solide. Există trei măsurări principale ale umidității *absolută*, *relativă* și *specifică*.

• *Umiditatea absolută* este conținutul de apă al aerului la o anumită temperatură, exprimată în grame pe metru cub (g/m^3).

În oceanul aerian, într-o măsură mai mare sau mai mică, permanent există nuclee (ioni sau alte particule), care favorizează condensarea vaporilor saturați. Probabil, aceste nuclee atrag moleculele de vapori și prin aceasta contribuie la formarea picăturilor. Conținutul de vapori în aer se caracterizează prin *umiditatea absolută și relativă*. Notăm masa vaporilor de apă care se află în volumul V de aer prin m , deci *umiditatea absolută* se calculează conform relației:

$$f = \frac{m}{V} \quad (6.1)$$

În condiții normale, umiditatea absolută este de $10-20 g/m^3$. Umiditatea absolută poate fi determinată în felul următor: un volum cunoscut de aer se trece printr-o substanță – absorbant, de exemplu, prin clorură de calciu, se măsoară majorarea masei. Umiditatea absolută poate fi exprimată și prin presiunea parțială P a vaporilor din aer (în $mmHg$). La una și aceeași temperatură conținutul de vapori în aer poate varia în limite largi: de la maxim (vapori saturați) până la zero (aer absolut uscat).

• **Umiditatea relativă** este o valoare care poate fi calculată, ce reprezintă raportul procentual dintre cantitatea de vapori de apă pe care o conține un volum de aer și cantitatea de vapori de apă care ar satura același volum de aer. Altfel spus, **umiditatea relativă** reprezintă mărimea egală cu raportul dintre presiunea parțială a vaporilor din aer P în condițiile respective și presiunea parțială P_s a vaporilor saturați în aceleași condiții.

$$\varphi = \frac{P}{P_s} \cdot 100\% \quad (6.2)$$

O impresie mai amplă despre umiditatea aerului este redată de **umiditatea relativă** φ .

• **Umezeala specifică** reprezintă cantitatea de vapori de apă pe care o conține 1 kg de aer umed.

Cantitatea de vapori care saturează un kilogram de aer se numește umezeală specifică maximă sau de saturație.

În funcție de valoarea umidității relative, aerul se caracterizează din punct de vedere higrometric astfel:

$f > 100\%$ – suprasaturat;

$f = 100\%$ – saturat;

$f = 91-99\%$ – foarte umed;

$f = 81-90\%$ – umed;

$f = 51-80\%$ – normal;

$f = 31-50\%$ – uscat;

$f \leq 30\%$ – foarte uscat.

Determinarea umidității aerului după punctul de rouă

Temperatura punctului de rouă reprezintă temperatura la care vaporii de apă ajung să satureze aerul. După atingerea stării de saturație, orice scădere de temperatură va fi însoțită de condensarea vaporilor de apă, care, fiind în exces, se vor depune sub formă de rouă. Ca orice temperatură se exprimă în grade Celsius.

Cel mai simplu dispozitiv utilizat pentru determinarea umidității aerului după punctul de rouă este **higrometrul Lambrecht**, reprezentat în Fig. 6.1. El este confecționat dintr-un vas metalic de formă cilindrică stabilit pe un suport. Peretele frontal al vasului este bine șlefuit și termic izolat de un inel metalic; în partea de sus a vasului se află o gaură și două ștuțuri tubulare.

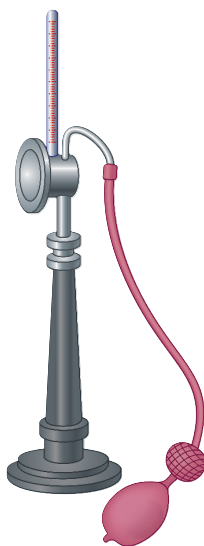


Fig. 6.1

Modul de lucru:

– prin gaură în vas se toarnă eter, după care se închide cu un dop cu termometru. Pe un ștuț tubular se îmbracă un tub de cauciuc cu pară pentru pomparea aerului prin eter. Aerul cu vapori de eter sunt înlăturați prin celălalt ștuț (pentru ca vaporii de eter să nu nimerească în cameră se recomandă ca aerul evacuat să fie trecut printr-un borcan cu apă). În urma evaporării eterului vasul se răcește. Aceasta provoacă apariția rouăi pe suprafața șlefuită a vasului;

– după indicațiile termometrului se determină temperatura t_1 , la apariția rouăi și t_2 la dispariția ei, după încetarea pompării. Punctul de rouă t_m se consideră media aritmetică a celor două temperaturi;

– după valoarea punctului de rouă, folosind tabelul (A19) din anexă se determină presiunea parțială P a vaporilor din aer, iar după temperatura camerei presiunea parțială P_s a vaporilor saturați;

– cunoscând aceste mărimi din relația (6.2), se determină și valoarea umidității relative;

– măsurările se repetă de trei ori și rezultatele obținute se introduc în tabelul 6.1.

Tabelul 6.1

Nr. determ.	$t_1, ^\circ\text{C}$	$t_2, ^\circ\text{C}$	$t_m, ^\circ\text{C}$	$\varphi\%$

Determinarea umidității după punctul de rouă poate fi efectuat și cu ajutorul higrometrului electric. Principiul de funcționare este același ca și a **higrometrului Lambrecht**, cu diferența că răcirea se efectuează nu prin evaporarea eterului, ci în urma **efectului Peltier** în semiconductori (priv. lucrarea: Studiul efectelor termoelectrice. Termometrul electric).

Determinarea umidității prin metoda psihrometrică

Psihrometrele sunt dispozitive, relativ simple, care servesc pentru determinarea temperaturii și umidității aerului.

Psihrometrul lui August (Fig. 6.2) constă din două termometre identice: „uscat” și „umezit”. Sunt astfel numite deoarece la unul dintre ele rezervorul este înfășurat cu tifon și menținut permanent umezit.

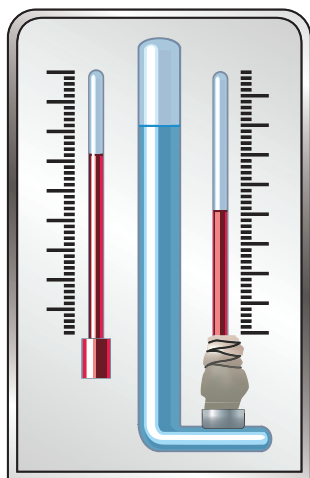


Fig. 6.2

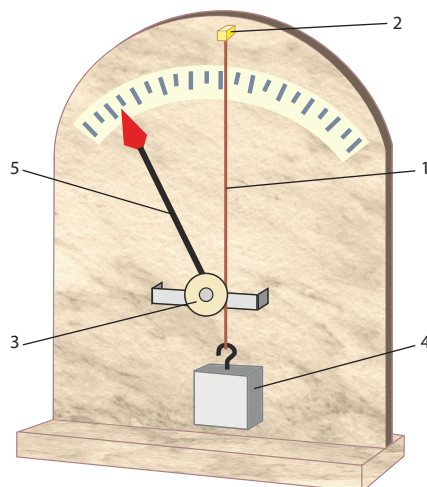


Fig. 6.3

Evident că termometrul umezit, în urma evaporării, va indica o temperatură mai joasă, în raport cu termometrul uscat. Cu cât umiditatea aerului din jur va fi mai mică, cu atât evaporarea va fi mai intensivă și diferența de temperaturi indicate de termometre va fi mai mare. Această diferență de temperaturi poate fi tradusă în valoarea umidității relative a aerului, utilizând tabelul 6.2.

Totuși, în prezența ceții, când temperatura aerului are o valoare mai mică de 0°C , pot să apară și situații inverse. Diferența de temperatură dintre cele două termometre (diferența psihrometrică) este cu atât mai mare, cu cât aerul este mai uscat, iar evaporarea va fi mai intensă. Când umezeala aerului are valori apreciabile, evapotranspirația se reduce mult sau nu se mai produce, iar temperaturile citite la cele două termometre sunt apropiate ca valoare.

Tabelul 6.2

Termometrul uscat, °C	Diferența dintre indicațiile termometrelor, °C								
	1	2	3	4	5	6	7	8	9
	Umiditatea relativă, %								
10	88	76	65	54	44	34	24	14	5
12	89	78	68	57	48	38	29	20	11
14	89	79	70	60	51	42	34	25	17
16	90	81	71	62	54	45	37	30	22
18	91	82	73	65	56	49	41	34	27
20	91	83	74	66	59	51	44	37	30
22	92	83	76	68	61	54	47	40	34
24	92	84	77	69	62	56	49	43	37
26	92	85	78	71	64	58	51	46	40
28	92	85	78	71	64	58	51	46	40
28	93	85	78	72	65	59	53	48	42
30	93	86	79	73	67	61	55	50	44

Importanța umidității în practica medicală și farmaceutică

Una dintre caracteristicile importante ale aerului atmosferic este umiditatea lui. Umiditatea aerului influențează esențial atât asupra materiei anorganice, cât și asupra materiei vii. De conținutul vaporilor de apă în atmosferă (umiditatea) depinde funcționarea normală și protejerea contra coroziunii a dispozitivelor și aparatelor tehnice utilizate în diverse domenii. În anumite limite trebuie menținute atât valorile de temperatură, cât și cele de umiditate în depozitele de păstrare a substanțelor chimice. În farmacii datorită umidității are loc stabilirea regulilor de bază în ceea ce privește depozitarea medicamentelor în vederea asigurării menținerii stabilității fizico-chimice și implicit a eficienței produselor farmaceutice aflate în gestiunea farmaciei.

Umiditatea aerului are importanță deosebită în activitatea vitală a organismului, deoarece în mare măsură influențează asupra vitezei de evaporare de pe suprafața lui.

Evaporarea de pe suprafața alveolelor din plămâni depinde de umiditatea absolută a aerului, deoarece aerul expirat din plămâni este aproape de starea de saturație la temperatura de circa 30°C. Cantitatea de vapori care satură aerul în plămâni depinde de umiditatea absolută a aerului inspirat. În urma studiilor pe durata mai multor ani, s-a ajuns la concluzia că pentru zona Europeană o umiditate relativ confortabilă se situează între 40% și 60%.

Experiment demonstrativ. Modelul higrometrului cu fir de păr

Cu exactitate, practic satisfăcătoare, umiditatea relativă poate fi determinată și cu ajutorul *higrometrului cu fir de păr*.

Principiul de funcționare se bazează pe proprietatea higroscopică a părului. Datorită prezenței cavităților microscopice în învelișul exterior, firul de păr lipsit de grăsime adsoarbe vapori de apă, ceea ce provoacă alungirea lui. Evident că alungirea depinde de umiditatea aerului înconjurător.

Această proprietate a părului este ușor de vizualizat folosind un model didactic, reprezentat în Fig. 6.3. El este confecționat dintr-un suport din material plastic. În calitate de element, sensibil la variația umidității aerului, servește un fir de păr degresat 1, care este fixat în partea de sus a dispozitivului 2, trecut peste scripetele 3 și întins de greutatea 4. De scripete este fixat acul indicator 5. Variația umidității aerului modifică lungimea firului, ceea ce impune rotirea scripetelui și deplasarea respectivă a acului indicator pe scala gradată.

Poziția inițială a acului indicator pe scala gradată corespunde umidității relative a aerului din laborator.

În continuare, pe suportul modelului se plasează batist bine umezit (la temperatura camerei) și modelul se acoperă integral cu un capac din sticlă organică transparentă. Deplasarea acului indicator va reflecta creșterea treptată a umidității, în spațiul izolat de mediul înconjurător. La înlăturarea capacului și a batistului umezit, acul indicator, în decurs de câteva minute, revine în poziția inițială, adecvată umidității relative a aerului din laborator.

Menționăm că higrometrul cu fir de păr este bine-venit și în cazul când temperatura aerului este negativă.

Exerciții:

1. Un litru de aer la presiunea normală și temperatura de 50°C are masa egală cu 1,04g. Care este umiditatea absolută a aerului?

- a) $\approx 0,62 \text{ kg/m}^3$; b) $\approx 0,82 \text{ kg/m}^3$;
c) $\approx 0,062 \text{ kg/m}^3$; d) $\approx 0,0062 \text{ kg/m}^3$.

2. La temperatura de 60°C presiunea parțială a vaporilor din aer este 14 kPa. Care este umiditatea absolută?

- a) $9,1 \cdot 10^{-2} \text{ kg/m}^3$; b) $9,25 \cdot 10^{-2} \text{ kg/m}^3$;
c) $9,52 \cdot 10^{-2} \text{ kg/m}^3$; d) $9,02 \cdot 10^{-3} \text{ kg/m}^3$.

3. Într-un vas se află aer cu umiditatea relativă 60% la temperatura de 10°C. Care va fi umiditatea relativă a aerului dacă volumul lui se va micșora de trei ori, iar temperatura se va mări până la 100°C?

- a) $\approx 9,2\%$; b) 9,6%;
c) 2,4%; d) 2,9%.

7. FENOMENE OSMOTICE CELULARE

Scopul lucrării:

- Prezentarea aspectelor teoretice privind presiunea osmotică;
- Studiul dispozitivelor pentru determinarea presiunii osmotice;
- Evidențierea fenomenelor celulare, dependente de osmolaritatea mediului;
- Evaluarea dimensiunilor celulare;
- Familiarizarea cu importanța osmozei în practica medicală.

Noțiuni teoretice

Difuzia este un proces de amestecare spontan inițiat a particulelor diferitor substanțe. Osmoza reprezintă un caz particular al difuziei având ca element obligatoriu în acest proces membranele semipermeabile sau selectiv permeabile. Membranele care permit trecerea moleculelor de *solvent*, însă nu permit trecerea moleculelor substanței dizolvate (*solvitului*) se numesc *semipermeabile*. Admitem că o astfel de membrană separă două compartimente cu soluții de concentrații diferite (Fig.7.1.a). Datorită mișcărilor de agitație termică va avea loc difuzia solventului din compartimentul cu soluția mai diluată către cel cu soluția mai concentrată (Fig.7.1.b). Acest tip de difuzie se numește **osmoză**.

Considerând cazul în care membrana semipermeabilă separă solventul pur de soluție, solventul tinde să se deplaseze spre soluție. Presiunea necesară pentru a împiedica transportul solventului către soluție poartă numele de **presiune osmotică** a soluției (Fig.7.1.c).

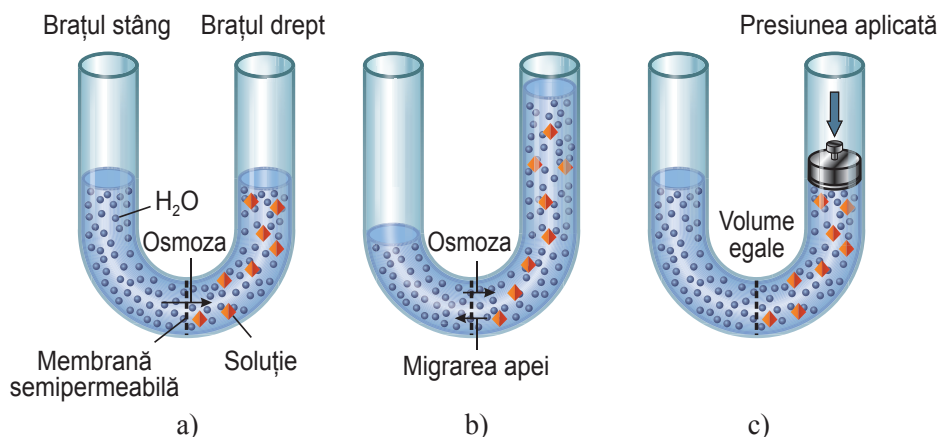


Fig. 7.1

Prin urmare, **presiunea osmotică** reprezintă forța F ce acționează asupra suprafeței soluției S , pentru a menține în echilibru solventul și soluția, care sunt separate printr-o membrană semipermeabilă.

$$P_{osm} = \frac{F}{S}$$

$$[P_{osm}]_{SI} = \frac{N}{m^2}$$

Organismele vii conțin apă în proporție de 50-90% din greutatea lor totală. În apă se află dizolvate diferite substanțe, alcătuind o soluție. Membranele celulelor vii, fiind selectiv permeabile, lasă să treacă apa și diferite substanțe în funcție de necesitățile metabolice. Chiar și în cazul concentrațiilor mici, presiunea osmotică poate primi valori esențiale. În diverse celule de proveniență vegetală valorile ei pot fi de 5-20 atmosfere, asigurând pătrunderea apei din sol la înălțimi mari (bunăoară, până la vârfurile copacilor). Acțiunea presiunii osmotice o simt înotătorii, când deschid ochii sub apă (mai ales în apă dulce), presiunea intraoculară se mărește din cauza pătrunderii apei prin cornee.

Legitățile la care se supune presiunea osmotică în mare măsură confirmă că ea este similară presiunii gazelor perfecte.

– **Legea concentrației.** Presiunea osmotică P_{os} a unei soluții diluate la temperatură constantă (pentru soluții neutre) este direct proporțională cu concentrația molară C^M :

$$P_{os} = K_T C^M$$

unde K_T e o constantă care se exprimă în $N \cdot m / mol$. Această relație este valabilă numai în cazul soluțiilor neutre. Atunci când avem soluții electrolitice $P_{os} = K_T C^O = i C^M$, unde i este coeficientul de ionizare **Van't Hoff** (vezi Biof. Med. Prel., D. Croitoru și alții, Chișinău, 2013).

– **Legea temperaturii.** Presiunea osmotică P_{os} a unei soluții diluate la concentrație constantă este direct proporțională cu temperatura absolută T :

$$P_{os} = K_c T$$

unde K_c este o altă constantă care se exprimă în $N \cdot m^{-2} / ^\circ K$.

– **Legea lui Van't Hoff.** Presiunea osmotică nu depinde nici de natura solventului, nici de natura substanței dizolvate, depinzând numai de numărul de particule (molecule și ioni) în unitate de volum. Din legile osmozei rezultă că presiunea osmotică poate fi calculată conform **legii Mendeleew-Clapeyron**:

$$P_{os} V = \nu RT \quad (7.1)$$

unde: V este volumul ocupat de soluție; R – constanta universală a gazelor; T – temperatura absolută; ν – numărul de moli. Din relația (7.1) obținem:

$$P_{os} = \frac{\nu RT}{V} = C^M RT \quad (7.2)$$

unde: C^M este concentrația molară (numărul de moli în unitatea de volum).

– **Legea lui Dalton.** Presiunea osmotică totală a unui amestec de soluții este egală cu suma presiunilor osmotice a fiecărei soluții în parte, ținând cont că fiecare substanță dizolvată își are presiunea osmotică proprie, ca și cum s-ar afla singură în întreaga cantitate de solvent.

$$P_{os\ tot} = P_{os\ 1\ sol} + P_{os\ 2\ sol} + \dots + P_{os\ n\ sol} \quad (7.3)$$

La temperaturi și concentrații molare egale, presiunea osmotică a două soluții diferite, care au solventul comun, este aceeași. Aceste soluții se numesc **izotonice**. Mediul cu presiunea osmotică mai mică, în raport cu un alt mediu, se numește **hipoton**, iar cu o presiune osmotică mai mare – **hiperton**. Soluțiile aduse în contact, prin intermediul unei membrane semipermeabile, dau naștere unui flux de solvent, orientat întotdeauna spre mediul hipertonic.

Pentru prima dată fenomenul de osmoză a fost observat **de Nollet** în 1748. Studiul mai profund îi aparține lui **Dutrochet**.

Dispozitive utilizate pentru măsurarea presiunii osmotice

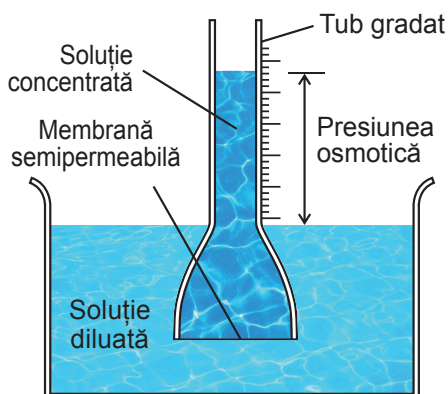


Fig. 7.2

Dispozitivele utilizate pentru evidențierea și măsurarea presiunii osmotice se numesc **osmometre**. În (Fig. 7.2) este reprezentat **osmometrul Dutrochet**, confecționat dintr-un vas de sticlă, al cărui fund este înlocuit cu o membrană semipermeabilă (vezică urinară de porc sau celofan). În partea superioară vasul se prelungește cu un tub gradat cu diametrul mic. În osmometru se introduce o soluție de zahăr până la nivelul inferior al tubului vertical și se scufundă într-un vas cu apă distilată, care trebuie să fie la același nivel cu al soluției din interior. Conform procesului de osmoză, soluția diluată (mediul hipoton) va trece prin membrana semipermeabilă spre soluția mai concentrată (mediul hipertonic) și lichidul din vasul interior va urca încet în tubul capilar. Înălțimea maximă a coloanei determină presiunea osmotică a soluției.

Deplasarea solventului către soluție încetează când presiunea hidrostatică, apărută în urma denivelării cu h , este egală cu presiunea osmotică a soluției: $P_{os} = \rho gh$.

Există și o serie de metode indirecte de măsurare a presiunii osmotice, bazate pe procedee de determinare a concentrației molare a soluțiilor, după care se calculează presiunea osmotică. În biologie cea mai utilizată metodă este **crioscopia** (concentrația molară se determină după punctul de solidificare al soluției). Coborârea punctului de solidificare al unei soluții este proporțională cu numărul de molecule dizolvate în unitatea de volum a ei, deci cu concentrația sa molară C^M :

$$\Delta t = t_0 - t_1 = KC^M \quad (7.4)$$

unde: t_0 este temperatura de congelare a solventului pur; t_1 – temperatura de congelare a soluției; K – constantă caracteristică solventului (exemplu pentru apă, $K = 1,86$). Relația (7.4) reprezintă **legea lui Raoult**. În același timp, presiunea osmotică e și ea proporțională cu valoarea concentrației

$$P_{os} = RC^MT \quad (7.5)$$

Făcând raportul celor două relații (7.4 și 7.5) se obține:

$$P_{os} = \frac{RT}{K} \Delta t \quad (7.6)$$

Substituind valorile numerice ale constantelor (R și K), la 0°C , pentru soluțiile apoase obținem:

$$P_{os} = 12,2 \cdot 10^5 \Delta t \text{ N/m}^2$$

Determinarea **punctului crioscopic** al soluției se face cu ajutorul **crioscopului Beckmann** (Fig.7.3).

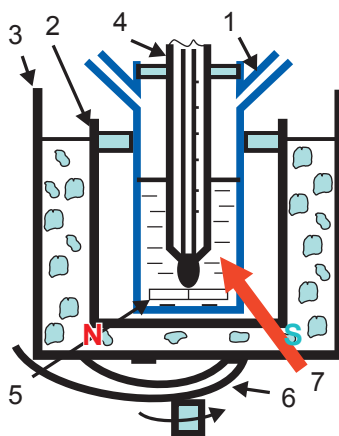


Fig. 7.3. Crioscopul Beckmann

1 – eprubetă cu soluție investigată; 2 – eprubetă, 3 – vas cu amestec răcitor;
4 – termometrul Beckmann; 5 – bara magnetică; 6 – magnet; 7 – soluția investigată.

Crioscopul Beckmann este prevăzut cu un vas 3 confecționat din sticlă, în care se introduce amestecul răcitor (gheață și sare). În acest amestec se introduc două eprubete din sticlă, coaxiale 1, 2. Eprubeta interioară 1 este prevăzută cu două brațe laterale și pe axă cu un dop perforat prin care se introduce în interior **termometrul Beckmann** 4. Stratul de aer dintre cele două eprubete permite o răcire lentă a soluției 7. Starea de suprafeziune se realizează agitând cu o bară magnetică 5, pusă în mișcare de rotație cu ajutorul unui magnet 6 în formă de potcoavă. Magnetul este fixat pe axa unui motor electric, alimentat la rețeaua de curent. Termometrul Beckmann are o scară redusă, divizată în sutimi de grad.

Punerea în evidență a fenomenelor celulare, dependente de osmolaritatea mediului

Pentru a pune în evidență modificările de volum ale celulelor, cauzate de diferența de concentrații a mediilor intracelular și extracelular, se utilizează microscopul optic. În mediile hipotonice apa pătrunde prin endosmoză în interiorul celulei, producând **turgescență** la celulele vegetale. Această mărire de volum este limitată de peretele celulozic, rigid în raport cu membrana plasmatică a celulei vegetale (Fig.7.4.a). În soluția izotonică (Fig.7.4.b) celula nu suferă modificări.

În mediile hipertonicice apa iese din celule, provocând separarea celor două membrane la celulele vegetale, fenomen numit **plasmoliză** (Fig.7.4.c). Celula se micșorează (se zbârcește) și membrana plasmatică se desprinde de învelișul celulozic. Fenomene analoge au loc și în cazul celulelor animale.

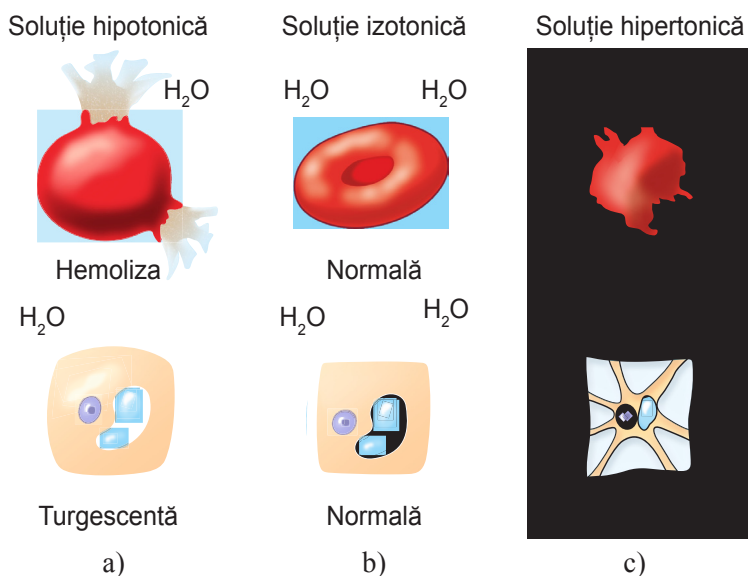


Fig. 7.4

Aparate și materiale:

Microscop binocular, înzestrat cu micrometru ocular și micrometru obiectiv; 4 lame de sticlă; 4 lamele; 3 vase Petrei; 20 ml soluție NaCl izotonică; 20 ml soluție NaCl 20% (soluție hipertonică); 20 ml apă distilată (mediu hipotonic); 3 pipete Pasteur; tifon; xilol; lamă de ras; 6-8 frunze de *Elodeea canadensis* sau de *Valisneria spiralis*.

Modul de lucru:

– în cele 3 vase Petri se toarnă câte 20 ml, respectiv, apă distilată, soluție NaCl izotonică și soluție NaCl hipertonică. În fiecare vas Petri se pun câteva frunzulițe de algă. Se lasă astfel 30 min., după care se examinează la microscop câte o frunză din fiecare mediu;

– pentru a fi examinată la microscop frunza de *Valisneria spiralis* se secționează în grosime cu lama de ras, pentru a obține un fragment cât mai transparent. Frunzele de *Elodeea canadensis* nu necesită secționare, deoarece sunt transparente;

– la acest subpunct al lucrării vom urmări doar aspectul morfologic al celulelor vegetale din cele trei medii, urmând să măsurăm diametrele lor.

Principiul metodei constă în compararea obiectului de măsurat prin suprapunerea peste imaginea sa microscopică a unei scării gradate etalonate în prealabil;

– micrometrul obiectiv este o lamă de sticlă în centrul căreia se află un segment de 1 mm divizat în 100 părți egale (prețul unei diviziuni este de 0,01 mm sau 10 μm);

– micrometrul ocular este un disc de sticlă, pe care sunt trasate diviziuni echidistante sub formă de rețea;

– pe platina microscopului se așază micrometrul obiectiv. Micrometrul ocular se introduce într-unul din ocularele microscopului. Sistemul ocular cu micrometrul ocular se introduce în tubul optic. Se manevrează șuruburile de reglare astfel, încât în câmpul de vedere să se obțină imaginile suprapuse și clare ale celor două micrometre;

– se notează câte diviziuni ale micrometrului obiectiv corespund unui pătrat al micrometrului ocular, iar cunoscând valoarea unei diviziuni a micrometrului obiectiv (10 μm), se determină câți microni reprezintă latura unui pătrat al micrometrului ocular;

– micrometrul obiectiv se înlocuiește cu o lamă, pe care se află fragmentul de frunză din mediul izotonic. Pentru 10 celule se notează respectiv câte pătrate din rețeaua ocularului se suprapun pe diametrul longitudinal și transversal al fiecăreia;

– se procedează la fel pentru același număr de celule cu fragmente de frunze din mediile hipotonic și hipertonic;

- cunoscând dimensiunile unui pătrat al micrometrului ocular, se transferă în μm valorile pentru diametrul longitudinal și transversal al celulelor măsurate;
- rezultatele experimentale se introduc în Tabelul 7.1.

Tabelul 7.1

Nr. celulelor	Mediul hipotonic		Mediul izotonic		Mediul hipertonic	
	Diametrul longitudinal (μm)	Diametrul transversal (μm)	Diametrul longitudinal (μm)	Diametrul transversal (μm)	Diametrul longitudinal (μm)	Diametrul transversal (μm)
1						
2						
3						
4						
5						
6						
7						
8						
9						
10						
Valorile medii						

Importanța osmozei în practica medicală

Presiunea osmotică este factorul important, care asigură menținerea volumului și în consecință – arhitectura celulară, integritatea morfologică și funcțională a celulelor.

Osmoza intervine în schimbul de substanțe dintre organisme și mediul ambiant, dintre celule și mediul extracelular.

Determinarea punctului crioscopic poate oferi informație despre concentrația moleculară a serului sanguin sau a altor lichide biologice. Calculul presiunii osmotice permite studiul funcționării diferitor sisteme fiziologice. Comparând presiunile osmotice ale diferitor lichide biologice în stare normală și patologică, se pot urmări anumite aspecte ale metabolismului hidro-electrolitic, a funcției renale etc. Trecerea unor substanțe între compartimentele vascular și intracelular are loc sub influența diferenței de presiune pe ambele părți ale peretelui capilar. Volumul celulei variază în funcție de concentrația mediului extracelular. Această variație oferă un model pentru studiul fenomenelor de permeabilitate a membranelor celulare.

Osmoza are o importanță destul de mare pentru procesul de dializă și hemodializă. Prin dializă se elimină din organism reziduurile și fluidele pe care rinichii nu sunt capabili să le elimine. De asemenea, dializa are rolul de a menține echilibrul organismului, corectând nivelurile diferitor substanțe toxice din sânge. Fără dializă toți pacienții cu insuficiență renală completă ar muri din cauza acumulării toxinelor în circuitul sanguin. Procesul de dializă are loc cu ajutorul aparatului de dializă (Fig.7.5).

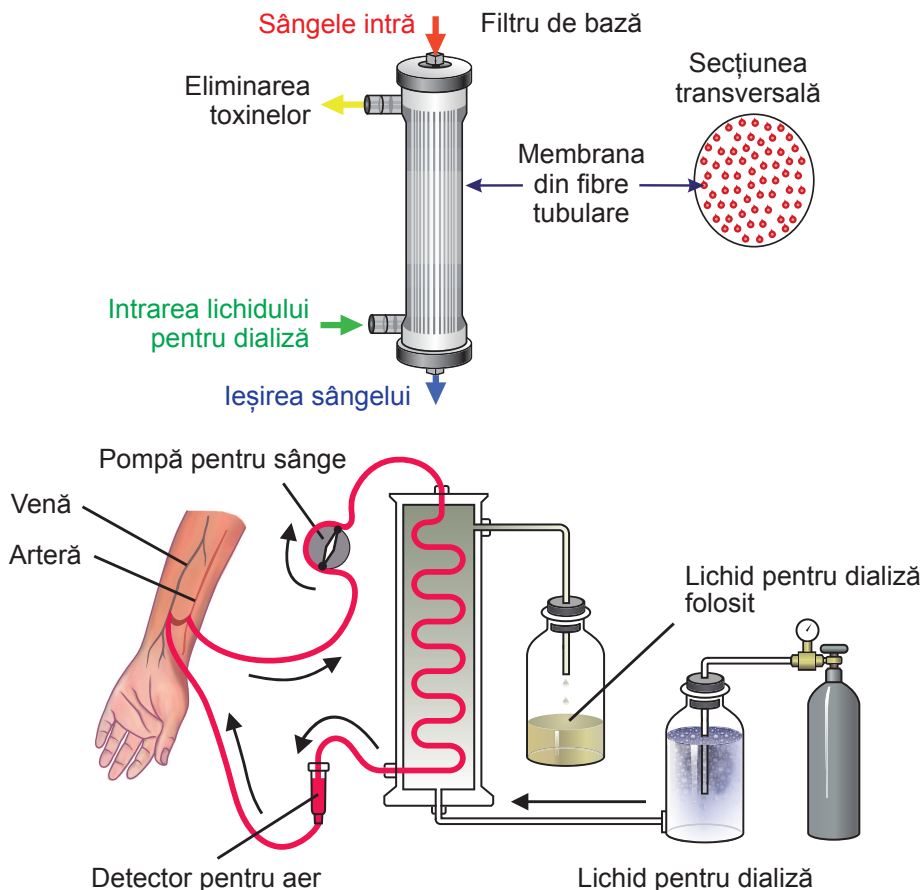


Fig. 7.5. Procesul de dializă

Exerciții:

1. Soluțiile se numesc izotonice dacă:

- au aceeași temperatură și solvent comun;
- la aceeași temperatură au concentrații molare egale;
- au aceeași concentrație molară și același solvent;
- la aceeași temperatură au concentrație molară egală și solventul comun.

2. Presiunea osmotică crește:

- a) proporțional cu temperatura până la 40°C;
- b) proporțional cu $(1 + \alpha t)$ numai până la o anumită temperatură;
- c) invers proporțional cu $(1 + \alpha t)$;
- d) invers proporțional cu temperatura.

3. Presiunea osmotică a sângelui omului este 0,77 Mpa. Câți moli de NaCl trebuie să conțină soluția fiziologică izotonică în 200 ml apă la temperatura de 37°C?

- a) 0,18 mol/l; b) 0,16 mol/l; c) 0,18 mol/l; d) 0,14 mol/l.

4. În soluție izotonică de NaCl hematiile au formă de disc biconcav cu aria suprafeței 160 mm² și volumul 85 mm³. Într-o soluție hipotonică datorită osmozei ele capătă forma sferică, păstrând aceeași arie a suprafeței. De câte ori se mărește volumul hematiilor?

- a) de 2,2 ori; b) de 3,4 ori; c) de 2,6 ori; d) de 2,4 ori.

5. Calculați presiunea osmotică la 27°C a unei soluții apoase care conține 9g de glucoză și 2,92 g de NaCl pe litru ($M_{\text{NaCl}} = 8,5$, $M_{\text{glucoză}} = 180$).

Răspuns: $373,5 \cdot 10^{-3}$ Pa.

8. DETERMINAREA CONCENTRAȚIEI UNOR ELECTROLIȚI PRIN METODA CONDUCTOMETRICĂ

Scopul lucrării:

- Prezentarea aspectelor teoretice privind metoda conductometrică;
- Familiarizarea cu elemente constructive și principiul de funcționare a punții lui Kohlrausch și a conductometrelor electronice;
- Determinarea conductivității soluțiilor cu concentrații cunoscute și trasa-rea curbei de etalonare;
- Determinarea concentrațiilor soluțiilor necunoscute cu ajutorul curbei de etalonare.

Noțiuni teoretice

Curentul electric este definit ca o mișcare ordonată a purtătorilor de sarcină electrică într-un mediu care poate fi solid (ex., metal), lichid (ex., soluția unui electrolit).

Proprietatea unor corpuri de a permite trecerea curentului electric sub acțiunea unui câmp electric exterior se numește **conductibilitate electrică**. În cazul conductorilor de ordinul I (metalele), purtătorii de sarcină sunt electronii, iar în cazul conductorilor de ordinul II (electroliti), purtătorii de sarcină sunt ionii pozitivi (cationii) și ionii negativi (anionii). Este de menționat că în acest caz transportul sarcinilor electrice se realizează concomitent cu un transport de substanță.

Rezistența unui conductor electric reprezintă forța pe care acesta o opune la trecerea curentului electric și este direct proporțională cu lungimea sa și invers proporțională cu secțiunea. Rezistența electrică **R** este redată de relația:

$$R = c \frac{l}{S}, \quad (8.1)$$

unde **l** este lungimea conductorului și **S** este secțiunea conductorului, iar **ρ** este rezistivitatea sau rezistența specifică. Unitatea de măsură în SI a rezistenței este Ohm (Ω). Mărimea inversă rezistenței electrice **G** se numește **conductanță electrică** și se exprimă prin relația:

$$G = \frac{1}{R}$$

Unitatea de măsură în SI este Siemens (Ω^{-1}).

Rezistivitatea ρ reprezintă rezistența electrică în Ohmi a unui cub cu latura de 1 cm, dintr-o substanță solidă sau soluție, atunci când tensiunea se aplică pe două fețe opuse ale sale. Se exprimă în Ohmi \times cm ($\Omega \cdot \text{cm}$). Mărimea inver-

să rezistivității se numește **conductivitate** (conductibilitate electrică specifică), aceasta se exprimă prin relația:

$$\chi = \frac{1}{\rho} \quad (8.2)$$

Unitatea de măsură în practică se exprimă în $\Omega^{-1} \cdot \text{cm}^{-1}$ sau în S.I. în S/m (Siemens pe metru).

Ținând cont de relația (8.1) și (8.2) pentru conductanță rezultă relația:

$$G = \chi \frac{S}{l}. \quad (8.3)$$

Evident că conductanța depinde de natura substanței, temperatură, iar în cazul soluțiilor și de concentrație.

Conductivitatea electroliților crește o dată cu ridicarea temperaturii, precum și la creșterea concentrației soluțiilor, însă până la un anumit maxim după care scade.

Apa foarte pură conduce extrem de puțin curentul electric, urmele unor impurități ca CO_2 din atmosferă sau substanțele dizolvate din sticlă măresc conductibilitatea ei. Pentru a fi folosit ca solvent pentru determinări de conductibilitate, apa trebuie purificată în mod deosebit și păstrată în vase de argint.

Substanțele lichide neionice, perfect pure ca HCl , SO_2 , NH_3 conduc extrem de puțin curentul electric. Dacă în aceste lichide se dizolvă electroliți, aceștia conduc curentul electric, dar în mai mică măsură decât în soluții apoase.

Metode de determinare a conductivității electroliților

Metodele experimentale de determinare a conductivității soluțiilor de electroliți se rezumă practic la determinarea rezistenței acestora. În acest scop, este folosită puntea Kohlrausch, care reprezintă o punte Wheatstone modificată prin înlocuirea sursei de tensiune continuă cu o sursă de tensiune alternativă, și una din rezistențe cu celula de măsură (Fig. 8.1).

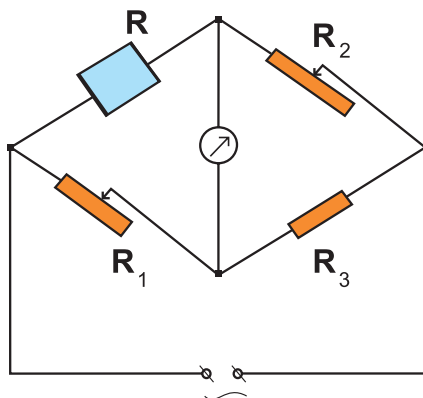


Fig. 8.1. Puntea lui Kohlrausch

unde: R – rezistența soluției din celula de măsură; R_1 și R_2 – rezistențe variabile; R_3 – rezistență cunoscută. Schema este alimentată cu curent electric alternativ de 1000 Hz, pentru a evita polarizarea electrozilor. Variind mărimea rezistențelor R_1 și R_2 puntea se echilibrează, galvanometrul semnalizează lipsa curentului.

În aceste condiții are loc relația: $\frac{R}{R_1} = \frac{R_2}{R_3}$, de unde

$$R = R_1 \frac{R_2}{R_3}$$

Cunoscând rezistența R , se determină conductivitatea soluției prin relația:

$$\chi = \frac{l}{s} \quad (8.4)$$

unde l este distanța dintre electrozii din celula de măsură; s – suprafața electrozilor. Raportul $\frac{l}{s}$ poartă numele de **constanta celulei de măsură**.

În cazul **conductometrelor electronice**, ansamblul electrozilor este separat de celula de măsură, putând fi introduși în orice vas. Trei electrozi, cu forma unor inele din platină platinată, sunt montați pe o baghetă de sticlă și introduși într-un tub confecționat din rășină epoxidică. Doi electrozi marginali sunt legați împreună, constituind un „singur“ electrod, electrodul din mijloc constituind al doilea electrod.

În determinările experimentale de precizie este important a se menține o temperatură constantă.

Solventul cel mai utilizat la prepararea soluțiilor de electrolit fiind apa, este important a folosi o apă cât mai pură.

Determinarea conductivității soluțiilor de electroliți

În vederea determinării conductivității soluțiilor de electroliți este necesară cunoașterea constantei celulei de măsurare, adică a raportului l/S .

Experimental, constanta celulei de măsurare se determină cu ajutorul unei soluții de electrolit cu conductivitate cunoscută, de obicei KCl $0,01 \div 1 \text{ mol/l}$. Conform relației (8.2), constanta celulei de măsurare este:

$$C = \frac{l}{S} = \chi R = \frac{K}{G} \quad (8.5)$$

în care R , c , G sunt, respectiv: rezistența, rezistivitatea, conductanța soluției de clorură de potasiu de concentrație cunoscută, de exemplu $0,1 \text{ mol/litru}$. Cunoscând K din tabele și determinând R , sau direct G , se calculează constanta celulei cu ajutorul relației (8.5).

Practic se procedează astfel:

– În laborator se folosește un conductometru electronic prevăzut cu un ansamblu de electrozi din platină platinată (Fig.8.2). După pornirea conductometrului, se procedează la etalonare conform instrucțiunilor de lucru.

– Celula de conductanță se imersează în soluția de clorură de potasiu $0,1 \text{ mol/litru}$ aflată într-un pahar de $50\text{--}100 \text{ mL}$, astfel ca nivelul soluției să depășească cu 5 mm orificiul din tubul protector. După stabilizarea valorii indicate se citește direct valoarea lui G .



Fig. 8.2. Conductometru

– Înainte și după fiecare determinare, celula de conductanță se spală prin cufundare repetată într-un pahar cu apă distilată și prin introducerea unui jet de apă distilată cu piseta prin orificiu.

– Cunoscând constanta celulei de conductanță și determinând experimental conductanța unor soluții de electrolit G , se poate calcula conductanța specifică a acestora cu relația:

$$K = G \cdot C \quad (8.6)$$

– Se determină conductivitatea pentru următorii electroliți: acid sulfuric, acid clorhidric sau acid acetic. Determinările se fac pentru $6\div 8$ diluții cuprinse între 1 și $10^{-3} \text{ mol/litru}$, care se obțin prin diluări succesive ale soluțiilor concentrate. Este foarte important ca electrozii să fie în prealabil foarte bine spălați cu apă distilată.

Ordinea de determinare a conductanței este de la soluțiile mai diluate spre cele mai concentrate, eliminându-se astfel spălările intermediare ale electrozilor.

– În vederea excluderii erorilor datorate conductanței solventului, la diluții mari, este necesar să se determine conductanța apei distilate folosite la prepararea soluțiilor $(G)_{H_2O}$, care se scade din valoarea conductanței soluției studiate $(G)_1$, determinată experimental. Conductanța reală a electrolitului este:

$$G = (G)_1 - (G)_{H_2O} \quad (8.7)$$

– Valoarea corectă pentru $(G)_{H_2O}$ se obține prin spălări repetate, până când două determinări consecutive dau aceeași valoare pentru conductanța apei distilate.

– După terminarea determinărilor, electrozii se spală cu apă distilată.

– Conductanța molară a soluțiilor de electrolit se calculează cu ajutorul relației:

$$G = KV = \frac{\chi}{C^N},$$

unde, V este volumul soluției în care se găsește dizolvat un mol de electrolit; C^N – concentrația echivalentă (normală) a electrolitului, menționăm că concentrația echivalentă reprezintă numărul de echivalenți de solvit la un litru de soluție. Un **echivalent** (E_q) reprezintă cantitatea de substanță care conține N_A de sarcini electrice elementare (vezi *Biofizica. Prelegeri*, D. Croitor și alții, pag. 42); G – conductanța molară, K – conductanța specifică.

– Rezultatele experimentale se prezintă în tabelul 8.1:

Tabelul 8.1

Soluția	Concentrația (Eq/l)	Conductanța ($\mu\text{S/cm}$)
Apă distilată	–	
Apă de la robinet	–	
Soluția 1	0,1	
Soluția 2	0,2	
Soluția 3	0,3	
Soluția 4	0,4	
Soluția 5	0,5	
Soluția 6	X_1	
Soluția 7	X_2	

Folosind datele din tabelul 8.1, se trasează un grafic care poartă denumirea de curbă de etalonare și care reprezintă variația conductanței (G) în funcție de concentrație (C^N). Curba de etalonare servește la determinarea unor concentrații necunoscute.

Aplicarea determinărilor conductometrice în medicină

Metoda conductometrică este o metodă de laborator puțin costisitoare, ce poate fi utilizată pentru controlul purității și determinarea concentrației diverselor soluții de interes medical. Nu este o metodă selectivă, ea permițând doar o evaluare globală a concentrației ionilor din soluție.

În practică se pot măsura conductivități în intervalul 20–200 000 $\mu\text{S}/\text{cm}$, cu aparate ce respectă normele de metrologie legală. În industria farmaceutică, prin metoda conductometrică se verifică puritatea apei utilizate ca solvent medicamentos.

În Tabelul 8.2 sunt prezentate valorile conductivității apei la 25°C în funcție de puritatea ei:

Tabelul 8.2

Apă pură	0,055 $\mu\text{S}/\text{cm}$
Apă deionizată	1 $\mu\text{S}/\text{cm}$
Apă de ploaie	50 $\mu\text{S}/\text{cm}$
Apă potabilă	500 $\mu\text{S}/\text{cm}$
Apă uz industrial	5 mS/cm
Apă de mare	50 mS/cm

În laborator conductometria poate fi utilizată și pentru titrarea substanțelor. O metodă de investigare medicală este tomografia electrică de impedență, ce analizează conductivitatea și permitivitatea electrică a țesuturilor. Se poate utiliza în depistarea embolilor pulmonari.

Majoritatea țesuturilor (excepție făcând țesutul nervos și muscular) pot fi considerate izotrope din punct de vedere electric, putându-se determina valoarea rezistivității lor. Orice alterare a structurii normale a țesutului se poate reflecta printr-o modificare a rezistivității sale electrice.

Exemple de valori normale ale rezistivității unor țesuturi umane sunt date în Tabelul 8.3:

Tabelul 8.3

Țesut	Rezistivitate ($\Omega \cdot \text{m}$)
sânge integral	1,6
plasmă	0,7
lichid cefalorahidian	0,7
țesut adipos	25
țesut osos	158–215
creier	5,8
ficat	7
plămân	20
țesut muscular	1,9 (longitudinal) și 13,2 (transversal)

Exerciții:

1. Care este valoarea normală a rezistivității plasmei la 37°C?
 - a) $25 \Omega \cdot m$
 - b) $0,7 \Omega \cdot m$
 - c) $7 \Omega \cdot m$
 - d) $20 \Omega \cdot m$
 - e) $2 \Omega \cdot m$

2. Care dintre afirmațiile de mai jos este corectă?
 - a) conductometrele sunt aparate destinate măsurării conductanței electrice;
 - b) conductanța este o mărime fizică adimensională;
 - c) conductometria cuprinde metode electrochimice de analiză a conductibilității ionice a soluțiilor de electroliți;
 - d) un câmp electric determină migrarea ordonată a purtătorilor de sarcină electrică;
 - e) conductanța este o mărime fizică direct proporțională cu rezistența electrică.

3. Identificați răspunsul corect:
 - a) electroliții sunt substanțele ale căror soluții conduc curentul electric;
 - b) prin dizolvarea în apă a unui electrolit, moleculele sale nu disociază;
 - c) electroliții tari se găsesc în soluții apoase în exclusivitate sub formă ionică;
 - d) disocierea în apă a unui electrolit dă naștere unor ioni negativi, numiți cationi, respectiv, unor ioni pozitivi numiți anioni;
 - e) soluția unui electrolit slab se prezintă sub forma unui amestec de molecule nedisociate și ioni.

4. Definiți conductanța unui mediu:
 - a) $G = \rho \cdot \frac{S}{l}$;
 - b) Conductanța unui mediu este valoarea inversă rezistenței electrice a aceluși mediu;
 - c) $G = \frac{1}{R^2}$;
 - d) Conductanța unui mediu este o mărime fizică adimensională;
 - e) $G = \frac{1}{R}$.

5. Într-un experiment uzual de conductometrie, în soluția de electrolit studiată se introduc doi electrozi între care se aplică o diferență de potențial electric. Care dintre afirmațiile de mai jos sunt adevărate?

a) datorită valorii mari a permitivității electrice relative a apei, forțele de atracție electrostatică dintre ionii ce compun moleculele electrolitului cresc, prin urmare, molecula devine mai stabilă și nu disociază;

b) moleculele electrolitului se scindează în ioni, care, la rândul lor, nu sunt afectați de câmpul electric generat între cei doi electrozi;

c) ionii pozitivi (anionii) rezultați din disocierea electrolitului vor migra către electrodul pozitiv;

d) în contact cu solventul, electrolitul se va desface în ioni, particular cu sarcina negativă migrând în câmpul electric către electrodul pozitiv;

e) purtătorii de sarcină rezultați din disocierea electrolitului vor fi atrași de câmpul electric, fiecare migrând către electrodul de semn contrar sarcinii sale electrice.

6. Care este unitatea de măsură a conductanței?

- a) ohm b) $\text{ohm} \times \text{cm}$ c) Siemens
d) 1/Siemens e) volt

7. Selectați varianta corectă referitor la rezistența electrică a unui conductor:

a) dependența rezistenței electrice de materialul conductor este asigurată de o constantă de material numită rezistivitate;

b) depinde invers proporțional de aria secțiunii transversale a conductorului;

c) variază direct proporțional cu conductanța electrică;

d) depinde de natura materialului din care este confecționat conductorul printr-o constantă de material numită constanta celulei;

e) scade cu creșterea lungimii conductorului.

8. Alegeți răspunsul corect referitor la conductivitate:

a) se definește ca inversul conductanței electrice;

b) este o mărime fizică fără unitate de măsură;

c) se mai numește și conductanță specifică;

d) se definește ca inversul rezistivității;

e) se măsoară în S.I. în $\Omega^{-1} \cdot \text{m}^{-1}$.

9. EFECTE ULTRASONORE TEHNICI ȘI METODE UTILIZATE ÎN MEDICINĂ

Scopul lucrării:

- Prezentarea aspectelor teoretice privind ultrasunetul;
- Studiul efectelor fizice și biologice ale ultrasunetelor;
- Realizarea unor demonstrații frontale, care reflectă importanța în practica medicală a ultrasunetelor.

Noțiuni teoretice

Sunetul reprezintă vibrații mecanice ale particulelor unui mediu elastic (lichid, solid sau gazos), care se propagă sub formă de unde longitudinale cu frecvențe cuprinse între 16 Hz și 20 KHz . Pentru a obține sunetul este nevoie de trei elemente principale: *sursă*, *mediu* de propagare și *receptor*. Ținând cont de proprietățile fizice ale sunetului, se clasifică în: *infrasunete*, *sunete* și *ultrasunete* (Fig. 9.1).

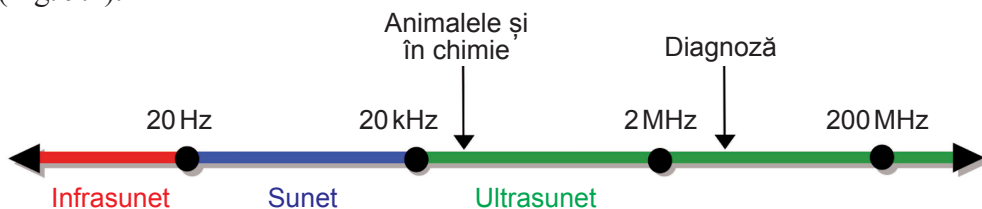


Fig. 9.1. Diagrama sunetului

Infrasunetele sunt unde sonore cu frecvența sub 20 Hz . Aceste unde sonore nu sunt recepționate de urechea umană, dar pot fi percepute de unele animale, păsări sau pești. Infrasunetele pot fi produse de explozii, seisme, avioane cu turboreacție, furtuni, uragane. Ele sunt caracterizate de capacitatea acestora de a acoperi distanțe mari și de a ocoli obstacole fără multă disipație. Acestea sunt utilizate în special în seismologie la studiul cutremurelor.

Ultrasunetele sunt undele sonore a căror frecvență este cuprinsă între $2 \times 10^4 \text{ Hz}$ și 10^{10} Hz . Producerea ultrasunetelor se realizează cu ajutorul dispozitivelor numite **transductoare piezoelectrice** și **transductoare magnetostrictive**. Producerea și recepționarea ultrasunetelor cu ajutorul transductoarelor piezoelectrice are loc datorită *efectului piezoelectric direct* și *efectului piezoelectric invers*.

Transductorul piezoelectric se bazează pe efectul **piezoelectric invers**, care constă în deformarea elastică a unor cristale la aplicarea unei diferențe de potențial între fețele lor. **Efectul piezoelectric direct** constă în apariția

diferenței de potențial electric pe fețele unor cristale, sub acțiunea unei presiuni din exterior (Fig. 9.3). Ca exemplu de astfel de cristale pot fi: cuarțul, sarea Segnette, unele materiale ceramice ș.a.

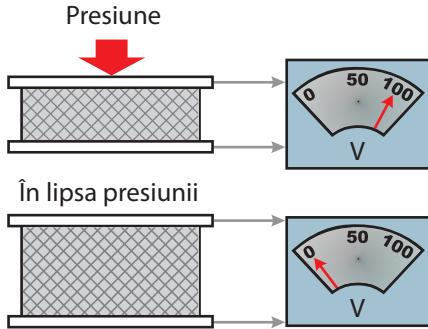


Fig. 9.2

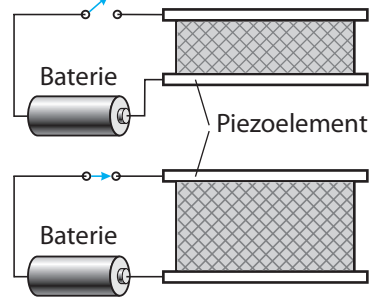


Fig. 9.3

Aplicarea unei tensiuni electrice alternative (Fig. 9.4), determină comprimări și dilatări succesive ale cristalului, emițând unde acustice (ultrasunet). Frecvența ultrasunetului produs cu ajutorul efectului piezoelectric invers este egală cu frecvența curentului alternativ ($v_{\text{ultrasunet}} = v_{\text{tensiunea electrică}}$).

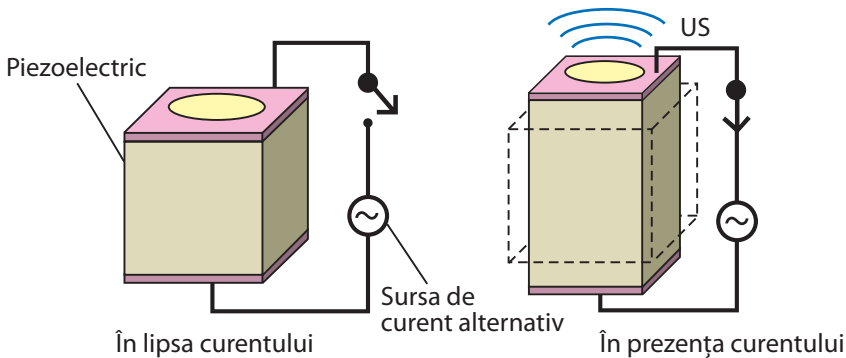


Fig. 9.4

Transductorul (emițătorul) **magnetostrictiv** se bazează pe modificarea dimensiunilor unui corp feromagnetic, situat într-un câmp magnetic exterior (Fig. 9.5). Emițătorul magnetostrictiv este construit dintr-o bară feromagnetică (Fig. 9.5), plasată în interiorul unui solenoid, alimentat de curent electric alternativ.

Bara se dilată când curentul electric din solenoid atinge valori maxime și revine la dimensiunile inițiale, când valorile intensității curentului devin nule. Astfel bara suferă alungiri la fiecare alternanță a câmpului magnetic (Fig. 9.5), adică oscilează cu o frecvență dublă în raport cu frecvența curentului electric ($v_{\text{ultrasunet}} = v_{\text{tensiunea electrică}}$).

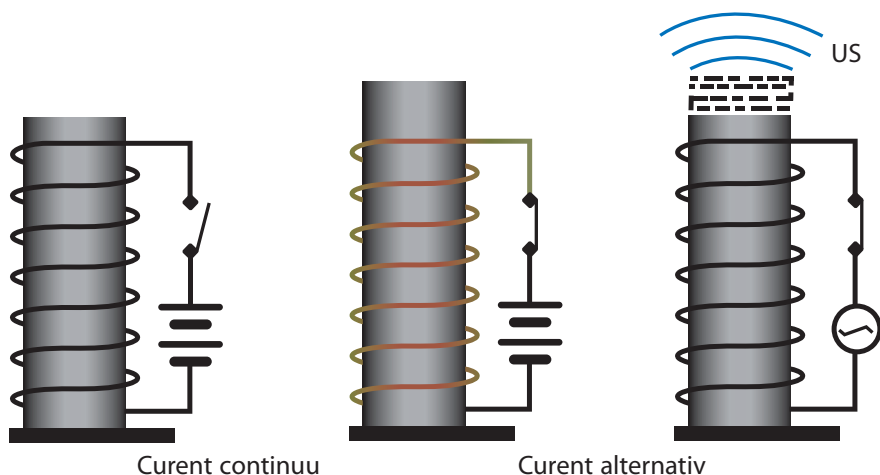


Fig. 9.5

Recepționarea ultrasunetelor se face cu un dispozitiv (receptor de ultrasunete) care funcționează în baza efectului piezoelectric direct. Undele ultrasonore duc la polarizarea cristalului piezoelectric și ca urmare la generarea câmpului electric alternativ.

Propagarea undelor ultrasonore, prin medii elastice, are loc cu viteze ce depind de elasticitatea și densitatea mediului, fiind cuprinse între $3 \times 10^2 \text{ m/s}$ și $6 \times 10^3 \text{ m/s}$. Având o lungime de undă (λ) mică ($0,2 \text{ m}$ și $0,3 \text{ m}$), ultrasunetele se propagă sub formă de fluxuri înguste bine orientate. Propagarea ultrasunetelor este însoțită de fenomene de reflexie, refracție, difracție, interferență și absorbție a energiei transportate. Reflexia ultrasunetelor are loc la interfața dintre două medii cu impedanțe acustice diferite (vezi *Biofizica Medicală. Prelegeri*, D. Croitoru, Chișinău, 2013, pag. 210). Impedanța acustică specifică a aerului este de $\approx 3 \times 10^3$ ori mai mare ca impedanța acustică specifică a mediilor biologice. De aceea, dacă emițătorul de ultrasunete va fi lipit de corpul omului, ultrasunetele nu vor pătrunde în el, ci se vor reflecta de la stratul subțire de aer dintre emițător și corpul omului (vezi reflexie internă totală în lucrarea „Determinarea concentrației unor soluții prin metoda refractometrică”). Pentru a exclude stratul de aer, suprafața supusă ultrasonării trebuie acoperită cu un strat de ulei, vaselină, apă etc.

Efecte fizice ale ultrasunetelor

Efectele fizice ale ultrasunetelor sunt: mecanice, termice, electrice, optice, chimice. Din *efectele mecanice* fac parte: cavitația, dispersia, precipitarea, degazarea lichidelor, coagularea ș. a.

Cavitația este un fenomen deosebit de complex urmat de efecte secundare importante, apare la propagarea ultrasunetelor cu energii mari în lichide. Sursele de ultrasunete pot emite oscilații de energii considerabile (până la 20 W/cm^2) și cu presiuni de zeci de atmosfere. În așa caz apar ruperi locale ale lichidului cu apariția unor cavități inițial vidate, dar care se umplu rapid cu gaze rarefiate (provenite din gazele dizolvate) sau cu vaporii lichidului. În bulele formate presiunea variază cu zeci de atmosfere în ritmul impus de frecvența ultrasunetelor. Fiecare zonă a lichidului este supusă unor comprimări și dilatări succesive. Dacă frecvența proprie de rezonanță a cavității (care depinde în special de raza ei) e mai mare decât frecvența ultrasunetelor, comprimările și destinderile într-un punct devin atât de puternice încât lichidele „se rup”. Se formează bule gazoase mici, umplute cu vaporii, care se dilată rapid, apoi revin la un volum extrem de mic – **implozie**. Implozia durează ($0,01 - 0,1 \mu\text{s}$), se desfășoară adiabatic și duce la o creștere locală a temperaturii până la $\approx 10^4 \text{ }^\circ\text{C}$. Ele provoacă unde de șoc cu presiuni până la zeci de mii de atmosfere, care produc rupere de legături chimice, provoacă ionizări și în cele din urmă duc la distrugerea microstructurii substanței.

Dispersia are loc la intensități și frecvențe relativ mari. Iradierea cu ultrasunete permite formarea unor sisteme de dispersie, emulsii, aerosoli, hidrosoli. Efectul are loc fiindcă particulele substanței oscilează cu amplitudini diferite, iar în lichide, în special, datorită cavitației. Unda de șoc din momentul imploziei duce la o fărâmițare a particulelor substanței.

Fenomenul invers dispersării este **precipitarea**, care apare la intensități mici ale ultrasunetelor. Sub influența presiunii acustice mișcarea particulelor se amplifică și duce la creșterea probabilității ciocnirilor și deci la formarea unor agregate moleculare.

Cavitățile relativ stabile se unesc și se ridică la suprafața lichidului, emițând gaze dizolvate, astfel având loc **degazarea** lichidului.

Efectele termice se datorează energiei absorbite de către substanță, depinzând de intensitatea și frecvența ultrasunetelor și de coeficientul de absorbție al substanței. Se manifestă la intensități mici prin ridicarea temperaturii țesuturilor datorită transformării energiei ultrasonore în căldură.

Efectele electrice constau în apariția unei tensiuni alternative în lichid ca urmare a oscilației particulelor purtătoare de sarcini electrice. La suprafața de separație între două medii se formează dublul strat ionic. În cavități apar diferențe de potențial electric între pereții lor și pot produce descărcări electrice în gazele rarefiate.

Efectele optice constau în modificarea indicelui de refracție al substanței ca rezultat al comprimării și dilatării succesive a mediului în care se propagă undele ultrasonore. Se obține o rețea de difracție pentru raza de lumină, permițând vizualizarea unei ultrasonore. Distrugerea bulelor în timpul cavitației e însoțită uneori de emisia de radiații ultraviolete.

Efectele chimice depind de temperatura mediului și de concentrația substanței. Sunt legate de cavitație, constând în declanșarea sau accelerarea unor reacții chimice.

Efecte biologice ale ultrasunetelor

Efectele biologice depind de caracteristicile unei ultrasonore: intensitate, frecvență, doză. Din punct de vedere al efectelor biologice ultrasunetele au fost convențional divizate în trei grupe: de intensitate mică ($0,5-1,5 W/cm^2$), de intensitate medie ($1,5-3 W/cm^2$), de intensitate mare ($3-10 W/cm^2$).

La **intensități mici** țesuturile nu suferă schimbări morfologice, producându-se numai modificări funcționale. Apare un curent citoplasmatic ce stimulează procesele fiziologice.

La **intensități medii** curenții citoplasmatici devin puternici și împiedică desfășurarea normală a mecanismelor celulare. Se modifică permeabilitatea membranei, însă efectele rămân reversibile.

La **intensități mari** se produc modificări structurale ireversibile. Țesuturile embrionare și în general celulele tinere sunt mai sensibile la iradierea cu ultrasunete decât celulele mature.

Pentru un biosistem viu cavitația este foarte periculoasă datorită temperaturilor și presiunilor mari ce însoțesc unda de șoc a imploziei, capabilă să rupă structuri sau macromolecule aflate în zonă. La nivel molecular se produc oxidări și polimerizări, are loc ruperea unor molecule biologice, apar radicali liberi, se observă scăderea g-globulinelor etc.

La nivel celular se produce hemoliza (în soluții diluate), rupturi și luxații ale unor cili, se modifică permeabilitatea membranei celulare, crește volumul mitocondriilor, în celula hepatică crește sau scade numărul de lizozomi în dependență de parametrii radiației etc

Proprietățile pe care le posedă undele ultrasonice și efectele produse de acestea la interacțiunea cu substanța favorizează la maxim utilizarea ultrasunetelor în diverse domenii, inclusiv în medicină și farmacie.

Aplicațiile în medicină pot fi grupate în:

– **aplicații pasive**, care utilizează ultrasunete de intensitate relativ mică, ce nu produce modificări de structură a materialului biologic. Printre cele mai cu-

noscute sunt: diagnosticul prin ecografie, explorarea sistemului arterial, terapia cu ultrasunete;

– **aplicații active**, în care energia ultrasunetelor produce modificări în structura mediului prin care se propagă. Din ele fac parte: formarea emulsiilor, curățarea diferitor piese (detartraj), fărâmițarea substanțelor medicamentoase.

Efectul Doppler și utilizarea lui în practica medicală

Frecvența undelor sesizate de observator (receptor) diferă de frecvența undelor emise de sursă, atunci când sursa și receptorul sau cel puțin unul din ele se află în mișcare. Acest efect caracteristic pentru unde de orice natură, inclusiv undele ultrasonore, se numește **efect Doppler**. În Fig. 9.6 este reprezentat cazul percepției acestui efect de către doi observatori când un autovehicul se îndepărtează de unul și se apropie de celălalt cu o anumită viteză.

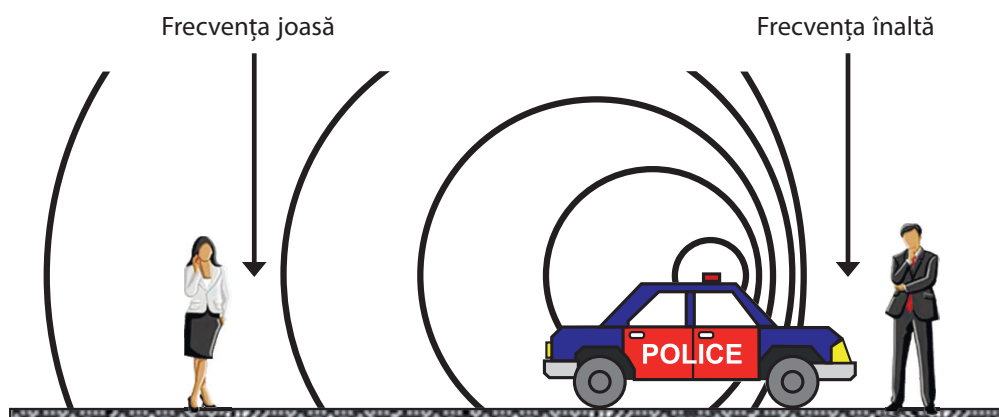


Fig. 9.6

La apropierea vehiculului frecvența sunetului percepută de observator pare mai mare decât frecvența reală, iar la îndepărtare mai mică decât frecvența reală. Efectul Doppler apare și în cazul reflexiei undelor pe un obiect în mișcare.

O aplicație practică a efectului Doppler este măsurarea vitezei sângelui în vasele de dimensiuni mari aflate în vecinătatea pielii. Dacă notăm cu f frecvența și cu c viteza unui fascicol ultrasonor trimis asupra unui vas de sânge, cu v viteza sângelui și cu θ – unghiul format între direcția fascicului ultrasonor și direcția de deplasare a sângelui (axa vasului de sânge), au loc următoarele fenomene: mai întâi, sângele recepționează semnalul, corespunzător situației în care receptorul se mișcă față de sursă. Undele ultrasonore se reflectă de la elementele figurate din sânge către suprafața corpului, astfel sângele transformându-se în sursă, iar dispozitivul de ultrasunete în receptor (Fig. 9.7). Toată informația

aceasta este transmisă unui calculator care o poate transforma cu ajutorul unui soft special în imagini simple, 2D, 3D sau video. În acest caz relația lui Doppler este reprezentată astfel:

$$\Delta f = 2f \frac{v}{c} \cos \theta$$

unde Δf este variația frecvenței ultrasunetului.

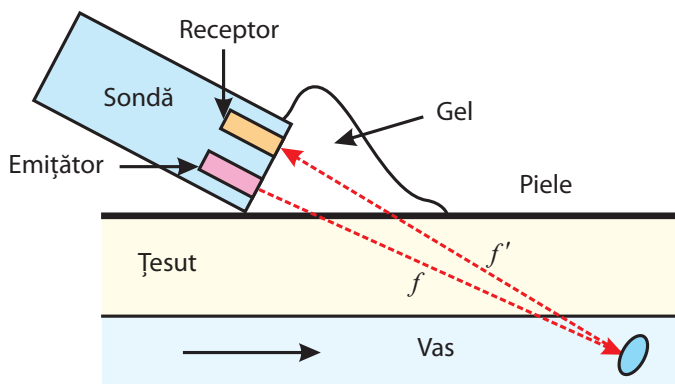


Fig. 9.7

Din relația lui Doppler rezultă că putem obține formula pentru determinarea vitezei de curgere a sângelui:

$$v = \frac{c}{2 \cos \theta} \cdot \frac{\Delta f}{f}$$

Aparatele moderne, debitmetre cu ultrasunete, măsoară, de fapt, viteza de curgere, însă pot fi etalonate astfel încât semnalul de ieșire să reprezinte debitul volumic.

Inhalatorul ultrasonor

Pentru realizarea demonstrației vom folosi inhalator destinat pentru profilaxia și tratamentul sistemului respirator. Constructiv aparatul (Fig. 9.8) include trei elemente principale: blocul electronic – 1; camera de pulverizare – 2; transductorul piezoelectric – 4.

Camera de pulverizare 2 are forma unui pahar cilindric acoperit cu capacul 3, prevăzut cu tubul de respirație 5. La fundul camerei este încorporat transductorul (element piezoceramic cu efect piezoelectric pronunțat) în peretele lateral al capacului se află trei fante de diferită lățime, iar în peretele lateral al camerei un orificiu destinat pentru reglarea fluxului de aerosol, fixându-l în dreptul fantei respective. Blocul electronic include generatorul oscilațiilor electrice cu frecvența de 2,64 MHz. Aparatul se alimentează cu curent alternativ din rețea (220V; 50 Hz).

Modul de lucru:

- în cameră 2 se toarnă soluția unei substanțe medicamentoase (e de dorit să fie colorată) până la nivelul reperului de sus;
- capacul 3 cu tubul de respirație 5 se plasează astfel ca cea mai îngustă fantă să coincidă cu orificiul în pahar;
- camera 2 se conectează la blocul electronic 1, apoi inhalatorul la priza curentului din rețea;
- aparatul se pune în funcțiune prin apăsarea comutatorului.



Fig. 9.8. Inhalatorul ultrasonor

În cameră se observă formarea aerosolilor, iar peste câteva secunde prin tubul de respirație apare un jet vizibil de aerosol.

Importanța ultrasunetului în practica medicală

Ultrasunetele sunt utilizate la ora actuală în: ecografie, fizioterapie cu ultrasunete, aerosoli cu ultrasunete, medicina estetică, chirurgie, neurochirurgie, măsurarea debitului sangvin, măsurarea dimensiunii organelor interne, distrugerea calculilor, stomatologie.

Aplicațiile ultrasunetelor pot fi active, când modifică structura țesuturilor: distrugerea microorganismelor, distrugerea pietrelor din rinichi, a calculilor biliari, și pasive când nu intervin în structura țesutului: defectoscopia ultrasonoră, microscopia ultrasonoră, ecografia, fizioterapia cu ultrasunete. Ultrasunetele datorită capacității de distrugere a microorganismelor sunt utilizate în prepararea vaccinurilor, sterilizarea și conservarea alimentelor. Vibrațiile sonore de înaltă frecvență sunt folosite pentru a trata afecțiuni de tipul artrozei și artritei, dar și boli precum incontinența urinară sau boala inflamatorie pelviană, acționând asupra locului dureros. Mai exact, se aplică o substanță specială pe zona afectată și apoi se fixează în locul respectiv un emițător cu vibrații sonore de înaltă frecvență.

Exerciții:

1. Locația ultrasonoră este metoda de:

- a) distrugere a țesutului osos cu ajutorul ultrasunetului;
- b) acțiune mecanică și termică a ultrasunetului;
- c) determinare a dimensiunilor mediilor;
- d) determinare a dimensiunilor cordului în mișcare.

2. Efectul piezoelectric invers constă în:

- a) deformația mecanică a piezoelectricului sub acțiunea câmpului electric;
- b) apariția diferenței de potențial la deformația piezoelectricului;
- c) distrugerea piezoelectricului;
- d) variația volumului piezoelectricului sub acțiunea câmpului magnetic.

3. La cercetarea cordului prin ecografie cu ultrasunet de frecvență 1000 kHz, semnalul reflectat are frecvența 10003 kHz. Viteza ultrasunetului este egală cu 1540 m/s. Care este viteza mișcării peretelui frontal al inimii spre piept?

- a) 0,45 m/s;
- b) 0,23 m/s;
- c) 0,15 m/s;
- d) 0,36 m/s.

4. Viteza de curgere a sângelui în aortă 0,3 m/s. În direcția curgerii se orientează undele ultrasonore cu frecvența 4 MHz, care se reflectă de la hematii. Care este deplasarea de frecvență Doppler?

- a) 1345 Hz;
- b) 1456 Hz;
- c) 1558 Hz;
- d) 1244 Hz.

5. Două autoturisme se mișcă unul în întâmpinarea altuia cu vitezele $v_1 = 20$ m/s și $v_2 = 10$ m/s. Primul autoturism produce un semnal cu frecvența $\nu_1 = 800$ Hz. Care va fi frecvența semnalului auzit de șoferul celui de-al doilea autoturism?

- a) 754 Hz;
- b) 82 Hz;
- c) 733 Hz;
- d) 874 Hz.

6. Pentru determinarea vitezei de curgere a sângelui într-o arteră s-a utilizat o sondă Doppler de frecvență ultrasonoră 5 MHz înclinată cu 60° în raport cu direcția curgerii. Cunoscând că variația frecvenței detectate este $\Delta\nu = 974$ Hz, și viteza ultrasunetului în mediul traversat $C = 154 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$, calculați viteza de curgere a sângelui.

7. O sondă Doppler de 4 MHz este înclinată cu 30° în raport cu direcția curgerii. Fiind cunoscute viteza ultrasunetului $c = 1500 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$ și viteza fluxului laminar arterial $V = 25 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$; calculați în Hz variația frecvenței $\Delta\nu$.

8. Sursa de ultrasunet produce în aer o undă cu lungimea de $4,4 \mu\text{m}$. Care va fi lungimea de undă la trecerea ultrasunetului în apă, dacă viteza ultrasunetului în apă este $1500 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$, iar în aer – $330 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$?

10. STUDIUL EFECTELOR TERMOELECTRICE. TERMOMETRUL ELECTRIC

Scopul lucrării:

- Prezentarea aspectelor teoretice privind fenomenele termoelectrice;
- Familiarizarea cu aplicațiile termoelectricității în practica medicală;
- Etalonarea termocuplului în calitate de termometru;
- Realizarea experienței ce reflectă demonstrativ Efectul Peltier.

Noțiuni teoretice

La contactul direct dintre două metale diferite, electronii liberi trec dintr-un metal în altul datorită mișcării termice. Fluxurile difuzate din fiecare metal la început sunt diferite din cauza că sunt diferite concentrațiile electronilor liberi.

În Fig. 10.1.a este reprezentat contactul dintre metalele 1 și 2 cu concentrațiile electronilor liberi respectiv n_1 și n_2 ($n_1 > n_2$). În acest caz apare diferența de potențial de contact cu direcția indicată în figură. Diferența de potențial duce la egalarea fluxurilor difuzate și stabilirea unui echilibru dinamic.

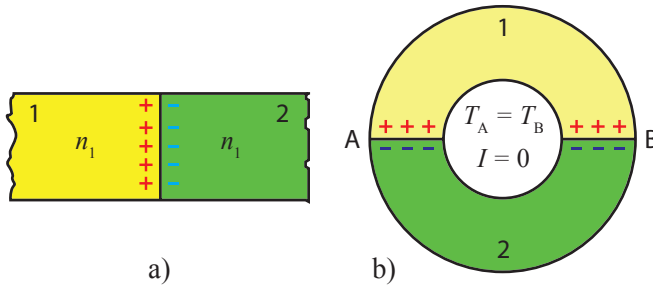


Fig. 10.1

Valoarea diferenței de potențial poate fi calculată reieșind din condiția generală de echilibru – egalitatea potențialelor electrochimice a metalelor care vin în contact.

$$RT \ln n_2 + zF\varphi_2 = RT \ln n_1 + zF\varphi_1 \quad (10.1)$$

unde: z este numărul de sarcini elementare ce se conțin în sarcina particulei încărcate; F – numărul lui Faraday, T – temperatura absolută; R – constanta universală a gazelor; φ – potențialul electric. Transformând relația (10.1) obținem:

$$RT \ln \frac{n_2}{n_1} + zF(\varphi_2 - \varphi_1) = 0 \quad (10.2)$$

Deoarece când $z = 1$, obținem:

$$U = \varphi_2 - \varphi_1 = \frac{RT}{F} \ln \frac{n_1}{n_2} \quad (10.3)$$

Din formula (10.3) rezultă că diferența de potențial de contact depinde de diferența concentrațiilor electronilor, precum și de temperatura contactului.

În cazul când se studiază un circuit închis, confecționat din metalele 1 și 2 (Fig. 10.1.b), pentru aceeași temperatură a contactelor A și B, diferențele de potențial de contact U_A și U_B sunt egale și au sensuri opuse – **curentul în circuit lipsește**. La temperaturi diferite (pentru concretizare admitem $T_A > T_B$) din relația (10.3) obținem:

$$U_A = \frac{RT_A}{F} \ln \frac{n_1}{n_2} \quad (10.4)$$

$$U_B = \frac{RT_B}{F} \ln \frac{n_1}{n_2} \quad (10.5)$$

Este evident că $U_A > U_B$, ceea ce duce la apariția **tensiunii electromotoare termice** (t.e.t.):

$$\varepsilon_t = U_A - U_B = \frac{R}{F} \ln \frac{n_1}{n_2} (T_A - T_B) \quad (10.6)$$

Notând prin β , obținem:

$$\varepsilon_t = \beta(T_A - T_B) \quad (10.7)$$

Această tensiune creează circuit curent electric I cu direcția indicată în Fig. 10.2

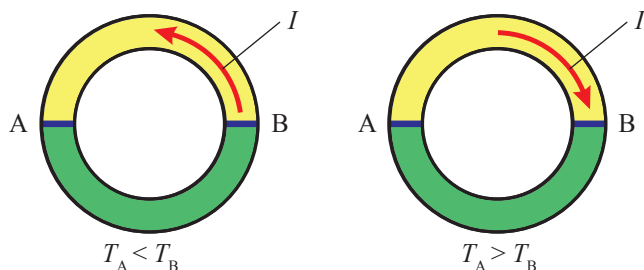


Fig. 10.2

Pentru metale concrete β este o constantă numeric egală cu t.e.t., care apare în circuit când diferența de temperaturi a contactelor este egală cu $1K$. Pentru majoritatea metalelor ea este relativ mică și se exprimă în mV/K :

Cupru – fier	0,01 mV/K ;
Constantan – cupru	0,041 mV/K ;
Constantan – fier	0,053 mV/K .

T.e.t. poate fi măsurată cu ajutorul unui galvanometru (microvoltmetru), conectat în circuitul termocuplului.

Între numărul diviziunilor, la care deviază acul galvanometrului N și t.e.t. ε_t , există o dependență direct proporțională:

$$N = \gamma \cdot \varepsilon_t \quad (10.8)$$

Substituind în (10.8) expresia pentru ε_t din (10.7), obținem:

$$N = \beta \cdot \gamma \cdot (T_A - T_B) = \alpha \cdot (T_A - T_B) \quad (10.9)$$

unde

$$\alpha = \frac{N}{T_A - T_B} \quad (10.10)$$

Relația (10.10) prezintă devierea acului la diferența de temperaturi egală cu $1K$ și se numește **sensibilitatea instalației**.

Deoarece în (10.9) este inclusă diferența de temperaturi, se poate trece la grade Celsius ($^{\circ}C$). Menținând temperatura contactului rece constantă ($t_B = const$), temperatura celui cald va deveni funcție de deviere a acului galvanometrului:

$$t_A = \frac{N}{\alpha} + t_B \quad (10.11)$$

Prin urmare, este posibilă etalonarea termocuplului în calitate de termometru.

Etalonarea termocuplului în calitate de termometru

Pentru efectuarea măsurărilor se montează instalația conform schemei din Fig. 10.3.

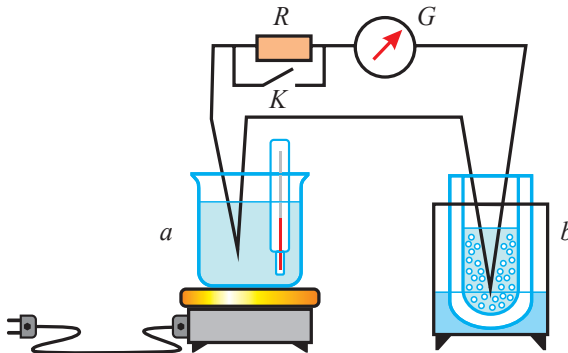


Fig. 10.3

Sudura caldă a termocuplului se introduce în vasul a , ce conține apă cu gheață și este situat pe un reșou electric. Sudura rece se introduce în vasul lui **Diuar**, umplut cu același amestec de apă cu gheață. Indicațiile galvanometrului corespund poziției nule a acului. Introducând reșoul în priză, se înregistrează peste fiecare $5^{\circ}C$ temperatura sudurii cu ajutorul termometrului cu mercur, precum și indicațiile respective ale galvanometrului. În timpul măsurărilor întrerupătorul K este închis. Măsurările continuă până la temperatura de fierbere a apei.

Valorile obținute experimental se trec în tabelul 10.1: $t_B = 0^\circ\text{C}$;

Tabelul 10.1

Nr. experienței	1	2	...	19	20
$t_A, ^\circ\text{C}$					
N					

Conform datelor din tabelul 10.1, se construiește graficul dependenței dintre t_A și N . Folosind porțiunea de mijloc a graficului, se calculează valoarea sensibilității pentru instalația de lucru.

Determinarea temperaturii cutanate cu termometrul electric

Temperatura cutanată se găsește sub influența temperaturii interioare, precum și a diverșilor factori externi, variind în diverse puncte ale corpului de la $23,2$ la 35°C . Temperatura cutanată variază în funcție de următorii factori: temperatura mediului înconjurător, felul hranei și muncii depuse, vârstă etc. Măsurarea temperaturii cutanate este un procedeu care se folosește în diagnosticul diverselor maladii cardiovasculare, reflectând de asemenea și eficiența diverselor manevre terapeutice. Deoarece temperatura cutanată este dependentă de circulația sanguină periferică, acțiunea substanțelor vasodilatatoare, de exemplu: tolazolina, histamina, salicilat de metil etc., se va repercuta asupra temperaturii cutanate.

În lucrarea de față se va urmări acțiunea uneia din aceste substanțe administrată ca unguent asupra temperaturii. Instalația este compusă din:

- instrumentul de măsură – galvanometru „Multiflex”, scara având 100 diviziuni;
- termocuplu, sudura rece a căruia este introdusă într-un recipient cu apă la temperatura camerei; sudura caldă are forma unei tije din material plastic (Fig. 10.4).

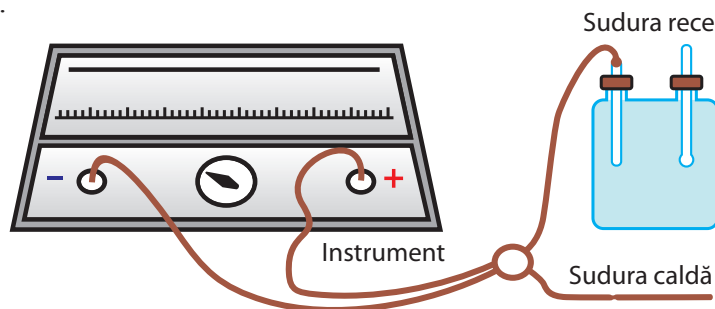


Fig. 10.4

Modul de lucru:

- se verifică dacă butonul comutatorului de domenii de măsurare al instrumentului se găsește pe poziția “0”;
- ștecărul instrumentului de măsură se introduce în priză ($\sim 220 V$) – pe scara instrumentului va apare un spot luminos în regiunea diviziunii “0”;
- cele două fire de legătură ale termocuplului se leagă la bornele instrumentului respectând polaritatea;
- se trece comutatorul instrumentului în poziția 1 : 1, spotul luminos se va deplasa spre dreapta (în funcție de temperatura laboratorului);
- pe tegumentul antebrațului mâinii stângi se aplică un strat subțire de soluție a substanței vasodilatatoare, în regiunea în care s-a măsurat temperatura inițial;
- circa 12 minute se frecționează bine regiunea menționată;
- în continuare se urmărește variația temperaturii în locul menționat peste fiecare 30 secunde;
- valorile citite se trec în tabelul 10.2 și conform lor se construiește graficul respectiv.

Observație: în cazul în care s-a lucrat pe scara 1 : 10 nu trebuie omisă multiplicarea prealabilă a lui n cu 10.

Tabelul 10.2

	Timp (s)	0	30	60	90 ...
	Temp. Iniț. t_i				
n					
t					

Importanța în practica medicală

Termoelectricitatea are patru aplicări practice principale:

1. pentru producerea generatoarelor de curent, în care are loc transformarea energiei termice în electrică;
2. termocuplul etalonat se folosește în calitate de termometru. Un astfel de termometru în medicină și biologie este utilizat atât pentru determinarea temperaturii animalelor, cât și a țesuturilor vegetale. Având dimensiuni și capacitate termică mică, ele permit determinarea temperaturii în spații mici cu o precizie suficientă și foarte rapid. Cu ele se măsoară temperatura pielii;
3. pentru determinarea intensității radiațiilor infraroșii, vizibile și ultraviolete. Efectul termoelectric stă la baza constructivă a dispozitivelor pentru măsurarea temperaturii corpurilor la distanță;

4. o deosebită importanță pentru practica medicală prezintă și **fenomenul Peltier**, utilizat în construcția diferitor dispozitive de răcire cu diverse dimensiuni.

Drept exemplu se poate menționa minirăcitorul, utilizat în chirurgia oftalmologică pentru extragerea cristalinului natural opacifiat din ochi. Pentru aceasta un răcitor în formă de ac se introduce în cristalin. La răcirea acului, pe baza fenomenului Peltier, are loc alipirea strânsă de el a cristalinului, care apoi este extras și înlocuit cu un cristalin artificial.

Experiment demonstrativ. Efectul Peltier

S-a constatat că în afară de degajarea căldurii lui Joule-Lentz, produsă de curentul electric, în contactul dintre două conductoare diferite au loc fenomene termice specifice. În funcție de direcția curentului, contactul degajă sau absoarbe căldură (respectiv se încălzește sau se răcește). Acest fenomen a fost numit **efectul Peltier** și este mai pronunțat la contactele dintre semiconductori de tip diferit (Fig. 10.5).

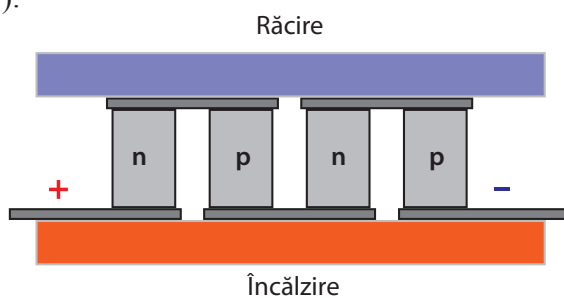


Fig. 10.5

Pentru efectuarea experienței ce demonstrează acest fenomen, servește dispozitivul reprezentat în Fig. 10.6. El conține: două bare din diferite metale 1 și 2 (fie *Sb* și *Bi*) unite prin sudură; balon de sticlă 3 în care este situată sudura; aerul din balon este separat de aerul din exterior cu picătura de apă colorată din tubul orizontal 4 și robinetul 5. Schema electrică conține sursa de curent continuu *U*, potențiometrul *P*, comutatorul *K* și ampermetrul *A*.

Când curentul circulă de la *Sb* spre *Bi*, are loc degajarea căldurii în sudură, ceea ce duce la mărirea presiunii în balon și picătura se mișcă spre dreapta. La schimbarea sensului curentului, sudura se răcește și picătura se mișcă în sens opus.

Aspectul utilizării practice a efectului Peltier se demonstrează folosind pila termoelectrică semiconductoare pentru microtomul microscopic. Pila se fixează orizontal, depunând pe suprafața ei de lucru câteva picături de apă. La conecta-

rea bateriei la sursa de curent ($35\text{ A}-0,4\text{ V}$), peste câteva zeci de secunde picăturile se transformă în gheață.

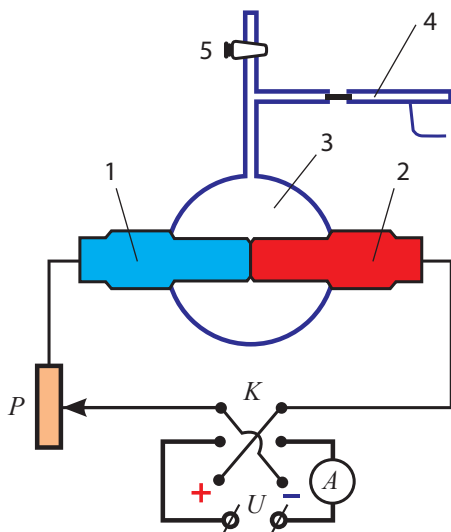


Fig. 10.6

Exerciții:

1. Viteza electronilor prin secțiunea transversală a unui conductor este egală cu $1,5\text{ cm/s}$. Concentrația electronilor este 10^{19} cm^{-3} . Care este densitatea curentului?

- a) $4,2 \times 10^4\text{ A/m}^2$; b) $2,8 \times 10^4\text{ A/m}^2$;
c) $4,6 \times 10^4\text{ A/m}^2$; d) $2,4 \times 10^4\text{ A/m}^2$.

2. Un stimulator cardiac se alimentează de la o sursă cu tensiunea de 9 V . Ce număr de termocuple platină – fier conectate în serie, cu constanta termoelectrică de $18,1 \times 10^{-6}\text{ V} \times \text{K}^{-1}$, ar putea asigura funcționarea lui?

- a) 5×10^4 ; b) 3×10^4 ;
c) 6×10^4 ; d) 4×10^5 .

3. Termocuplul din Pb-Ag, pentru diferența de temperaturi a contactelor egală cu 1 K , creează o tensiune termoelectrică de 3 mV . Acest termocuplu, conectat la un microampermetru, este utilizat în calitate de termometru. Care trebuie să fie sensibilitatea microampermetrului pentru a determina cu precizia de $0,5^\circ\text{C}$ variația temperaturii corpului omului?

- a) $\geq 3\text{ mA/div}$; b) $> 1,5\text{ }\mu\text{A/div}$;
c) $= 0,1\text{ mA/div}$; d) $= 0,5\text{ }\mu\text{A/div}$.

11. DETERMINAREA MOBILITĂȚII IONILOR PRIN METODA ELECTROFORETICĂ

Scopul lucrării:

- Studiul fenomenelor ce stau la baza metodei electroforetice;
- Familiarizarea cu aplicațiile metodei electroforetice în medicină și farmacie;
- Studiul construcției aparatului de electroforeză;
- Separarea electroforetică a ionilor anorganici;
- Vizualizarea mișcării ionilor colorați în câmpul electric.

Noțiuni teoretice

Fenomenul electrocinetic, în care are loc mișcarea orientată într-un anumit mediu a particulelor încărcate electric, indiferent de proveniența lor (ioni, particule coloidale, alte particule și bule de gaz în suspensie etc.), sub acțiunea câmpului electric exterior, se numește **electroforeză**. Electroforeza a fost descoperită de F. Reiss în anul 1807.

Deplasarea particulelor se datorește faptului că ele, absorbind sau adsorbind din jurul lor ioni, devin încărcate electric. În mod obișnuit prin electroforeză se înțelege migrarea particulelor coloidale purtătoare de sarcină electrică într-un câmp electric constant. Un caz particular al electroforezei prezintă separarea particulelor încărcate cu sarcină electrică de același semn, într-un câmp electric constant.

În funcție de natura mediului în care are loc migrarea particulelor, purtătoare de sarcină, sub acțiunea câmpului electric se distinge:

- a) electroforeza în coloane de lichid;
- b) electroforeza în corpuri poroase (hârtie de filtru, rășini sintetice etc.);
- c) electroforeza în gel.

Mărimea care se exprimă prin raportul dintre viteza mișcării orientate a unei particule încărcate într-un câmp electric și intensitatea acestui câmp se numește **mobilitatea particulei** (M). Deci conform definiției:

$$M = \frac{v}{E} \quad (11.1)$$

Dacă în relația (11.1) vom considera $E = 1$, atunci sensul fizic al mobilității este dat de expresia $M = v$, adică **mobilitatea particulei este o mărime numeric egală cu viteza mișcării ei uniforme, sub influența câmpului electric a cărui intensitate este unitară**. Unitatea de măsură a mobilității în S.I. este:

$$[M]_{SI} = m^2 v^{-1} s^{-1}.$$

În practică mobilitatea se exprimă în $[M]_{pract} = cm^2 v^{-1} s^{-1}$.

Pentru a nu confunda noțiunea de intensitate a câmpului electric (E) cu noțiunea de intensitate a curentului electric (I), reamintim:

– prin definiție **intensitatea curentului electric** reprezintă cantitatea de sarcină electrică q care traversează secțiunea unui conductor într-o unitate de timp, și se exprimă prin relația: $I = \frac{q}{t}$, unitatea de măsură în SI este $\left[\frac{C}{s}\right] = \frac{\text{Coulomb}}{\text{secundă}} = A (\text{Ampere})$;

– prin definiție **intensitatea câmpului electric** reprezintă forța F care acționează asupra unei unități de sarcină electrică introdusă în punctul dat al acestui câmp și se exprimă prin relația: $E = \frac{F}{q}$, unitatea de măsură în SI este $\left[\frac{N}{C}\right] = \frac{\text{Newton}}{\text{Coulomb}}$.

La mișcarea unei particule (sau a unui ion) care posedă sarcina electrică q sub acțiunea câmpului electric cu intensitatea E (în plan orizontal) asupra ei acționează două forțe: forța electrică F_e produsă de câmp și forța de frecare (de rezistență) F_s .

Forța electrică de accelerare se determină din relația:

$$F_e = qE = ZeE \quad (11.2)$$

unde: e – sarcina elementară și Z – numărul sarcinilor elementare din particulă. Direcția acestei forțe corespunde direcției câmpului electric, când particula posedă sarcină pozitivă, în caz contrar, direcția câmpului și cea a forței sunt de sens opus. Sub influența acestei forțe, particula, conform legii de bază a dinamicii, obține o mișcare accelerată. Concomitent crește și forța de frecare pe care o exercită mediul înconjurător asupra particulei. Valoarea forței de frecare poate fi determinată conform legii lui Stokes, valabilă numai pentru particule de formă sferică:

$$F_s = 6 \pi \eta r v \quad (11.3)$$

unde: r – este raza particulei, v – viteza particulei, η – coeficientul de vâscozitate al mediului în care se mișcă particula (vezi lucrarea *Determinarea vâscozității lichidelor*).

După un scurt timp, forța de frecare devine egală după volum cu forța electrică. Din acest moment, mișcarea accelerată se transformă în mișcare uniformă ($v = \text{const.}$), deoarece rezultanta acestor două forțe devine nulă și are loc relația:

$$F_e = F_s \text{ sau } ZeE = 6 \pi \eta r v \quad (11.4)$$

Din ultima relație se determină viteza particulei:

$$v = \frac{Ze}{6\pi\eta r} E \quad (11.5)$$

și mobilitatea particulei:

$$M = \frac{Ze}{6\pi\eta r} \quad (11.6)$$

Din relațiile (11.5) și (11.6) rezultă că în condițiile analizate viteza de mișcare și implicit mobilitatea nu depinde de masa particulei, ci numai de:

- mărimea sarcinii electrice (Ze și r);
- vâscozitatea mediului în care se mișcă.

Aparate și materiale:

Aparatul de electroforeză; benzi de hârtie de filtru Whatman; soluții de cerceat: clorură de fier $FeCl_3$ – 10% în apă și clorură de cupru $CuCl_2$ – 10% în apă; soluție colorant – ferocianură de potasiu $C_6N_6FeK_4$ – 5% în apă; pipetă; soluție tampon – acid clorhidric diluat; coală de hârtie de filtru; pensetă; cronometru; riglă cu gradații.

Descrierea aparatului de electroforeză

Acest aparat este format din două părți:

- a) camera electroforetică;
- b) sursa de curent continuu.

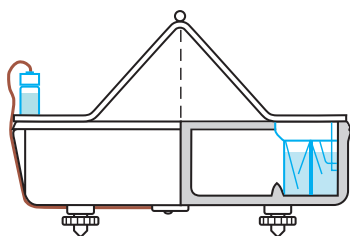


Fig. 11.1

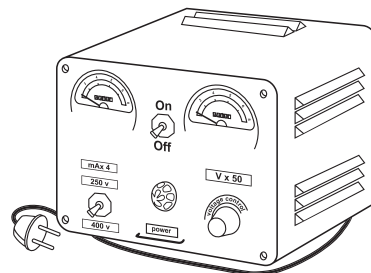


Fig. 11.2

În interiorul camerei electroforetice (Fig. 11.1), la fiecare capăt se află cuvele pentru soluția tampon. Fiecare cuvă are două compartimente, unul în care pătrunde electrodul de platină, iar celălalt în care pătrunde capătul benzii de hârtie. Cele două compartimente comunică între ele prin orificii. Camera electroforetică se alimentează de la o sursă de curent continuu cu tensiune reglabilă (Fig. 11.2). Sursa conține dispozitive de măsură (voltmetru «0 + 500V» și miliampermetru «0 + 40 mA»). Schema simplificată a camerei electroforetice este reprezentată în Fig. 11.3.

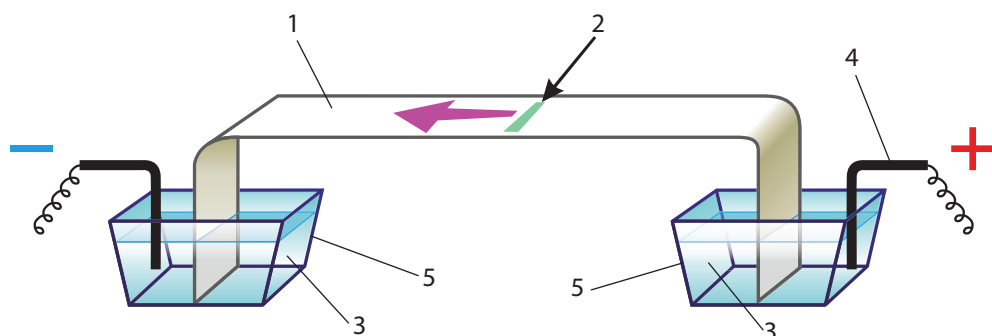


Fig. 11.3

1 – bandă de hârtie de filtru; 2 – picătura soluției cercetate; 3 – soluție tampon;
4 – electrozii metalici; 5 – cuve

Realizarea unei analize proteice a serului sanguin, prin metoda electroforetică, în procesul de studii este dificilă, deoarece numai timpul necesar pentru separarea fracțiunilor este de 7–8 ore, la care evident se mai adaugă timpul de pregătire anterioară și prelucrare a rezultatelor obținute. Însă principiul metodei poate fi studiat și prin separarea ionilor anorganici, de exemplu, a ionilor de Cu^{2+} și Fe^{3+} . Timpul necesar pentru separarea unor astfel de ioni (din cauza dimensiunilor mult mai mici) nu depășește 0,5 ore, concomitent se reduce numărul materialelor necesare și se simplifică tehnica de lucru.

Modul de lucru:

- se umectează în soluție tampon trei benzi de hârtie de filtru;
- benzile de hârtie umectate se trec în camera electroforetică, fiind așezate pe benzile de sticlă organică, astfel încât capetele libere să se cufunde în soluția tampon din cuve;
- se conectează sursa de curent la camera electroforetică și apoi la rețeaua electrică și se lasă să treacă curentul prin benzi 5–10 secunde, stabilind, după indicația voltmetrului, tensiunea de lucru $U = (300 - 400) \text{ V}$;
- se întrerupe curentul cu ajutorul comutatorului de pe panoul frontal al redresorului;
- se aplică amestecul soluțiilor de cercetat. Pentru aceasta se folosesc fâșiile înguste de hârtie de filtru, care se țin de un capăt cu penseta și se îmbibă cu amestecul cercetat, apoi se așază pe benzile de hârtie de filtru mai aproape de polul pozitiv;
- se introduce din nou sursa de curent, fixând concomitent timpul după cronometru. În decursul experimentului tensiunea se menține constantă. Intensitatea curentului variază în limitele 2–8 mA. În aceste condiții, timpul necesar pentru separare este de 20–25 minute;

- fixând timpul final, se deconectează redresorul;
- se scot benzile de hârtie de filtru din camera electroforetică, se așază pe coala de hârtie de filtru și se revelează cu soluția colorant, folosind pentru aceasta bastonașul de sticlă cu tampon de vată la un capăt. Pe fond alb apare electroforegrama alcătuită din două fâșii corespunzătoare fracțiunilor separate: **albastru** pentru ionii de **fier** și **portocaliu** pentru ionii de **cupru**;
- se determină l , măsurând distanța parcursă de ioni de la locul depunerii până la mijlocul fâșiilor colorate;
- se determină d , măsurând și adunând lungimea benzii de sticlă organică cu înălțimile de la capetele ei până la nivelul soluției din cuve;
- datele experimentale obținute se introduc în tabelul 11.1.

Reieșind din expresia de definiție $M = \frac{v}{E}$, $v = \frac{l}{t}$ și $E = \frac{U}{d}$, mobilitatea ionilor se calculează din formula:

$$M = \frac{ld}{Ut} \quad (11.8)$$

unde: l – distanța medie parcursă de ioni în timpul electroforezei; t – intervalul de timp în care a acționat câmpul electric asupra ionilor; U – tensiunea aplicată la electrozi; d – distanța dintre electrozi care, în acest caz, este egală cu lungimea benzii de la nivelul soluției tampon în una din cuve până la nivelul soluției tampon din cealaltă cuvă.

Tabelul 11.1

Nr. exp.	ioni	U, V	t, s	d, cm	l, cm	$M, \frac{cm^2}{Vs}$
1	Cu^{2+}					
	Fe^{3+}					
2	Cu^{2+}					
	Fe^{3+}					
3	Cu^{2+}					
	Fe^{3+}					

După prelucrarea matematică a datelor experimentale valoarea mobilității ionilor se exprimă astfel:

$$M = M_m \pm s \quad (11.9)$$

unde: M_m – valoarea medie; s – deviația standard.

Utilizarea metodei electroforetice în medicină și farmacie

Metoda electroforetică este folosită pentru separarea și analiza proteinelor individuale și a altor biopolimeri, a virușilor, a structurilor celulare supramoleculare, precum și a celulelor întregi. Prin această metodă se studiază componența în proteine a diverselor lichide biologice, de exemplu, sângele, urina, suc gastric etc. – factor important pentru diagnosticul diverselor maladii.

O mare importanță în diagnostică reprezintă separarea electroforetică a *fermenților în izofermenți* și aprecierea cantitativă și calitativă a lor. În imunologie una dintre metodele frecvent utilizate este *imunoelectroforeza* – separarea electroforetică a unui amestec de *anticorpi* sau *antigeni*.

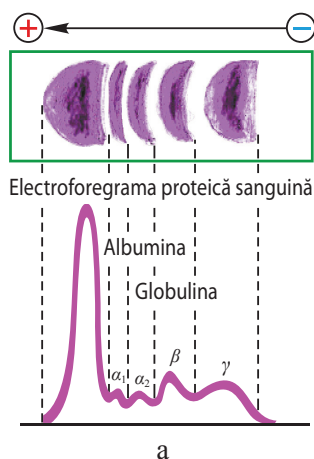
În *fizioterapie*, cu scop *curativ*, este folosită pe larg electroforeza medicamentoasă. Metoda curativă fizioterapeutică, în care se utilizează curentul electric continuu pentru a introduce substanțe medicamentoase (de obicei sub formă de ioni) în organism prin piele sau membrane mucoase, se numește *electroforeză medicamentoasă* (ionoforeză, ionoterapie electrică, galvanioionoterapie, ionogalvanizare). Simultan cu electroforeza medicamentoasă are loc și acțiunea integrală asupra organismului a curentului electric continuu – metodă denumită *galvanizare*.

La realizarea electroforezei medicamentoase între electrozi și piele se așază tampoane hidrofile, muiate în soluția substanțelor respective. Medicamentul se introduce de la polul a cărui sarcină el o posedă: anionii de la catod, cationii de la anod. S-a dovedit că unele substanțe introduse pe cale de injecții subcutanate se elimină repede pe când dacă sunt introduse pe cale electroforetică, eliminarea se face mai încet, așa că substanța își poate exercita efectele ei terapeutice.

Electroforeza este o metodă importantă pentru separarea fracțiunilor proteice din serul sanguin. Serul sanguin se prelucrează cu o soluție tampon cu reacție alcalină în urma căreia particulele proteice se încarcă negativ. De aceea în camera electroforetică picătura de ser prelucrat se depune cu micropipeta pe o peliculă de celuloză acoperită cu un strat subțire de gel, mai aproape de electrodul negativ. Proteinele, devenind ioni negativi, migrează spre anod, însă cu diferite viteze din cauza dimensiunilor și a mărimii sarcinilor lor. În consecință ele se separă spațial, formând electroforegrama proteică sanguină. Cele cinci fracțiuni proteice principale ale serului sanguin (1 fracțiune de albumină și 4 fracțiuni de globulină: α_1 , α_2 , β și γ) devin vizibile pe pelicula de celuloză, dacă după migrare se colorează cu un colorant special.

În Fig. 11.4.a este reprezentată electroforegrama proteică sanguină (în normă), unde se vede că fracțiunile proteice după revelare obțin aceeași culoare,

deoarece au aceeași natură, însă se deosebesc prin intensitatea colorației, fiindcă concentrația proteinelor în fracțiuni este diferită.



Norma %	Proteinoگرامă					
	A/g	Alb	α_1	α_2	β	γ
1,1	54,9	1,7	3,7	8,8	8,4	
2,1	66,9	3,8	12,8	14,1	18,3	
Rez.						

Fig. 11.4

Pe baza graficului se apreciază concentrația relativă a proteinelor din fracțiuni, însă, folosind metodele fotocolorimetrice, se determină valorile concentrațiilor de proteine din fiecare fracțiune și se prezintă medicului sub formă de *proteinoگرامă* (Fig. 11.4.b) – *proteinoگرامă necompletată*.

Experiment demonstrativ. Vizualizarea mișcării ionilor în câmpul electric

Brevet de invenție: SU 934533-1982

Dispozitivul utilizat este reprezentat în Fig. 11.5. El este compus dintr-un vas 1, de forma vasului Petri, confecționat din sticlă organică transparentă. Vasul este înzestrat cu doi electrozi din metal inoxidabil. Electrocul lateral 2 are forma de inel, iar cel central 3 – de disc. Fiecare din electrozi este unit cu borna de conexiune respectivă. În trei locuri echidistante pe fundul vasului sunt lipite cercurile 4, realizate din peliculă transparentă de grosime mică (0,5–1 mm).

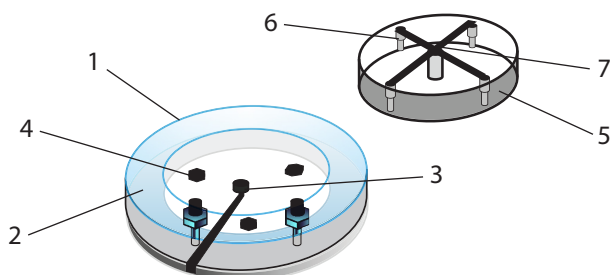


Fig. 11.5

Partea a doua a dispozitivului reprezintă un disc 5 din sticlă organică transparentă, având dimensiunile corespunzătoare capacității vasului 1. În disc sunt realizate patru găuri identice 6 și una centrală 7.

Experiența se efectuează în felul următor: în vas se toarnă apă distilată, apoi se introduce discul 5. Prin găurile din disc, surplusul de apă se înlătură, iar între disc și fundul vasului rămâne un strat de grosimea cercurilor 4. Vasul se plasează pe condensorul aparatului de proiecție.

Cu ajutorul unei pipete în două din găurile laterale se introduc câte o picătură de permanganat, iar în celelalte două – picături de soluție de eozină. Ambele soluții conțin anioni pronunțat colorați.

Electrodul lateral se conectează cu polul negativ, iar cel central – cu polul pozitiv al sursei de curent continuu (50–60 V). Ionii colorați încep imediat mișcarea vizibilă spre centru. Pe scalele de pe suprafața discului se constată mobilitatea diferită a ionilor de diferită natură.

Cu ajutorul comutatorului, peste 50–60 s, se schimbă polaritatea electrozilor, observând reîntoarcerea ionilor la pozițiile lor inițiale.

Exerciții:

1. Asupra unei particule cu sarcina $q = Ze$ în câmpul electric, cu intensitatea E , acționează forța:

a) $F = qZe$; b) $F = qZe$; c) $F = ZeE$; d) $F = Ze$.

2. Mobilitatea particulei încărcate depinde de:

- a) timpul migrării; b) intensitatea câmpului electric;
c) mărimea sarcinii; d) raza particulei.

3. Mobilitatea particulei, numeric, este egală cu viteza ei când câmpul electric este:

- a) constant; b) creat de o tensiune unitară;
c) are intensitatea constantă de 1 V/m; d) creat de o sarcină pozitivă.

4. Prin secțiunea transversală a conductorului electronii trec cu viteza $v = 1,5$ cm/s. Concentrația electronilor $n = 10^{-19}$ cm⁻³. Care este densitatea curentului?

- a) $2,4 \cdot 10^4$ A/m²; b) $2,8 \cdot 10^4$ A/m²;
c) $4,1 \cdot 10^4$ A/m²; d) $1,9 \cdot 10^4$ A/m².

5. Procedura terapeutică de electroforeză a decurs timp de 5 minute, densitatea curentului fiind 0,05 mA/cm², iar suprafața electrodului 20 cm². Câți ioni de Na⁺ au fost introduși în țesutul pacientului?

- a) $1,9 \times 10^{18}$; b) $2,1 \times 10^{18}$;
c) $1,6 \times 10^{18}$; d) $1,2 \times 10^{18}$.

12. DETERMINAREA CONCENTRAȚIEI DE GLUCOZĂ ÎN SÂNGE PRIN METODA INVAZIVĂ

Scopul lucrării:

- Familiarizarea cu proveniența și rolul glucozei în organism;
- Elucidarea esenței diabetului zaharat și urmările negative ale acestei maladii;
- Studiul metodelor de măsurare a nivelului de glucoză în sânge;
- Comunicarea unor informații despre alimentele care influențează nivelul glicemiei;
- Însușirea modului de utilizare a glucometrului de tip YUYUE și realizarea câtorva măsurări (pentru doritori).

Noțiuni teoretice:

Deși cantitativ glucidele organismului uman reprezintă numai 0,3% din greutatea corpului (în valoare absolută, circa 0,2 kg), importanța lor este extrem de mare, având un dublu rol: energetic și structural. Hidrații de carbon reprezintă principala sursă energetică a organismului, acoperind mai mult de jumătate din necesarul caloric. În acest scop, glucoza constituie materialul nutritiv de elecție, datorită câtorva particularități:

- având dimensiuni mici și fiind lipsită de încărcătură electrică, are difuzibilitate bună în țesuturi, inclusiv în celulă;
- difuzibilitatea este asigurată de procese active de transport, facilitate de prezența insulinei;
- un gram moleculă de glucoză (180 g) eliberează prin ardere o cantitate mare de energie (686 000 cal), deșeurile rezultate din acest proces (CO_2 și H_2O) fiind netoxice și ușor eliminate;
- molecula de glucoză conține o cantitate apreciabilă de oxigen, pe care îl pune la dispoziție în momentul când aportul de oxigen devine insuficient, motiv pentru care glucoza reprezintă combustibilul de elecție al contracției musculare;
- pe lângă glucoza existentă ca atare în lichidele organismului, acesta dispune de o cantitate stocată sub formă de glicogen, ușor mobilizabil atunci când necesitățile organismului o reclamă.

Eficiența energetică a arderii în organism a glucozei este de aproximativ 40% din totalul energiei produse. Restul de 60% din energia produsă se pierde sub formă de căldură (neputând fi recuperată sau transformată în alte energii

utilizabile). Pe lângă rolul energetic, glucidele participă și la alcătuirea membranelor celulare, a țesutului conjunctiv și de susținere, a țesutului nervos, precum și a unor componente cu rol funcțional de bază, cum sunt hormonii, enzimele și anticorpii.

Diabetul zaharat este un sindrom caracterizat prin valori crescute ale concentrației glucozei în sânge (hiperglicemie) și dezechilibrarea metabolismului.

Sunt cunoscute trei forme principale de diabet zaharat: tipul 1, tipul 2 și gestațional (de sarcină). Cele mai frecvente forme sunt diabetul zaharat tip 1 și diabetul zaharat tip 2.

Diabetul zaharat de tip 1 se caracterizează prin distrugerea celulelor beta pancreatice producătoare de insulină din insulele Langerhans din pancreas, fapt care conduce la un deficit de insulină. Principala cauză este o reacție autoimună mediată de limfocitele T. Diabetul zaharat tip 1 reprezintă aproximativ 10% din cazurile de diabet zaharat din Europa și America de Nord. Majoritatea pacienților prezintă debutul în plină sănătate, frecvent la vârsta copilăriei (deși poate să apară la orice vârstă).

Hormonul numit insulina permite celulelor corpului să utilizeze glucoza ca sursă de energie. Când secreția de insulină este insuficientă sau când insulina nu-și îndeplinește rolul în organism, afecțiunea se numește diabet zaharat. Diabetul poate fi ținut sub control printr-o supraveghere atentă a dietei și a greutății și prin exerciții fizice, ca supliment al tratamentului medical.

Prin digestie, unele alimente cu carbohidrați sunt transformate în zahăr (glucoză, mai exact) mai repede decât altele. Acestea au un indice glicemic mai înalt. Diabeticii ar trebui să opteze pentru alimentele care se digeră mai lent. Un aport de grăsimi și proteine poate să scadă indicele glicemic al unei mese.

Diabetul zaharat de tip 2 se datorează rezistenței crescute la insulină a țesuturilor, însoțită de scăderea secreției de insulină. Lipsa de răspuns la insulină a țesuturilor se datorează cel mai probabil modificării receptorului pentru insulină de pe membrana celulară.

Complicații. Toate tipurile de diabet au simptome și complicații similare. Hiperglicemia poate duce la deshidratare și necorijată o perioadă măsurată în săptămâni sau luni poate provoca cetoacidoză. Complicațiile de termen lung („tardive”) sunt de ordin vascular și neurologic. Problemele vasculare sunt de 2 tipuri: macrovasculare și microvasculare; cele macrovasculare sunt reprezentate de maladia cardiovasculară (infarct, angină) și accidentul vascular cerebral (AVC); problemele microvasculare sunt nefropatia diabetică (gravă maladie renală) și retinopatia diabetică (problemă care constă într-o alterare continuă și uneori brutală a retinei, fapt care poate conduce la *orbire*). Tot de

natură microvasculară este și **impotența** provocată de diabetul necontrolat, ca și o parte dintre problemele piciorului diabetic, care se manifestă printr-o lentoare a vindecării plăgilor pe extremități, infecții repetate și dificil de tratat, **gangrenă** cu risc de amputare etc. O altă categorie de complicații tardive ale diabetului sunt cele de ordin neurologic, anume neuropatia diabetică. Aceasta se manifestă prin pierderea senzației, simțului, în membrele inferioare (picioare) și dureri neuropatice (senzații de durere, arsură, în picioare, fără cauze imediate externe); Complicațiile neurologice au și ele, cel puțin în parte, tot o etiologie microvasculară.

Numărul persoanelor care suferă de diabet s-a dublat în ultimele trei decenii, un studiu estimând că în anul 2011 existau 347 milioane de diabetici la nivel mondial, față de 171 de milioane câți erau în anul 2000.

Cele menționate anterior, convingător reflectă necesitatea de a informa suficient populația despre simptomele și complicațiile diabetului zaharat, precum și a posibilității de automonitorizare a conținutului de glucoză în sânge.

Există două tipuri de metode pentru determinarea nivelului de glucoză în sânge: neinvazive și invazive.

Metodele neinvazive

Pentru confortul pacienților, monitorizarea glicemiei ar trebui să fie o metodă neinvazivă, continuă și informativă. Metodele noninvazive de monitorizare a glicemiei utilizează senzori optici. Aceștia direcționează fascicolul luminos spre piele și măsoară proprietățile luminii reflectate. Proprietățile luminii reflectate se modifică ca un rezultat al interacțiunii cu glucoza (abordare stereoscopică) sau datorită unor efecte indirecte ale glucozei prin introducerea de modificări în proprietățile pielii (abordare „scattering”). Totuși senzorii optici nu sunt capabili să măsoare cu mare precizie nivelul de glucoză.

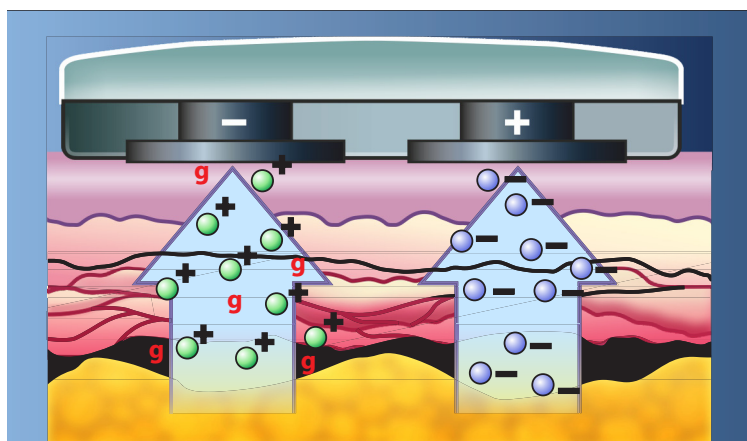
Metodele optice de măsurare a glicemiei se bazează pe proprietățile optice ale țesuturilor. Se utilizează analizoare spectrofotometrice foarte rapide care se plasează pe deget. Astfel se generează 100 de spectre per secundă. Spectrul pulsației volumului de sânge prin ciclul cardiac este cuprins între 900 și 1700 nm. Spectrul diferență se calculează pe baza semnalelor pulsatile astfel eliminându-se efectele pe care le introduce reflexia prin os sau prin țesut.

Unele metode noninvazive utilizează un senzor în infraroșu (IR) pentru a detecta nivelele de glicemie din sânge. Aceste dispozitive, în general, iluminează suprafața pielii, iar apoi măsoară absorbția de IR sau lungimea de undă specifică glucozei din sânge. Calibrarea acestor dispozitive s-a dovedit a fi o adevărată problemă datorită celorlalte substanțe din sânge care au proprietăți

similare cu cele ale glucozei și astfel interferează cu acestea putând produce erori la citire. În unele cazuri, perioada de calibrare poate ajunge la 60 de zile. Un alt aspect al calibrării este faptul că aceasta este caracteristică fiecărui individ în parte.

Metode transcutanate

Sistemele de monitorizare transcutanată a glicemiei reprezintă o metodă ne-invazivă, continuă, de măsurare a glicemiei. Funcționalitatea lor se bazează pe principiul „reverse ionopheresis”. Principiul afirmă faptul că se aplică un curent de valoare mică pe o suprafață mică a pielii pentru a extrage glucoza din molecule. La această metodă apar limitări cum ar fi întârzieri de până la 20 de minute între nivelul glicemiei citit și cel care există în organism în momentul citirii, sensibilitate mică pentru nivele de glucoză redusă și o posibilă iritare pe suprafața de contact a electrozilor cu pielea. Dispozitivele care utilizează acest principiu au nevoie de calibrare periodică.



Moleculele de glucoza fiind atrase prin piele

g = molecule de glucoza

- = ioni negativi

+ = ioni pozitivi

Fig. 12.1. Schema principală de măsurare

Metodele invazive

Metodele invazive sunt metode care necesită o anumită cantitate de sânge pentru a se putea analiza și determina concentrația de glucoză din sânge. În ultimii ani s-au dezvoltat dispozitive care necesită o cantitate mult mai mică de sânge ($1 \mu\text{L}$ sau mai puțin în comparație cu $4 \mu\text{L}$ cât necesitau dispozitivele mai vechi) pentru a putea determina nivelul glucozei. Timpul necesar unei măsurători s-a redus și el la aproximativ 5 secunde o dată cu trecerea timpului. Singura

limitare a acestor dispozitive o constituie faptul că măsurătorile pot fi inaccurate pe un interval de 2 ore după ce subiectul a luat masa sau a efectuat anumite exerciții fizice. Acest lucru se datorează faptului că vârful degetului este mai reactiv la schimbările glucozei din sânge. Din acest motiv, dispozitivele se pot utiliza atât pe braț, cât și pe vârful degetului.

De-a lungul anilor, diabeticii au fost monitorizați printr-o metodă invazivă, care presupune prelevarea unei mostre de sânge de la nivelul degetului. Noile tehnici de diagnosticare necesită o cantitate mult mai mică de sânge și permit prelevarea sângelui din zone nu atât de sensibile și dureroase, cum ar fi nivelul brațului sau cel al piciorului. Aceste tehnici de monitorizare nu sunt continue, ci se fac la intervalele de timp la care se prelevează probele de sânge.

Glucometru este aparatul destinat măsurării concentrației de glucoză din sânge, atât în laboratoarele clinice, cât și la domiciliu. Automonitorizarea glucozei din sânge trebuie făcută de 2–4 ori pe zi, în fiecare zi la momente diferite, până când se poate obține o informație completă asupra nivelelor de glicemie. După ce glicemia se stabilizează la nivelele prescrise de medic (menținerea pe cât posibil între limitele pe care le au persoanele fără diabet), numărul de auto-testări ale glicemiei în fiecare zi poate fi mai mic. Controlul diabetului se face prin monitorizarea glicemiei, care este componenta de bază în îngrijirea diabetului zaharat. Prin automonitorizare se înțelege înregistrarea glicemiilor pe care pacientul și le măsoară în intervale de timp bine determinate, cu un glucometru ce folosește stripuri sau cu un test vizual comparativ. Aceste mijloace cu care pacienții își pot măsura glucoza din sânge sunt calibrate numai pentru echivalentul de plasmă a sângelui proaspăt capilar din deget. Datele pentru automonitorizare sunt înregistrate în memoria unui glucometru, putând fi transmise și cuprind valorile glicemiilor în mg/dL , data testării și timpul (ora) efectuării acesteia. Pentru automonitorizare se calculează media glicemiilor sau se trasează un grafic cu variația în timp a glicemiilor (profilul glicemic). Profilul glicemic se calculează pentru secvențe de o zi, 7 zile, 14 zile sau 30 zile. Scopul automonitorizării este acela că bolnavul să poată oferi medicului informația esențială pentru decizia clinică și pentru stabilirea unei scheme optime de alimentație, tratament și de exercițiu fizic ale bolnavului până la vizita următoare. Testarea se face prin înțeparea cu un ac special sau cu un dispozitiv special, de regulă, în pulpa degetului, preferabil pe lateral, pentru a nu deranja suprafața folosită cel mai des a acestuia. În prealabil mâinile trebuie spălate cu apă și săpun. Se pune o picătură de sânge pe o bandetă de test atașată anterior la glucometru, se așteaptă puțin (30 sec.) și pe ecranul aparatului apare valoarea glicemiei, de regulă în mg/dl (unele aparate afișează în $mmol/l$). Determinarea se face prin fotometrie de reflectanță,

utilizând sânge capilar integral ce se poziționează pe un electrod de carbon ce funcționează ca biosenzor amperometric de glucoză.

Analiza se poate efectua în două moduri, în funcție de tipul aparatului:

– prin reflectometrie: măsurarea intensității unei raze de lumină cu lungime de undă determinată, între rezultat și cantitatea de glucoză prezentă în sânge existând un raport invers proporțional; în acest caz, glucometrul mai poate fi numit și reflectometru;

– prin conductometrie: măsurarea unui flux de electroni, cantitatea de electroni fiind proporțională cu concentrația de glucoză din proba de sânge.

Aparatele, nu mai mari decât un telefon celular, sunt ușor de manevrat dacă le înțelegem modul de utilizare, ceea ce este absolut necesar pentru o folosire corectă și optimă. În general, medicii, farmaciștii sau diabetologii sunt cei mai în măsură să dea informații complete, cu explicații clare și precise în ceea ce privește modul de utilizare a glucometrului. De pildă, este necesar să se știe cât de mare trebuie să fie picătura de sânge, cum anume se plasează ea corect, ce tip de benzi (teste) se folosesc, cum se curăță aparatul, cum i se verifică precizia, cum se calibrează cititorul de glicemie (dacă este nevoie) atunci când se folosesc benzi noi.

Modul de utilizare:



1. Spălați-vă pe mâini și ștergeți-le. Luați un strip și închideți bine cutia cu stripuri.

2. Pentru a începe introduceți stripul în aparat. Veți vedea că pe ecran apare: CH–Temperatura ambiantă–Cod strip, apoi picătura de sânge și codul stripului intermitent.

3. Asigurați-vă ca numărul codului de pe ecran este același cu numărul de cod specificat pe cutia cu stripuri.

4. Luați lansatorul de ace și așezați-l perpendicular pe piele. Apăsăți butonul ca să apară o picătura de sânge pe deget sau din braț.

5. Strângeți ușor pielea din jurul înțepăturii pentru ca picătura să fie suficientă.

6. Cât timp pe ecran apare picătura în mod intermitent plasați picătura de sânge în spațiul absorbant al stripului până când fereastra de confirmare este complet plină.

7. După ce contorul ajunge la 0 pe ecran va fi afișat rezultatul împreună cu data și ora – ele sunt apoi automat înregistrate în memorie.

8. Scoateți stripul folosit, aparatul se va închide automat.

13. ÎNREGISTRAREA POTENȚIALULUI DE ACȚIUNE LA CORDUL DE BROASCĂ

Scopul lucrării:

- Prezentarea aspectelor teoretice privind bioelectrogeneza;
- Cercetarea metodelor de înregistrare a biopotențialelor;
- Înregistrarea potențialului de acțiune la cordul de broască;
- Importanța înregistrării biopotențialelor în practica medicală;
- Confirmarea teoriei lui Einthoven prin metoda modelării.

Noțiuni teoretice

Organismele vii conțin o cantitate considerabilă de apă în care sunt solvite săruri minerale. În aceste condiții, mediile biologice sunt bogate în ioni – purtători de sarcini electrice.

Bioelectrogeneza (geneza biologică de potențiale electrice) este legată de diferența de potențial electric între fața interioară și cea exterioară a membranei celulare. Aceste diferențe de potențial sunt de ordinul 50–100 mV, potențialul fiind negativ în interior față de exteriorul membranei celulare.

Potențialul transmembranar este cauzat de diferențele de concentrație intra și extracelulară a ionilor Na^+ , K^+ și Cl^- . Aceste diferențe de concentrații se datorează activității pompei de sodiu-potasiu și în măsură mai mică datorită echilibrului Donnan.

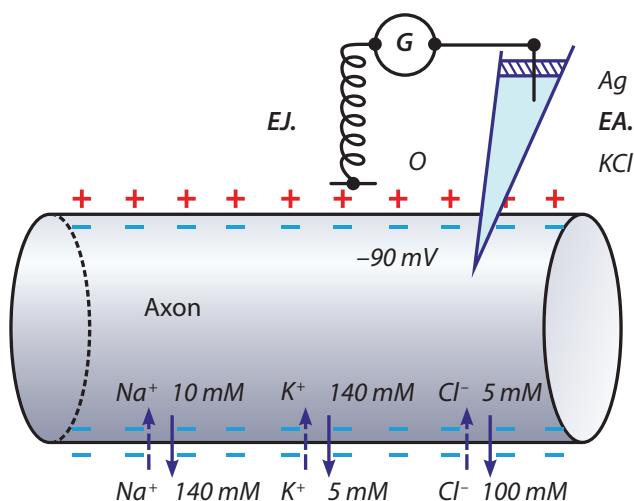


Fig. 13.1

Tensiunea între cele două fețe ale membranei celulare (potențialul de membrană) s-a măsurat printr-o tehnică de microelectrod. Un electrod este plasat la exteriorul membranei (de regulă axon de nerv), iar în interior pătrunde un vârf subțire, efilat, cu diametru de sub 1 mm, al unui microelectrod din sticlă. Microelectrodul este umplut cu o soluție saturată de KCl în contact cu un electrod de Ag peste care s-a format AgCl (Fig. 13.1).

Schema măsurării potențialului de membrană la axonul gigant de calmar: EA – electrod activ, EI – electrod indiferent, ___ – transport pasiv, _____ – transport activ.

Potențialul măsurat se numește **potențial de repaus**. Valoarea acestui potențial se determină conform ecuației lui Goldman:

$$V_i - V_e = -\frac{RT}{F} \ln \frac{P_k[K^+]_i + P_{Na}[Na^+]_i + P_{Cl}[Cl^-]_e}{P_k[K^+]_e + P_{Na}[Na^+]_e + P_{Cl}[Cl^-]_i}$$

în care: P este permeabilitatea membranei pentru ionul respectiv; $[]$ reprezintă concentrația ionilor respectivi; indicii i și e se referă la partea interioară și exterioră a membranei celulare. Remarcăm că valorile numerice ale potențialului de repaus variază în funcție de tipul de celulă, de specie etc.

O proprietate comună pentru toate celulele vii este excitabilitatea, însoțită de mai multe fenomene, printre care și anumite manifestări electrice. Ultimele sunt de fapt expresia dezechilibrului fenomenelor electrice de repaus și apariția **potențialului de acțiune**.

În Fig. 13.2 este reprezentat potențialul de acțiune înscris cu tehnica de microelectrod pe un axon gigant.

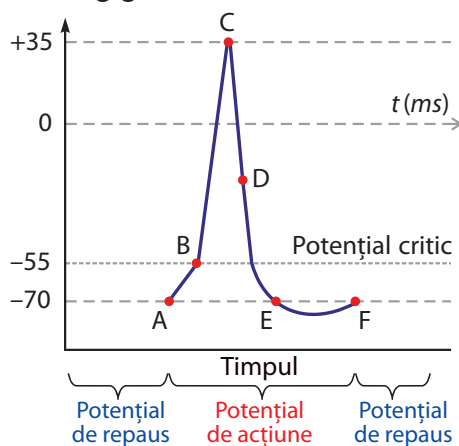


Fig. 13.2

În momentul existenței potențialului de acțiune, membrana este polarizată invers: porțiunea excitată devine negativă în exterior și pozitivă în interior.

Această stare se numește **depolarizare**. Peste o scurtă durată (milisecunde) starea membranei spontan se restabilește, ceea ce se numește **repolarizare**.

Diferențele de potențial pot fi culese și de pe un organ nelezat în timpul activității sale. În acest caz fenomenele electrice reprezintă o sumă a modificărilor potențialelor electrice din fiecare celulă. Studiind experimentul pe un mușchi se constată următoarele situații:

– în repaus, organul este polarizat și nu există nicio diferență între punctele *A* și *B* pe care sunt aplicați electrozii de culegere. Acul galvanometrului indică zero, iar grafic se înscrie o linie orizontală numită **linie de izopotențial** (Fig. 13.3.I);

– excitația aplicată în punctul *A* produce un dezechilibru între punctul *A* depolarizat (electronegativ) și punctul *B* încă polarizat (electropozitiv). Acest dezechilibru poate fi reprezentat printr-un vector orientat de la “-” la “+”. Prin circuitul exterior trece curent electric, ce provoacă devierea acului galvanometrului într-un sens și grafic se înregistrează o linie brusc ascendentă (Fig. 13.3.II);

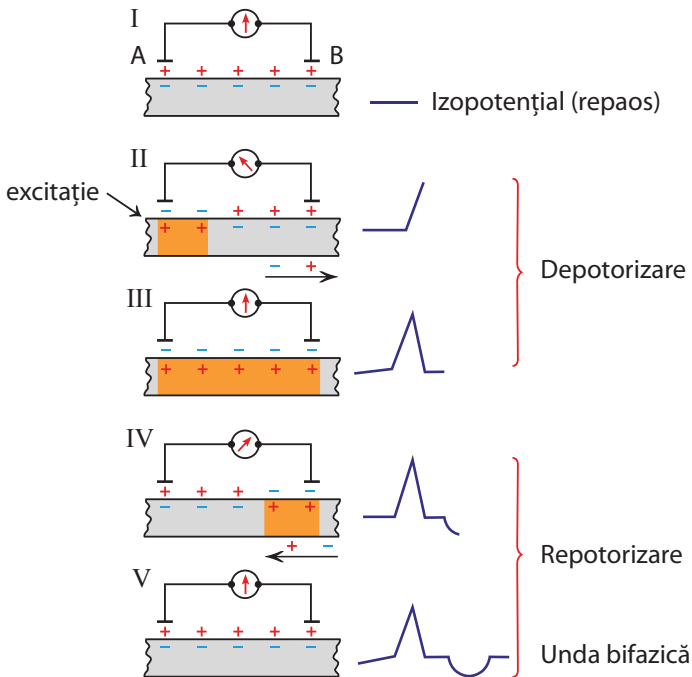


Fig. 13.3

– după ce excitația a cuprins tot mușchiul care este în întregime depolarizat, între punctele *A* și *B* din nou nu există diferență de potențial, acul galvanometrului revine la zero, iar unda revine spre linia de izopotențial unde se menține scurt timp (Fig. 13.3.III);

– urmează faza de repolarizare care începe în punctul A și se propagă în același sens cu excitația. În timpul repolarizării se produce din nou un dezechilibru electric între zona încă depolarizată (electronegativă) și zona repolarizată (electropozitivă). Acul galvanometrului va fi deviat în sens opus celui de la depolarizare. Direcție opusă va avea și vectorul electric. Grafic se înscrie o undă care coboară sub linia izoelectrică, dar care are o desfășurare mai puțin amplă (Fig. 13.3.IV);

– când toată fibra s-a repolarizat, între cei doi electrozi diferența de potențial lipsește, acul galvanometrului revine la zero, iar graficul la linia izoelectrică (Fig. 13.3.V).

Din succesiunea acestor fenomene se înregistrează **potențialul bifazic** (unda bifazică).

Măsurarea diferențelor de potențial create de activitatea celulelor și țesuturilor se poate efectua prin:

– metode directe când electrozii de culegere se așază direct pe organul explorat;

– metode indirecte prin plasarea electrozilor la distanță, de exemplu pe suprafața corpului;

– culegere unipolară; unul din electrozi, cel activ, cu suprafața de contact mică, este situat pe organul de studiat, iar celălalt electrod, indiferent de suprafața de contact mare, este plasat în același mediu;

– culegere bipolară – când ambii electrozi se situează pe organul de explorat, deci ambii electrozi sunt activi;

– potențialele celulare se culeg prin metoda de microelectrod, iar cele tisulare cu electrozi speciali, inopolarizabili. În această lucrare practică vom utiliza electrozi de **tip D'Arsonval**.

Punerea în evidență a undei bifazice și măsurarea potențialului de acțiune

Diferențele de potențial culese între electrozii situați pe baza și vârful cordului în activitate constituie **electrocardiograma** (ECG).

Mecanismul ei de producere este cel al undei bifazice. Datorită particularităților anatomice, fiziologice și histologice ale miocardului, curba variațiilor de potențial are un aspect complex (Fig. 13.4).

Semnificația deflexiunilor de pe electrocardiogramă este următoarea: unda P corespunde depolarizării auriculare; complexul QRS – depolarizării ventriculare, iar unda T – repolarizării întregului miocard.

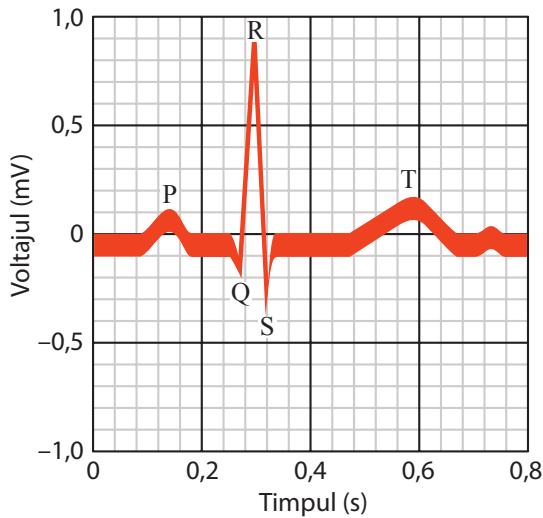


Fig. 13.4

Trebuie de menționat că aspectul ECG realizată la diferite animale de experiență prezintă asemănare cu cea obținută la om.

Descrierea dispozitivului

Aparatul cu care se va înregistra electrocardiograma la cordul de broască se numește „Salut”. Acest aparat portativ este folosit și în practica medicală.

În principiu aparatul amplifică diferențele de potențial culese de pe suprafața cordului cu doi electrozi inpolarizabili de tip D'Arsonval și le înregistrează.

Amplificarea biocurenților se face cu un sistem electronic. Curenții amplificați trec printr-un solenoid, produc un câmp magnetic variabil care antrenează o peniță înregistratoare. Aceasta lasă urme pe hârtie termosensibilă, care este antrenată în mișcare cu o viteză cunoscută, de către un motorăș electric.

Schema instalației utilizate este prezentată în Fig. 13.5.

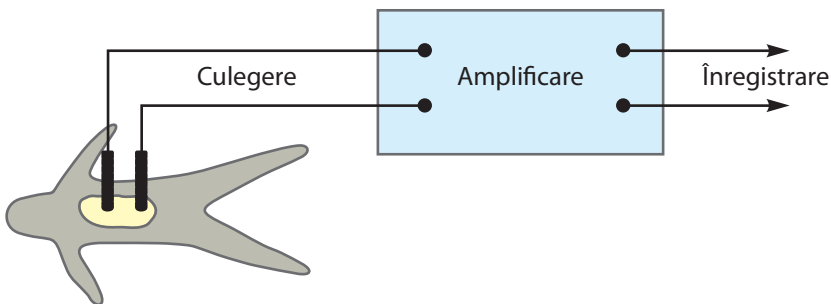


Fig. 13.5

Panoul frontal ce conține comenzile pentru punerea în funcțiune a aparatului „Salut” este prezentat în Fig. 13.6.

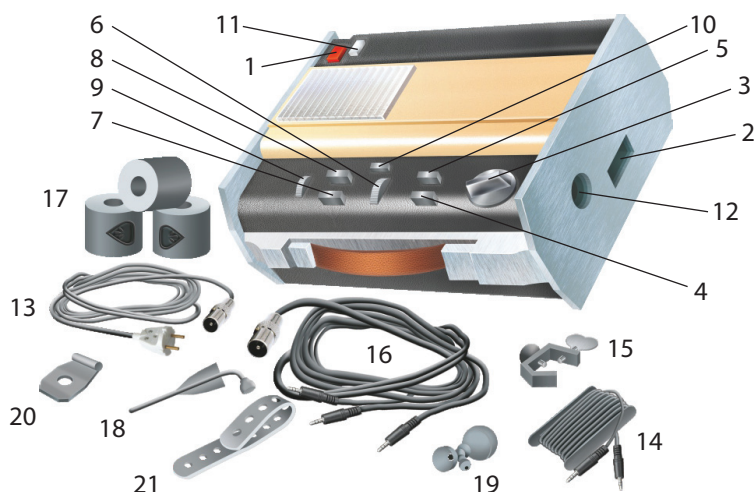


Fig. 13.6

Electrozii D'Arsonval sunt electrozi inpolariabili. Conștiți dintr-un tub de sticlă îngustat la una din extremități (Fig. 13.7). Deoarece bagheta de zinc este cufundată în soluție saturată de sulfat de zinc la trecerea curentului prin electrozi pe baghetă se descarcă ionii de zinc. Astfel se evită apariția forței electromotoare de polarizare.

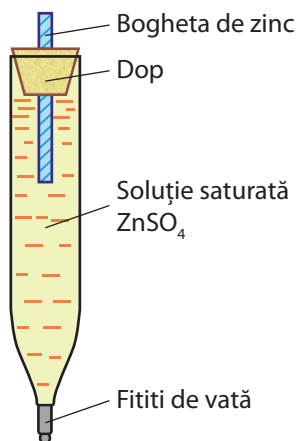


Fig. 13.7

Aparate și materiale

Aparatul „Salut” cu conductorii pentru conexiuni; hârtie termosensibilă pentru înregistrare; pipete speciale pentru prepararea electrozilor; planșetă pentru disecția broaștei; foarfece; pensă anatomică; baghetă de sticlă, bolduri cu gămălie; ser fiziologic 20 ml; pipete Pasteur, 2 bucăți; substanțe biologic active pentru modificarea ritmului cardiac.

Modul de lucru: **(se efectuează de cadrul didactic)**

Înregistrarea potențialului de acțiune la cordul de broască se realizează în următorii timpi de lucru:

1. Pregătirea electrozilor inpolározabili și montarea lor în suporturi. Pipelele pentru realizarea electrozilor se află pe masa de lucru într-o cutie Petri, în ser fiziologic cu fitilul de vată trecut prin vârful lor. Se iau de aici, se golesc de ser fiziologic și se umplu cu soluție saturată de $ZnSO_4$, cu ajutorul unei pipete Pasteur. Se obturează cu dopuri de cauciuc cu baghete de zinc fiecare electrod. Baghetele de zinc se află legate la doi conductori care prin intermediul unui cablu coaxial fac legătura între electrozi și aparatul „Salut”. Filtrul de vată al electrozilor se spală în ser fiziologic. Cei doi electrozi se adaptează la suporturile respective.

2. Cu ajutorul unui ac se distruge bulbul și măduva spinării la broască (se spinalizează). Se așază apoi broasca în decubitus dorsal pe o planșetă de disecție și se fixează membrele cu bolduri de aceasta.

Se apucă cu pensa anatomică tegumentele din dreptul sternului, iar sub apendicele xifoid se face o butonieră de 1 cm cu ajutorul foarfecelui.

Se continuă incizia pielii, a părților moi și coastelor spre fiecare articulație humerală, realizându-se o secțiune în V .

Se ridică plastronul costal, secționându-se cu atenție frâurile pericardosternale. În centru plăgii apare cordul ca o formațiune pulsatilă.

Folosindu-se numai bagheta de sticlă cu vârf bont și foarfecă, se îndepărtează cu atenție pericardul. Ulterior se așază cu grijă electrozii cu vârful pe cordul de broască.

3. Aparatul „Salut” se conectează la priza de pământ și se introduce hârtia de înregistrare în suportul respectiv.

4. Înainte de a conecta aparatul la rețeaua electrică, dispozitivele de dirijare trebuie fixate în poziția inițială (Fig. 13.6)

- comutatorul 3 al derivațiilor – în poziția 0;
- întrerupătorul 1 al rețelei – în poziția opusă celei marcate cu un punct roșu;
- potențiometrul 9 pentru stabilirea nivelului de amplificare – se rotește de la sine până la refuz;
- comutatorul 8 în poziția de sus;
- butonul 7 în poziția de sus;
- butonul 5 apăsat în jos;
- în funcție de viteza de înscriere necesară comutatorul 10 se fixează în una din cele două poziții 25 sau 50.

5. Se unește cablul de racordare 13 la aparat și se introduce fișa în priza de curent.

6. Aparatul se conectează la rețeaua electrică, se pune comutatorul 1 pe poziția „conectat”.

Intrarea în funcțiune a aparatului este indicată de aprinderea unui bec.

7. După 5-6 secunde penița înregistratoare se eliberează din starea fixată prin apăsarea butonului 5 (trecerea în poziția de sus).

8. Se apasă butonul 7, punând în funcție mecanismul pentru mișcarea hârtiei de înregistrare. Prin rotirea manetei 2 se reglează nivelul de încălzire a peniței și ca urmare grosimea liniei de înscriere (0,3–1 mm).

9. Se efectuează etalonarea electrocardiografului, stabilind sensibilitatea de 10 mm/mV. Pentru aceasta se procedează astfel:

– se cuplează mecanismul pentru mișcarea benzii de hârtie, apăsând pe butonul 7;

– se rotește lin spre sine regulatorul 9 pentru schimbarea sensibilității, se apasă și se eliberează succesiv de câteva ori butonul 4, până ce se obține o abatere a peniței egală cu 10 mm, deoarece tensiunea aplicată pentru etalonare este de 1 mV;

– se decuplează mecanismul pentru mișcarea hârtiei de înregistrare.

10. Comutatorul 3 al derivațiilor se fixează în poziția I la care sunt conectați electrozii de culegere a biopotențialelor.

– se pune în funcție mecanismul de derulare a hârtiei și se înregistrează numărul necesar de cicluri ale electrocardiogramei, stopând apoi derularea.

11. Experiența se repetă, picurând anterior pe cord substanța medicamentoasă ce provoacă variația ritmului cardiac.

Experiment demonstrativ. Model de electrocardiogramă

Brevete de invenție: SU1005167-1982

SU972562-1982

Metoda biofizică în studiul relațiilor dintre potențialele inimii și manifestarea lor externă constă în modelarea surselor ce dau naștere acestor potențiale.

Conform teoriei lui *Einthoven*, modificările câmpului electric în jurul cordului corespunde câmpului creat de un dipol electric care se rotește, schimbându-și continuu mărimea și direcția în decursul ciclului cardiac.

Confirmarea experimentală a teoriei lui *Einthoven* se realizează cu dispozitivul reprezentat în Fig. 13.8.

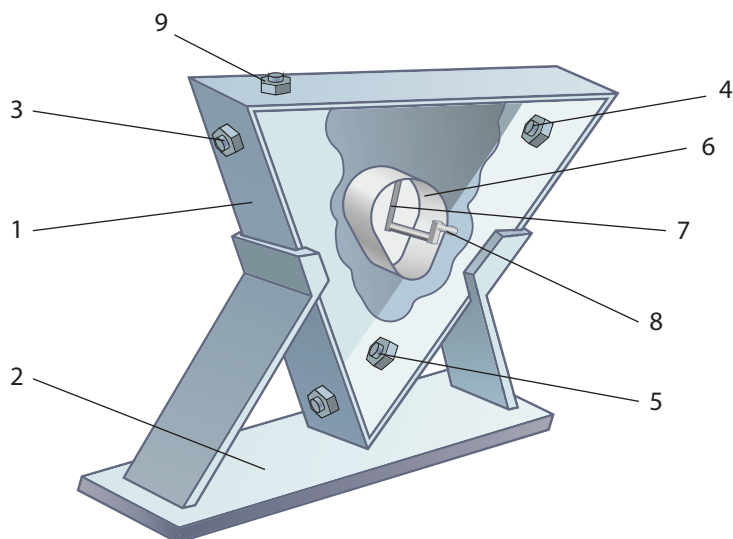


Fig. 13.8

- 1 – vas de formă triunghiulară din sticlă organică; 2 – baza dispozitivului;
 3, 4, 5 – bornele electrozilor; 6 – configurație realizată din material dielectric;
 7, 8 – bile metalice electric izolate; 9 – ștuț

Schema electrică simplificată a dispozitivului este reprezentat în Fig. 13.9.

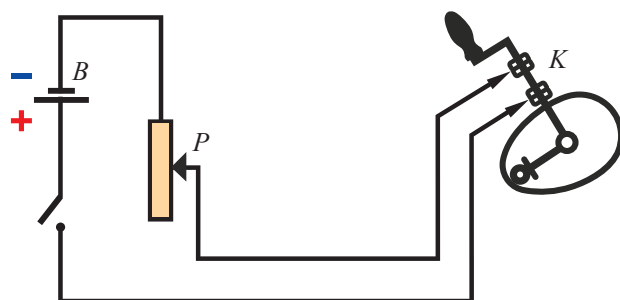


Fig. 13.9

- B* – sursa de curent continuu; *P* – potențiomtru; *K* – contacte de alunecare

Un arc elastic situat între bile pe axa dipolului și configurația de limitare, determină traiectoria mișcării bilei laterale. În timpul rotirii, momentul dipolului variază periodic atât ca mărime, cât și ca direcție.

Diferența de potențial se culege de la doi din cei trei electrozi și se transmite la bornele de intrare ale oscilografului catodic sau, prin amplificator, la dispozitivul de înregistrare pe hârtie.

Figura obținută pe ecran sau respectiv pe hârtie corespunde întocmai unei electrocardiogramme autentice, având succesiunile caracteristice de ondulații *P*, *Q*, *R*, *S*, *T*.

Exerciții:

1. Potențialul de repaus al unei membrane celulare este 60 mV. Capacitatea electrică a 1 cm² de membrană este de 1 mF. Care este sarcina electrică de pe această suprafață?

- a) 120 nC; b) 6nC; c) 18 nC; d) 6 nC.

2. Concentrația ionilor de natriu în interiorul unei celule este 4 mM, iar în exterior 400 mM, la temperatura de 37 °C. Care este valoarea potențialului de echilibru?

- a) 68 mV; b) 72V; c) 62mV; d) 64mV.

3. Potențialul de repaus al unei celule nervoase este -90 mV. Care este raportul dintre concentrațiile ionilor de potasiu în interiorul și exteriorul celulei la temperatura de 20°C?

- a) 3; b) 2,5; c) 6; d) 4.

4. Potențialul membranelor de inversie este determinat în principal de difuzia prin membrană a ionilor:

- a) Ca²⁺; b) Cl⁻; c) Na⁺; d) K⁺.

14. DISPERSIA IMPEDANȚEI ȚESUTURILOR BIOLOGICE

Scopul lucrării:

- Prezentarea aspectelor teoretice privind parametrii curentului alternativ, precum și particularitățile impedanței țesuturilor biologice.
- Studiarea construcției și principiului de funcționare a instalației utilizate.
- Evidențierea dispersiei impedanței electrice a țesuturilor biologice.
- Familiarizarea cu unele aplicații ale metodei cercetate în practica medicală.
- Modelarea conductibilității electrice a membranei celulare.

Noțiuni teoretice

Valoarea instantanee a curentului electric alternativ variază în timp conform relației:

$$I = I_m \sin(\omega t + \varphi_0)$$

unde: I_m – valoarea maximă (de amplitudine) a curentului; ω – frecvența ciclică a curentului; φ_0 – defazaj dintre intensitate și tensiune.

Dacă conductorul are formă de solenoid (bobină), intervine fenomenul de autoinducție, care face ca intensitatea curentului alternativ să obțină aceleași valori (zero, maximă etc.) ca și tensiunea cu întârziere în timp, defazajul fiind $\varphi_0 = -\pi/2$.

Pentru o capacitate electrică (condensator), defazajul este opus, adică $\varphi_0 = \pi/2$. Rezistența activă nu introduce niciun defazaj.

Pentru un circuit format dintr-o rezistență activă R , o bobină cu inductanța L și un condensator cu capacitatea C , legate în serie și alimentate de un curent alternativ (Fig. 14.1), rezistența totală Z (sau impedanța) se determină din relația:

$$Z = \sqrt{(R + R_L)^2 + \left(\omega L - \frac{1}{\omega C}\right)^2} \quad (14.1)$$

unde $\omega L = X_L$ este **reactanța inductivă**, $1/\omega C = X_C$ – **reactanța capacitivă**, iar R_L – **rezistența în curent continuu** a bobinei.

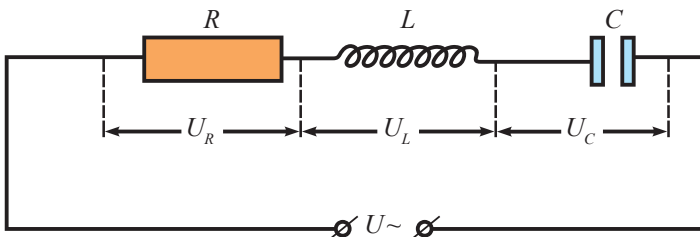


Fig. 14.1

S-a constatat că în țesuturile vii reactanța inductivă lipsește. Luând în considerare acest fapt, pentru țesuturile biologice vii impedanța se determină din relația:

$$Z = \sqrt{R^2 + (1/\omega C)^2} \quad (14.2)$$

Prezența reactanței capacitive este cauzată, în fond, de membranele celulare, capacitățile electrice ale cărora depind de parametrii lor geometrici și starea mediului. Caracteristicile fizice ale acestui mediu variază sub influența câmpului electromagnetic exterior, precum și în urma variației permeabilității membranelor celulare. Din aceste considerente, pentru țesuturile vii există o dependență de frecvență nu numai a reactanței capacitive conform relației $X_C = 1/\omega C$, ci și nemijlocit a capacității componentelor structurale. Din această cauză, țesuturile vii au diferită conductibilitate electrică pentru curenții alternativi de diferită frecvență, în comparație cu electroliții conductibilitatea cărora nu depinde de frecvența curentului (în intervalul de la zeci până la milioane de Hz). Fenomenul variației impedanței țesuturilor vii în dependență de frecvența curentului electric se numește **dispersia impedanței**. Grafic această dependență se reprezintă prin așa-numita **curbă de dispersie** (Fig. 14.2). Intervalul de frecvențe în care se observă dispersia impedanței se numește **domeniu de dispersie**. Deseori în loc de a construi curba de dispersie se determină numai așa-numitul **coeficient de polarizare**.

$$K = \frac{Z_{\omega_{\min}}}{Z_{\omega_{\max}}} \quad (14.3)$$

unde: $Z_{\omega_{\min}}$ – impedanța țesutului pentru frecvența minimă a curentului electric;
 $Z_{\omega_{\max}}$ – impedanța țesutului pentru frecvența maximă a curentului electric.

La necrotizarea țesutului valoarea coeficientului de polarizare tinde spre unitate (dependența impedanței de frecvență dispăre). Menționăm că cele expuse mai sus sunt caracteristice atât țesuturilor de natură animală, cât și celor de natură vegetală.

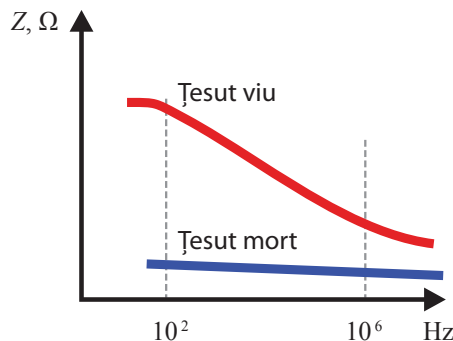


Fig. 14.2

Importanța impedanței pentru practica medicală

Întrucât țesutul necrotizat și electrolitul nu posedă dispersie de impedanță, valoarea coeficientului de polarizare caracterizează starea vitală a diferitor țesuturi și organe. Aceasta are o importanță practică pentru aprecierea nivelului vital al transplanturilor în chirurgie.

Pe de altă parte, s-a constatat că procesul de excitare provoacă variația permeabilității membranelor, ceea ce se reflectă asupra conductibilității și capacității electrice a țesuturilor. Din această cauză, în stare de excitare impedanța devine mai mică, în raport cu starea de repaus. Prin urmare, cercetarea impedanței permite de a aprecia starea funcțională a diferitor organe.

Valoarea coeficientului de polarizare oglindește în mare măsură nivelul de activitate a metabolismului pentru țesutul viu cercetat.

Experiment demonstrativ. Dispersia impedanței

Brevet de invenție: SU 1511759-1989

Instalația prevăzută pentru realizarea experiențelor (Fig. 14.3) constă din suportul 1, situat vertical, pe care sunt montate cuva 3, ce conține o soluție de electrolit colorată; măsuța pentru obiectul vegetal 4; două măsuțe 2 – pentru broască vie 5 și broască moartă 6.

Deasupra tuturor obiectelor enumerate sunt fixate plăcuțe din sticlă organică cu găuri 7, în care se introduc electrozii aciformi 8.

Electrozii prin intermediul miliampermetrului 10, se conectează la un generator de sunete (în Fig. 14.3 lipsește) și în paralel la oscilograful electronic 9.

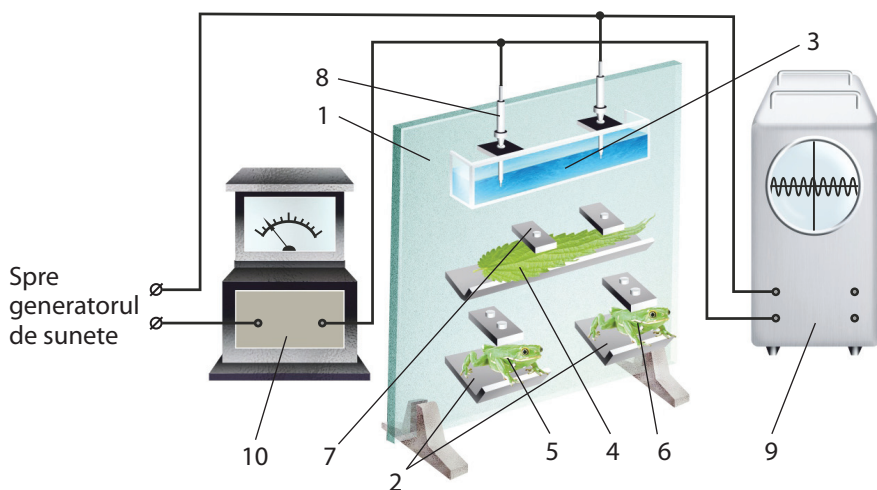


Fig. 14.3

Modul de lucru:

La început electrozii se plasează în soluția de electrolit și se conectează în circuitul electric generatorul de sunete și oscilograficul electronic, fixând frecvența de 10 kHz. Frecvența și amplitudinea oscilațiilor electrice sunt citite pe ecranul oscilografului, iar valoarea intensității curentului prin electrolit o stabilim după indicațiile miliampermetrului.

Trecând treptat la frecvența de 100 kHz, se constată că la aceeași amplitudine a oscilațiilor curentul ce trece prin electrolit nu-și schimbă intensitatea, ceea ce confirmă lipsa dispersiei de impedanță a electrolitului. Ulterior electrozii se transferă în obiectul vegetal (o frunză verde) și se repetă manipulările precedente. În acest caz, variația frecvenței (pentru aceeași amplitudine a oscilațiilor) provoacă creșterea esențială a intensității curentului (de circa două ori), ceea ce confirmă prezența dispersiei de impedanță. Același rezultat se capătă și la plasarea electrozilor în țesutul broaștei vii.

În sfârșit, la transferarea electrozilor în țesutul broaștei moarte (membranele celulare sunt distruse) se constată lipsa dispersiei de impedanță ($K = I$) – la fel ca și în cazul soluției electrolitice.

Exerciții:

1. O bobină cu inductanța de 20×10^{-3} H este introdusă într-o rețea cu curent alternativ $\nu = 50$ Hz. Care este reactanța inductivă a bobinei?

- a) 10,28 Ω ; b) 6,28 Ω ; c) 8,28 Ω ; d) 7,2 Ω .

2. Inductanța bobinei dintr-un circuit de curent alternativ $\nu = 400$ Hz este de 1 Hn. Care trebuie să fie capacitatea condensatorului inclus în acest circuit pentru ca să aibă loc fenomenul de rezonanță? Rezistența activă se neglijează.

- a) 0,35 mF; b) 0,42 mF; c) 0,16 mF; d) 0,58 mF.

3. Circuitul oscilant al unui aparat terapeutic constă din două condensatoare conectate în serie și o bobină. Fiecare condensator are capacitatea de 10 000 pF. Frecvența de rezonanță a circuitului este 300 kHz. Care este inductanța bobinei?

- a) $5,63 \times 10^{-5}$ Hn; b) $4,56 \times 10^{-5}$ Hn;
c) $5,21 \times 10^{-5}$ Hn; d) $6,18 \times 10^{-5}$ Hn.

4. Impedanța electrică a țesutului biologic se exprimă prin relația?

- a) $z = \sqrt{R^2 - \omega^2 c^2}$; b) $z = \sqrt{R^2 + \omega^2 c^2}$;
c) $z = \sqrt{R^2 + \frac{1}{\omega^2 c^2}}$; d) $z = \sqrt{R^2 + \frac{L^2}{\omega^2}}$.

5. Pentru țesutul necrotizat coeficientul de polarizare tinde la:

- a) 0,1; b) 1,5; c) 0,5; d) 1,0.

15. PROPRIETĂȚILE MAGNETICE ALE SUBSTANȚELOR

Scopul lucrării:

- Studiul fenomenelor ce determină proprietățile magnetice ale substanțelor;
- Vizualizarea domeniilor caracteristice substanțelor feromagnetice;
- Înregistrarea buclei de isterază;
- Importanța în practica medicală;
- Realizarea experiențelor ce reflectă existența temperaturii Curie și acțiunea câmpului magnetic asupra sarcinilor electrice în mișcare.

Noțiuni teoretice

Nu există substanțe a căror stare nu s-ar schimba sub acțiunea câmpului magnetic. Aflându-se în câmpul magnetic, substanțele înseși devin surse ale unui astfel de câmp. În acest sens, toate substanțele au proprietăți magnetice.

Posibilitatea de a explica proprietățile magnetice ale materiei ca rezultatul unor minusculi curenți atomici, pentru prima dată a fost sugerată de către *Ampere* (1820). În prezent e confirmat faptul că în crearea câmpului magnetic propriu participă momentele magnetice de spin ale electronilor (create de rotația lor în jurul axelor proprii) și momentele magnetice orbitale (create de mișcarea electronilor în jurul nucleelor).

Substanțele care amplifică câmpul magnetic exterior se numesc *paramagnetice*.

Fenomenul de paramagnetism apare când moleculele (atomii) unei substanțe au un moment magnetic permanent, în mod analog cu moleculele unui dielectric polar. Asemenea moleculă tinde să se alinieze astfel, ca fluxul generat de ea să se adune la fluxul câmpului exterior.

Substanțele care atenuază câmpul magnetic exterior se numesc *diamagnetice*.

Teoria diamagnetismului se bazează pe legea lui *Faraday*. Câmpul magnetic exterior dă naștere în fiecare buclă la un curent indus, opus momentului din bucla respectivă. Prin acest efect câmpul moleculelor tinde să micșoreze câmpul extern.

Fenomenul de diamagnetism este prezentat în toate substanțele, fiind mai pregnant pentru acele substanțe care în absența unui câmp extern moleculele nu au un moment magnetic rezultat. Este cazul substanțelor la care toți electronii sunt cuplați (împerecheați) (Fig. 15.1.a).

Un grup de substanțe, dintre care fac parte *fierul*, *nichelul*, *cobaltul*, precum și diversele lor aliaje, posedă proprietăți magnetice pronunțate și se numesc *feromagnetice*.

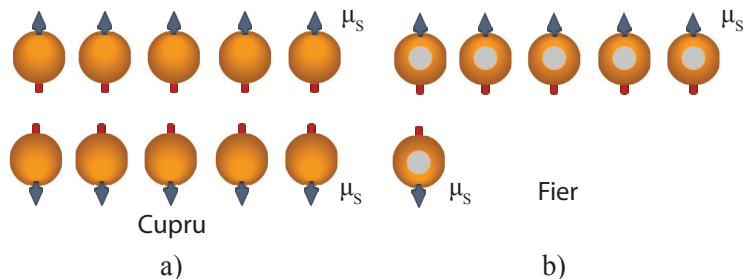


Fig. 15.1

La realizarea fenomenului feromagnetic sunt necesare două condiții:

- momentul magnetic sumar al electronilor situați pe unul din nivele să difere de zero;
- alinierea momentelor magnetice ale unui număr relativ mare de atomi sub influența câmpului intern al cristalului.

În substanțele feromagnetice, magnetismul este condiționat numai de momentele magnetice de spin ale electronilor. Câmpul magnetic creat de atomii vecini „leagă” momentele magnetice orbitale de rețeaua cristalină, din care cauză orientarea lor nu poate fi influențată de câmpul magnetic exterior.

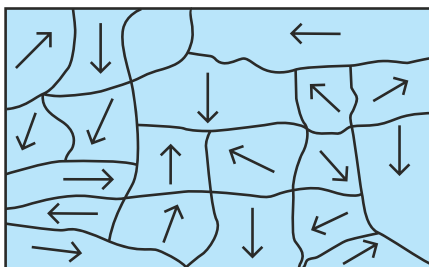


Fig. 15.2

Timp îndelungat se considera că în natură există numai cele trei elemente feromagnetice menționate mai sus. Însă prin anii 1960–1970 multiple cercetări în acest domeniu au constatat că metalele rare, cum ar fi *Gadolinium*, *Disprosiu*, *Tuliu* și altele, posedă proprietăți feromagnetice mult mai pronunțate, în raport cu feromagneticii clasici.

Aceasta se explică prin faptul că în atomii acestor elemente nivelele electronice responsabile de magnetism sunt situate nu la suprafață, ci în interiorul atomilor. Din această cauză, câmpul cristalului practic nu influențează asupra mișcării orbitale a acestor electroni. În schimb, momentele magnetice orbitale

ale acestora pot fi aliniate concomitent cu momentele magnetice de spin, sub influența unui câmp magnetic exterior.

Pentru multe materiale dependența de temperatură este dată de legea lui **Curie**:

$$\chi = \frac{C}{T} \quad (15.1)$$

unde: χ – constanta de material, mărime numită susceptibilitate magnetică; C – constanta **Curie**; T – temperatura absolută.

La o anumită temperatură, caracteristică fiecărei substanțe, proprietățile feromagnetice dispar. Existența acestei temperaturi a fost confirmată experimental de către P. Curie și se numește *punctul* sau *temperatura Curie*.

Valorile punctului Curie pentru diferite substanțe diferă esențial: fier 768°C; nichel 358°C; cobalt 1000°C. În substanța feromagnetică nemagnetizată apar zone de magnetizare spontană, așa-numitele *domenii*. Sub influența interacțiunii electronilor în domenii, spinii au aceeași orientare și ca rezultat domeniile sunt magnetizate până la saturație.

Orientarea spinilor și respectiv direcția câmpului magnetic rezultat în diferite domenii este diferită (Fig. 15.2). Deoarece câmpurile domeniilor sunt orientate haotic, corpul în întregime este nemagnetizat. Prezența domeniilor este o particularitate caracteristică pentru toate substanțele feromagnetice. Dimensiunile domeniilor sunt de 10^{-6} – 10^{-2} cm³, ceea ce înseamnă că fiecare din ele poate include 10^{17} – 10^{21} atomi.

Vizualizarea domeniilor

Indirect, prezența domeniilor poate fi observată cu ajutorul microscopului. Pentru aceasta suprafața bine lustruită a unui corp feromagnetic se acoperă cu un praf feromagnetic foarte fin, suspendat în lichid.

În această lucrare se va realiza vizualizarea directă a domeniilor, în lumina polarizată, prin metoda microscopică. Principiul acestei metode se bazează pe descoperirea realizată de către *Faraday* în anul 1845. El a demonstrat experimental *proprietatea câmpului magnetic de a roti planul de polarizare a unui fascicul de lumină polarizată*.

Vom folosi o peliculă feromagnetică extrem de subțire, transparentă pentru lumina vizibilă. Trecând prin astfel de peliculă, lumina polarizată este supusă rotirii planului de polarizare. Direcția rotirii depinde de orientarea vectorului de magnetizare. În această privință unele domenii vor avea proprietăți *dextrogire*, iar altele – *levogire*. Din acest motiv, iluminarea diferitor domenii în câmpul vizual al microscopului de polarizare va fi diferită, evidențiind astfel prezența și limitele fiecărui domeniu.

Pentru efectuarea experienței, anterior se montează schema electrică, pentru alimentarea electromagnetului (Fig. 15.3).

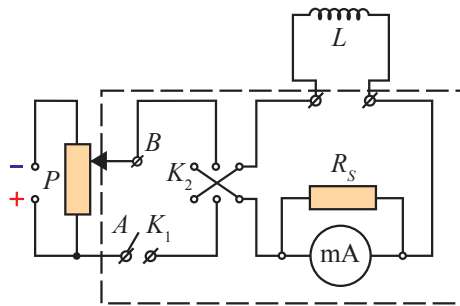


Fig. 15.3

Electromagnetul constă dintr-o bobină L cu curent fără miez de fier plasată pe platina microscopului de polarizare. În interiorul bobinei pe un suport transparent și izotrop este fixată pelicula feromagnetică.

Modul de lucru:

– folosind manetele de reglare a microscopului, se obține imaginea clară a domeniilor. În cazul când structura domeniilor nu se evidențiază, trebuie de rotit analizorul microscopului pentru ca unghiul dintre planurile principale ale analizorului și polarizorului să devină egal cu circa $70-80^\circ$;

– domeniile pot să nu fie evidențiate și din cauza existenței magnetizării remanente a peliculei. Pentru anularea magnetizării remanente, se cuplează întrerupătorul K_1 , stabilind cu ajutorul potențiometrului P valoarea maximă a curentului prin bobină (circa 160 mA), apoi micșorând-o treptat până la zero. Concomitent cu micșorarea intensității curentului se recomandă de schimbat brusc de câteva ori și direcția lui, cu comutatorul K_2 ;

– pornind de la structura inițială, se urmărește modificarea structurii domeniilor la mărirea curentului prin bobină, până la distingerea magnetizării de saturație și se fixează valoarea intensității respective a curentului. Mai departe se urmăresc modificările structurii la micșorarea intensității curentului până la zero;

– în continuare, schimbând direcția curentului, experiența se repetă în aceeași ordine.

Aplicații în medicină

Țesuturile biologice, fiind diamagnetice, n-au favorizat studiul proceselor magnetice din organismele vii. Mai profund sunt studiați numai unii reprezentanți ai naturii care posedă ultra structuri feromagnetice.

Unul dintre microorganisme numit *spirella* sintetizează *feritin*, acumulându-l în organele speciale numite *magnetosomi*. Ei pot fi considerați ace magnetice și servesc pentru orientarea în spațiu după câmpul magnetic al pământului. Se presupune că astfel de „ghizi” magnetici există la albine, fluturi, păsări, delfini.

În organismul uman numai unele molecule și agregate moleculare posedă proprietăți paramagnetice.

Unica concentrație feromagnetică există în *glanda suprarenală*, a cărei funcție până în prezent este nedeterminată.

Acțiunea biologică a câmpului magnetic este condiționată de:

- alinierea moleculelor ce posedă moment magnetic;
- deplasarea acestor molecule în câmpul magnetic neomogen;
- acțiunea *forței Lorentz* asupra ionilor în mișcare.

Sub influența câmpului magnetic s-au constatat schimbări morfologice la animale și plante, modificări în componența sangvină, dereglări ale sistemului nervos.

Forțele de atracție dintre magneți și corpurile feromagnetice își găsesc utilizare în *oftalmologie* pentru înlăturarea pulberii din ochi, pentru corectarea defectelor de schelet la copii etc.

În prezent, o serie de maladii se tratează prin acțiunea câmpului magnetic asupra punctelor biologic active de pe suprafața corpului. În scopuri terapeutice este folosit și câmpul magnetic alternativ de frecvență joasă (50 Hz).

Metoda cea mai modernă, universală și lipsită de orice acțiuni dăunătoare în diagnostică, este *Tomografia de rezonanță magnetică* (TRM). Despre importanța acestei metode pentru știința contemporană ne mărturisesc cele trei Premii Nobel cu care a fost menționată. Două în domeniul Fizicii (1952; 1991) și unul în domeniul Medicinii (2003).

Experiment demonstrativ

A. Morișca magnetică

Brevete de invenție : SU 1027754-1983
SU 1107153-1984

Între timp, au fost elaborate câteva dispozitive cu ajutorul cărora se realizează experiențe demonstrative, ce confirmă existența temperaturii Curie, precum și căile de utilizare practică a fenomenului.

Constructiv, mai simplu este dispozitivul reprezentat în Fig. 15.4. Morișca 1, confecționată din sârmulițe de nichel situate radial, este plasată pe ascuțișul suportului 2, cu posibilitatea de a se roti în plan orizontal.

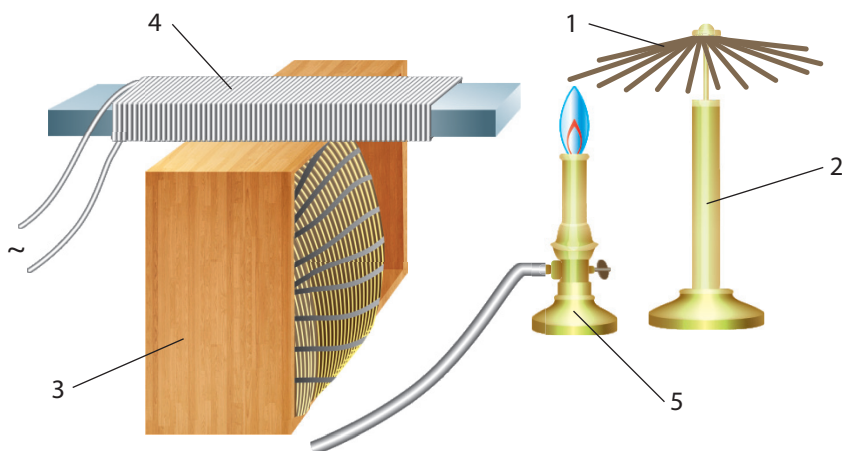


Fig. 15.4

Pe suportul 3, de asemenea în plan orizontal la nivelul moriștii este fixat electromagnetul 4 alimentat de la o sursă de curent continuu. Morșița se află în repaus deoarece momentele forțelor ce tind s-o rotească în direcții contrare sunt echilibrate.

Un arzător de gaz 5 se plasează astfel încât să încălzească una din sârmulițele vecine cu sârmulița aliniată cu axa electromagnetului. Atingând punctul Curie, sârmulița își pierde proprietățile feromagnetice – apare neechilibru momentelor. Pentru a reveni la echilibru morșița începe să se rotească, astfel încât locul sârmuliței demagnetizate îl va ocupa sârmulița fost aliniată cu axa electromagnetului. Ulterior, repetarea acestui ciclu menține rotirea moriștii cu o anumită viteză unghiulară.

La permutarea arzătorului în poziția simetrică față de axa electromagnetului, în raport cu prima poziție, morșița se va roti în direcție opusă.

B. Acțiunea câmpului magnetic asupra sarcinilor electrice în mișcare

Brevet de invenție: SU 1027754 – 1983

Forța cu care câmpul magnetic acționează asupra unei sarcini electrice în mișcare se numește **forța Lorentz** (F_L).

Mărimea acestei forțe se determină de relația:

$$F_L = qvB \sin \alpha \quad (15.3)$$

unde: q – sarcina particulei, v – viteza particulei, B – inducția câmpului magnetic (Fig. 15.5), α – unghiul format între direcția câmpului și direcția mișcării particulei. Când $\alpha = 90^\circ$

$$F_L = qvB \quad (15.4)$$

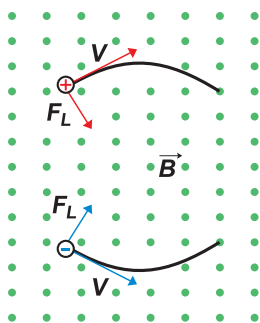


Fig. 15.5

Această forță este permanent perpendiculară pe viteza particulei.

Construcția dispozitivului didactic, utilizat pentru vizualizarea acțiunii acestei forțe, este prezentată în Fig. 15.6. El constă din vasul 1 confecționat din sticlă organică. Peretele metallic 2 separă vasul în două părți, formând astfel vase comunicante 3 și 4. Pe pereții laterali ai vasului din interior sunt fixați electrozii metalici 5 și 6.

Modul de lucru

Vasul 1 se plasează între polurile unui electromagnet sau ale unui magnet constant (Fig. 15.6.a). Electroful central 2 se conectează la una din bornele sursei de curent continuu (în Fig. 15.6 lipsește), iar electrozii laterali 5 și 6 la cealaltă bornă.

Pentru realizarea experienței se toarnă în vas o soluție de CuSO_4 , sau un alt electrolit colorat.

La introducerea electromagnetului, nivelul electrolitului în ambele ramuri ale vasului comunicant rămâne același (Fig. 15.6.b).

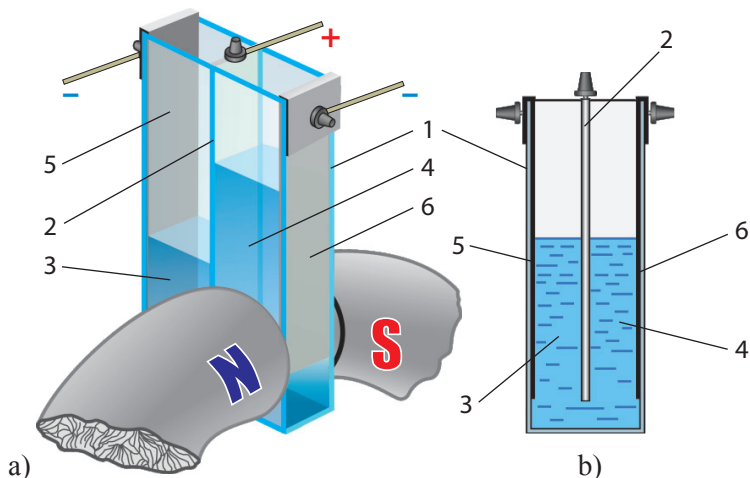


Fig. 15.6

La includerea sursei de curent (asigurând polaritatea indicată în Fig. 15.6.a și măririi treptat intensitatea curentului, se observă o creștere a diferenței de nivele.

Forța Lorentz în ramura 3 este orientată în jos (conform regulii mâinii stângi), iar în brațul 4 – în sus. Astfel efectul acțiunii forței se dublează. La o intensitate a curentului electric de 5 A și inducția câmpului magnetic de 1,5 T diferența de nivele devine egală cu 4–5 cm.

La schimbarea direcției curentului electric electrolitul se ridică în ramura 3, coborând respectiv în ramura 4.

Exerciții:

1. Care este momentul magnetic al unui solenoid cu 500 spire, trasat de un curent cu intensitate de 0,3 A, dacă suprafața unei spire este 200 cm²?

- a) 0,5 A × m²; b) 0,2 A × m²;
c) 0,3 A × m²; d) 0,6 A × m².

2. Un inel metalic cu rezistența de 3 Ω și suprafața de 150 cm² este situat într-un câmp magnetic omogen, perpendicular pe liniile de inducție. Ce sarcină electrică va trece prin secțiunea inelului, dacă inducția câmpului va crește cu 0,7 T?

- a) $0,45 \times 10^{-2}$ C; b) $0,35 \times 10^{-2}$ C;
c) $0,55 \times 10^{-2}$ C; d) $0,25 \times 10^{-2}$ C.

3. Un electron pătrunde într-un câmp magnetic omogen cu inducția 0,05 T, perpendicular pe liniile de inducție, având viteza de 40 000 km/s. Determinați raza de curbură a traiectoriei electronului ($e = -1,6 \cdot 10^{-19}$ C, $m_e = 9,1 \cdot 10^{-31}$ kg).

- a) 4,55 mm; c) 6,05 mm;
b) 5,44 mm; d) 4,22 mm.

16. DETERMINAREA DISTANȚELOR FOCALE PRINCIPALE ALE LENTILELOR

Scopul lucrării:

- Prezentarea aspectelor teoretice privind formele și parametrii lentilelor;
- Studiul formării imaginilor prin lentile;
- Determinarea distanței focale a unei lentile convergente și a unui sistem centrat de lentile;
- Determinarea distanței focale a unei lentile divergente.

Noțiuni teoretice

Lentilele reprezintă dispozitive din material transparent, separate de mediul înconjurător prin două suprafețe sferice (uneori și cilindrice). Lentila este numită **subțire**, dacă grosimea ei este mult mai mică decât razele de curbură a suprafețelor sferice. Pentru orice lentilă există un punct O la trecerea prin care razele de lumină nu-și schimbă direcția. Acest punct este numit **centrul optic al lentilei**. Dreapta care trece prin centrul optic și centrele de curbură ale ambelor suprafețe sferice poartă numirea de **axă optică principală**. Orice altă dreaptă care trece prin centrul optic se numește axă optică secundară Fig. 16.1.

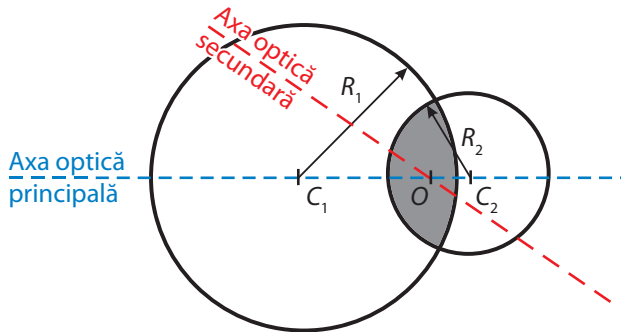


Fig. 16.1

Lentila este numită **convergentă** (Fig. 16.2), dacă abate razele de lumină ce trec prin ea spre axa optică și **divergentă** (Fig. 16.3), dacă abate razele de lumină de la axa optică.

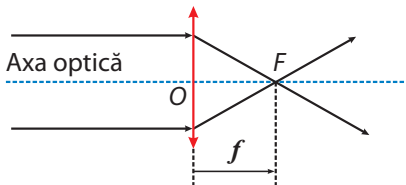


Fig. 16.2

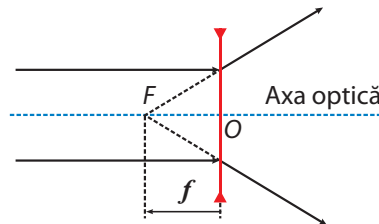


Fig. 16.3

Schematic aceste lentile se reprezintă ca în Fig. 16.4.

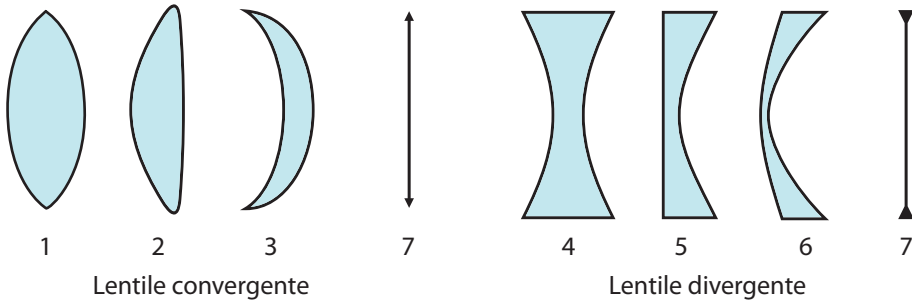


Fig. 16.4

1 – biconvexă; 2 – plan convexă; 3 – concav convexă; 4 – biconcavă; 5 – plan concavă;
6 – convex concavă; 7 – reprezentarea schematică a lentilelor.

Un fascicul îngust de lumină, paralel axei optice, după refracție în lentilă, este adunat într-un punct, numit **focarul lentilei** (dacă într-un punct se intersectează nu cu însăși razele, dar prelungirile lor, acest focar este numit **virtual**). Focarele situate pe axa optică principală sunt numite **focare principale**. Distanța de la centrul optic până la focarul principal, poartă numirea de **distanță focală principală**.

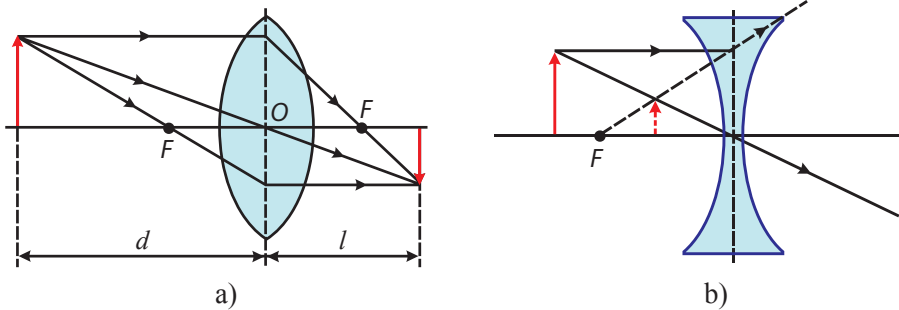


Fig. 16.5

Distanța focală a unei lentile subțiri în funcție de forma lentilei (r_1 și r_2), de natura substanței (n_1) și natura mediului în care este situată (n_2) se determină din relația:

$$\frac{1}{f} = \left(\frac{n_1}{n_2} - 1\right) \cdot \left(\frac{1}{r_1} - \frac{1}{r_2}\right)$$

Pentru lentila biconvexă se consideră $r_1 > 0$, $r_2 < 0$; pentru lentila plan convexă: $r_1 > 0$, $r_2 = \infty$; pentru lentila biconcavă: $r_1 < 0$, $r_2 > 0$; pentru lentila plan concavă: $r_1 = \infty$; $r_2 > 0$.

Razele ce ies sub formă de fascicul îngust dintr-o sursă de lumină punctiformă amplasată în apropierea axei optice principale sunt adunate într-un punct

numit imaginea sursei. Pentru construirea imaginii în lentile subțiri, se folosesc trei raze de lumină (practic, sunt de ajuns două), drumul cărora este cunoscut:

1. raza paralelă axei optice principale după refracție în lentilă trece prin focarul principal;
2. raza care trece prin focarul principal după refracție în lentilă devine paralelă cu axa optică principală;
3. raza care trece prin centrul optic al lentilei nu suferă abatere de la direcția inițială.

În Fig. 16.5 a și b sunt reprezentate exemple de construire a imaginii obiectelor liniare.

La construirea imaginilor în lentile este necesar să se țină cont de faptul că lentila adună într-un punct numai fasciculele înguste ce formează un unghi mic cu axa optică (raze paraxiale). În afară de aceasta, fasciculul de lumină trebuie să fie *monocromatic*. Formula lentilei (16.1, 16.2) stabilește relația dintre distanța focală f , distanța de la obiect până la lentilă d și distanța de la lentilă până la imaginea obiectului l .

$$\frac{1}{f} = \frac{1}{d} \pm \frac{1}{l} \quad \text{– pentru lentile convergente} \quad (16.1)$$

$$\frac{1}{f} = \frac{1}{d} - \frac{1}{l} \quad \text{– pentru lentile divergente} \quad (16.2)$$

Mărimea inversă a distanței focale se numește convergența sau puterea optică a lentilei D . Convergența se măsoară în unități numite *dioptrii*. O dioptrie este convergența unei lentile la care distanța focală este egală cu un metru. Pentru lentilele convergente convergența este pozitivă (+), iar pentru cele divergente – negativă (-).

$$D = \frac{1}{f} \quad (16.3)$$

Descrierea instalației

Instalația pentru determinarea distanței focale a lentilelor reprezintă un *banc optic* pe care se pot deplasa sursa de lumină, obiectul, lentilele și ecranul (Fig. 16.6). La un capăt al bancului este fixat un iluminator. Lângă iluminator se fixează o plăcuță netransparentă, în care se face o tăietură sub formă de săgeată, care servește drept obiect pentru lentilă.

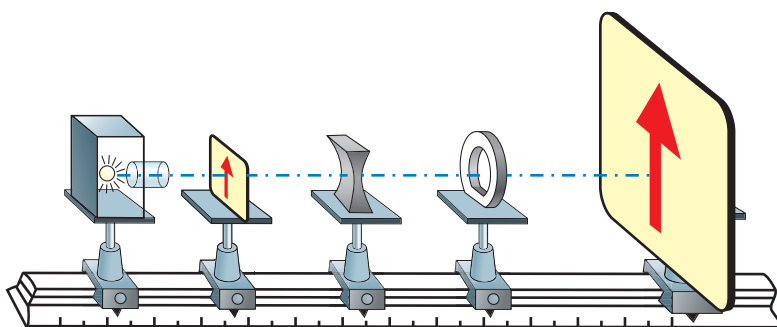


Fig. 16.6

Variind poziția lentilei în raport cu ecranul, se obține imaginea reală și contrastă a obiectului. În această poziție se măsoară d și l , iar din relația 16.1 se determină distanța focală a lentilei convergente. Cunoscând distanța focală se determină și convergența lentilei.

În aparatele optice, din mai multe considerente, în locul unei lentile se folosește un sistem optic centrat, format din câteva lentile cu distanțe focale diferite f_1, f_2, f_3, \dots . Distanța focală f a sistemului se determină din relația:

$$\frac{1}{f} = \frac{1}{f_1} \pm \frac{1}{f_2} \pm \frac{1}{f_3} \dots$$

Prin lentilele divergente se obține o imagine virtuală. Din acest motiv, metoda prezentată anterior pentru determinarea distanței focale este inutilă. În aceste cazuri se confecționează un sistem din două lentile – lentilă divergentă cu distanța focală necunoscută f_2 și o lentilă convergentă cu distanța focală cunoscută f_1 ; cu condiția ca sistemul să fie convergent ($f_1 < f_2$; $D_1 > D_2$). Experimental se determină distanța focală a sistemului f așa cum s-a determinat distanța focală f_1 a lentilei convergente. Cunoscând f_1 și f , distanța focală a lentilei divergente f_2 se va determina din relația:

$$\frac{1}{f} = \frac{1}{f_1} - \frac{1}{f_2}; \quad \frac{1}{f_2} = \frac{1}{f_1} - \frac{1}{f}; \quad \frac{1}{f_2} = \frac{f - f_1}{f \cdot f_1}; \quad f_2 = \frac{f \cdot f_1}{f - f_1} \quad (16.4)$$

Convergența lentilei divergente:

$$D_2 = -\frac{1}{f_2} \quad (16.5)$$

Modul de lucru:

Determinarea distanței focale și convergenței lentilei convergente.

Becul se conectează la sursa de alimentare. Variind poziția lentilei în raport cu ecranul se dobândește imaginea clară pe ecran a săgeții luminoase. Pentru această poziție, pe scara gradată a bancului optic se determină valorile d_1 și l_1 .

Experiența se repetă de trei ori și datele obținute se trec în Tabelul 16.1.

Pentru fiecare experiență, folosind relațiile 16.2 și 16.3, se determină distanța focală f_1 și convergența D_1 , apoi valorile medii ale acestora.

Tabelul 16.1

Nr. exper.	d_1	l_1	f_1	D_1
			$f_m =$	$D_m =$

Determinarea distanței focale și convergenței lentilei divergente.

Pe suportul lentilei cu parametrii determinați în prima etapă a lucrării se fixează și lentila divergentă, cu condiția ca sistemul format să fie convergent. Procedând analog ca și în prima etapă, se determină de trei ori parametrii sistemului, apoi valoarea medie a acestora.

Datele obținute se trec în Tabelul 16.2.

Tabelul 16.2

Nr. exper.	d	l	f	d
			$f_m =$	$D_m =$

Cunoscând valorile medii ale parametrilor lentilei convergente și a sistemului optic din relațiile (16.4) și (16.5), se determină parametrii lentilei divergente:

Aplicații medicale

Cunoașterea parametrilor diferitor lentile, precum și crearea imaginilor prin lentile este necesară pentru studiul ochiului ca instrument optic, precum și construirea modelului pentru ochiul emetrop numit *ochi redus*. Lentilele sferice sunt folosite pe larg pentru corecția ametropiilor ochiului (miopiei și hipermetropiei), iar cele cilindrice pentru corecția astigmatismului regulat (vezi D. Croitoru, *Prelegeri*, p. 221-223).

Lentilele sunt elemente constructive a multor aparate optice, utilizate în cercetările biofizice și practica medicală cum ar fi microscopul, endoscopul, polarimetrul, spectroscopul, aparatul de fotografiat, camera de luat vederi etc. De asemenea, sunt elementele principale ale aparatelor didactice cum ar fi cadoscopul,

multimedii și altele. În prezent, pentru corecția ametropiilor se utilizează lentilele de contact.

Exerciții:

1. Dacă un obiect este situat la distanța $2f$ față de o lentilă convergentă imaginea se va forma:

- între lentilă și focarul imaginii;
- dincolo de dublul distanței focale;
- între focarul imaginii și dublul distanței focale;
- în focarul imaginii.

2. Imaginea unui obiect aflat la distanța $2f$ față de o lentilă divergentă este:

- virtuală, dreaptă și micșorată;
- reală, dreaptă și micșorată;
- reală, dreaptă și mărită;
- reală, răsturnată și micșorată.

3. O lentilă cu $f = 10$ cm, $n = 1,5$ este situată în apă ($n' = 1,33$). Ce distanță focală va avea?

Răspuns: 40 cm.

4. Imaginea unui obiect așezat la 10 cm de o lentilă subțire este dreaptă și mărită de 2 ori. Să se determine distanța focală a lentilei.

Răspuns: 20 cm.

5. La ce distanță trebuie fotografiat un copac înalt de 10 m, astfel încât imaginea copacului să aibă înălțimea de 2 cm (și deci să fie bine încadrată pe filmul foto), dacă lentila aparatului foto are convergența 20 dioptrii?

Răspuns: 25 m.

17. METODE DE MICROSCOPIE OPTICĂ

Scopul lucrării:

- Prezentarea aspectelor teoretice, privind microscopia optică;
- Studiul construcției și principiului de funcționare a microscopului;
- Determinarea grosimentului liniar;
- Determinarea diametrului hematiilor;
- Studiul metodei ultramicroscopice;
- Modelarea microscopului de polarizare.

Noțiuni teoretice

Posibilitatea de a distinge detaliile obiectului depinde de mărimea imaginii lui pe retina ochiului, care, la rândul ei, depinde de unghiul vizual. Mărirea acestui unghi este limitată tehnic (distanța dintre obiect și ochi nu poate fi micșorată) sau din cauza posibilității limitate de acomodare a ochiului. În legătură cu aceasta, pentru a mări unghiul vizual, se utilizează diferite aparate optice, printre care *lupa* și *microscopul*.

Lupa (deseori numită *microscop simplu*) constă dintr-o lentilă convergentă cu distanță focală mare (10–100 mm). Obiectul de examinat se așază între focarul lentilei și centrul ei optic. Lupa formează o imagine virtuală, dreaptă și mărită în raport cu obiectul (Fig. 17.1).

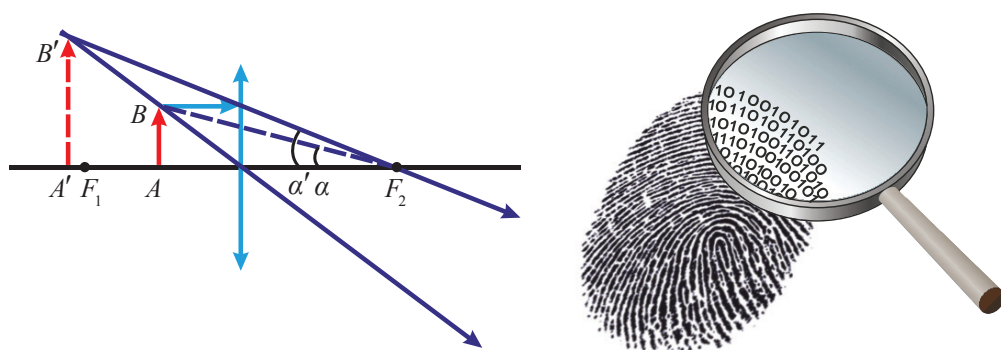


Fig. 17.1

Mărimile caracteristice mai importante ale unei lupe sunt:

• **Puterea optică** P (sau convergența) reprezintă unghiul sub care se vede unitatea de lungime a obiectului și este egală cu inversul distanței focale a lentilei;

$$P = \frac{\alpha'}{AB} = \frac{1}{f} \quad (17.1)$$

• **Grosimentul unghiular** este raportul dintre unghiul α' sub care observatorul vede obiectul prin lupă și unghiul α sub care el vede același obiect la distanța vederii optime (25 cm) cu ochiul liber;

$$G_u = \frac{\alpha'}{\alpha} \quad (17.2)$$

• **Grosimentul linear** este raportul dintre mărimea imaginii și mărimea obiectului;

$$G_l = \frac{A'B'}{AB} \quad (17.3)$$

• **Microscopul optic** obișnuit (Fig. 17.2) este format din trei părți principale:

1. Partea mecanică;
2. Partea optică;
3. Dispozitivul de iluminare a obiectivului.

• **Partea mecanică** se compune din: piciorul microscopului, format din metal, care asigură stabilitatea necesară; măsura care servește la susținerea preparatului; tubul microscopului care susține obiectivul și ocularul, căruia i se poate imprima o mișcare cu ajutorul unei cremaliere, acționată de două șuruburi (1 – mișcare rapidă și 2 – mișcare fină); la capătul inferior al tubului se găsește piesa numită revolver, pe care se pot monta 2–4 obiective și permite schimbarea rapidă a lor prin rotirea suportului.

• **Partea optică** se compune din ocular și obiectiv. Ocularul reprezintă o lupă compusă formată în mod obișnuit din 2 lentile, o lentilă inferioară convergentă și una divergentă, depărtate între ele. Ambele lentile sunt fixate într-un corp cilindric, care se introduce în orificiul superior al tubului. Obiectivul reprezintă un sistem de lentile fixat într-o montură. Lentila din față – așa-numita lentilă frontală, este principala și singura care produce mărirea. Celelalte servesc la corectarea imaginii și de aceea se numesc lentile de corecție.

• **Dispozitivul de iluminare** este format dintr-o oglindă și un condensor. Oglinda are 2 suprafețe, una plană, alta concavă, ea are rol de a dirija razele de la sursa de lumină (un bec mat) pe direcția axului optic al microscopului. Razele de lumină sunt concentrate de condensor spre obiectiv. Microscopul, prezentat în Fig. 17.2 este înzestrat cu diafragmă variabilă și lipsit de condensor. Iluminarea câmpului microscopului nu trebuie să fie prea puternică, deoarece contrastul este mai scăzut („înecare în lumină”).

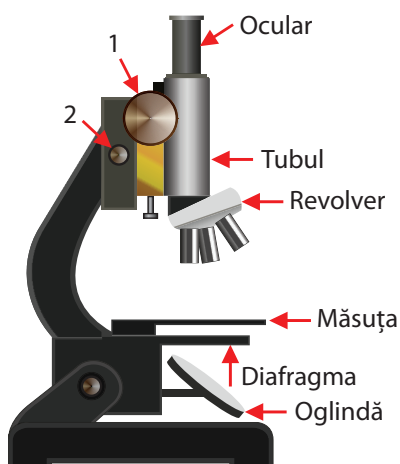


Fig. 17.2

Formarea imaginii în microscop

Obiectul AB se află dincolo de focarul exterior al obiectivului și foarte apropiat de el. Imaginea $A'B'$ va fi reală, răsturnată și mărită; ea se formează între focarul ocularului și ocular (Fig. 17.3). Această imagine intermediară are rol de obiect față de ocular, care funcționează ca o lupă și dă imaginea finală $A''B''$, dreaptă, virtuală și mai mare ca imaginea $A'B'$.

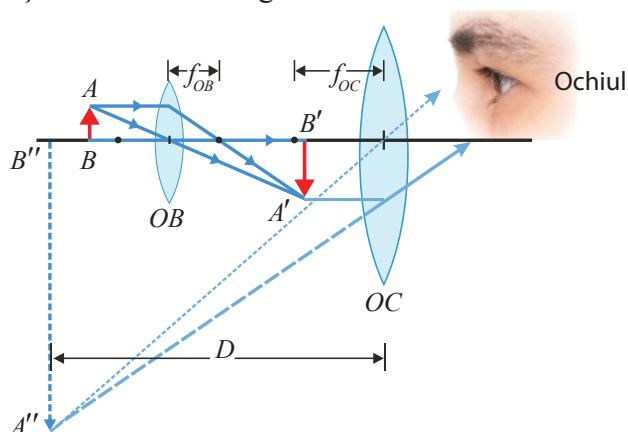


Fig. 17.3

Imaginea finală se va forma la distanța minimă de vedere distinctă într-un plan luminos denumit câmp optic. **Grosimentul** microscopului prin definiție este:

$$G = \frac{A''B''}{AB} \quad (17.4)$$

Notând: g_{ob} – grosimentul obiectivului $g_{ob} = \frac{A'B'}{AB}$; g_{oc} – grosimentul

$$\text{ocularului } g_{oc} = \frac{A''B''}{A'B'}$$

grosimentului microscopului poate fi scris:

$$G = \frac{A'B'}{AB} \cdot \frac{A''B''}{A'B'} = \frac{A''B''}{AB} = g_{ob} \cdot g_{oc} \quad (17.5)$$

Deci grosimentul total al microscopului este egal cu produsul grosimentelor parțiale.

Puterea de rezoluție este capacitatea unui sistem optic de a separa două puncte apropiate, astfel ca ele să poată fi percepute distinct. Ea este invers proporțională cu distanța minimă (d) între două puncte luminoase ale obiectului, percepute separat:

$$d = \frac{0.526\lambda}{n \cdot \sin \alpha} \quad (17.6)$$

unde: n – indicele de refracție al mediului dintre obiect și obiectiv; α – unghiul de apertură (unghiul dintre axa optică a sistemului și raza externă a fasciculului, care pătrunde în obiectiv); λ – lungimea de undă a luminii utilizate. Mărimea $n \cdot \sin \alpha$ se numește **apertură numerică**.

Microscoapele obișnuite permit rezolvarea unor amănunte de dimensiuni aproximativ egale cu $\left(\frac{\lambda}{2}\right)$.

Determinarea grosimentului

Aparate și materiale: Microscop cu sistem de iluminare; micrometru ocular; micrometru obiectiv

Modul de lucru:

- micrometrul ocular este așezat în locașul său;
- pe măsura microscopului se fixează lama cu micrometrul obiectiv;
- se reglează înclinarea oglinzii concave încât să se obțină iluminarea maximă a imaginii;
- cu ajutorul șuruburilor care mișcă măsura microscopului se aduce cercul din mijlocul micrometrului în dreptul obiectivului;
- se așază cel mai mic obiectiv ($10x$);
- se apropie obiectivul de micrometru cu mare grijă până când apar în câmpul microscopului diviziunile micrometrului.

ATENȚIE!!! – obiectivul nu trebuie să atingă micrometrul obiectiv pentru a nu-l distruge;

- se pune la punct microscopul în așa fel încât să se vadă în același timp diviziunile micrometrului obiectiv și imaginea micrometrului ocular;
- se rotește ocularul în locașul său până când cele două scări devin paralele și suprapuse.
- se aduce imaginea scării micrometrului obiectiv, astfel încât două diviziuni mari ale micrometrelor să coincidă (Fig. 17.4). Diviziunile respective devin punct de reper în determinări;
- pentru determinarea grosimentului parțial al obiectivului (g_{ob}) comparăm micrometrul obiectiv, al cărui imagine este mărită de g_{ob} ori de către sistemul obiectiv, cu micrometrul ocular;
- găsim, de exemplu, că m diviziuni ale micrometrului obiectiv ocupă același spațiu cu n diviziuni ale micrometrului ocular.

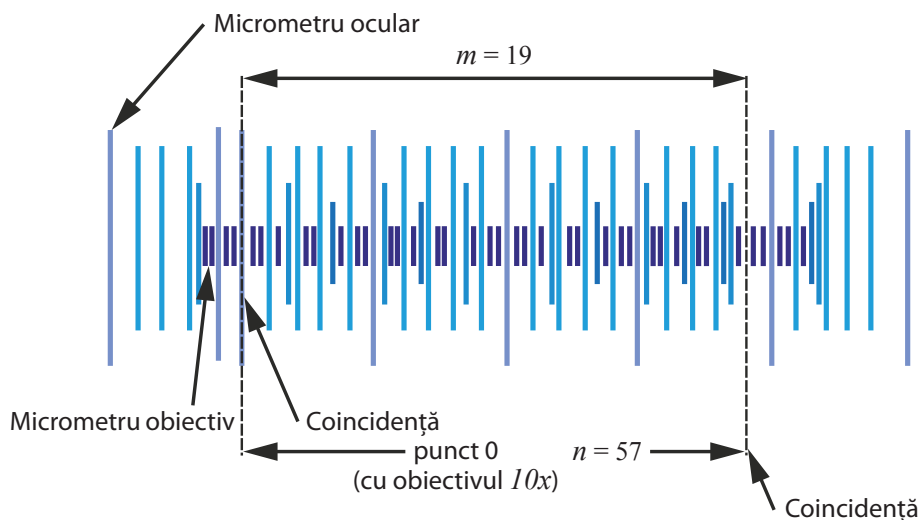


Fig. 17.4

Valoarea unei diviziuni a micrometrului obiectiv, dar și a celui ocular este aceeași $0,1 \text{ mm}$. Prin urmare, vom putea scrie că $m \cdot \frac{1}{10} \cdot g_{ob} = n \cdot \frac{1}{10}$, de unde obținem:

$$g_{ob} = \frac{n}{m} \quad (17.7)$$

- se efectuează câte trei determinări pentru fiecare obiectiv ($10x$, $40x$, $90x$).
- grosimentul total al microscopului este $G = g_{ob} \cdot g_{oc}$. Determinăm grosimentul total al microscopului înlocuind pe g_{ob} cu valoarea medie obținută pentru fiecare obiectiv în parte.
- rezultatele se trec în tabelul 17.1.

Tabelul 17.1

Obiectiv	Nr. det.	n	m	g_{ob}	G
10x	1				
	2				
	3				
40x	1				
	2				
	3				
90x	1				
	2				
	3				

Determinarea diametrului hematiilor.

Modul de lucru:

Pe o lamă curată se așază o picătură de sânge. Cu muchia altei lame se atinge picătura care se întinde de-a lungul muchiei. Mișcând repede lama de sus în sensul unghiului obtuz, picătura se întinde uniform și subțire pe lamă (Fig. 17.5). După uscarea frotiului, lama se așază pe măsura microscopului; se lucrează cu obiectivul 90x. Se pune la punct imaginea hematiilor și se numără câte diviziuni p ale micrometrului ocular corespund unui diametru (Fig. 17.5). Se fac 10 determinări pentru hematii diferite. Se calculează:

$$d = p \cdot \frac{1}{g_{ob}} \cdot \frac{1}{10} \text{ mm} \quad (17.8)$$

Valoarea normală este de 7,2–7,9 μ , variind în funcție de vârstă și sex. Rezultatele se trec în tabelul 17.2.

Tabelul 17.2

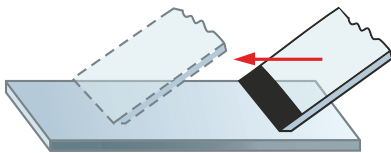


Fig. 17.5



Fig. 17.6

Nr. det.	$P(\text{div})$	$d(\mu)$
1		
2		
3		
4		
5		
6		
7		
8		
9		
10		
		$\bar{d} =$

Valoarea diametrului hematiilor se exprimă astfel:

$$d = \bar{d} \pm s$$

unde \bar{d} reprezintă valoarea medie, iar s deviația standard.

Importanța medicală

Determinarea dimensiunilor hematiilor are importanță clinică, ajutând la stabilirea unor diagnostice alături de alte investigații. De exemplu: în anemii de tip Bierman diametrul este crescut ($8-10 \mu m$), iar în anemii hipocrome este scăzut ($6,2-6,7 \mu m$) etc. Transcrierea grafică a procentului de hematii cu diametrul în limite normale constituie curba Price–Jones, foarte fidelă pentru deviații patologice (de exemplu curba turtită în icter hemolitic).

Ultramicroscopia

Dacă o rază de lumină trece printr-o soluție de dispersie moleculară și privesc soluția pe o direcție perpendiculară acestei raze, nu vom putea vedea drumul ei în interiorul soluției, de aceea această soluție se numește mediu optic gol. Dacă înlocuim soluția moleculară cu un sol, se observă foarte bine tot traiectul razei datorită difuziunii luminii de către particulele coloidale. Fenomenul poartă numele de *efect Tyndall* și stă la baza metodei numită *ultramicroscopie*.

Principiul metodei poate fi redat schematic astfel: se concentrează un fascicul de lumină, obținut cu ajutorul unei lămpi electrice L și al unui condensor (Fig. 17.7) asupra unui vas D ce conține un sistem coloidal.

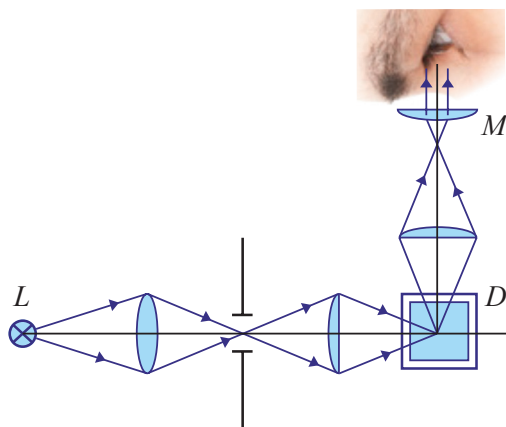


Fig. 17.7

Lumina orizontală este difuzată de acesta în toate direcțiile. O parte din această lumină difuzată intră în obiectivul unui microscop M așezat vertical și dă o figură de difracție, care ne permite să urmărim poziția și deplasarea particulelor.

Uneori se poate distinge destul de vag forma particulelor. Cu ajutorul ultramicroscopului se pot observa particule cu dimensiuni mici până la 3 milimicroni. În principiu, orice microscop se poate transforma în ultramicroscop, înlocuind condensoarele obișnuite de lumină cu dispozitive numite *condensoare ultramicroscopice*.

Cu ajutorul ultramicroscopului, se poate pune în evidență mișcarea browniană a particulelor coloidale. Mișcarea browniană se datorește ciocnirilor la care particula este supusă de către moleculele de lichid care o înconjoară. Particula are un diametru de aproximativ 10^{-5} cm, iar molecula de circa 100 ori mai mic.

Ultramicroscopia este des întrebuințată pentru evidențierea microorganismelor greu vizibile prin metode obișnuite (fie că sunt puțin colorate sau foarte mici).

Experiment demonstrativ. Modelul microscopului de polarizare

Brevet de invenție: MD 294C2-1994

În microscopia optică sunt folosite diferite metode, printre care și metoda polarimetrică. În acest scop este utilizat microscopul polarizant, care în raport cu microscopul obișnuit este înzestrat cu un sistem polarizor-analizor. În microscopul polarizant, cu câmpul vizual întunecat (poziția încrucișată a analizorului și polarizorului), structurile izotrope ale preparatului nu sunt observate, iar cele anizotrope (cu proprietate, de birefringență) capătă imagini luminoase pe fondul câmpului întunecat.

Experiența se efectuează cu ajutorul instalației reprezentate în Fig. 17.8.

Instalația permite de a demonstra relațiile dintre elementele componente și principiul de funcționare al microscopului de polarizare. Obiect de cercetare servește celula 6, ce reprezintă două plăci de sticlă, între care sunt situate două picături de apă și două de *crystal lichid nematic*.

Fețele interioare ale acestor plăci sunt șlefuite într-o anumită direcție și conțin microadâncimi.

Moleculele cristalului lichid se aranjează orientat în aceste adâncituri, asigurând picăturilor respective anizotropie.

Pentru efectuarea experienței în lipsa celulei prin rotirea analizorului se întunecă câmpul (planul principal al analizorului este perpendicular planului de polarizare a radiației laser).

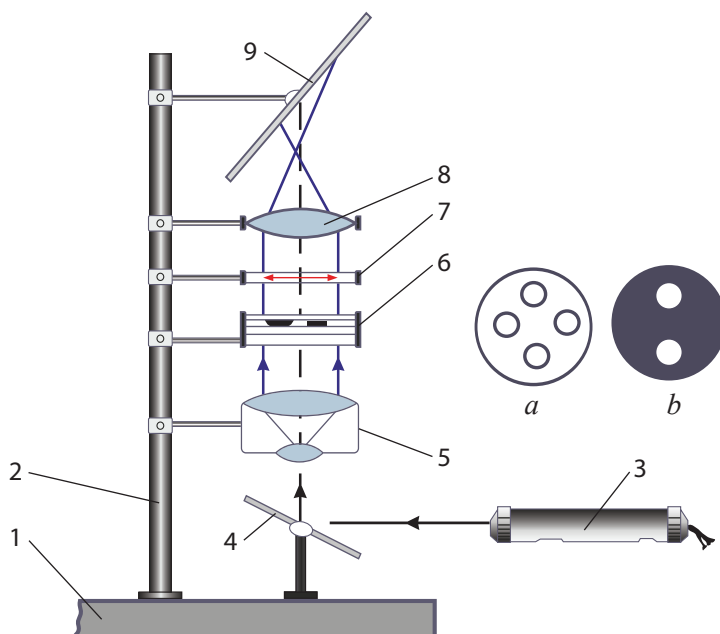


Fig. 17.8

Ulterior celula se introduce în sistema optică, înlăturând concomitent analizorul. Cu ajutorul lentilei 8 se proiectează pe ecran suprafața celulei. În acest caz imaginile picăturilor de apă și de cristal lichid nu diferă cu nimic (Fig. 17.8.b).

Întoarcerea analizorului în sistem modifică tabloul de pe ecran. Imaginile picăturilor de apă dispar, iar ale celor de cristal lichid (cu proprietăți de anizotropie) se văd luminoase pe câmpul de vedere întunecat (Fig. 17.8.c).

Prin rotirea celulei, în jurul axei verticale, se demonstrează că luminozitatea imaginilor depinde de orientarea moleculelor cristalului lichid, în raport cu planul principal al analizorului (maximă când unghiul dintre ele este de 45°).

La încălzirea celulei cu un flux de aer fierbinte cristalul lichid se transformă în stare amorfă, orientarea moleculelor dispare, ceea ce se confirmă prin dispariția imaginilor de pe ecran.

Exerciții:

1. Cu care dispozitive se obține imaginea mărită a unui obiect?

- | | |
|--------------------------------|-----------------|
| a) oglinda plană; | b) microscopul; |
| c) lama cu fețe plan-paralele; | d) lupa. |

2. Imaginea dată de lupă este:

- | | |
|----------------------------------|-------------------------------|
| a) reală, dreaptă, mărită; | b) virtuală, dreaptă, mărită; |
| c) virtuală, răsturnată, mărită; | d) reală, răsturnată, mărită. |

3. Care este distanța minimă separabilă a unui microscop fără imersie cu apertura numerică $A = 0,9$, și cu imersie $n = 1,6$? ($\lambda = 550 \text{ m}$)

- a) 0,3 mm și 0,19 mm; b) 0,2 mm și 0,4 mm;
c) 0,2 mm și 0,32 mm; d) 0,3 mm și 0,4 mm.

4. De câte ori poate fi mărită puterea de rezoluție a microscopului, trecând la fotografiere în raze ultraviolete ($\lambda_1 = 270 \text{ m}$) în raport cu fotografierea în lumină verde ($\lambda_2 = 270 \text{ m}$)?

- a) $\approx 2,07$ ori; b) $\approx 3,02$ ori;
c) $\approx 2,04$ ori; d) 2,08 ori.

5. Puterea de rezoluție a unui microscop:

- a) este distanța minimă dintre două puncte observate distinct;
b) este dată de relația $P = 0,526 \frac{\lambda}{n \sin \alpha}$;
c) reprezintă mărimea inversă a distanței minime separabile;
d) este dată de relația $P = \frac{n \sin \alpha}{0,61 \lambda}$.

Unde: α este unghiul dintre axa optică și raza extremă a fasciculului care pătrunde în obiectiv.

18. DETERMINAREA CONCENTRAȚIEI UNOR SOLUȚII PRIN METODA REFRACTOMETRICĂ

Scopul lucrării:

- Prezentarea aspectelor teoretice privind metoda refractometrică;
- Studiul principiului metodei și construcției aparatului;
- Importanța metodei refractometrice în practica medicală;
- Realizarea experienței ce reflectă structura și principiul de funcționare a fibrelor optice.

Noțiuni teoretice

Dacă o rază de lumină cade pe suprafața de separație a două medii sub un unghi de incidență i , atunci are loc fenomenul de *reflexie* – reîntoarcerea (parțial) în mediul din care a venit și fenomenul de *refracție* – schimbarea direcției la intrarea în al doilea mediu, sub unghiul de refracție r .

Între unghiul de incidență și unghiul de refracție există relația:

$$\frac{\sin i}{\sin r} = n_{21} \quad (18.1)$$

numită *legea refracției*, în care n_{21} este indicele de refracție relativ al mediului 2 în raport cu mediul 1. **Indicele de refracție absolut** al unui mediu este definit ca raportul dintre viteza luminii în vid c și viteza luminii în mediul respectiv (V):

$$n = \frac{c}{V} \quad (18.2)$$

Indicele de refracție relativ poate fi exprimat prin indicii de refracție absoluți ai mediilor sau prin vitezele luminii în aceste medii:

$$n_{21} = \frac{n_2}{n_1} = \frac{V_1}{V_2} \quad (18.3)$$

Indicele de refracție al unei substanțe depinde de o serie de factori printre care: natura substanței, lungimea de undă a luminii utilizate, temperatură, presiune etc. Din aceste considerente, în determinări și tabele, indicele de refracție se notează astfel: n_D^{20} , ceea ce înseamnă că determinarea s-a efectuat cu lungimea de undă $589,4 \text{ nm}$ (linia galbenă D a sodiului), la temperatura de 20°C .

Dacă raza de lumină trece dintr-un mediu mai puțin dens optic într-unul mai dens ($n_1 < n_2$), $r < i$, raza se apropie de normală (Fig. 18.1 a), dusă la suprafața de separație în punctul de incidență. În acest caz, la variația unghiului de incidență de

la 0° până la 90° , unghiul de refracție variază numai de la 0° până la un unghi $r_{\text{lim}} < 90^\circ$ (Fig. 18.1.b), numit **unghi limită de refracție**.

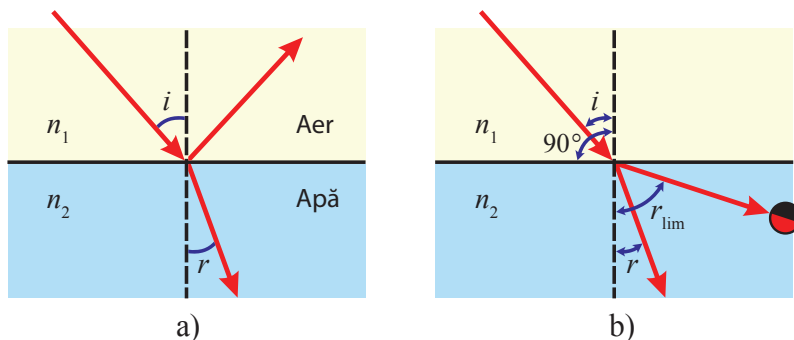


Fig. 18.1

Valoarea unghiului limită de refracție se determină din relația:

$$\frac{\sin 90^\circ}{\sin r_{\text{lim}}} = \frac{n_2}{n_1} \quad (18.4), \text{ prin urmare, } \sin r_{\text{lim}} = \frac{n_1}{n_2} \quad (18.5)$$

De importanță, în metoda refractometrică, este și cazul când lumina trece dintr-un mediu mai dens optic într-un mediu mai puțin dens ($n_1 < n_2$). Din legea refracției (18.1) rezultă că $r > i$, deci raza refractată se îndepărtează de la normală, dusă la suprafața de separație în punctul de incidență (Fig. 18.2).

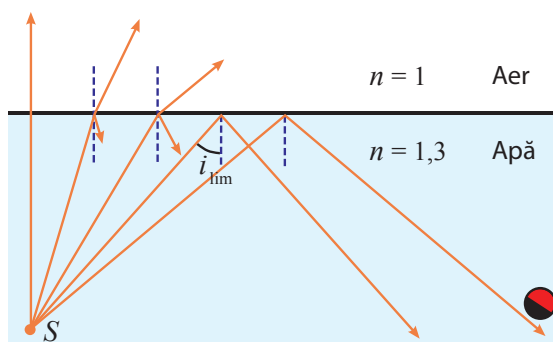


Fig. 18.2

Între unghiul de incidență și unghiul de reflexie există o relație $i = i'$ (i – unghi de incidență, i' – unghi de reflexie), numită **legea reflexiei**. **Unghiul limită de incidență** este unghiul (i_{lim}) pentru care raza se refractă sub un unghi $i' = 90^\circ$ și iese tangentă pe suprafața de separație a celor două medii. Valoarea unghiului limită (i_{lim}) se obține prin particularizarea formulei (18.1) pentru cazul $i' = 90^\circ$, de unde rezultă

$$\frac{\sin i_{\text{lim}}}{\sin 90^\circ} = \frac{n_2}{n_1}; \quad \sin i_{\text{lim}} = \frac{n_2}{n_1} \quad (18.6)$$

Îndată ce i devine mai mare decât i_{lim} , raza de lumină suferă reflexie totală, întorcându-se în mediul din care a venit (Fig. 18.2). În ambele cazuri descrise mai sus este evident că dacă raza de lumină cade normal (perpendicular) pe suprafața de separație ($i = 0^\circ$), ea trece nedeviată în al doilea mediu.

Refractometrele sunt aparate prevăzute pentru determinarea indicilor de refracție și indirect a concentrației soluțiilor. Pentru diferite soluții indicele de refracție crește odată cu mărirea concentrației. La baza funcționării refractometrelor se află existența **unghiului limită de incidență** (în lumina reflectată Fig. 18.3.a) sau a **unghiului limită de refracție** (în lumina refractată Fig. 18.3.b).

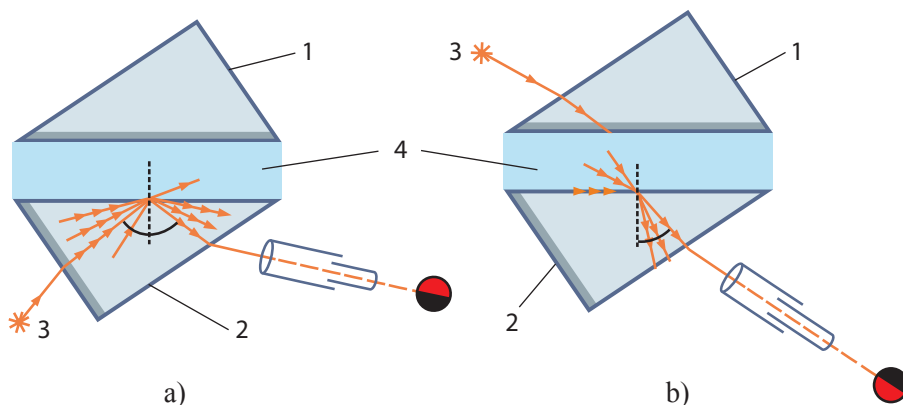


Fig. 18.3

1 – prisma de sus; 2 – prisma de jos; 3 – sursa de lumină; 4 – lichidul cercetat.

În funcție de domeniul utilizării și de precizie, refractometrele diferă numai constructiv, având același principiu de funcționare. În lumina refractată se cercetează lichidele transparente, iar în lumina reflectată – lichidele care absorb intens lumina (opace, colorate).

Descrierea aparatului

În laborator vom folosi un refractometru de tip ABBE-Convex (Fig. 18.4). Acest dispozitiv are următoarele părți componente: 1 – ocular, mărire optică 30X; 2 – dispozitiv de deschidere/închidere a prisme; 3 – oglindă reflectatoare; 4 – intrare pentru măsurarea temperaturii apei de răcire (dacă este cazul); 5 – intrare pentru luminarea prisme; 6 – intrare pentru sistem de termostatare; 7 – prisma superioară; 8 – dispozitiv pentru controlul dispersiei; 9 – dispozitiv de ajustare-măsurare; 10 – buton pentru compensarea culorii; 11 – intrare pentru măsurarea temperaturii probei cu termometrul digital; 12 – buton de calibrare; 13 – reglajul luminozității scalei de măsurare.

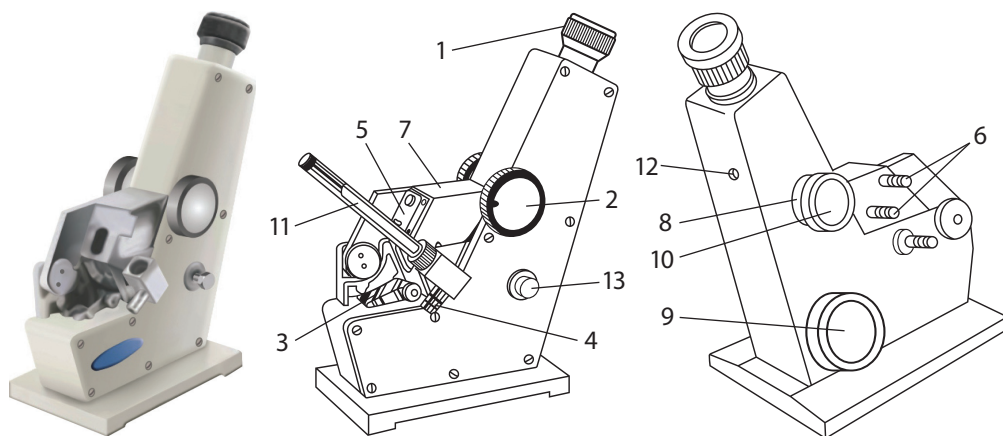


Fig. 18.4. Refractometrul ABBE-Convex

Partea principală a refractometrului ABBE se compune din două prisme, una pentru măsurare și cealaltă pentru iluminare, care se pot bloca cu ajutorul unui șurub. Prin intermediul unui tambur se poate deplasa blocul prismelor astfel ca în câmpul vizual al lunetei să ne apară o imagine pe jumătate iluminată și a cărei limită de separație între zona iluminată și cea întunecată să fie plasată exact la încrucișarea celor două fire reticulare.

Fig. 18.5 reprezintă aspectele privind punerea la punct (a) și citirea indicilor de refracție (b) pentru refractometrul ABBE.

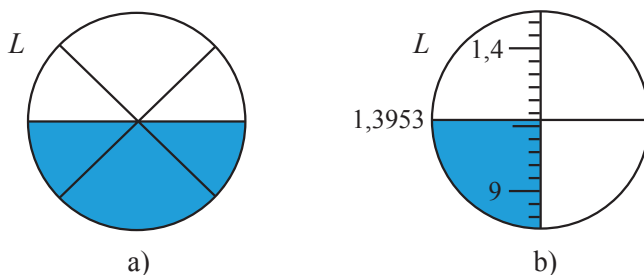


Fig. 18.5

Deoarece se lucrează cu lumina albă (lumina policromă) pentru a se înlătura fenomenele de dispersie ce pot apărea (și care ar determina erori de măsurare datorită imposibilității obținerii unei limite de separație nete), se utilizează o prismă suplimentară care se poate roti cu ajutorul unui dispozitiv numindu-se „compensator”. Cu ajutorul lunetei se poate citi direct indicele de refracție al substanței studiate, dar și concentrația procentuală.

Cunoscând indicele de refracție al aerului $n_1 = 1,003$, din formula 18.6 se poate determina indicele de refracție a substanței de cercetat. Refractometrul ABBE permite citirea directă a produsului $n_1 \sin i_{\text{lim}} = n_2$.

Modul de lucru:

– Înainte de măsurătoarea propriu-zisă, trebuie făcute câteva teste de calibrare. Se deschide intrarea prisme superioare 5 și se închide oglinda reflectoare 3. Se acționează tamburul de compensare a culorii 10 până când culorile roșu și albastru dispar complet;

– Metoda de calibrare utilizând apă distilată: Se deschide prisma superioară, se picură 2–3 picături de apă și apoi se închide. Dacă temperatura înregistrată este de 20°C , indicele de refracție ar trebui să fie 1,3330. În caz contrar, se acționează cu tamburul 9 până când scala indică valoarea menționată. De asemenea se acționează butonul de calibrare până când limita de separare lumină–umbra corespunde cu intersecția firelor reticulare;

– Calibrarea odată făcută, se poate proceda la măsurătorile propriu-zise, determinând pentru diferite lichide atât indicele de refracție (cu precizie de patru zecimale) cât și concentrația procentuală. Dacă măsurătoarea se face la temperaturi mai mari sau mai mici de 20°C , trebuie făcută o corecție a rezultatului;

– După verificarea etalonării aparatului cu apă distilată, se degresează locul probei cu amestec alcool–eter și cu ajutorul unei pipete se pun 2–3 picături din soluția 1 pe suprafața lucioasă a prisme;

– Se citește indicele de refracție, a cărui valoare se trece în tabel;

– Determinările se repetă de 3 ori pentru soluția respectivă;

– Operația se reia pentru toate soluțiile, inclusiv pentru cele cu concentrații necunoscute (x);

– Datele obținute experimental se trec în tabelul 18.1;

Tabelul 18.1

Nr. soluțiilor	C, %	n'	n''	n'''	\bar{n}
1					
2					
3					
4					
5					
X_1					
X_2					

– Se construiește curba de etalonare în vederea determinării concentrațiilor necunoscute ale unor soluții;

– Pentru aceasta pe axa absciselor se depun concentrațiile cunoscute C ale soluțiilor, iar pe axa ordonatelor – indicii de refracție respectivi;

– Din graficul astfel trasat, numit curba de etalonare, se determină concentrațiile necunoscute, prin aplicarea metodei interpolării.

Aplicații medicale

Refractometria este compartimentul tehnicii optice care cuprinde metodele și mijloacele de măsurare a indicelui de refracție a substanțelor în toate cele trei stări de agregare, folosind diferite domenii ale radiației optice. Cele mai frecvent utilizate sunt metodele bazate pe măsurarea directă a unghiurilor de refracție a luminii la trecerea prin hotarul de separație a două medii, sau în cazul fenomenului de reflexie totală.

Aceste metode sunt relativ simple și de mare precizie. În cercetările și practica medicală sunt folosite pentru determinarea indicilor de refracție a diverselor lichide biologice în scop științific sau diagnostic. Valorile normale ale unor medii biologice sunt prezentate în tabelul 18.2.

Tabelul 18.2

Mediul biologic	Indicele de refracție
Serul sanguin	1,3487–1,3517
Urina	1,330–1,340
Lichid cefalorahidian	Valoarea medie 1,390
Umoare apoasă	1,330–1,340

Este important faptul că valoarea indicelui de refracție al serului sanguin dă posibilitate de a determina concentrația proteinelor din el – numită proteinemie. (vezi tabelul din anexă A26)

Modificările valorii proteinemiei reflectă evoluția unei afecțiuni și a posibilităților de refacere a organismului, întrucât reflectă metabolismul proteic.

Deoarece indicii de refracție ai soluțiilor depind de concentrație, scările unor refractometre sunt gradate direct în unități de concentrație, fiind utilizate în diferite domenii, inclusiv în medicină și farmacie.

Determinările refractometrice oferă informații prețioase și în legătură cu structura unor substanțe, cum ar fi, de exemplu, cele organice. Refracția specifică și refracția moleculară a unei substanțe sunt mărimi fizice importante care pot caracteriza din punct de vedere optic un lichid biologic.

Refractometria ca metodă de lucru are următoarele avantaje: se lucrează cu o cantitate infimă de substanță (1–2 picături), este o metoda rapidă și foarte precisă (se poate citi indicele de refracție cu o precizie de 4 zecimale). Cunoscându-se indicele de refracție, se poate determina concentrația soluțiilor studiate (în cazul laboratorului clinic-concentrația proteinelor în lichidele biologice).

Experiment demonstrativ. Reflexie totală. Fibrele optice

Un domeniu important de aplicare a reflexiei totale o constituie transmiterea imaginilor prin fibre optice. O fibră de sticlă reflectă total în interiorul său o radiație incidentă, comportându-se ca un ghid optic (Fig. 18.6).

În tehnologia modernă, fibra optică are diametrul de ordinul 10^{-2} – 10^{-3} mm, încât un fascicul poate consta din mii de fibre individuale, având avantajul că este flexibil.

Dispozitivele care utilizează fibre optice și-au găsit o largă gamă de aplicații. În medicină ghizii de lumină se utilizează la rezolvarea a două probleme: la transmiterea energiei de lumină, în special pentru iluminarea cavităților interne și pentru transmiterea imaginilor. Pentru cazul doi este important ca aranjarea fibrelor la intrarea și ieșirea din ghid să fie structural identică.

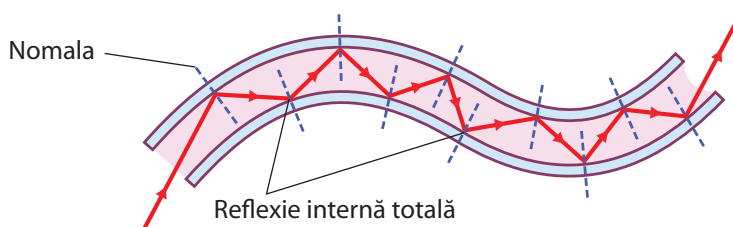


Fig. 18.6

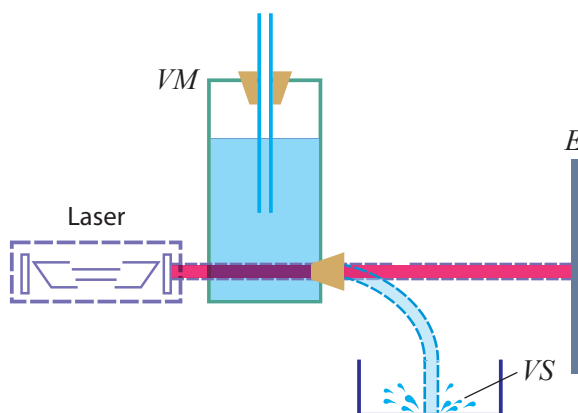


Fig. 18.7

Instalația prevăzută pentru demonstrarea reflexiei totale într-un jet de apă (Fig. 18.7) constă din următoarele componente: sursa de lumină – laserul cu *He-Ne*; vasul lui Mariotte (*VM*) cu secțiunea de forma unui pătrat; ecranul de proiecție (*E*) și vasul de scurgere (*VS*).

Orificiul din partea de jos a vasului se astupă cu un dop din sticlă organică transparentă cu fețele paralele și bine șlefuite.

Modul de lucru:

– vasul lui Mariotte se umple cu apă distilată și se plasează în calea fluxului de lumină roșie radiată de laser, astfel încât lumina să pătrundă în vas perpendicular pe peretele opus orificiului și să iasă prin dopul din sticlă organică. Pe ecran se observă un cerc luminos de culoare roșie. La înlăturarea dopului direcția fluxului de lumină, în urma reflexiei totale, este dirijată de jetul de apă în vasul de scurgere (VS);

– când nivelul apei în vasul lui Mariotte devine mai jos decât capătul tubului de reglare curentul de apă se înclină mai abrupt, condițiile de reflexie totală dispar, lumina părăsește curentul de apă, formând din nou cerc colorat pe ecran.

Exerciții:

1. Indicele de refracție absolut al unui mediu:

- reprezintă valoarea indicelui față de glucoza pură;
- reprezintă raportul dintre viteza luminii în vid și viteza în mediul respectiv;
- reprezintă valoarea indicelui față de apă la 4°C ;
- este dat de raportul $\sin r / \sin i$.

2. Indicele de refracție al unei substanțe depinde:

- numai de temperatură;
- numai de lungimea de undă a radiației incidente;
- numai de natura substanței;
- nicio variantă nu este corectă.

3. O rază de lumină cade sub un unghi de 30° față de suprafața unei oglinzi plane. Sub ce unghi este deviată raza în urma reflexiei în oglindă?

- 60° ;
- 90° ;
- 115° ;
- 120° .

4. O rază de lumină cade din aer pe o placă plan-paralelă de gheață sub unghiul de 40° și se refractă în ea sub unghiul de 28° . Să se determine indicele de refracție al gheții.

- 1,32;
- 1,36;
- 1,39;
- 1,41.

5. Indicele de refracție al sticlei $n_1 = 1,54$. Să se determine indicele de refracție al apei față de sticlă.

- 0,83;
- 0,86;
- 0,88;
- 0,89.

6. O rază de lumină cade din aer pe o placă de gheață sub unghiul de 50° și se refractă în ea sub unghiul de 30° . Să se determine cu ce viteză se propagă lumina în gheață.

- $1,87 \cdot 10^8$ m/s;
- $1,95 \cdot 10^8$ m/s;
- $2,05 \cdot 10^8$ m/s;
- $2,12 \cdot 10^8$ m/s.

7. Care este indicele de refracție pentru o substanță în care viteza luminii este de 1,93 m/s?

- a) $\approx 1,26$; b) $\approx 1,46$; c) $\approx 1,56$; d) $\approx 1,76$.

8. Razele de lumină trec în apă din sticla de crom „ușor” cu indicele de refracție egal cu 1,57. Unghiul de incidență treptat se mărește. Să se determine unghiul de la care toate razele se vor reflecta.

- a) $\approx 55^\circ$; b) $\approx 58^\circ$; c) $\approx 61^\circ$; d) $\approx 63^\circ$.

9. La trecerea luminii din mediul cu indicele de refracție n_1 în mediul cu indicele de refracție n_2 poate avea loc reflexia totală când:

- a) $n_1 = n_2$; b) $n_1 < n_2$; c) $n_1 > n_2$; d) $n_2 = 2n_1$.

10. O rază de lumină cade din aer pe o placă de gheață sub unghiul de 45° și se refractă în ea sub unghiul de 30° . Să se determine unghiul limită de refracție.

- a) 48° ; b) 45° ; c) 43° ; d) 41° .

11. O rază de lumină iese din glicerina în aer. Unghiul limită pentru această rază este egal cu 43° . Să se determine viteza luminii în glicerina.

- a) $2,01 \cdot 10^8$ m/s; b) $2,06 \cdot 10^8$ m/s; c) $2,08 \cdot 10^8$ m/s; d) $2,09 \cdot 10^8$ m/s.

19. SPECTRE DE EMISIE ȘI ABSORBȚIE. ANALIZA SPECTRALĂ

Scopul lucrării:

- Prezentarea aspectelor teoretice privind spectrele de emisie și absorbție;
- Studiul construcției și principiului de funcționare a spectroscopului cu două tuburi;
- Etalonarea spectroscopului, folosind sursa de radiație cu structura spectrală cunoscută;
- Determinarea prezenței sodiului în produsele biologice prin analiza spectrală calitativă;
- Familiarizarea cu aplicațiile analizei spectrale în cercetările medico-biologice;
- Vizualizarea fenomenului de dispersie rotatorie a luminii polarizate.

Noțiuni teoretice:

Este cunoscut faptul că atomul reprezintă particula elementară a oricărui element chimic. Acesta este format dintr-un nucleu cu sarcină electrică pozitivă, în jurul căruia gravitează electronii cu sarcină negativă. Nucleul este compus din nucleoni-protoni cu sarcină pozitivă și neutroni lipsiți de sarcină.

Deoarece din punct de vedere electric atomul este neutru, numărul electronilor ce se rotesc în jurul nucleului coincide cu numărul protonilor din nucleu (vezi D. Croitoru. *Biofizică medicală. Prelegeri*, pag. 5-10). Conform primului postulat a lui Bohr, electronii se rotesc în jurul nucleului pe orbite circulare și elipsoidale bine determinate, fără să emită sau să absoarbă energie radiantă. Astfel de stări ale atomului se numesc **staționare**. Electronul trece pe alt nivel energetic numai în cazul când este perturbat din exterior. Al doilea postulat a lui Bohr afirmă faptul că un atom emite sau absoarbe radiație electromagnetică doar la trecerea dintr-o stare staționară în alta. Fiecare stare staționară corespunde cu o stare energetică a atomului.

Energia pe care o primește sau o cedează este egală cu diferența dintre energiile celor două nivele între care are loc tranziția electronului. Când atomii absorb energie, electronii efectuează tranziții pe nivele mai îndepărtate de nucleu (Fig. 19.1.a), iar când emit energie sub formă de fotoni $h\nu$ (h – constanta lui Plank, ν – frecvența), tranzițiile electronilor au loc pe nivele mai apropiate de nucleu (Fig. 19.1.b).

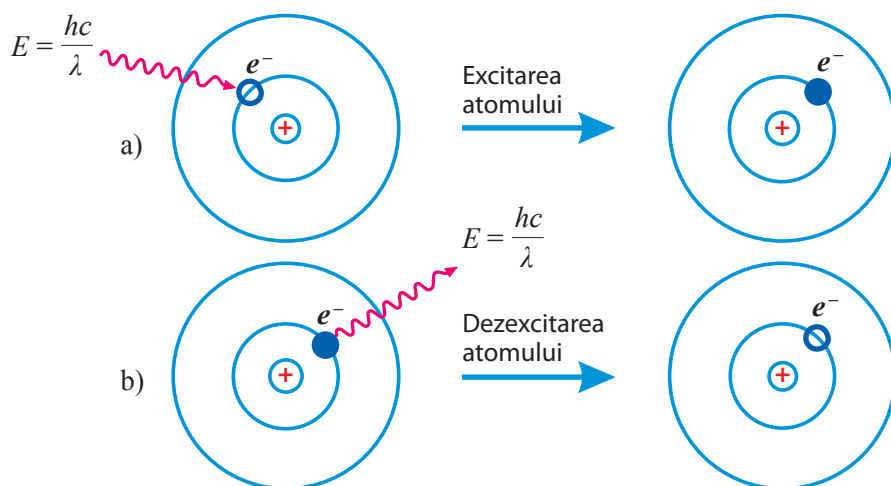


Fig. 19.1

Fiecare atom în diferite situații poate emite sau absorbi radiații cu anumite lungimi de undă, numite linii spectrale, care sunt proprii numai lui. Liniile spectrale sunt cauzate de configurația electronică a atomului căruia îi aparțin. Este cunoscut cu precizie ce linii spectrale sunt caracteristice fiecărui element chimic. Astfel este ușor de identificat elementele chimice, prezente într-un amestec, după liniile lor spectrale. Metoda fizică de analiză, utilizată pentru determinarea compoziției chimice a diferitor substanțe, cu ajutorul spectrelor se numește **analiză spectrală calitativă**.

Totalitatea radiațiilor de diferite lungimi de undă pe care un atom (sau o moleculă) este capabil să le emită, atunci când li se furnizează energie din exterior, poartă numele de **spectrul de emisie** al atomului respectiv.

Partea de spectroscopie care se ocupă cu studiul acestor spectre poartă numele de **spectroscopie de emisie**.

Totalitatea radiațiilor de diferite lungimi de undă absorbite de un anumit atom (sau moleculă) atunci când se examinează într-un spectru continuu poartă numele de **spectru de absorbție**, iar partea de spectroscopie care se ocupă de aceste spectre se numește **spectroscopie de absorbție**.

Spectrele de emisie, dar și cele de absorbție pot avea formă **de linii**, **benzi** sau **continue**, având o structură particulară, care depinde de compoziția chimică și starea fizică a substanței cercetate. Un spectru de emisie în domeniul vizibil se caracterizează prin prezența unor linii luminoase (de diferite culori) plasate pe fond întunecat (Fig. 19.2).

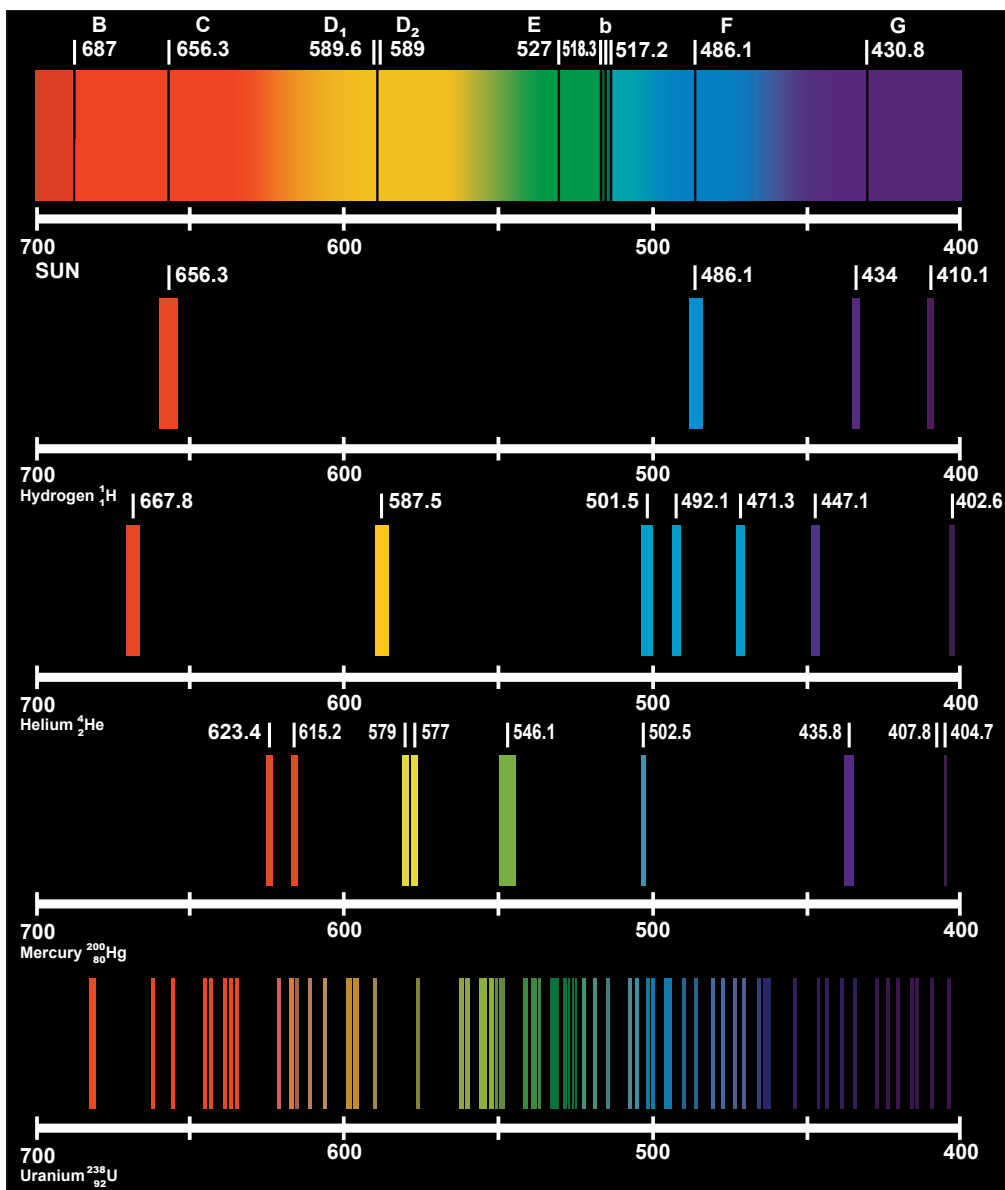


Fig. 19.2

Un *spectru de absorbție* se caracterizează prin existența unor linii sau benzi întunecate, plasate pe fondul unui spectru de emisie continuu (Fig. 19.3).

Între spectrul de emisie și cel de absorbție ale unei substanțe, obținute în condiții identice, există o corespondență directă, exprimată de *legea lui Kirchhoff*, numită și *legea inversiunii liniilor spectrale*: *Substanța absoarbe radiații cu acele lungimi de undă pe care este în stare să le emită.*

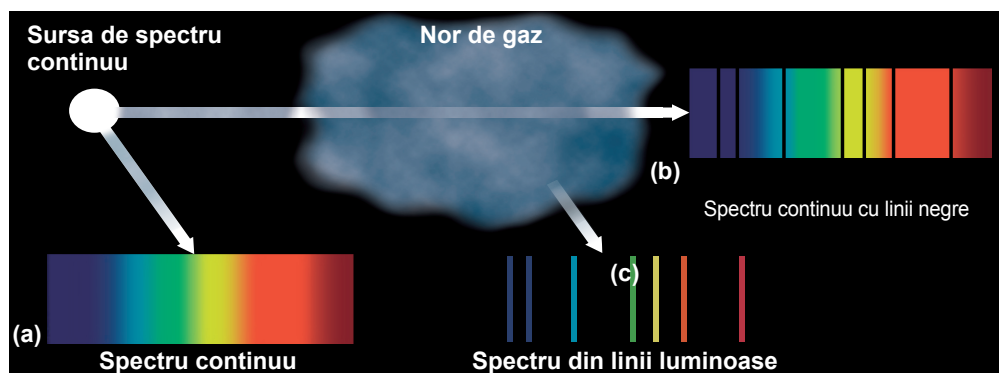


Fig. 19.3

Când o sursă de energie emite o singură lungime de undă (de exemplu laserul), ea este considerată *monocromatică*. Dacă o sursă de energie emite mai multe lungimi de undă, ea este numită *policromă*.

Pentru efectuarea unei analize spectrale se utilizează aparate numite *spec-troscoape*, dacă spectrul se studiază direct cu ochiul sau cu *spectrografe*, dacă spectrul se înregistrează pe o placă fotografică sau pe un inscriptor. La baza funcționării spectroscopului stă prisma optică sau rețeaua de difracție. Încă *Newton* privind refracția luminii albe în prisma de sticlă, a demonstrat că indicele de refracție al sticlei depinde de frecvența undei luminoase. Acest fenomen el l-a numit *dispersia luminii*.

În raport cu situația sau substanța în cauză, cercetarea se poate efectua în domeniul microundelor (spectre de rotație), infraroșu (spectre de vibrație- rotație), ultraviolete și vizibil (spectre electronice).

În cele ce urmează ne vom referi la spectroscopia în domeniu vizibil. Spectrul vizibil este reprezentat de radiațiile cu lungimile de undă cuprinse aproximativ între 760 nm și 400 nm (Fig. 19.4).

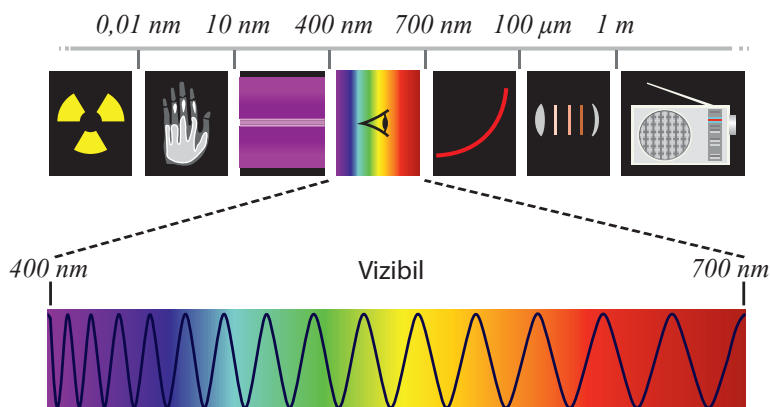


Fig. 19.4

Dispersia are loc din cauza că viteza de propagare a luminii în același mediu depinde de lungimea de undă. Cu micșorarea lungimii de undă (de la roșu spre violet) viteza se micșorează, iar indicii de refracție respectiv se mărește. Dispersia se manifestă mai pronunțat la trecerea luminii albe prin prisma din sticlă grea, care dă o diferență esențială dintre indicii de refracție pentru diferite lungimi de undă. Trecerea razelor prin prismă este reprezentată în Fig. 19.5.

Fiecare rază monocromatică la trecerea prin prismă este deviată de la direcția inițială cu un unghi D , a cărui valoare pentru unghiuri de incidență mici se calculează din relația:

$$D = (n_2 - n_1)A$$

unde: n_1 – indicele de refracție al mediului; n_2 – indicele de refracție al materialului din care e confecționată prismă; A – unghiul prisme. Dacă în calea razelor dispersate de prismă se așază un ecran, pe acesta se va obține o imagine colorată, care poartă numele de *spectru*.

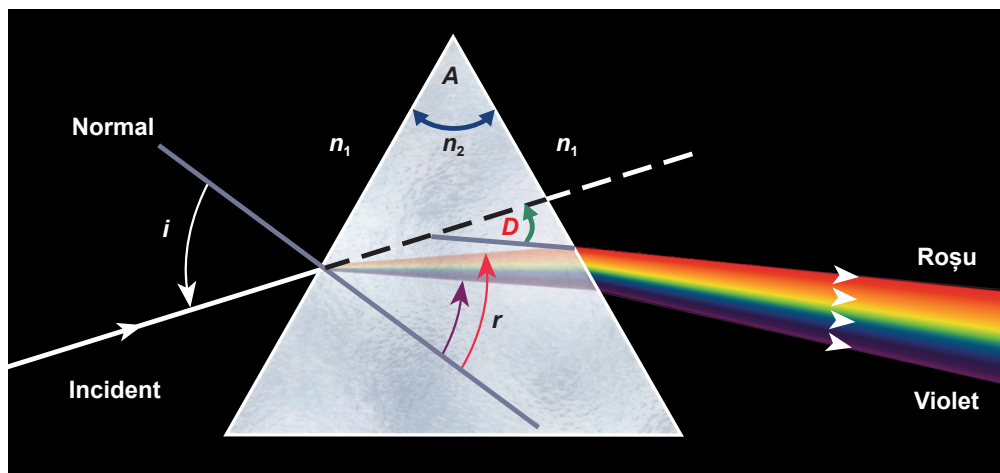


Fig. 19.5

Spre deosebire de prismă, rețeaua de difracție realizează o deviație proporțională cu lungimea de undă.

Descrierea spectroscopului cu două tuburi

Spectroscopul cu două tuburi este format dintr-o prismă optică P și două tuburi – colimatorul și luneta (Fig. 19.6). Prisma servește pentru obținerea dispersiei luminii. Compoziția ei trebuie să corespundă domeniului în care lucrăm (sticlă obișnuită – pentru vizibil, cuarț – pentru ultraviolet, sare gemă – pentru infraroșu). Spectroscopul folosit în laborator conține o prismă din sticlă obișnuită.

Colimatorul K este construit dintr-o lentilă convergentă L_1 și o fantă reglabilă F , așezată în focarul lentilei. Colimatorul e menit să trimită pe fața de incidență a prisme un fascicul îngust de raze paralele. Fanta se reglează astfel, încât să se asigure o finețe corespunzătoare liniilor spectrale observate și concomitent o luminozitate suficientă.

Luneta L este formată dintr-un sistem obiectiv L_2 orientat spre prismă, și un ocular L_3 , prin care privește observatorul. Pentru a aduce succesiv liniile spectrale în câmpul de vedere, luneta se poate roti în jurul unei axe verticale. Pentru a se obține imaginea clară a spectrului, ocularul se deplasează în axul longitudinal al lunetei, în funcție de ochiul observatorului.

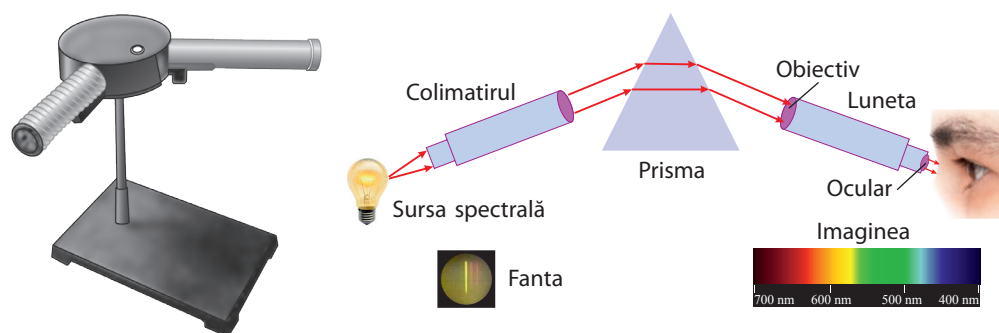


Fig. 19.6

Etalonarea spectroscopului.

Modul de lucru

Etalonarea spectroscopului constă în stabilirea unei dependențe între diviziunile scării gradate și lungimile de undă ale radiațiilor. În acest scop se utilizează surse care emit radiații cu lungimi de undă cunoscute și distribuite în tot domeniul spectral vizibil.

Fiecare linie spectrală se fixează succesiv în dreptul indicatorului (linie întunecată în câmpul de vedere), înregistrând de fiecare dată unghiul respectiv de pe scara gradată a spectroscopului. Prețul unei diviziuni pe scara orizontală este de 1° , iar pe scara tamburului – de $0,02^\circ$. Ulterior, se construiește curba de etalonare pe hârtie milimetrică, plasând pe abscisa unui sistem de axe rectangulare diviziunile scării gradate, iar pe ordonată – lungimile de undă respective. Fiecărei perechi de valori îi corespunde un punct pe grafic. Unind printr-o linie continuă toate punctele, se obține curba de etalonare a spectroscopului. În cazul nostru vom folosi unele din radiațiile emise de o lampă de cuarț cu vapori de mercur, ale căror lungimi de undă sunt prezentate în tabelul 19.1.

Tabelul 19.1

Nr. experienței	Sursă de lumină etalon	Culoarea radiației	Lungimea de undă (nm)	Diviziunea scării
1	etalon mercur	Violet	408	
2		Indigo	436	
3		Verde	546	
4		Galben	577	
5		Galben	579	
6		Roșu	623	
7		Roșu-întunecat	691	

Efectuarea analizei spectrale.

Modul de lucru:

– Conform datelor obținute și reprezentate în Tabelul 19.1, se construiește curba de etalonare a spectroscopului;

– Pentru aceasta pe o hârtie milimetrică se trasează axele de coordonate (mod album) și se divizează: pe ordonată $1\text{ cm} = 10\text{ nm}$ pentru λ , pe abscisă $1\text{ cm} = 0,1^\circ$ pentru n° . În originea de coordonate se plasează valorile minimale ale lui λ și n° ;

– Apoi se plasează pe abscisă diviziunile scării gradate ale spectroscopului n° , iar pe ordonată lungimile de undă respective λ . Se găsesc punctele graficului și unindu-le printr-o linie curbă continuă, se obține curba de etalonare a spectroscopului;

– Se așază lampa cu spirt pe o masuță în fața spectroscopului și se aprinde;

– Un bastonaș de sticlă cu tampon de vată la un capăt, se îmbibă cu soluția ce conține produsul cercetat și se aplică pe mukul lămpii cu spirt;

– Se cercetează spectrul apărut, deplasând lentila spectroscopului în plan orizontal și se determină numărul liniilor spectrale;

– Se citește de pe scara gradată a spectroscopului, valoarea fiecărei diviziuni, care corespunde fiecărei linii spectrale;

– Datele obținute se trec în tabelul 19.2.

Tabelul 19.2

Numărul liniei spectrale	Culoarea liniei spectrale	Diviziunile scării gradate n°	Lungimea de undă a liniei spectrale λ (nm)		Denumirea elementului cercetat
			După curba de etalonare	Din atlasul spectrografic	
1					
2					
3					

- De pe graficul de etalonare (curba de etalonare) se determină lungimile de undă ale liniilor spectrale a elementului cercetat și se trec în tabel;
- Se compară lungimile de undă ale spectrului obținut cu cele din atlasul spectrografic (un fragment al căruia se află în laborator);
- Dacă diferențele de lungimi de undă dintre cele obținute de pe curba de etalonare și din atlasul spectrografic nu depășesc $\pm 2,5 \text{ nm}$, se poate constata elementul a cărui spectru a fost cercetat;
- Pe muclele lămpii cu spirt puteau fi aplicate soluții ale diferitor elemente cum ar fi potasiul **K**, sodiul **Na**, magneziul **Mg**, bromul **Br** și altele;
- După numărul de linii spectrale, culorile lor și lungimile de undă, determinați ce element a fost cercetat.

Importanța analizei spectrale în practica medicală

Aparatele de analiză spectrală sunt frecvent utilizate la cercetarea medicobiologică pentru studiul structurii chimice a diverselor molecule organice. Aminoacizii și acizii nucleici prezintă benzi caracteristice, în funcție de dozarea lor în soluții.

Analiza spectrală calitativă este larg folosită în domeniul medicinei pentru identificarea urmelor de sânge și stabilirea cauzelor diverselor intoxicații. Aceste analize au la bază faptul că hemoglobina și derivații săi au spectre de absorbție caracteristice.

O variantă a analizei spectrale cantitative de emisie este metoda de dozare flamfotometrică a unor ioni alcalini din produsele biologice. Actualmente în laboratoarele clinice sunt de strictă necesitate spectrofotometrele pentru identificarea unor substanțe, precum și pentru constatarea rezultatelor unor reacții de laborator.

Experiment demonstrativ. Dispersia rotatorie

Brevet de invenție: MD 2485G2-2004

În afară de prismă și rețeaua de difracție, dispersia luminii albe se poate efectua folosind un sistem *polarizor-analizor*, în care este situată o substanță optic activă. (Vezi Lucrarea Nr. 20)

Schema instalației este reprezentată în Fig. 19.7.

Lumina albă, trecând prin polarizor, devine plan-polarizată. Substanța *optic activă* (placa de cuarț) rotește planul de polarizare. Pentru grosimea dată a plăcii unghiul de rotire depinde numai de lungimea de undă. Prin urmare, razele cu diferită lungime de undă cad pe analizor, având diferite plane de polarizare. Prin

analizor va trece lumina cu o anumită lungime de undă polarizată într-un plan care coincide cu planul secțiunii principale a analizorului.

Pentru realizarea experienței, în lipsa elementului optic activ, cu ajutorul lentilei de focalizare pe ecran se obține un cerc luminos de lumină albă. În acest caz rotirea analizorului schimbă numai nivelul iluminării imaginii de pe ecran.

La introducerea elementului optic activ, cercul de pe ecran devine colorat. Această culoare depinde de poziția analizorului.

Rotirea analizorului în jurul axei normale pe el duce la variația culorii cercului luminos pe ecran, primind succesiv toate culorile spectrului continuu în ordinea cunoscută.

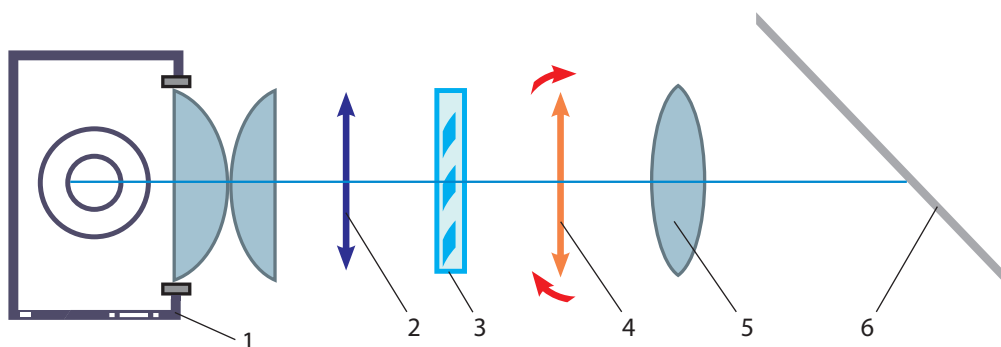


Fig. 19.7

1 – sursa de lumină albă; 2 – polaroid-polarizor; 3 – placă de cuarț optic activ;
4 – polaroid-analizor; 5 – lentila pentru focalizare; 6 – ecran

Când viteza de rotație atinge valoarea de 25 rot/s, ochiul nu mai deslușește culorile aparente pe ecran. Acest moment este important din punct de vedere biofizic, deoarece reflectă unele particularități ale analizorului vizual.

Exerciții:

1. Indicele de refracție al unei substanțe, în aceleași condiții depinde de:

- intensitatea luminii;
- frecvența luminii;
- direcția luminii;
- coeficientul de absorbție.

2. Dispersia luminii reprezintă:

- întoarcerea razei în mediul din care a venit;
- ocolirea obstacolelor de către razele de lumină;
- compunerea radiațiilor luminoase;
- fenomenul de variație a indicelui de refracție de lungimea de undă.

3. La trecerea luminii solare printr-o rețea de difracție, maximul central va fi:
a) roșu; b) albastru; c) alb ; d) violet.

4. La trecerea unei raze de lumină monocromatică din sticlă în aer, rămâne constantă:

- a) lungimea de undă; b) frecvența;
c) viteza de propagare; d) direcția de propagare.

5. Cunoscând unghiul de refracție al prisme și unghiul de deviere a razei emergente, se poate determina:

- a) intensitatea razei incidente;
b) numai unghiul de incidență;
c) dimensiunile liniare ale prisme;
d) indicele de refracție al prisme în raport cu mediul.

6. Unghiul de deviere D al unei prisme se determină cu relația:

- a) $D = (n^2 - 1) \cdot A$; b) $D = (n + 2) \cdot A$;
c) $D = (n - 1) \cdot A$; d) $D = (n + 1) \cdot A$.

Unde: A – unghiul prisme; n – indicele de refracție al prisme.

20. DETERMINAREA CONCENTRAȚIEI SOLUȚIILOR PRIN METODA POLARIMETRICĂ

Scopul lucrării:

- Studiul fenomenelor și al unor metode ce stau la baza obținerii luminii polarizate;
- Familiarizarea cu posibilitățile de folosire a luminii polarizate în biologie și medicină;
- Studiarea construcției și a principiului de lucru al polarimetrului;
- Efectuarea măsurărilor necesare pentru determinarea concentrației soluțiilor;
- Realizarea experienței ce reflectă existența a două forme de activitate optică.

Noțiuni teoretice

Unda electromagnetică se caracterizează prin vectorul intensității câmpului electric variabil \vec{E} și intensitatea câmpului magnetic variabil \vec{H} , ambele câmpuri fiind inseparabile. Vectorii \vec{E} și \vec{H} oscilează în plane reciproc perpendiculare, conținând simultan direcția de propagare a undei (Fig. 20.1).

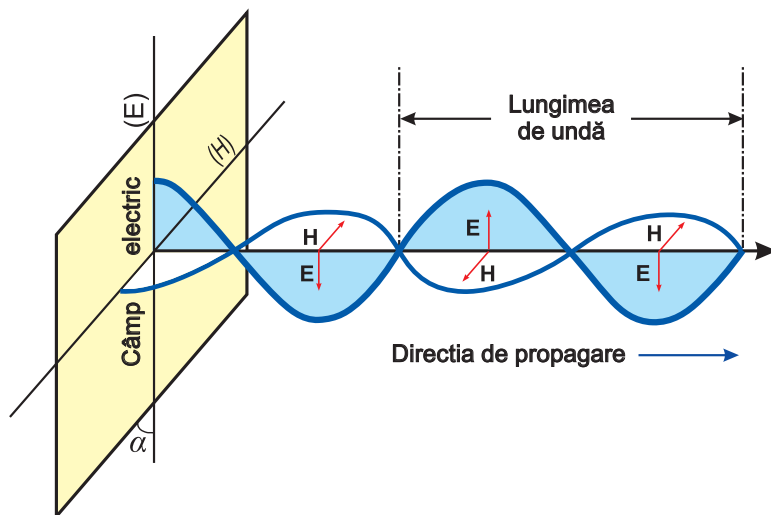


Fig. 20.1

Undele electromagnetice ale căror lungimi de undă sunt cuprinse în intervalul de la 10^8 nm până la 10^{-16} nm alcătuiesc spectrul electromagnetic (Fig. 20.2).

O porțiune mică din el ($400\text{-}760 \text{ nm}$), percepută de ochiul omului, reprezintă **spectrul vizibil** sau simplu **lumina**.

Lumina, având natură electromagnetică, posedă atât proprietăți ondulatorii, cât și proprietăți corpusculare. Proprietățile ondulatorii se manifestă mai ales în

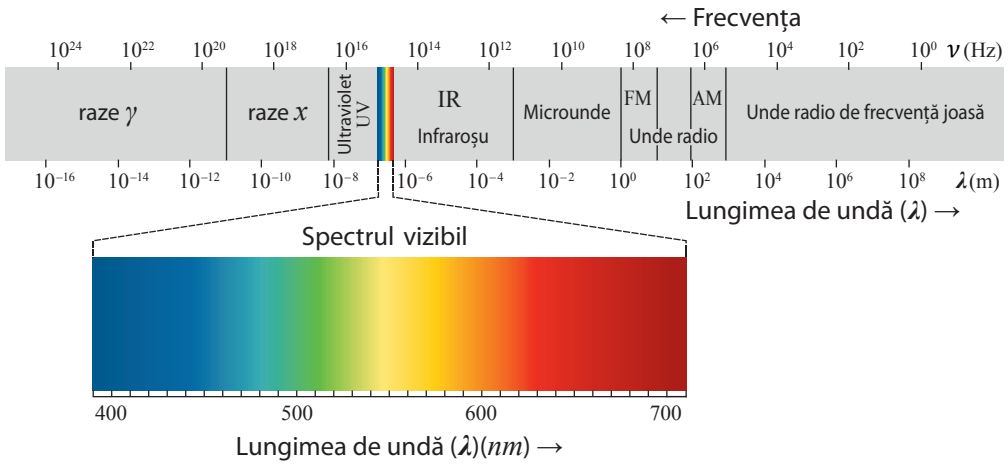


Fig. 20.2

fenomenele de propagare (*reflexie, refracție, interferență, difracție, polarizare* etc.), iar cele corpusculare – în fenomenele de emisie și absorbție (*efectul fotoelectric, efectul Compton* etc.).

Acțiunea chimică și cea biologică a luminii, în special acțiunea luminii asupra ochiului, este legată de componenta electrică a unei electromagnetice. De aceea, vectorul \vec{E} este numit **vectorul luminii** și se consideră caracteristica de bază a luminii. Planul în care au loc oscilațiile (variațiile după mărime și direcție) și conține direcția de propagare a lui, se numește **plan de polarizare** sau **plan de vibrație a luminii**. În orice sursă de lumină undele sunt emise de miliarde de atomi, care sunt orientate haotic, și de aceea oscilațiile vectorului de lumină se efectuează în plane diferite. În Fig. 20.3 a, săgețile reprezintă amplitudinea și direcția vectorului \vec{E} , într-un plan perpendicular pe direcția de propagare. O astfel de lumină se numește **naturală** sau **lumină nepolarizată**.

Lumina în care oscilațiile tuturor vectorilor de lumină au loc numai în plane paralele se numește lumină **plan polarizată** sau **liniar polarizată** (Fig. 20.3.b,c).

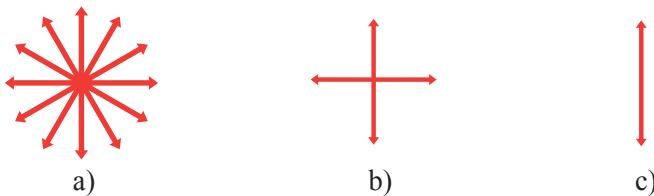


Fig. 20.3

Lumina nepolarizată poate fi transformată în lumină polarizată. Acest fenomen se numește **polarizare**. Există câteva metode de polarizare a luminii:

- Polarizare prin reflexie și refracție,
- Polarizare prin dublă refracție,
- Polarizare prin transmisie.

Polarizarea luminii prin reflexie și refracție

Atât lumina reflectată, cât și cea refractată sunt parțial polarizate. În raza reflectată predomină oscilațiile perpendiculare pe planul de incidență, iar în cea refractată – în planul de incidență. Gradul de polarizare al luminii reflectate depinde de unghiul de incidență. Dacă se îndeplinește condiția că tangenta unghiului de incidență i este egală cu indicele de refracție n al mediului, de la suprafața căruia se reflectă lumina, atunci are loc polarizarea totală a luminii reflectate – legea lui **Brewster**, care se exprimă astfel:

$$\operatorname{tg} i = n \quad (20.1)$$

Raza refractată la respectarea legii lui Brewster este parțial polarizată, totodată, gradul de polarizare este maxim. Aplicând formula (20.1) și legea refracției, se poate demonstra că la polarizarea totală a luminii reflectate, unghiul dintre raza reflectată și cea refractată este egal cu 90° (Fig. 20.4).

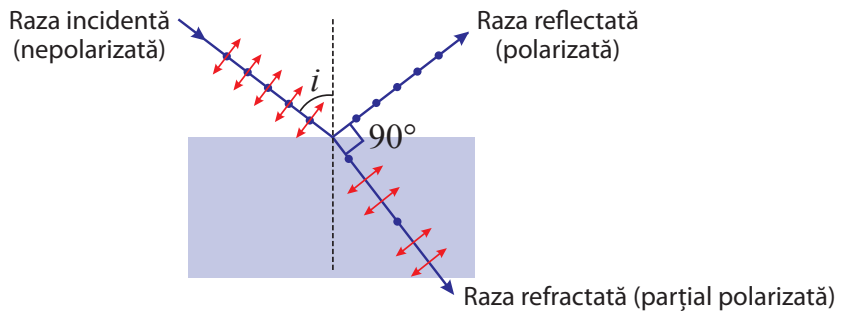


Fig. 20.4

Polarizarea prin dublă refracție

În lucrarea de față se examinează polarizarea luminii prin dublă refracție, utilizând un cristal de *spat de Islanda*. Cristalul este tăiat pe diagonala scurtă, iar fețele astfel obținute ale romboidului se lipesc cu *balsam de Canada*. Ansamblul astfel obținut poartă denumirea de **nicol** (Fig. 20.5).

Prin dubla refracție apar două raze polarizate, având planele de vibrație perpendiculare:

- raza ordinară, care se supune legilor refracției;
- raza extraordinară, care nu se supune legilor refracției.

Balsamul de Canada are pentru raza extraordinară un indice de refracție foarte apropiat de cel al spatului de Islanda și, ca atare, aceasta va trece practic

nedeviată prin nicol. Raza ordinară, odată intrată în nicol, suferă o reflexie totală (pentru această rază balsamul de Canada are indicele de refracție considerabil mai mic față de spatul de Islanda) și este eliminată. Astfel de substanțe sunt numite **birefringente** și, ca exemplu, vom da: carbonatul de calciu cristalizat (calcit) ($CaCO_3$), wurtita (ZnS), cuarțul (SiO_2), turmalina și chiar gheața. Un fascicul de lumină naturală, care cade pe un cristal birefringent va fi împărțit în două fascicule total polarizate, direcțiile de polarizare fiind reciproc perpendiculare.

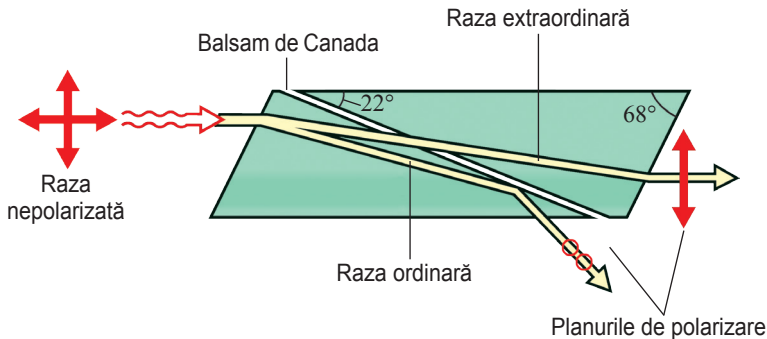


Fig. 20.5

Construirea unui polarizor, adică a unui dispozitiv care permite obținerea luminii linear polarizate din lumina naturală, presupune găsirea unei metode de a separa cele două fascicule. În general, s-au construit prisme polarizoare, care au în alcătuirea lor cristale birefringente combinate ingenios cu alte tipuri de materiale, pentru a obține efectul dorit. Prismele respective sunt cunoscute după numele inventatorilor lor: Nicol, Rochon, Wollaston, Glan, Thomson, Foucault și mulți alții.

Polarizarea luminii prin polaroid (prin transmisie)

O altă categorie de polarizori care ne interesează în mod direct în lucrarea de față se bazează pe proprietatea de diocrișm a anumitor cristale birefringente, cum ar fi, de exemplu, turmalina. Un cristal dicroic are un comportament preferențial față de cele două componente polarizate, și anume, absoarbe pe una dintre acestea mult mai puternic decât pe cealaltă (fig. 20.6). Astfel, dacă grosimea stratului parcurs este suficient de mare, se poate obține ca una dintre componente să fie complet absorbită, în timp ce cealaltă trece puțin atenuată.

Cristalele dicroice au fost folosite pentru realizarea unor materiale polarizante, numite comercial **polaroizi**. Un tip vechi de polaroid constă dintr-un strat subțire de cristale dicroice de herapatit (sulfat de iodochinină), de forma aciculară, cu orientări paralele, introduse într-o matriță de plastic și închise, pentru protecție, între două plăci transparente. Un alt tip de polaroid este format din

molecule lungi, polimerizate de alcool polivinilic (PVA), cărora li s-a dat o direcție preferențială prin întindere și care au fost colorate cu o cerneală conținând iodura care produce dicroismul ansamblului de molecule. Stratul de PVA este laminat pe o foaie suport de acetat butiric de celuloză.

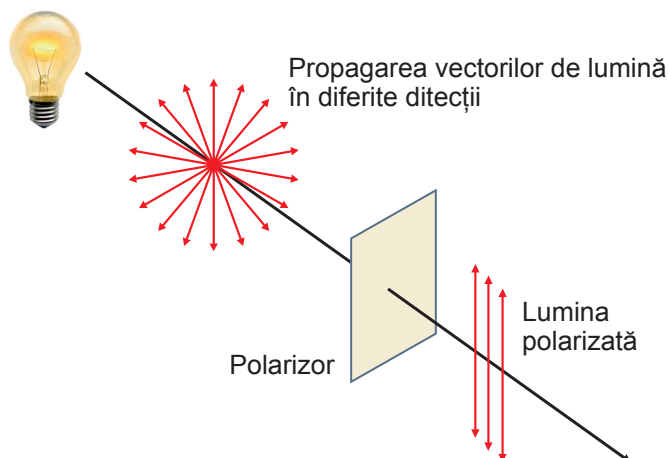


Fig. 20.6

Peliculele polaroid moderne au același principiu de fabricație: introducerea unor lanțuri moleculare lungi, aliniate și paralele într-o peliculă flexibilă de material plastic. Dar, indiferent de modul de obținere, esențial este că polaroidul transmite numai acele componente ale undelor ai căror vectori oscilează paralel cu o direcție preferențială absorbind pe cele care oscilează după direcția perpendiculară (Fig. 20.7.a).

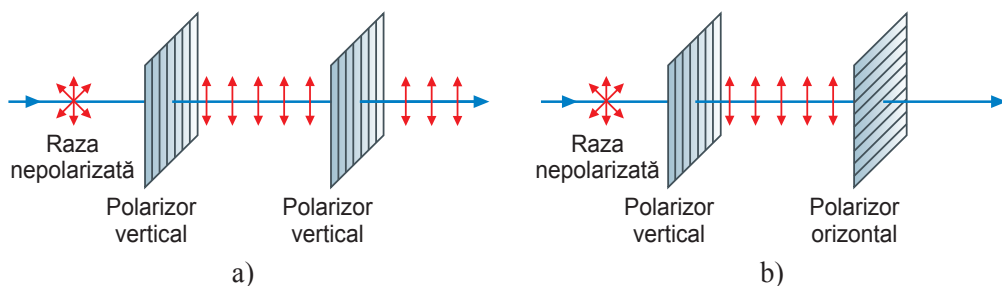


Fig. 20.7

Dacă se rotește analizorul în jurul direcției de propagare, se vor constata variații ale intensității luminii transmise, de la o valoare maximă (când direcțiile de polarizare ale celor doi polarizori sunt paralele) până la o valoare minimă, nulă sau foarte mică (când polarizorul și analizorul sunt încrucișați).

Dacă în calea razei polarizate, ce iese din primul polarizor (Fig. 20.7.a), așezăm un al doilea polarizor, în așa fel, ca planele lor principale să fie paralele,

raza de lumină trece prin el. Rotind cel de-al doilea nicol, schimbăm intensitatea luminii ce trece prin el. Ea devine nulă (Fig. 20.7.b) atunci când unghiul format între planele principale ale nicolilor este egal cu 90° (nicolii sunt încrucișați). În această schemă N_1 se consideră **polarizor**, iar N_2 – **analizor**.

Unele substanțe (în majoritate organice), datorită prezenței unuia sau mai multor atomi de C asimetrici, posedă proprietatea de a roti planul de polarizare a luminii incidente. Astfel de substanțe se numesc **substanțe optice active**, iar proprietatea lor de a roti planul de polarizare a luminii – **activitate optică**. Dacă planul de polarizare este rotit spre dreapta, substanța se numește **dextrogiră** (ex.: *glucoza, lactoza, alanina, progesteron etc.*). În cazul în care planul de polarizare este rotit spre stânga, substanța se numește **levogiră** (ex.: *fructoza, serina, colesterolul etc.*).

Unghiul j , cu care soluția optic activă rotește planul de polarizare a luminii, la o anumită temperatură și lungime de undă, este direct proporțional cu concentrația C a solvitului și cu lungimea stratului de soluție străbătut conform relației:

$$\varphi = \frac{[\alpha]Cl}{100} \quad (20.2)$$

În această formulă l se exprimă în dm , iar C în %, adică în $g/100\text{ cm}^3$. Dacă l se exprimă în metri, atunci avem expresia:

$$\varphi = \frac{[\alpha]Cl}{10} \quad (20.3)$$

unde: $[\alpha]$ este unghiul de rotire specifică a substanței optice active, care se determină convențional la temperatura de $20^\circ C$ și pentru lungimea de undă $\lambda = 589,4\text{ nm}$ (linia galbenă D a flăcării de sodiu) și se notează astfel $[\alpha]_D^{20}$. Unghiul de rotire specifică $[\alpha]$ a substanței optice active depinde de natura substanței, de temperatura ei și de lungimea de undă a luminii ce trece prin ea (*este invers proporțională cu pătratul lungimii de undă*). De exemplu pentru glucoză este $[\alpha]_D^{20} = 52,75 \frac{\text{grad}}{\% \cdot m}$ și pentru fructoză $[\alpha]_D^{20} = -92 \frac{\text{grad}}{\% \cdot m}$.

Cunoscând unghiul de rotire specifică $[\alpha]$ a soluției optice active și lungimea l a tubului, în care se toarnă soluția acestei substanțe, putem determina concentrația C a substanței în soluție după formula:

$$C = \frac{10\varphi}{[\alpha]l} \quad (20.4)$$

Importanța luminii polarizate în cercetările biofizice și practica medicală

Organismele vii sunt alcătuite, în mare măsură, din substanțe optic active (*hidrați de carbon, albumine și aminoacizii din componența lor, hormoni etc.*). Pentru studierea acestor substanțe, de obicei, se folosește lumină polarizată, de aceea lumina polarizată este aplicată pe o scară largă în biologie și medicină, în particular, la determinarea activității optice a albuminei din serul sanguin, cu scopul de a diagnostica cancerul, sau în clinica practică la determinarea concentrației glucozei și albuminei în urină la bolnavii de diabet.

Polarimetria se aplică nu numai pentru determinarea concentrației soluției, ci și ca metodă de studiere a transformărilor structurale, în particular, în biofizica moleculară.

Microscopia polarizantă servește la determinarea izotropiei și anizotropiei optice a diferitor elemente histologice, precum și la verificarea lor: lame osoase, fibre de collagen, cromatină, mielină, fibre nervoase, cartilaje, discuri întunecate ale fibrelor musculare. Cu un așa tip de microscop s-a stabilit structura musculaturii striate.

Lumina polarizată poate fi aplicată la studierea modelelor, pentru aprecierea tensiunilor mecanice, care apar în țesuturile osoase.

Apariția vieții a necesitat sinteza naturală a compușilor optic activi. Actualmente, în laborator se pot obține substanțe optic active, în afara acțiunii organismelor vii, numai prin fotosinteză în **lumină circular polarizată**. (Se numește lumină circular polarizată lumina la care extremitatea vectorului de lumină descrie un cerc).

Aparate și materiale

Polarimetru, soluții de cercetat (de glucoză sau fructoză), tuburi polarimetrice, tifon, vată.

Descrierea aparatului

Metoda de analiză calitativă și cantitativă a diferitor substanțe optic active, în care se folosește lumina polarizată, se numește *polarimetrie*. Polarimetria este bazată pe măsurarea unghiului cu care o anumită cantitate de soluție a substanței optic active rotește planul luminii polarizate. Aparatele utilizate pentru măsurarea unghiului de rotire al planului de vibrație al luminii polarizate se numesc *polarimetre*. În Fig. 20.8 este reprezentată schema optică a unui polarimetru.

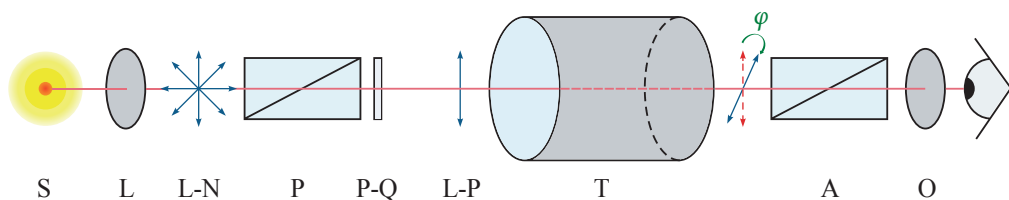


Fig. 20.8

S – sursă de lumină; L – lentilă; L-N – lumină nepolarizată; P – polarizor; P-Q – placă de cuarț; L-P – lumină polarizată; T – tub cu soluție; A – analizor; O – ocular

Deoarece nicolii costă scump, în unele polarimetre în calitate de polarizor și analizor se folosesc polaroizii. Cel mai simplu polarimetru constă din doi nicoli identici: polarizor și analizor. Substanța optic activă se introduce în tub. Rotirea analizorului necesară pentru restabilirea aceluiași câmp (de obicei a câmpului uniform întunecat), care a fost stabilit în lipsa substanței, ne dă unghiul cu care substanța optic activă a rotit planul de polarizare al luminii. Acest tip de polarimetru este folosit în laboratoarele de testare a produselor alimentare, industria farmaceutică și chimică, desigur în universități și instituții de cercetare.

Polarimetrul de tipul P1000LED este reprezentat în Fig. 20.9.

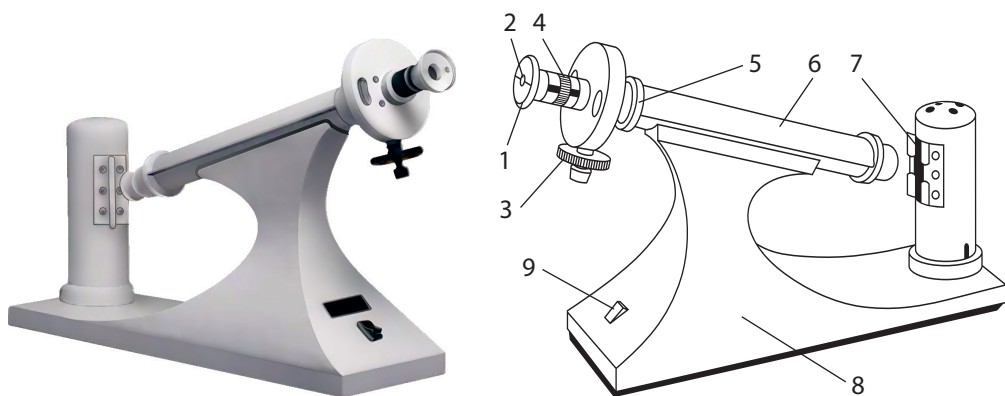


Fig. 20.9

1 – lupă; 2 – ocular; 3 – roată de selecție; 4 – scară și vernier; 5 – polarizor; 6 – tubul cu soluție; 7 – lumina LED; 8 – carcasa polarimetrului; 9 – butonul Pornit/Oprit

Proprietățile optice ale filtrului de lumină și ale polarizorului se combină astfel încât în lumina polarizată obținută maximul intensității să corespundă liniei galbene D din spectrul natriului.

Sistemul optic al aparatului cuprinde și o diafragmă D cu o lamelă de cuarț, care permite să se realizeze cu o mai mare precizie citirea fotometrică a unghiurilor. Placa de cuarț se așază într-o astfel de poziție, ca prin ea să treacă numai

razele din partea centrală a fluxului de lumină. Afară de aceasta, planul luminii polarizate, care iese din polarizor se rotește cu $5-7^\circ$. Din aceste cauze, la încrucișarea analizorului A și a polarizorului P (planele lor principale sunt reciproc perpendiculare) câmpul vizual, privit prin ocularul 2, se obține întunecat numai în părțile laterale, pe când partea din mijloc este luminată. Astfel câmpul vizual se împarte în trei părți (Fig. 20.10.a). Prin rotirea analizorului într-o anumită direcție se poate slăbi iluminarea părții din mijloc a câmpului vizual, măbind concomitent iluminarea părților laterale. În acest caz se obține, de asemenea, un câmp triplu, numai că partea din mijloc este mai întunecată, iar părțile laterale mai luminoase (Fig. 20.10.c). Este evident că prin rotire putem găsi o anumită poziție a analizorului, la care luminozitatea câmpului vizual să fie uniformă peste tot (Fig. 20.10.b).

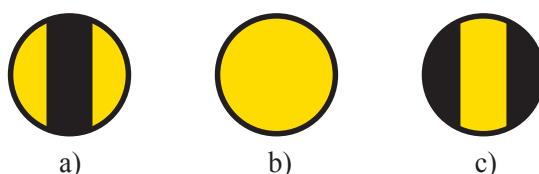


Fig. 20.10

Unghiurile respective de rotire ale planului de polarizare se citesc pe scările aparatului: numărul întreg de grade – pe scala fixă 4, iar zecimile de grade – pe vernier (ca la șublerul liniar), care se rotește împreună cu analizorul. Citirea se face privind prin una din lupele situate în vecinătatea ocularului.

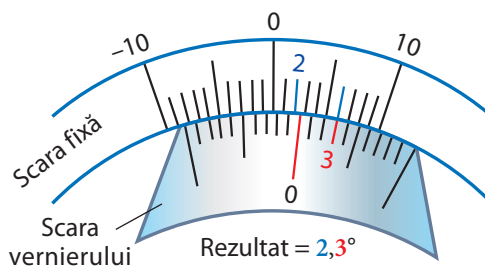


Fig. 20.11

Numărul întreg de grade se citește pe scala fixă de la zero al ei până la zero de pe vernier, iar numărul zecimilor sau sutimilor ($0,05$) este indicat de numărul de ordine al hașurii (liniuței) de pe vernier, care coincide cu o hașură oarecare a scării fixe. De exemplu, în 20.11 este indicată poziția $2,3^\circ$.

Vernierul permite de a determina unghiul de rotire al analizorului cu o exactitate de $0,05^\circ$, deoarece el este gradat în așa fel, încât 20 de diviziuni ale lui sunt egale cu 19 diviziuni ale scării fixe: adică fiecare diviziune a vernierului este cu $\frac{1}{20} = 0,05$ mai mică decât diviziunea scării fixe.

Modul de lucru:

– Se introduce polarimetru în priză, se apasă butonul 9 (direcția pornit) și așteptăm aproximativ 3 minute ca aparatul să intre în regim de lucru;

– Se deschide compartimentul 6, și se plasează tubul gol al polarimetrului.

– Priviți prin ocular 2 și rotiți-l spre stânga sau spre dreapta (în acest caz diviziunea 0 de pe vernier ar trebui să coincidă cu diviziunea 0 de pe scara de bază). Un câmp galben-portocaliu la fel de iluminat trebuie să fie vizibil, la fel ca în Fig. 20.9.b.

– Se determină φ_0 – unghiul ce stabilește poziția inițială a analizorului față de polarizor în absența soluției optic active.

– Astfel s-a etalonat polarimetru pentru prima soluție. Scoateți tubul din polarimetru și turnați soluția în el, astfel ca să nu rămână nicio bulă de aer. Introduceți tubul înapoi în polarimetru.

– Privind în ocular se observă că imaginea a devenit neuniform iluminată (Fig. 20.9.a sau 20.9.c), se rotește analizorul în scopul obținerii unui nou câmp de luminozitate uniformă (Fig. 20.9.b); se citește unghiul φ' , care stabilește poziția analizorului când lumina trece prin soluția de cercetat.

– Se repetă procedeul de trei ori, trecându-se valorile în tabel.

– Se determină unghiul de rotire j al planului luminii polarizate de către soluția de cercetat, calculând diferența:

$$\varphi = \varphi' - \varphi_0.$$

– Se repetă operațiile de mai sus și pentru celelalte soluții de cercetat; iar rezultatele obținute se introduc în tabel.

– Cu ajutorul formulei (20.3) se calculează concentrațiile soluțiilor de cercetat, iar rezultatele obținute se introduc în tabel.

Tabelul 20.1

Soluțiile cercetate	Numărul experimentului	φ_0 , grad	φ' , grad	φ , grad	C, %
1	1				
	2				
	3				
2	1				
	2				
	3				

După prelucrarea matematică a datelor experimentale valoarea concentrației soluțiilor cercetate se exprimă astfel:

$$C = C_m \pm s$$

unde: C_m – valoarea medie; s – deviația standard.

Experiment demonstrativ. Modelul polarimetrului de compensare

Brevet de invenție: SU 1730659-1992

Existența a două modificări pentru substanțele optic active, **dextrogire** (*de dreapta*) și **levogire** (*de stânga*), precum și construcția unui polarimetru, bazat pe principiul de compensare, pot fi demonstrate cu ajutorul instalației reprezentate în Fig. 20.12.

Experiența se realizează în felul următor:

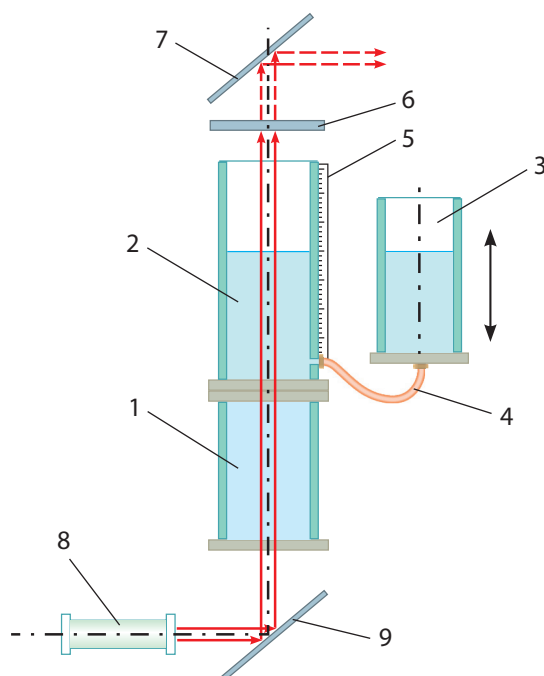


Fig. 20.12

1 – vas din sticlă organică transparentă ce conține o soluție optic activă levogiră (soluția etalon); 2 și 3 – vase comunicante din același material în care se toarnă soluția de cercetat – dextrogiră prin tub de cauciuc – 4; 5 – scala gradată; 6 – polaroid (analizor); 7 și 9 – oglinzi plane; 8 – laser cu *He-Ne*

În lipsa vaselor 1 și 2, cu ajutorul oglinzii 9, raza-laser se orientează vertical. Prin rotirea analizorului 6 se obține câmpul întunecat pe ecran. Apariția vasului 1 duce la iluminarea câmpului pe ecran. Apoi se plasează în sistem vasele 2 și 3.

Deplasând vasul 3 în sus sau în jos, se stabilește nivelul soluției din vasul 2, astfel încât câmpul pe ecran să devină din nou maximal întunecat. Aceasta servește drept confirmare că rotirea planului de polarizare, provocată de coloana soluției din vasul 2, compensează rotirea planului de polarizare în coloana soluției etalon din vasul 1.

Paradoxal pare a fi faptul că atât ridicarea, cât și coborârea nivelului de lichid din vasul 2, în raport cu cel fixat, duce la iluminarea ecranului.

Dacă soluția din vasul 2 se înlocuiește cu altă soluție mai concentrată sau mai diluată, atunci nivelul, la care are loc compensarea, respectiv se micșorează sau se mărește.

Prin urmare, această instalație, fiind anterior etalonată, reprezintă un model simplu de polarimetru pentru efectuarea analizelor rapide. Este evident că pentru cercetarea substanțelor optic active-levogire, soluția-etalon din vasul 1 trebuie să fie dextrogiră.

Exerciții:

1. Prin metoda polarimetrică se determină pentru o soluție de glucoză unghiul $j = 2,45^\circ$. Se dau $[\alpha]_D^{20} = 52,75^\circ$, lungimea tubului $l = 0,19014$ m. Se obține pentru concentrație valoarea:

- a) 2,63; b) 2,18; c) 2,58; d) 2,31; e) 2,44.

2. Ce sunt substanțele optic active?

- a) pot fi dextrogire, care rotesc spre dreapta planul luminii polarizate;
 b) acele substanțe care nu rotesc planul de vibrație al luminii polarizate care le traversează;
 c) pot fi levogire, care rotesc spre dreapta planul luminii polarizate;
 d) nu pot fi substanțe organice;
 e) concentrația lor se determină prin conductometrie.

3. După ce trece printr-un cristal de spat de Islanda, lumina se polarizează. Care rază este polarizată?

- a) numai raza ordinară; b) numai raza extraordinară; c) raza reflectată;
 d) raza difuzată; e) atât raza ordinară, cât și cea extraordinară.

4. Determinați grosimea plăcuței de cuarț, care rotește planul de polarizare a luminii ($\lambda = 500$ nm) cu $\varphi = 48^\circ$. Constanta specifică de rotire a cuarțului pentru această lungime de undă $\alpha_0 = 30^\circ/\text{mm}$.

- a) 1,8 mm; b) 2,3 mm; c) 1,6 mm; d) 3,1 mm.

5. La trecerea razei de lumină din aer în lichid unghiul de refracție $r = 35^\circ$. Determinați indicele de refracție a lichidului, dacă se știe că raza reflectată este maximal polarizată.

- a) 1,8; b) 1,2; c) 1,3; d) 1,4.

6. Sub ce unghi față de orizont trebuie să se afle soarele, pentru ca razele lui reflectate de pe suprafața mării să fie maximal polarizate.

- a) 40° ; b) 34° ; c) 31° ; d) 37° .

21. CELULA FOTOVOLTAICĂ. LUXMETRUL

Scopul lucrării:

- Prezentarea aspectelor teoretice privind unele mărimi fotometrice și efectul fotoelectric;
- Etalonarea dispozitivului de laborator în calitate de luxmetru;
- Importanța în cercetările biofizice și practica medicală;
- Realizarea experienței ce reflectă sensibilitatea spectrală a celulei foto-voltaice.

Noțiuni teoretice

Intensitatea luminii I este o caracteristică a sursei de lumină și se exprimă în candelă (cd). **Candela** este intensitatea de lumină emisă în direcție normală de pe o suprafață de $1/600\,000\ m^2$ a emițătorului integral la temperatura de topire a platinei la presiunea de $101\,325\ Pa$. Puterea medie a energiei, emisă de către sursa de lumină și evaluată după senzația de lumină pe care ea o provoacă, se numește **flux de lumină** (Φ). Unitatea de măsură a fluxului de lumină este lumenul (lm). **Lumenul** este fluxul de lumină emis de o sursă punctiformă cu intensitatea de $1cd$ în interiorul unui unghi de 1 steradian (str). Mărimea egală cu raportul dintre fluxul total de lumină, care cade uniform în toate direcțiile pe suprafața dată, și aria acestei suprafețe, se numește **iluminarea** suprafeței date:

$$E = \frac{\Phi_{inc}}{S}$$

Unitatea de măsură a iluminării este luxul (lx). **Luxul** este egal cu iluminarea creată de un flux de lumină de $1lm$, repartizat uniform pe o suprafață de $1\ m^2$.

Efectul fotoelectric face parte din fenomenele care pun în evidență caracterul corpuscular al radiațiilor luminoase. Acest fenomen a fost descoperit de H. Hertz în 1887. Pe cale experimentală s-a constatat că sub acțiunea luminii starea energetică a electronilor din diferite substanțe suferă modificări. Fenomenul de emisie a electronilor liberi dintr-un metal sub acțiunea radiațiilor luminoase poartă numele de **efect fotoelectric extern**, care se supune următoarelor legi:

1. Numărul de electroni emiși de o substanță în unitatea de timp crește proporțional cu intensitatea radiației luminoase incidente ($I \sim E$).
2. Frecvența radiației incidente trebuie să fie mai mare decât o anumită limită ν_0 (prag fotoelectric), pentru a putea extrage electroni.
3. Energia cinetică a electronilor emiși este în funcție numai de frecvența luminii ν (direct proporțională).

Ecuția de bază a efectului fotoelectric extern, stabilită de Einstein, are forma:

$$h\nu = W_i + \frac{m\nu^2}{2} \quad (21.1)$$

unde: h – constanta lui Planck ($6,624 \cdot 10^{-34} \text{ J} \cdot \text{s}$); ν – frecvența radiației luminoase incidente; W_i – energia minimală necesară smulgerii electronului din metal; $\frac{m\nu^2}{2}$ – energia cinetică a electronului emis.

În cazul mediilor dielectrice și semiconductoare se produce **efectul fotoelectric intern**, care constă în micșorarea rezistenței electrice a acestora sub acțiunea luminii.

Un semiconductor dat are și la întuneric o conductibilitate electrică, numită **conductibilitate de întuneric**. Sub acțiunea radiației luminoase apare și o conductibilitate de iluminare, numită **fotoconductibilitate**, ceea ce permite utilizarea lor ca rezistențe sensibile la iluminare.

În semiconductoare este posibil și efectul fotoelectric, care, producând electroni-goluri, asigură în același timp separarea lor, condiționată de prezența stratului de baraj. Acest fenomen se numește **efect fotoelectric de supapă**, realizat la iluminarea joncțiunii $n-p$. Un asemenea dispozitiv se numește **celulă fotovoltaică** și se comportă ca un generator de curent electric. Realizarea practică a unei celule fotovoltaice este indicată în Fig. 21.1. Ea este confecționată dintr-o plăcuță suport de metal, care servește drept unul din electrozi. Un strat de seleniu cu conductibilitatea prin goluri, pe care este pulverizat un strat de metal semi-transparent (cel de-al doilea electrod).

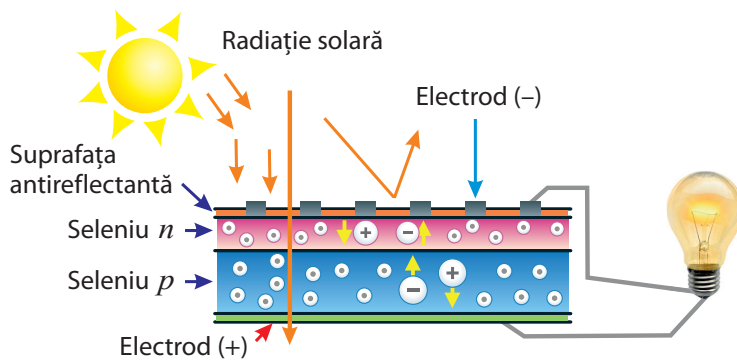


Fig. 21.1

Atomii din stratul metalic pătrund, prin difuzie, în partea de sus a stratului de seleniu, impunându-i astfel conductibilitatea prin electroni, pe când partea de jos a semiconductorului își păstrează conductibilitatea prin goluri. Între straturile menționate se formează joncțiunea $n-p$.

Radiațiile luminoase, trecând stratul metalic semitransparent, produc în regiunea joncțiunii perechi de electroni-goluri, care dezechilibrează potențialele de pe cele două fețe ale stratului de baraj și produc între electrozii celulei o tensiune electromotoare, capabilă de a menține în circuitul exterior un curent atât timp cât celula este iluminată.

Ca materiale semiconductoare mai pot fi folosite: oxidul cupros, sulfura de argint, germaniul etc. Aplicațiile acestui tip de celulă (deseori numită și celulă cu strat de baraj) sunt numeroase: fotometrie, fotocolorimetrie, spectrofotometrie etc. Parametrul principal al celulei fotovoltaice este *sensibilitatea integrală* K , numeric egală cu intensitatea curentului i din circuitul celulei, când fluxul incident pe suprafața ei activă este egal cu un lumen:

$$K = \frac{i}{\Phi}, \frac{A}{lm}. \quad (21.2)$$

Conform definiției, mărimea fluxului de lumină se determină din relația:

$$\Phi = E \cdot S \text{ sau } \Phi = \frac{I}{r^2} S \quad (21.3)$$

unde I este intensitatea sursei de lumină, S – suprafața iluminată a celulei foto-electrice, r – distanța dintre sursa de lumină și suprafața activă a celulei.

Din relațiile (21.2) și (21.3) obținem:

$$K = \frac{i \cdot r^2}{I \cdot S}. \quad (21.4)$$

Etalonarea dispozitivului de laborator în calitate de luxmetru. Descrierea dispozitivului

Pe un banc optic (Fig. 21.2) este fixată celula fotovoltaică C . La o distanță reglabilă este așezată sursa de lumină S (bec electric de intensitate cunoscută). Tensiunea aplicată la bec se menține constantă cu ajutorul potențiometrului P , fiind indicată de voltmetrul V . În serie cu celula fotovoltaică este cuplat un microampermetru μA (instrument de măsură). Pe același banc optic se află un suport pentru fixarea filtrelor de culoare (F).

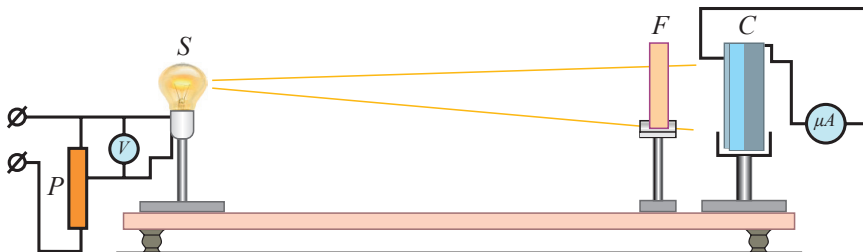


Fig. 21.2

Modul de lucru

1. Variind succesiv distanța r dintre celula fotovoltaică și bec, de fiecare dată se citește curentul i , indicat de microampermetru. Suprafața activă a celulei fotovoltaice S și intensitatea sursei de lumină sunt date. Conform relațiilor (21.3) și (21.4) se calculează E și K .

2. Rezultatele numerice obținute se trec în tabelul 21.1.

3. Conform datelor din tabelul 21.1, se trasează graficul $i = f(E)$ asemănător celui din Fig. 21.3.

Tabelul 21.1

Nr. experienței	I , cd	S , m ²	r , m	i , μA	E , lx	K , $\frac{\mu A}{lm}$
1						
2						
3						
4						
5						
6						
7						
8						
9						
10						

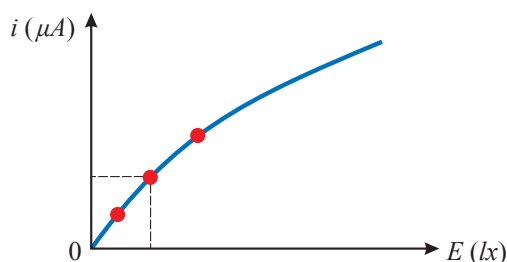


Fig. 21.3

Transformările simple ale relației (21.4) permit de a găsi corespondența univocă dintre valorile curentului fotoelectric și valorile respective ale iluminării:

$$E = \frac{1}{r^2} = \frac{i}{KS} \quad (21.5)$$

Relația (21.5) permite etalonarea microampermetrului în instrument de măsură a iluminării. Se recomandă de a determina iluminarea în diferite locuri ale încăperii. În cazul când devierea acului instrumentului depășește limitele scării gradate, suprafața activă a celulei fotovoltaice se limitează cu ajutorul unei diafragme. Valoarea iluminării se determină conform relației (21.5), unde S va reprezenta fanta diafragmei.

Importanța în cercetările biofizice și practica medicală

Aparatele cu vid sau cu semiconductori, al căror principiu de lucru se bazează pe efectul fotoelectric se numesc fotoelectronice. Pentru a mări intensitatea curentului fotoelectric, se utilizează fotoelementele umplute cu gaze, în care are loc descărcarea obscură neautonomă în gazul inert și emisia electronică secundară, adică emanarea electronilor, care au loc ca rezultat al bombardării suprafeței metalului de către fluxul de electroni primari. Ultima își găsește utilizarea în multiplicatorii fotoelectronici (MFE).

Schema unui MFE este reprezentată în Fig. 21.4. Sub acțiunea fotonilor incidenți, fotocatodul emană electroni, care sunt focalizați pe primul catod de emisie secundară (prima dinodă).

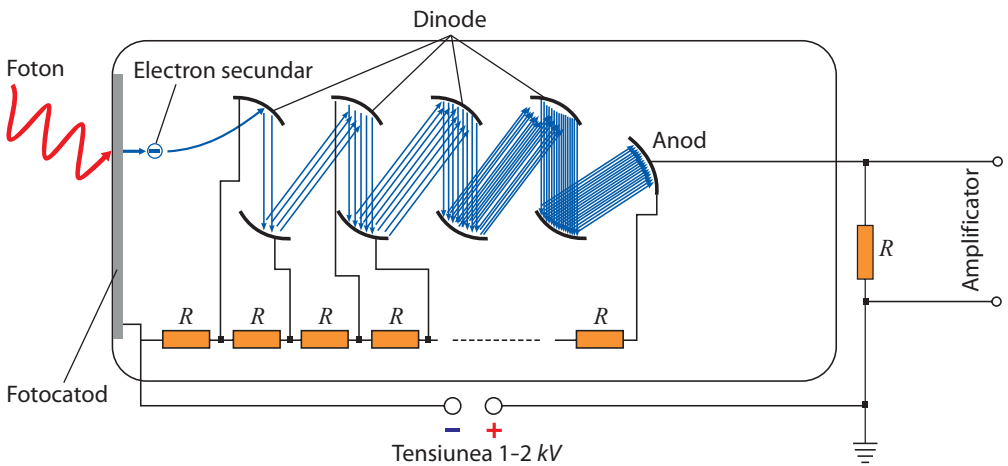


Fig. 21.4

În urma emisie electronice secundare, de pe această dinodă zboară mai mulți electroni decât cad pe ea, adică are loc multiplicarea electronilor. Multiplicându-se pe dinodele următoare, electronii formează un curent de sute și mii de ori mai mare decât fotocurentul primar. Multiplicatorul fotoelectric se utilizează mai ales pentru măsurarea fluxurilor luminoase slabe, în particular, cu ele se înregistrează bioluminescența extrem de slabă, ceea ce este important în unele cercetări biofizice.

Experiment demonstrativ.

Sensibilitatea spectrală a celulei fotovoltaice

Experiența se realizează cu ajutorul luxmetrului „IO-116”, frecvent folosit în practica igienică. Aspectul exterior al aparatului este reprezentat în Fig. 21.5.

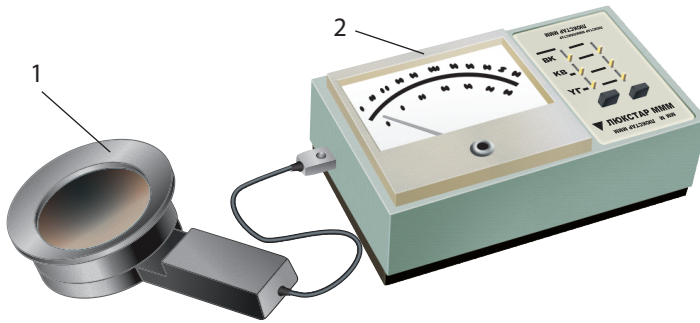


Fig. 21.5

1 – elementul fotoelectric; 2 – dispozitivul de măsurare

Elementul fotoelectric, situat pe masa de lucru, este iluminat de radiația unui bec electric cu puterea de 100 W.

Între element și bec, când luxmetru se află în regim de lucru, se plasează succesiv filtre colorate, fiecare fiind transparent pentru o anumită lungime de undă. De fiecare dată se înregistrează indicațiile dispozitivului de măsurare (distanța dintre bec și elementul fotoelectric se menține constantă).

În conformitate cu rezultatele obținute, se trag concluzii despre dependența sensibilității celulei fotoelectrice de lungimea de undă a radiațiilor luminoase.

Exerciții:

1. Care este pragul roșu pentru litiu, dacă lucrul de ieșire $W_e = 2,4 \text{ eV}$? ($h = 6,62 \times 10^{-34} \text{ J} \cdot \text{s}$; $1 \text{ eV} = 1,6 \times 10^{-21} \text{ J}$)

- a) 617 nm; b) 517 nm;
c) 480 nm; d) 570 nm.

2. Constanta solară este egală cu 1350 W/m^2 . Câți fotoni cu lungimea de undă 555 nm cad în fiecare secundă pe 1 m^2 la hotarul atmosferei pământului?

- a) $35,8 \times 10^{20}$; b) $36,8 \times 10^{20}$;
c) $37,8 \times 10^{20}$; d) $38,8 \times 10^{20}$.

3. Lucrul de ieșire a electronilor dintr-un metal $W_e = 1,97 \text{ eV}$. Care va fi energia electronului smuls sub acțiunea radiației cu lungimea de undă $l = 580 \text{ nm}$?

- a) $\approx 2,5 \times 10^{-20} \text{ J}$; b) $\approx 3,5 \times 10^{-20} \text{ J}$;
c) $\approx 4,0 \times 10^{-20} \text{ J}$; d) $\approx 2,7 \times 10^{-20} \text{ J}$.

4. Ecuația de bază a efectului fotoelectric extern este:

- a) $hy = W_e - \frac{mv^2}{2}$; b) $W_e = hy - \frac{mv^2}{2}$;
c) $hy = W_e + \frac{mv^2}{2}$; d) $hy = W_e + \frac{m^2v}{2}$.

22. RADIAȚIA LASER. DETERMINAREA LUNGIMII DE UNDĂ ȘI ENERGIEI UNEI CUANTE

Scopul lucrării:

- Studiul fenomenelor care stau la baza funcționării laserelor;
- Descrierea laserului cu He-Ne și a rețelei optice de difracție;
- Montarea instalației de lucru și efectuarea măsurărilor necesare pentru determinarea lungimii de undă;
- Evidențierea particularităților radiațiilor laser și utilizarea lor în domeniul medico-biologic;
- Realizarea experienței demonstrative care confirmă legea lui Brewster.

Noțiuni teoretice:

Cuvântul „Laser” provine de la inițialele englezești ale principiului acestui fenomen, și anume: “Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation”, adică, în traducere, amplificarea luminii prin emisia stimulată a radiației.

Conform legilor mecanicii cuantice, energia electronului și, prin urmare, a atomului de care el este legat, poate lua numai anumite valori discrete $E_1, E_2, E_3 \dots E_n$, care sunt numite **nivele energetice**. Un atom sau o moleculă în anumite condiții poate să absoarbă (sau să emită) o anumită cantitate de energie. Ca urmare a absorbției de energie, un electron (sau mai mulți) poate să efectueze o tranziție cuantică de pe un nivel de energie inferior (E_i) pe un nivel de energie mai superior (E_s). Acest proces de excitare a atomului (Fig. 22.1.a) se desfășoară numai dacă energia fotonului absorbit este egală cu diferența de energie ($\Delta E = E_s - E_i$) a nivelelor între care are loc tranziția. Frecvența radiației absorbite de electron (atom) este dată de relația:

$$\nu = \frac{E_s - E_i}{h} \quad (22.1)$$

unde: h este constanta lui Planck.

Atomul (sau molecula) rămâne în stare excitată un timp limitat (aproximativ $10^{-7} s$). În cazul atomilor cu mai mulți electroni au fost identificate stări excitate în care electronul poate rămâne un timp mai îndelungat (aproximativ $10^{-3} s$). Aceste stări se numesc **stări metastabile** și joacă un rol important în producerea **fenomenului laser**.

Datorită unor cauze interne sau externe, atomul se dezexcită, electronul, revenind pe nivelul energetic inițial, emite un foton a cărui energie este egală cu cea a fotonului absorbit. Dezexcitarea (ca și excitarea) este un proces aleator, se

desfășoară la întâmplare și are caracter statistic. Acest fenomen se produce în mai multe moduri. Dacă electronul revine de la sine (spontan) pe nivelul energetic inițial, fenomenul se numește **emisie spontană** (Fig. 22.1.b).

Un alt electron aflat pe un nivel metastabil va reveni pe nivelul E_i , după un timp mai îndelungat. Dacă un astfel de electron este obligat, sub acțiunea unei cauze externe (de exemplu, o radiație electromagnetică), să revină pe nivelul E_i , după un timp mai scurt, atunci fenomenul se numește **emisie stimulată** (Fig. 22.2). Cu alte cuvinte, atomul este „stimulat” să emită un foton după un timp mult mai scurt decât ar fi timpul de „viață” al nivelului excitat respectiv. Dacă stimularea se face cu un foton a cărui frecvență este egală cu cea a radiației care a excitat atomul, se observă că, pe lângă acesta (care nu este absorbit de atom), mai apare încă un foton (datorită dezexcitării atomului), de aceeași energie, direcție și a cărui undă asociată este în fază cu a primului. Dacă fiecare din acești doi fotoni va întâlni câte un alt atom excitat cu aceleași nivele metastabile, se vor produce alte două emisii stimulate cu producerea a încă doi fotoni (deci 4 în total) în fază (coerenți) cu primii. Dacă, mai departe, fenomenul se poate repeta, atunci se obține o multiplicare în avalanșă a numărului fotonilor care au aceeași energie, direcție și fază. Acest proces de amplificare a radiației prin emisie stimulată se numește **fenomen (efect) laser**, iar substanța a cărei atomi permit producerea acestui fenomen, se numește **mediu activ laser**, care poate fi solid, lichid sau gazos.

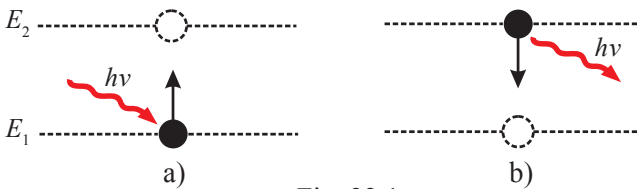


Fig. 22.1

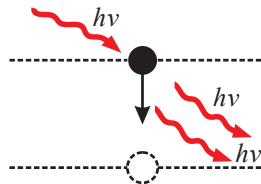


Fig. 22.2. Fenomenul de emisie stimulată

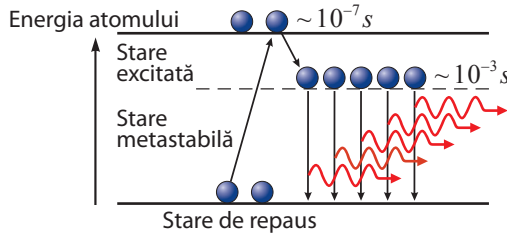


Fig. 22.3. Inversiunea populațiilor

În mod obișnuit, într-un sistem atomic (cuantic), numărul atomilor situați pe nivelul fundamental (în stare energetică inferioară de echilibru termodinamic) este cu mult superior celui al atomilor aflați în stare excitată. În această situație nu este posibilă amplificarea luminii, deoarece fotonii emiși de atomii excitați sunt absorbiți de atomii neexcitați. Pentru a se produce fenomenul laser este nevoie să existe un număr cât mai mare de atomi în stare energetică superioară, adică este necesar să se inverseze raportul numărului de atomi din sistem în favoarea celor excitați. Fenomenul prin care marea majoritate a atomilor mediului activ laser se află în stare energetică superioară se numește ***inversiunea populațiilor*** (Fig. 22.3).

Această inversiune presupune depopularea cu electroni a nivelelor energetice inferioare ale atomilor mediului activ laser și creșterea numărului de electroni pe nivelele energetice superioare, metastabile.

Inversiunea populațiilor este o situație anormală pentru atom, deoarece tendința naturală a atomilor este de a se situa în stări energetice minime. Totodată, această stare de neechilibru termodinamic nu se poate realiza decât dacă se consumă o anumită energie pentru menținerea ei.

Procesul prin care are loc transmiterea de energie necesară pentru realizarea inversiunii populațiilor se numește ***pompaj fonic*** sau ***pompaj optic***. Realizarea pompajului fonic se poate face pe diferite căi: *fonică, electrică sau chimică*. Inversiunea populațiilor nu se poate obține prin simplă încălzire a mediului activ laser, deoarece la orice temperatură nivelele energetice superioare sunt mai puțin „populate” decât cele inferioare. Sursa de energie care permite excitarea atomilor se numește ***sursă de pompaj***.

După obținerea inversiunii populației, drept inițiator al procesului de emisie stimulată poate servi chiar unul din fotonii emiși de un atom excitat al mediului activ laser, care, la rândul său, stimulează producerea altor fotoni. Pentru a evita pierderea spre exteriorul mediului activ a primilor fotoni stimulați și, totodată, pentru a lungi traiectoria acestora prin mediul activ, în vederea dezexcitării stimulate a unui număr cât mai mare de atomi, se impune existența unei ***cavități rezonante***. Cavitatea rezonantă obligă fotonii să rămână un timp mai îndelungat în mulțimea de atomi excitați, asigurând astfel o amplificare a radiației. O astfel de cavitate rezonantă poate fi constituită dintr-un sistem de două oglinzi (Fig. 22.4) paralele, cu rol de a reflecta cea mai mare parte a fotonilor mediului activ laser. Una dintre oglinzi, numită oglindă de extracție, are un coeficient de reflexie mai mic decât cealaltă oglindă, permițând „ieșirea” fasciculului laser din cavitatea rezonantă.

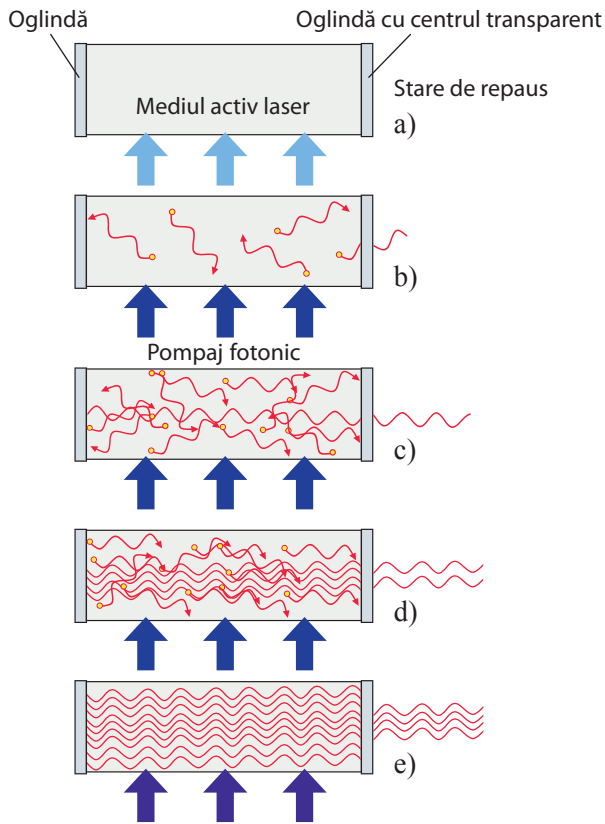


Fig. 22.4

Determinarea lungimii de undă și energia unei cuante a radiației laser

Pentru realizarea lucrării vom utiliza laserul cu *He-Ne* și rețeaua de difracție.

Descrierea laserului cu *He-Ne*

Pentru a obține inversiunea populațiilor, deseori în calitate de mediu activ laser este folosit un amestec a două gaze. În selectarea gazelor unul dintre criteriile necesare este ca ambele să poseze nivele energetice egale sau cel puțin foarte apropiate. Pompajul fonic se realizează prin descărcarea electrică în amestec.

În laserul cu heliu-neon rolul gazului de bază aparține atomilor de neon, iar rolul gazului adăugat – atomilor de heliu. Diagrama energetică a amestecului de He-Ne este reprezentată în Fig. 22.5.

Prin ciocnire are loc transfer de energie de la atomii de heliu la atomii de neon, obținându-se popularea nivelului metastabil. Tranzițiile stimulate

în cavitatea rezonantă produc fasciculul laser. Menționăm că pentru fiecare amestec de gaze, care pot servi ca mediu activ laser, există o anumită valoare a intensității curentului de descărcare electrică, la care se asigură cea mai înaltă inversiune a populațiilor.

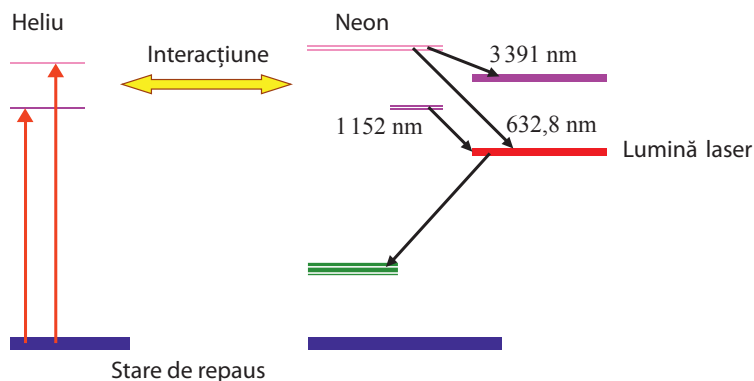


Fig. 22.5

Schema de principiu a unui laser cu *He-Ne* este reprezentată în Fig. 22.6. Ferestrele Brewster joacă un rol deosebit în construcția laserelor cu gaz, asigurând: evitarea pierderilor energetice ale radiației la ieșirea și intrarea în tubul de descărcare electrică; polarizarea fascicului laser într-un anumit plan; schimbarea tubului de descărcare electrică, în caz de defectare, cu păstrarea oglinzilor rezonatorului laser, care sunt cu mult mai costisitoare.

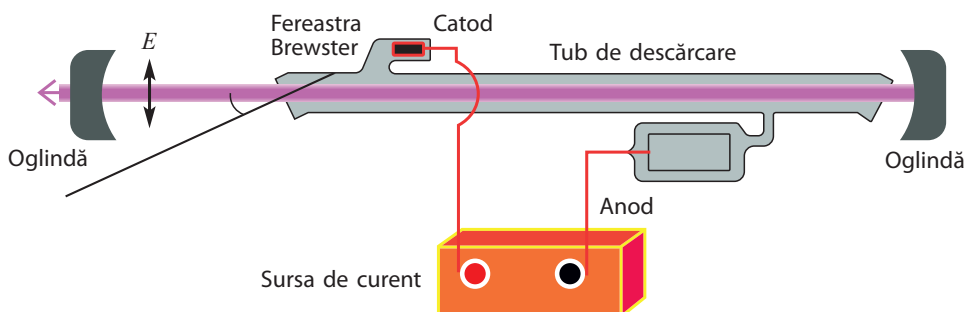


Fig. 22.6

Descrierea rețelei optice de difracție

Fenomenul difracției constă în abaterea de la propagarea rectilinie a undelor când întâlnesc în calea lor obstacole sau fante, ale căror dimensiuni liniare sunt comensurabile cu lungimea de undă. Acest fenomen este caracteristic atât pentru undele mecanice, cât și pentru cele electromagnetice. Cel mai pronunțat,

în domeniul vizibil al undelor electromagnetice, fenomenul poate fi observat utilizând rețeaua de difracție. Ea reprezintă o plăcuță de sticlă pe care, cu un cuțit din diamant, sunt trasate o serie de zgârieturi paralele și echidistante. Distanța dintre două zgârieturi vecine trebuie să fie de ordinul $10^{-2} mm$. Această mărime se numește constanta rețelei de difracție, notată deseori prin d . Razele paralele de lumină la trecerea prin rețea se dispersează sub diferite unghiuri și pe ecran, datorită interferenței, se formează maxime simetrice în raport cu direcția inițială a razelor (Fig. 22.7).

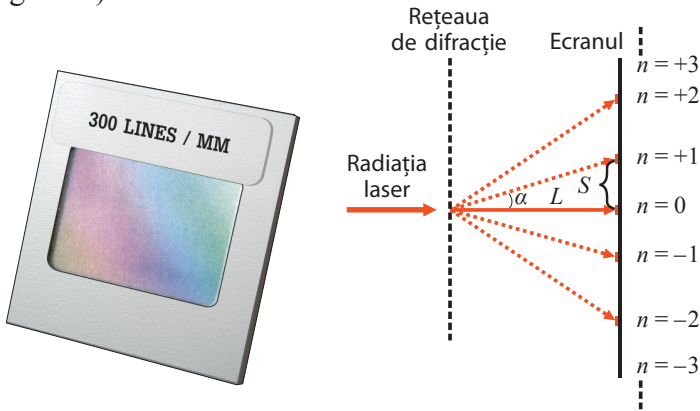


Fig. 22.7

Unghiul α format între direcția spre un anumit maxim n și direcția fluxului incident depinde de lungimea de undă λ și constanta rețelei conform relației:

$$\sin \alpha = \frac{n\lambda}{d}.$$

În cazul când α , n și d sunt cunoscute, este ușor de determinat lungimea de undă a radiației:

$$\lambda = \frac{d}{n} \sin \varphi.$$

Modul de lucru:

– pe bancul optic, în suporturi speciale se instalează laserul, rețeaua de difracție și ecranul (Fig. 22.8.a). După introducerea laserului se pune la punct sistemul optic. Distanța dintre rețea și ecran se stabilește astfel, încât pe ecran să se observe tabloul de interferență ce conține maximele de ordinele 1, 2 și 3 (Fig. 22.8.b);

– cu ajutorul riglei se măsoară distanța L de la rețea până la ecran și distanța S de la maximul central ($n = 0$) până la maximul de ordinul întâi ($n = 1$);

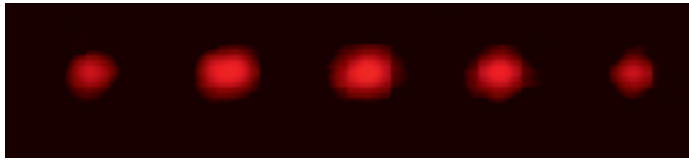
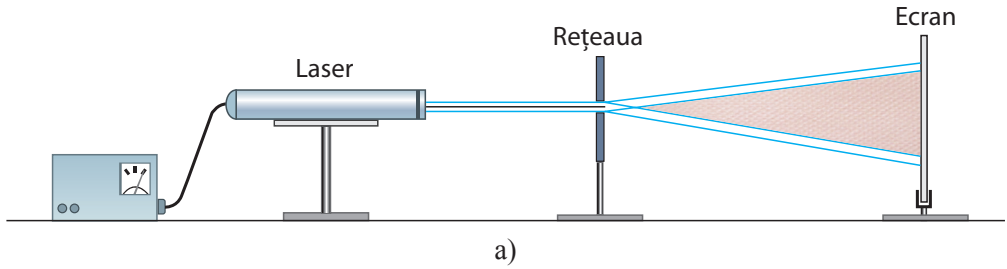


Fig. 22.8.

– raportul S/L reprezintă valoarea numerică a $tg \varphi$. Unde φ este unghiul de difracție pentru maximul de ordinul întâi. Folosind tabela funcțiilor trigonometrice, se determină valoarea respectivă a $sin \varphi$;

– din formula rețelei de difracție: se determină lungimea de undă a radiației laser $\lambda_1 = d sin \varphi$ unde d este constanta rețelei de difracție;

– cunoscând lungimea de undă și viteza luminii ($c = 3 \cdot 10^8 \text{ m/s}$), se determină frecvența radiației laser din relația:

$$v_1 = \frac{c}{\lambda_1};$$

– energia unei cuante a radiației laser cu He-Ne se determină din relația $E_1 = h v_1$, unde h – constanta lui Planck ($h = 6,62 \cdot 10^{-34} \text{ J} \cdot \text{s}$);

– măsurările menționate mai sus se repetă pentru maximele de ordinul doi ($n = 2$) și de ordinul trei ($n = 3$);

– rezultatele experimentale obținute se trec în tabelul 22.1.

Tabelul 22.1

Nr. determ.	n	$L, \text{ cm}$	$S, \text{ cm}$	$sin \varphi$	$\lambda, \text{ nm}$	$v, \text{ Hz}$	$E, \text{ J}$
1	1						
2	2						
3	3						
					$\lambda_m = \dots$	$v_m = \dots$	$E_m = \dots$

Particularitățile radiațiilor laser și utilizarea în domeniul medico-biologic

Proprietățile principale ale radiației laser sunt: intensitatea, monocromaticitatea, coerența și direcționalitatea.

- **Intensitatea laserului.** În funcție de tipul de laser și de aplicația pentru care a fost construit, puterea transportată de fascicul poate fi foarte diferită. Astfel, dacă diodele lasere folosite pentru citirea discurilor compacte este de ordinul a numai 5 mW , laserii cu CO_2 folosiți în aplicații industriale de tăiere a metalelor pot avea în mod curent între 100 W și 6000 W . În medicină pentru penetrare adâncă a țesutului se folosește putere de până la 12 W în mod continuu. Se recomandă a se utiliza în tratamentul afecțiunilor tegumentare și în cele ale mucoaselor sonde cu o putere maximă de 50 mW .

- **Monocromaticitatea.** Majoritatea laserelor au un spectru de emisie foarte îngust, ca urmare a modului lor de funcționare, în care numărul mic de fotoni inițiali este multiplicat prin „copiere” exactă, producând un număr mare de fotoni identici. În anumite cazuri, spectrul este atât de îngust (lungimea de undă este atât de bine determinată) încât fasciculul își păstrează relația de fază pe distanțe imense. În medicină gradul de penetrare a raziei Laser intratisular depinde de lungimea de undă a acesteia. Cele mai folosite lungimi de undă sunt cele din spectrul roșu și infraroșu. Laserul în spectrul roșu are o pătrundere intratisulară de $2\text{-}3\text{ cm}$, după care intensitatea și eficiența terapeutică scad.

- **Direcționalitatea.** În timp ce lumina unei surse obișnuite (bec cu incandescență, tub fluorescent, lumina de la Soare) cu greu poate fi transformată într-un fascicul paralel cu ajutorul unor sisteme optice de colimare, lumina laser este în general emisă de la bun început sub forma unui fascicul paralel. Aceasta se explică prin acțiunea cavității optice rezonante de a selecta fotonii care se propagă paralel cu axa cavității. Astfel, în timp ce un reflector obișnuit de lumină, orientat de pe Pământ spre Lună, luminează pe suprafața Lunii o suprafață de aproximativ 27000 km în diametru, fasciculul unui laser nepretențios cu heliuneon luminează pe Lună o suprafață cu diametrul mai mic de 2 km . Folosind laseri mai performanți și având la dispoziție pe suprafața Lunii retroreflectoare (colțuri de cub, care reflectă lumina incidentă pe aceeași direcție) a fost posibilă determinarea cu foarte mare precizie a distanței de la Pământ la Lună. În medicină direcționalitatea laserelor este importantă deoarece necesită o localizare fixă la nivel de microni, de exemplu, laserul abordează pielea printr-un concept științific inovator în cadrul căruia pe o suprafață de 1 cm^2 de piele se realizează $220\text{-}300$ de mici orificii, cu diametrul de $75\text{-}150\text{ microni}$, care penetrează pielea la o adâncime cuprinsă între $0,4$ și $1,4\text{ mm}$.

- **Coerența** reprezintă proprietatea unei surse de a emite radiații de aceeași frecvență și cu un defazaj constant în timp. Coerența laserului reiese din metoda de obținere a acestuia, adică prin excitarea atomilor din care se scot fotoni identici cu cei cu care s-a realizat excitarea. Ca urmare, laserul este alcătuit din fotoni identici cu cei cu care s-a efectuat excitarea, iar dacă folosim pentru două lasere fotoni cu aceeași frecvență, obținem totdeauna două raze coerente. Din această cauză, laserul este foarte folosit la realizarea fenomenului de interferență atunci când este necesar.

Încă de la începutul apariției sale, laserul și-a găsit numeroase aplicații, care, an de an, cuprind noi domenii de activitate (meteorologie, prelucrarea și transmiterea informației, holografie, cibernetică etc.). Totodată, se observă o creștere tot mai însemnată a aplicațiilor laserului în **domeniul medico-biologic**.

În medicină, introducerea laserului permite dezvoltarea unor tehnici medicale care să înlocuiască mai eficient tehnicile convenționale sau să creeze noi modalități de investigație și tratament. Astfel, cu ajutorul unui dispozitiv laser care emite în infraroșu se pot face determinări ale diferitor substanțe din sânge, fără să se apeleze la obișnuita metodă a recoltării unor probe de sânge. Dispozitivul permite măsurarea precisă și rapidă a conținutului de glucoză, grăsimi (colesterol), de acid uric și de alcool (etanol) din sânge, ceea ce oferă posibilitatea depistării precoce a unor boli (tuberculoză, diabet etc.).

În **chirurgie** și **microchirurgie** laserul este folosit în tratarea gliomelor, la desprinderea unor tumori de pe principalele vase de sânge, la vaporizarea unor tumori din ventricule, la extirparea unor tumori cerebrale intens vascularizate, la excizia nevromelor, la repararea și anastomozarea (sudura) unor vase de sânge, la detașarea mușchilor de os, la endoscopia clinică pentru controlarea hemoragiilor gastrointestinale, pentru cicatrizarea ulcerului stomacal etc.

Cu ajutorul acestei noi tehnici chirurgicale, în care raza laser are rolul bisturiului clasic, se evită unele influențe negative asupra țesuturilor din jur. Intervențiile operatorii sunt nesângerânde, nu apar complicații postoperatorii, dar și alte avantaje.

În **oftalmologie** laserul este folosit în retinopatia diabetică, la ocluziile vaselor retiniene, la prevenirea și extinderea hemoragiilor, la dezlipiri sau rupturi retiniene, în chirurgia tumorilor pleoapei, la unele forme de cataractă și glaucom.

În **otorinolaringologie** laserul permite tratarea unor afecțiuni patologice prin fotocoagulare sau vaporizare ca, de exemplu, în cazul papilomatozei laringiene, a nodulilor vocali, a polipilor corzilor vocale, la înlăturarea unor formațiuni tumorale benigne.

Un alt domeniu de aplicabilitate a laserului este în *dermatologie*, unde se utilizează atât efectul termic, cât și cel fotobiostimulent și fotochimic, unele dintre indicații fiind încă în stadiu de cercetare. Fotocoagularea și vaporizarea cuperozei, la înlăturarea tumorilor cutanate benigne și maligne, precum și la tratarea altor afecțiuni dermatologice.

Cercetările privind utilizarea laserului în *ortopedie* și *traumatologie* au pus în evidență un efect de stimulare a troficității țesuturilor, cicatrizat și antiinflamator. Ca urmare, radiația laser este indicată în tratarea unei serii întregi de afecțiuni: artroze posttraumatice și reumatismale, periartrite calcare, osteoporoze, întâzieri de consolidare, discartroze și spondiloze și altele.

Terapia cu ajutorul radiației laser presupune o gamă variată de dispozitive laser cu caracteristici funcționale optime pentru un tip de afecțiune. Dintre dispozitive laser utilizate în domeniul medical se remarcă laserul cu CO₂, laserul cu He-Ne, laserul cu Ar și altele. Desigur, în unele cazuri, utilizarea laserului nu poate înlocui tehnicile terapeutice considerate clasice, dar le completează și le amplifică posibilitățile prin finețe, precizie, rapiditate și eficacitate.

În practicile *stomatologice*, laserele sunt folosite pentru: efectuarea biopsiilor (prelevarea unei mostre de țesut în vederea analizării într-un laborator specializat); ablație (îndepărtarea leziunilor); dezvelirea dinților crescuți în interiorul gingiei; gingivectomie – anumite medicamente duc la creșterea țesutului gingival în mod excesiv la nivelul dinților. Utilizarea laserelor pentru îndepărtarea surplusului de țesut gingival are capacitatea de a preveni sângerările; plombarea dinților – anumite tipuri de laser sunt folosite pentru curățarea cariilor și plombarea dintelui, fără a implica senzație dureroasă, dar și pentru alte întrebunțări – afecțiuni cutanate, îndepărtarea leziunilor vasculare și a petelor închise și îndepărtarea ridurilor.

Atunci când sunt folosite de personal medical cu pregătirea necesară, laserele nu prezintă riscuri asupra organismului. În plus, sistemul de activare al laserului se face cu ajutorul unei chei, care va fi ținută într-un loc sigur. În momentul efectuării unui tratament pe bază de laser, atât personalul medical, cât și pacienții trebuie să poarte ochelari de protecție.

Experiment demonstrativ. Ferestre Brewster

Brevet de invenție: SU 1254534-1986

În anul 1815, savantul englez D. Brewster a constatat că cele două raze (refractată și reflectată), de pe suprafața unui dielectric, prezintă un grad de polarizare maximă, dacă unghiul dintre ele este de 90°:

$$i + r = 90^\circ, \text{ deci } r = 90^\circ - i.$$

Aplicând legea a doua a refracției, obținem:

$$n = \frac{\sin i}{\sin r} = \frac{\sin i}{\cos i} = \operatorname{tg} i.$$

Unghiul de incidență, pentru care este satisfăcută condiția lui Brewster ($n = \operatorname{tg} i$), se numește **unghi de incidență brewsteriană**. În cazul incidenței brewsteriene, raza reflectată este complet polarizată în planul situat perpendicular pe planul de incidență, iar raza refractată – parțial polarizată în planul de incidență. Prin urmare, când raza incidentă este polarizată în planul de incidență și se realizează condiția lui Brewster, raza reflectată trebuie să dispară. Pentru realizarea experienței, ce confirmă acest fenomen, servește dispozitivul, reprezentat în Fig. 22.9.

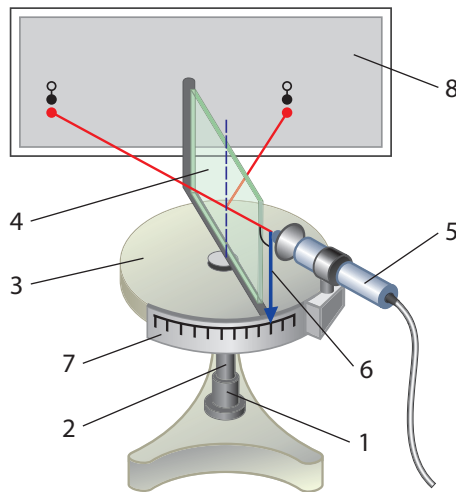


Fig. 22.9

El este confecționat din suportul 1, axa verticală 2, discul 3, fixat orizontal, placa dielectrică transparentă 4, mini laserul cu He-Ne 5, acul indicator 6, scara gradată 7 și ecranul 8.

Laserul este fixat pe disc astfel ca lumina radiată de el și orientată spre placa dielectrică să fie polarizată în planul de incidență. Direcția și existența razelor reflectată și refractată pot fi urmărite după proiecțiile lor pe ecran. La rotirea plăcii dielectrice în jurul axei verticale, se fixează poziția pentru care raza reflectată complet dispare. Această poziție corespunde condiției lui Brewster. Valoarea unghiului de incidență brewsteriană este indicată pe scara gradată (pentru sticlă $i_B = 57^\circ$).

Fenomenul demonstrat este utilizat în construcția diferitor aparate optice pentru a exclude pierderile energiei de lumină la reflexie. Tot din acest motiv, pereții laterali ai tubului în care se produce descărcarea electrică sunt plăci de sticlă situate în raport cu axa tubului, sub un unghi egal cu unghiul lui Brewster.

În laserul cu He-Ne amplificarea, datorită ferestrelor Brewster are loc numai pentru cuantele al căror plan de polarizare coincide cu planul de incidență (numai pentru ele sunt excluse pierderile la reflexie). Prin aceasta se și explică că fasciculul laser He-Ne este strict plan polarizat.

Exerciții:

1. Domeniul frecvențelor radiației laser folosite în medicină se află în limitele 3×10^8 MHz și 15×10^9 MHz. Care sunt limitele lungimilor de undă?

- a) 3 mm și 15 mm; b) 6 mm și 30 mm;
c) 2 mm și 40 mm; d) 1 mm și 5 mm.

2. Frecvența fotonului de radiație stimulată în raport cu frecvența fotonului stimulator este:

- a) mai mare; b) mai mică; c) egală; d) de două ori mai mare.

3. Care relație reprezintă formula rețelei de difracție?

- a) $\frac{\sin \alpha}{d} = n\lambda$; b) $2d \sin \alpha = n\lambda$;
c) $d \sin \alpha = n\lambda$; d) $d \sin \alpha = n\lambda$.

4. În oftalmologie pentru „sudarea” retinei se utilizează radiația laser cu lungimea de undă $\lambda_0 = 0,514 \mu m$, iar în terapie – $\lambda_0 = 0,63 \mu m$. Care este diferența dintre energiile cuantelor acestor radiații? $H = 6,63 \times 10^{-34} \text{ J} \times s$

- a) $4,5 \times 10^{-22} \text{ J}$; b) $2,4 \times 10^{-22} \text{ J}$; c) $5,2 \times 10^{-22} \text{ J}$; d) $3,4 \times 10^{-22} \text{ J}$.

23. STUDIAREA SOLUȚIILOR COLORATE PRIN METODE FOTOCOLORIMETRICE

Scopul lucrării:

- Studiul bazei teoretice a fenomenului absorbției luminii;
- Studiul construcției și a principiului de lucru al colorimetrului fotoelectric;
- Utilizarea colorimetrului fotoelectric la determinarea concentrației soluțiilor colorate;
- Familiarizarea cu aplicațiile metodei colorimetrice în medicină.

Noțiuni teoretice

Lumina, având natură electromagnetică și proprietăți dualiste (ondulatorii și corpusculare), se caracterizează prin mai multe mărimi, de exemplu, fluxul de lumină, intensitatea luminii etc. Cantitatea de energie transportată de unda electromagnetică printr-o suprafață oarecare într-o unitate de timp se numește **flux de lumină**. **Intensitatea luminii (densitatea fluxului de lumină)** se numește cantitatea de energie transportată de unda de lumină într-o unitate de timp printr-o unitate de suprafață, perpendiculară pe direcția de propagare a undei. La trecerea luminii printr-un strat de substanță intensitatea ei se atenuează. Această micșorare a intensității are loc în urma interacțiunii undei de lumină cu substanța prin care ea trece. Unda de lumină provoacă oscilații forțate electronilor din atomi și molecule, pentru aceasta se consumă o parte din energia undei, care, de obicei, se transformă în alte forme de energie (termică, chimică etc.).

Fenomenul în care are loc atenuarea intensității luminii la trecerea prin orice substanță în urma transformării energiei de lumină în alte forme de energie se numește **absorbția luminii**.

Absorbția luminii poate provoca încălzirea substanțelor, ionizarea, excitarea atomilor sau moleculelor, procese chimice etc. De exemplu, radiația vizibilă și infraroșie, care este absorbită de pielea organismului, provoacă încălzirea ei. Radiația ultravioletă absorbită provoacă reacții fotochimice în stratul superior al pielii, prin urmare pielea se bronzează, adică se formează pigmentul de culoare cafeniu-închis.

Legea absorbției unui fascicul paralel de lumină monocromatică într-un mediu omogen a fost descoperită de **Bouguer** și elaborată de **Lambert**.

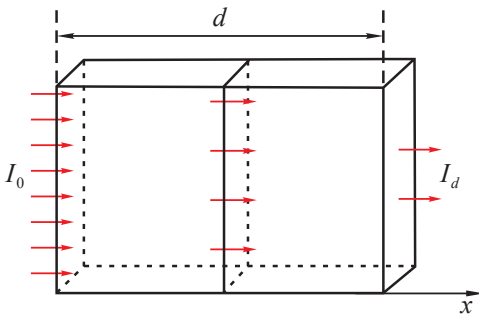


Fig. 23.1

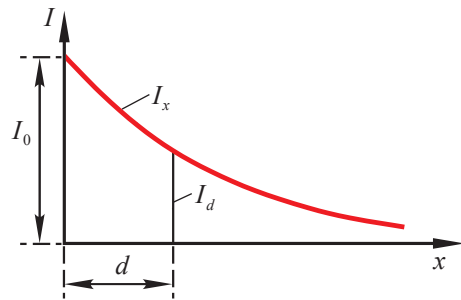


Fig. 23.2

Conform acestei legi:

$$I_d = I_0 e^{-k_\lambda d} \quad (23.1)$$

unde: I_0 – intensitatea luminii incidente; I_d – intensitatea luminii care a trecut printr-un strat de substanță cu grosimea d ; e – baza logaritmului natural ($e \approx 2,72$); k_λ – **coeficientul monocromatic natural de absorbție** al substanței.

Coeficientul k_λ depinde de lungimea de undă a luminii și de natura substanței. Semnul “-” din (23.1) indică că la trecerea prin substanță intensitatea luminii se micșorează. Formula (23.1) reprezintă expresia matematică a **legii lui Bouguer–Lambert**.

Intensitatea de lumină I_a , absorbită de substanță, poate fi obținută din diferența dintre mărimile I_0 și I_d , însă nu poate fi măsurată direct.

$$I_a = I_0 - I_d \quad (23.2)$$

Legea lui Bouguer–Lambert stabilește că intensitatea luminii (sau fluxul de lumină), la trecerea printr-un strat de substanță omogenă, se micșorează odată cu mărirea grosimii stratului, după legea exponențială.

Aceasta înseamnă că: straturile de substanță de aceeași grosime, în condiții identice, absorb întotdeauna aceeași parte din intensitatea luminii incidente pe stratul respectiv, indiferent de valoarea absolută a ei. Această confirmare este reprezentată schematic în Fig. 23.1.

Dependența exponențială a atenuării intensității luminii (sau a fluxului de lumină), pe măsura avansării luminii în substanță, este reprezentată prin graficul din Fig. 23.2. Dacă în relația (23.1) vom considera $k_\lambda = \frac{1}{d}$, atunci vom obține posibilitatea de a defini sensul fizic al coeficientului de absorbție.

Deci **coeficientul monocromatic natural de absorbție** este numeric egal cu mărimea inversă a grosimii stratului de substanță, în care intensitatea luminii se micșorează de e ori. Pentru diverse substanțe coeficientul monocromatic natural de absorbție are diferite valori. De exemplu, pentru aer (la presiune normală) k_λ are valoarea de 10^{-3} m^{-1} , pentru apă – $0,4^{-1} \text{ m}^{-1}$.

Prin urmare, pentru a micșora intensitatea luminii incidente de circa 3 ori, este necesar de un strat de apă cu grosimea $d = 0,4 \text{ m}$, sau un strat de aer cu grosimea $d = 10^3 \text{ m} = 1 \text{ km}$.

Cercetând absorbția luminii monocromatice în soluții colorate cu concentrații mici, într-un solvent absolut transparent pentru această radiație, **Beer** a stabilit:

1. absorbția luminii monocromatice în soluțiile colorate are loc conform legii lui Bouguer–Lambert;

2. coeficientul monocromatic de absorbție al soluțiilor colorate depinde direct proporțional de concentrație:

$$k_{\lambda} = \chi_{\lambda} C \quad (23.4)$$

unde: χ_{λ} – coeficientul monocromatic de absorbție pentru soluția cu concentrația molară unitară (coeficientul molar monocromatic de absorbție). Acest coeficient, la anumită temperatură și lungime de undă a luminii, are o valoare constantă pentru fiecare substanță și, de aceea, poate servi ca o caracteristică a substanței date.

Substituind formula legii lui **Beer** (23.4) în formula legii lui Bouguer–Lambert (23.1), obținem formula ce exprimă legea lui **Bouguer–Lambert–Beer**, care caracterizează absorbția luminii în soluții colorate de concentrații mici.

$$I_d = I_0 e^{-\chi_{\lambda} C d} \quad (23.5)$$

În cazul soluțiilor biologice care conțin mai mulți solviți, această lege are o formă mai generală:

$$I_d = I_0 e^{-d(\chi_{1\lambda} C_1 + \chi_{2\lambda} C_2 + \dots + \chi_{n\lambda} C_n)} \quad (23.6)$$

În practica de laborator legea lui **Bouguer-Lambert-Beer** se exprimă prin logaritmul zecimal:

$$I_d = I_0 10^{-\chi'_{\lambda} C d} \quad (23.7)$$

unde χ'_{λ} – coeficientul monocromatic zecimal de absorbție al substanței în soluție.

$$\chi'_{\lambda} \approx 0,43 \chi_{\lambda}.$$

Coeficientul de transmisie optică și extincția soluției

Raportul dintre intensitatea luminii care a trecut prin substanța sau soluția dată și intensitatea luminii incidente se numește **coeficient de transmisie** (transparență) **optică** a substanței.

$$\tau = \frac{I_d}{I_0} \quad (23.8)$$

Din formula (23.9) rezultă sensul fizic – coeficientul de transmisie optică (transparența) al substanței care determină ce parte din fluxul de lumină trece prin substanța (soluția) dată și se exprimă în %.

Logaritmul natural al mărimii inverse coeficientului de transmisie optică se numește **extincția** (densitatea optică) substanței.

$$D = \ln\left(\frac{1}{\tau}\right) \quad (23.9)$$

Extincția este o mărime fotometrică ce caracterizează măsura în care lumina este absorbită de substanțele prin care ea trece. Pe baza formulelor (23.5), (23.8) și (23.9) deducem relația:

$$D = \chi_{\lambda} C d \quad (23.10)$$

Din această formulă rezultă că extincția soluției, pentru o grosime constantă ($d = \text{const}$) a stratului de soluție, depinde numai de concentrația substanței în soluție și de lungimea de undă a luminii.

Aparate și materiale:

Colorimetrul fotoelectric și accesoriile lui; apă distilată; soluții (4-5) ale substanței colorate cercetate cu concentrații cunoscute; soluții (1-2) ale aceleiași substanțe cu concentrații necunoscute; tifon.

Descrierea instalației

Pentru a determina concentrația soluțiilor colorate se folosesc colorimetrele care sunt de două tipuri: fotometre și colorimetre fotoelectrice. În lucrarea dată se folosește colorimetrul fotoelectric KF 77, cu ajutorul căruia se măsoară nemijlocit **coeficientul de transmisie optică** și **extincția** soluțiilor.

Principiul de lucru al colorimetrului fotoelectric poate fi explicat pe baza schemei celui mai simplu colorimetru fotoelectric reprezentată în Fig. 23.3.

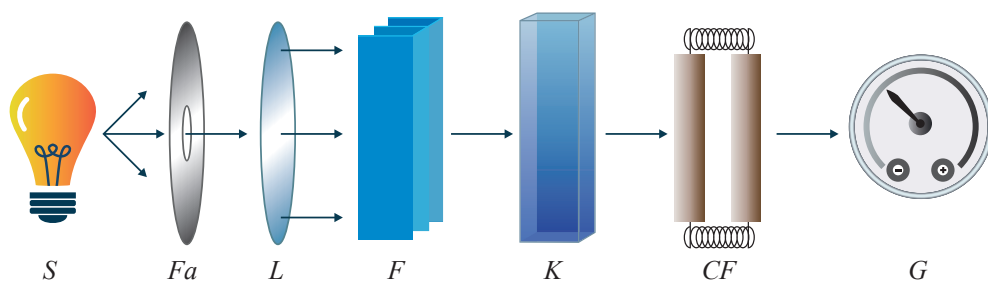


Fig. 23.3

S – sursă de lumină; Fa – fantă; L – lentilă; F – filtru optic; K – cuvă de sticlă;
 CF – celula fotovoltaică; G – galvanometru

Soluția cercetată se toarnă în cuva K ; lumina de la sursa S , trecând prin filtrul F și cuva K , cade pe celula fotovoltaică CF . La bornele celulei fotovoltaice este unit galvanometrul G , devierea acului căruia este proporțională cu mărimea fluxului de lumină care trece prin soluție.

Modul de lucru:

Modul de lucru constă din următoarele etape:

1. Alegerea filtrului optic

- în cuvă se toarnă una din soluțiile substanței cercetate și se determină coeficientul de transmisie optică pentru toate filtrele din aparat;
- pentru efectuarea lucrării se alege acel filtru cu care s-a obținut valoarea maximă a coeficientului de transmisie optică.

2. Determinarea coeficientului de transmisie optică și a extincției

- cu ajutorul colorimetrului fotoelectric se determină coeficientul de transmisie optică și extincția tuturor soluțiilor, cu concentrații cunoscute și necunoscute, de pe masa de lucru;
- pe baza datelor obținute se construiesc două grafice: $\tau = f_1(C)$ și $D = f_2(C)$.

3. Determinarea concentrației necunoscute

- pe baza graficelor construite se determină concentrațiile necunoscute;
- rezultatele obținute se trec în tabelul 25.1.

Tabelul 25.1

Numărul soluției	$C, \%$	$\tau, \%$	D
1.			
2.			
3.			
4.			
5.			
X_1			
X_2			

Aplicații în medicină

Cele mai multe substanțe absorb lumina selectiv. Din raza policromatică se absorb numai anumite lungimi de undă, caracteristice substanței cercetate. Prin urmare, coeficienții de absorbție k_λ și χ_λ depind de lungimea de undă. Spectrele de absorbție sunt surse de informație despre compoziția și structura substanțelor și, de aceea, analiza lor prezintă o metodă principală de studiere a diverselor proprietăți ale substanțelor, inclusiv ale mediilor biologice.

În Fig. 23.4 este reprezentat spectrul de absorbție al pielii organismului omului.

Din acest grafic se vede că coeficientul de absorbție al pielii este foarte mare în regiunea ultravioletă; razele ultraviolete fiind absorbite, de obicei, în straturile superioare.

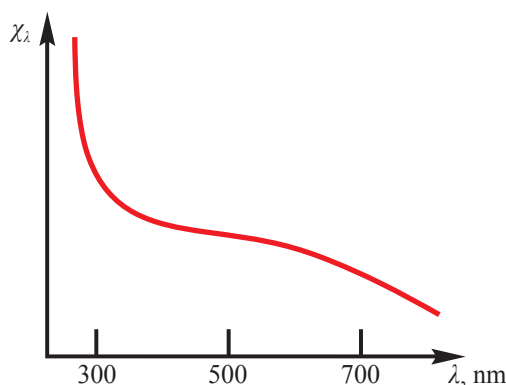


Fig. 23.4

În domeniul vizibil coeficientul de absorbție se micșorează și rămâne aproape constant până spre regiunea roșie, în care și după care are tendința de micșorare.

Analiza spectrelor de absorbție se aplică în medicină, de exemplu, la determinarea saturației sângelui cu oxigen, metodă numită oxihemometrie. Această metodă se bazează pe variația spectrului de absorbție al sângelui în funcție de saturația lui cu oxigen.

Pe baza fenomenului absorbției luminii s-au elaborat diferite metode fotometrice de studiere a soluțiilor colorate, în particular, colorimetria de concentrație, care reprezintă un caz particular al fotometriei și se aplică la determinarea concentrației soluțiilor colorate.

Metoda fotocolorimetrică are o deosebită importanță în studierea microelementelor (substanțe care se conțin în cantități foarte mici în componența sângelui și în diferite țesuturi ale organismului omului) *dr*. Cu ajutorul colorimetrului fotoelectric se poate determina concentrația microelementelor cu o exactitate cuprinsă în limitele $(10^{-4}-10^{-8}) \text{ g}/\ell$.

Exerciții:

1. Ce stări provoacă mai intens în țesuturi radiația ultravioletă absorbită?
 - a) încălzire;
 - b) reacții fotochimice în straturile adânci ale pielii;
 - c) reacții fotochimice în straturile superioare ale pielii;
 - d) ionizare.
2. Cum variază fluxul de lumină la trecerea printr-un strat de substanță în raport cu grosimea stratului, conform legii lui Bouguer–Lambert?
 - a) se mărește logaritmic;
 - b) se mărește direct proporțional;
 - c) se micșorează liniar;
 - d) se micșorează exponențial.

3. Legea lui Bouguer–Lambert–Beer caracterizează absorbția luminii în:
- orice soluții cu concentrații mici;
 - soluții colorate cu concentrații mici;
 - soluții cu concentrații mari;
 - soluții clorate cu concentrații mari.
4. Care din mărimile din formula legii lui Bouguer-Lambert-Beer variază cu lungimea de undă?
- C ;
 - Cd ;
 - χ_λ ;
 - nicio variantă nu este corectă.
5. Care este formula corectă pentru coeficientul de transmisie optică?
- $\tau = e^{\chi_2 Cd}$;
 - $\tau = e^{-\chi_2 Cd}$;
 - $\tau = -\chi_2 Cd$;
 - $\tau = I_d I_0^{-1}$.
6. Care este formula corectă pentru extincție?
- $D = \lg(\tau^{-1})$;
 - $D = \lg(\tau)$;
 - $D = \chi Cd$;
 - $D = -\chi Cd$.
7. Cum variază extincția cu concentrația?
- crește logaritmic;
 - crește direct proporțional;
 - scade liniar;
 - scade exponențial.
8. Care sunt expresiile corecte pentru coeficientul de transmisie optică și respectiv pentru extincție?
- $\tau = e^{-\chi_i Cd}$; $D = \chi Cd$.
 - $\tau = \chi_i Cd$; $D = e^{-\chi_i Cd}$.
 - $\tau = e^{\chi_i Cd}$; $D = -\chi Cd$.
 - $\tau = I_d I_0^{-1}$; $D = \lg(\tau^{-1})$.
9. În care regiune a spectrului coeficientul de absorbție al pielii este cel mai mare?
- roșie;
 - ultravioletă;
 - verde;
 - galbenă.

24. DETECTAREA RADIAȚIILOR NUCLEARE

Scopul lucrării:

- Prezentarea aspectelor teoretice privind radiațiile nucleare;
- Familiarizarea cu principiile de funcționare a celor mai utilizate detectoare;
- Determinarea fondului radioactiv (cosmic);
- Cercetarea atenuării radiației γ în diferite substanțe;
- Modelarea acceleratorului ciclic de particule încărcate.

Noțiuni teoretice

Nucleul unui atom este încărcat cu întreaga sarcină electrică pozitivă a atomului și ocupă centrul acestuia concentrând practic toată masa atomului. Nucleul este alcătuit din două tipuri fundamentale de particule stabile, protonul și neutronul, numite nucleoni. Protonul are sarcina electric pozitivă. Neutronul este o particulă neutră din punct de vedere electric, masa sa de repaus este practic egală cu masa protonului. Numărul de protoni din nucleu numit număr atomic, determină numărul de ordine al elementului chimic căruia îi aparține nucleul în tabelul periodic al lui Mendeleev. Numărul total de nucleoni este denumit număr de masă A , N reprezintă numărul de neutroni din nucleu, iar Z – numărul de protoni. Ținând cont de aceste notații, orice nucleu poate fi reprezentat sub forma ${}^A_Z X$, unde X este simbolul elementului chimic căruia îi aparține nucleul sau toate aceste adnotații sunt explicate în Tabelul 24.1. De exemplu, avem elementul chimic aluminiu (Al), cu numărul de masă 27 și numărul atomic 13, prin urmare, Al are 13 protoni și 14 neutroni ($27 - 13 = 14$) și se va nota ${}^{27}_{13} X$.

Tabelul 24.1

Simbolul	Numele	Explicație
A	Număr de masă	Numărul de nucleoni (protoni și neutroni)
Z	Numărul atomic	Numărul de protoni din nucleu
N	Numărul de neutron	Numărul de neutroni din nucleu
X	Elementul chimic	Simbolul elementului chimic din tabelul lui Mendeleev

În general, ansamblul de neutroni și protoni din care este alcătuit nucleul formează o structură instabilă în timp. Anumite combinații de neutroni și protoni sunt mai stabile decât altele. Tendința generală de stabilitate este dată de relația dintre forțele nucleare puternic atractive și forțele de respingere Coulomb dintre protoni. Peste ele se suprapun efecte cuantice specifice care fac spre exemplu ca nucleele par-pare să fie mult mai stabile decât cele impare. De exemplu,

elementul chimic, **U-238**, care are cu 54 neutroni mai mulți decât protoni (numărul atomic 92). Acest element **U** își câștigă stabilitatea printr-un număr mare de dezintegrări (19) și se transformă în **Pb-206** cu numărul atomic 82 (Fig. 24.1).

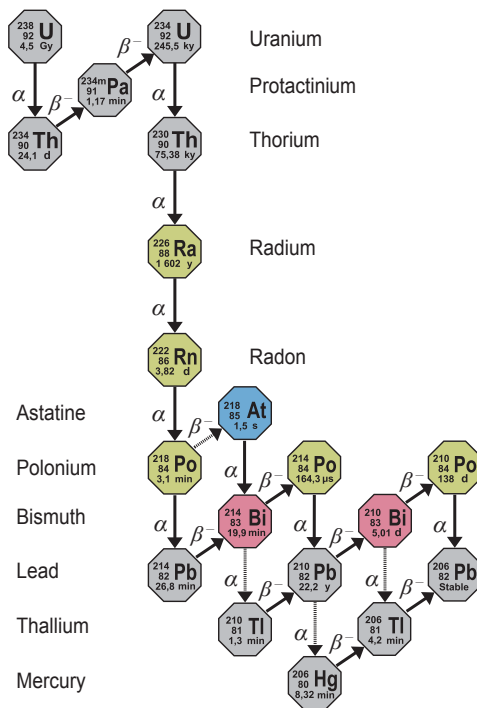
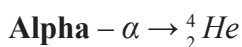


Fig. 24.1. Dezintegrarea Uraniului

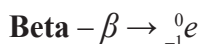
Radioactivitatea. Tipuri de radiații nucleare

Dezintegrarea radioactivă este un fenomen fizic prin care nucleul unui atom instabil, numit și radioizotop, se transformă spontan (se dezintegrează), degajând energie sub formă de radiații diverse (alfa, beta, pozitron, gama), într-un atom mai stabil. Prin dezintegrare atomul pierde și o parte din masă. Materialul care emite spontan radiații ce include particule α , particule β sau alte radiații este considerat material **radioactiv**. Fiecare tip de dezintegrare emite o particulă specifică. Nucleul instabil eliberează radiații în scopul de a obține o stabilitate a nucleului.



Particula alfa este alcătuită din doi protoni și doi neutroni și reprezintă nucleul atomului de **He** (Fig. 24.2.a). Aceste particule sunt încărcate cu sarcină electrică pozitivă, care le împiedică să penetreze mai mult de un inch de aer sau

o foaie de hârtie. Din acest motiv, particulele alfa nu sunt un pericol grav pentru sănătate, cu excepția cazului în care sunt emise din interiorul corpului, ca rezultat al ingestiei, de exemplu, atunci când energia lor ridicată reprezintă un pericol extrem pentru țesutul viu sensibil.



Particula beta este încărcată electric negativ, ceea ce reprezintă electronul (Fig. 24.2.b) și apare în procesul de dezintegrare al atomului. Aceste particule sunt relativ ușoare și pot penetra ceva mai bine decât o particulă alfa, cel mult câțiva milimetri de aluminiu. Particulele beta sunt periculoase pentru organism și pot fi detectate cu un contor Geiger–Müller.

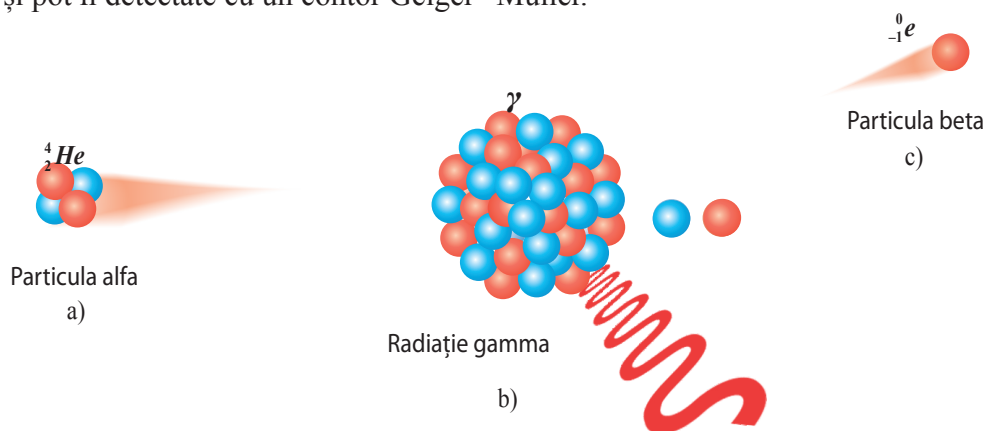


Fig. 24.2. Tipurile de radiații nucleare

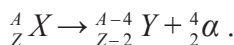
Gamma – γ

Radiația gamma reprezintă radiația din spectrul electromagnetic cu cea mai mică lungime de undă și cu cea mai mare frecvență (Fig. 24.2.c). Razele gamma pot trece prin aproape orice, și sunt protejate în mod eficient sau absorbite doar prin materiale de greutate atomică mare, cum ar fi plumbul. Radiația gamma este produsă de soare sau alte corpuri cerești, este foarte periculoasă și se poate detecta cu ajutorul unui contor Geiger.

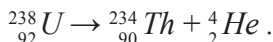
Dezintegrarea radioactivă

Prin dezintegrare, nucleul instabil se transformă în nucleul altui element chimic, care ocupă un alt loc în tabelul Mendeleev. Experimental se constată manifestarea unor legi de deplasare respectându-se legile de conservare a sarcinii electrice și legea conservării numărului de nucleoni:

– **Dezintegrarea α** produce un nucleu al atomului cu număr de ordine cu 2 mai mic și număr de masă cu 4 mai mic, conform expresiei generale a reacției:



Ca exemplu avem dezintegrarea uraniului (Fig. 24.3):



Energia particulelor α este bine determinată, de aceea emisia lor formează un spectru de linii. Energiile fiind cuprinse între 4 MeV și 10 MeV.

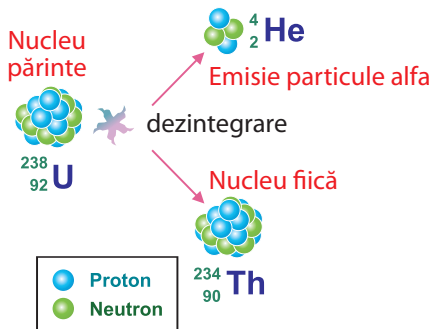
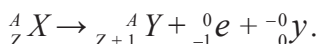


Fig. 24.3

– **Dezintegrarea β** produce un nucleu cu număr atomic cu 1 mai mare și cu același număr de masă. La dezintegrarea β are loc transformarea unui neutron într-un proton și un electron, ultimul fiind expulzat ca particulă β . Expresia generală a reacției este:



Energiile particulelor β variază de la 0, când toată energia reacției aparține particulei ${}^0_0 \gamma$, până la E_{\max} când ${}^0_0 \gamma$ este lipsită de energie. De exemplu, dezintegrarea nucleului de Thor-234 (Fig. 24.4):

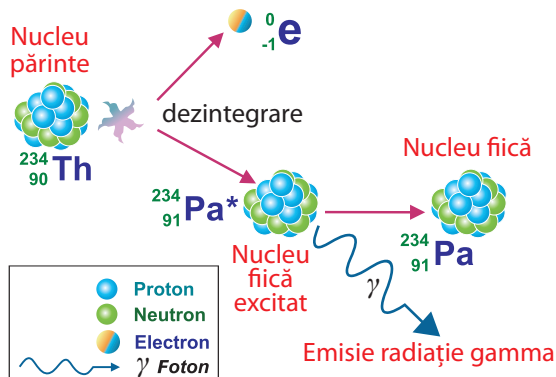
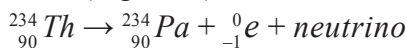


Fig. 24.4

– **Radioactivitatea γ .** Contrar diferitor tipuri de radioactivitate deja menționate, radioactivitatea γ nu prezintă o emisie de materie provenită din nucleu, ci o emisie de energie sub formă de radiație electromagnetică. Ea poate fi pură în cazul unui pasaj de tranziție de la un nivel metastabil la un nivel stabil. În majoritatea cazurilor radioactivitatea γ rezultă din dezexcitarea nucleului, provenită de la dezintegrarea α sau β . Fotonii γ a căror energie nu depășește câțiva MeV rezultă din tranziția nucleonilor printre nivelele energetice perfect definite în nucleu.

Nucleul care apare în urma dezintegrării radioactive nu este în toate cazurile stabil. Astfel, apar serii de procese de dezintegrare, nucleele transformându-se prin emisii de particule α sau β până la apariția unui nucleu cu caracter stabil. O astfel de serie e caracterizată de un nucleu „cap de serie”, care nu este stabil și se încheie cu un nucleu stabil. În natură au fost identificate următoarele 4 serii (familii) radioactive:

Tabelul 24.2

Familia	Nucleu cap de serie	Număr de masă	Nucleu final de serie	$T_{1/2}$ (ani)
Uraniu	${}_{92}^{238}U$	$4n + 2$	${}_{82}^{206}Pb$	$4,47 \cdot 10^9$
Thoriu	${}_{90}^{232}Th$	$4n$	${}_{82}^{208}Pb$	$7,04 \cdot 10^8$
Actiniu	${}_{89}^{227}Ac$	$4n + 3$	${}_{82}^{207}Pb$	$1,41 \cdot 10^{10}$
Neptuniu	${}_{93}^{237}Np$	$4n + 1$	${}_{82}^{209}Pb$	$2,14 \cdot 10^6$

În diferite formațiuni geologice de pe Pământ există roci care conțin componente ale întregii familii radioactive. Intensitatea radiației emise de rocile respective depinde de rapiditatea cu care au loc dezintegrările de-a lungul întregului șir corespunzător familiei radioactive. Viteza procesului e determinată de viteza de dezintegrare a acelor nuclee care se dezintegrează cel mai lent. În roca respectivă aceste elemente se vor găsi în proporția cea mai mare. Datorită acestei 2 descompuneri lente, trei dintre aceste elemente, care existau încă înainte de formarea scoarței terestre, mai există și azi în zăcămintele metalifere bogate în plumb și alte metale grele.

Din punct de vedere istoric, produsele de radioactivitate au fost numite **alfa**, **beta**, și **gamma**, atunci când s-a constatat că acestea ar putea fi analizate printr-un câmp magnetic sau un câmp electric (Fig. 24.5).

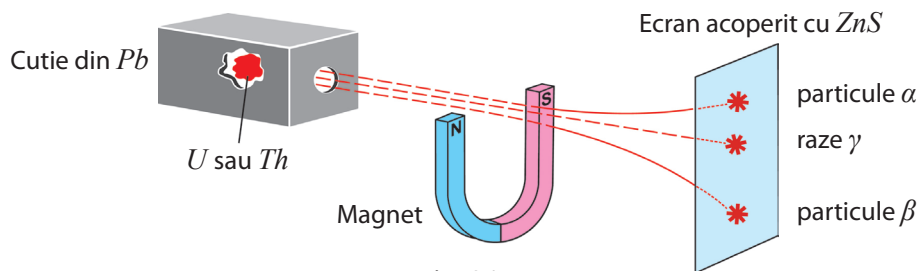


Fig. 24.5

Principiile de funcționare a detectoarelor de radiații nucleare

Detectorul de radiații nucleare este un sistem care pune în evidență particulele nucleare, permite determinarea numărului lor, precum și a unor caracteristici, cum ar fi energia sau masa. După principiul de funcționare detectoarele se împart în:

1. Detectoare care se bazează pe **fenomenul de ionizare în gaz**. La trecerea unei particule încărcate prin gazul detectorului se produc perechi ion-electron colectate de doi electrozi, la care se aplică o diferență de potențial.

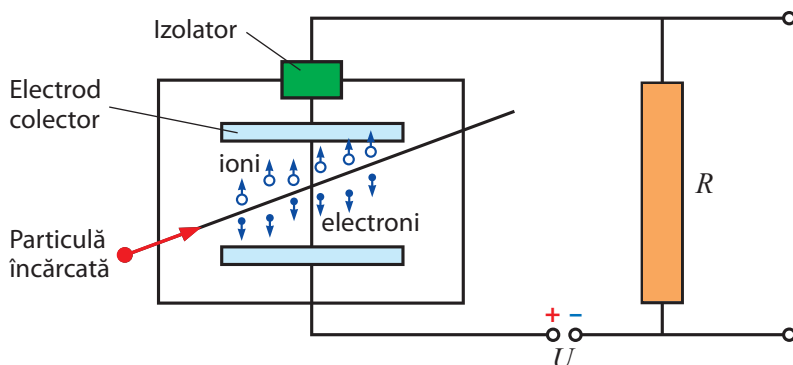


Fig. 24.6. Schema de principiu a unei camere de ionizare

Un astfel de detector este *camera de ionizare*. Diferența de potențial dintre electrozi trebuie să fie suficient de mare pentru a exclude recombinarea ionilor formați. Schema de principiu a unei camere de ionizare este prezentată în Fig. 24.6. În lungul traiectoriei particulei nucleare încărcate, care străbate gazul camerei, se produc ioni pozitivi și electroni care sunt dirijați spre electrozi. Curentul obținut pe electrozodul colector este amplificat și măsurat. Curentul de ionizare este proporțional cu numărul total de perechi ion-electron, creați de particule în unitatea de timp. În camerele de ionizare curentul este mic, fapt ce duce la sisteme de înregistrare complicate. De aceea mai frecvent se utilizează alt detector cu gaz – **contorul Geiger–Müller**. Schema acestui detector este dată în Fig. 24.7. Contorul este format dintr-un condensator cilindric închis într-un tub de sticlă. Anodul este un fir foarte subțire, catodul este un cilindru metalic sau o peliculă metalică, depusă pe peretele interior al tubului. Electrozii sunt legați la o diferență de potențial de câteva sute de volți. Din cauza construcției sale, câmpul electric în vecinătatea anodului este foarte intens. La trecerea particulei nucleare încărcate, în gazul din interiorul contorului, se produc perechi ion-electron. Electronii sunt puternic accelerați în câmpul intens al firului central și produc la rândul lor ionizări secundare. În acest fel, se formează o avalanșă de

ioni și electroni. În circuit apare un curent de descărcare de scurtă durată. Curentul care trece prin circuit produce la bornele rezistorului R o cădere de tensiune care este amplificată și înregistrată. Acesta este *impulsul de tensiune* care se obține la trecerea unei particule încărcate prin contor.

Particulele sunt numai numărate, detectorul nu permite determinarea altor proprietăți ale particulelor.

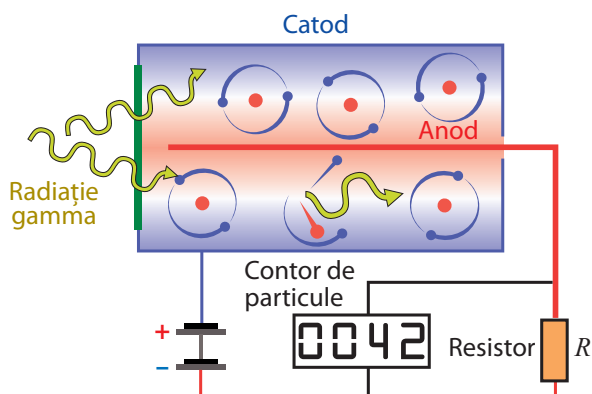


Fig. 24.7. Schema de principiu a unui contor Geiger–Müller

2. Detectoare care se bazează pe apariția *scintilațiilor*, produse în substanța detectorului de către radiația ionizantă. Este vorba de a acumula radiația emisă de atomi radioactivi și de a o transforma în semnale electrice. Pentru realizarea acestei operații, se utilizează un cristal de iodură de sodiu NaI , activat cu talii Tl alipit la un fotomultiplicator ($F.M.$), ansamblul constituind un scintibloc (Fig. 24.8).

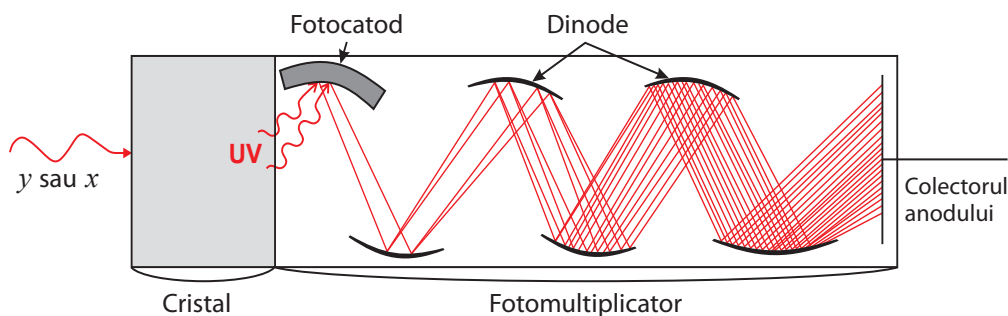


Fig. 24.8. Schema de principiu a unui detector cu scintilație

Rolul cristalului este de a transforma fotonii X sau γ în fotoni ai radiației ultraviolete (UV), pentru care fotocatodul are sensibilitate maximă.

Fotonii UV , acționând asupra fotocatodului dau naștere la electroni, care în continuare sunt accelerați și multiplicați de dinode, provocând o avalanșă electronică pe anodul colector. Un impuls electronic, este astfel obținut pentru fiecare foton captat pe cristal.

3. Detectoare care se bazează pe fenomenul de formare de *perechi electron-gol* în *cristale semiconductoare* (Fig. 24.9).

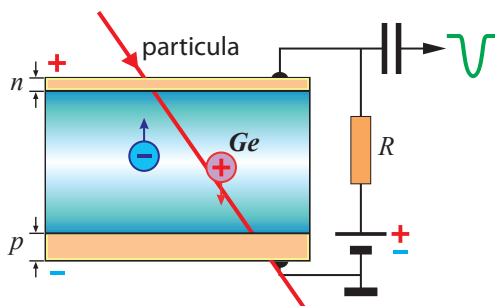


Fig. 24.9

Numărul de perechi electron-gol este proporțional cu energia particulei. Purtătorii de sarcină, colectați prin aplicarea unei diferențe de potențial, formează un impuls al cărui amplitudine este proporțională cu energia particulelor înregistrate. Datorită rezoluției energetice foarte bune, detectorii cu semiconductori înlocuiesc treptat ceilalți detectori, în cercetările de fizică nucleară.

Determinarea fondului cosmic cu instalația B-4

Instalația de tipul B-4 este confecționată din două blocuri: blocul de bază și blocul contoarelor. Blocul de bază include dispozitivul pentru alimentarea contorului Geiger–Müller cu tensiune înaltă și circuitele electronice, prevăzute pentru numărarea și înregistrarea impulsurilor.

Pe panoul din față (Fig. 24.10) sunt situate butoanele de comandă cu inscripțiile respective și comutatorul polarității. Tot pe acest panou pot fi citite indicațiile celor șase decatoane, ce servesc pentru înregistrarea impulsurilor, numărul maxim al cărora poate atinge 10^6 .

Fiecare decatron reprezintă un tub cu descărcare în gaz, care recalculează la 10, adică după fiecare 10 impulsuri înregistrate apare un singur impuls la ieșire, transmis decatronului următor.

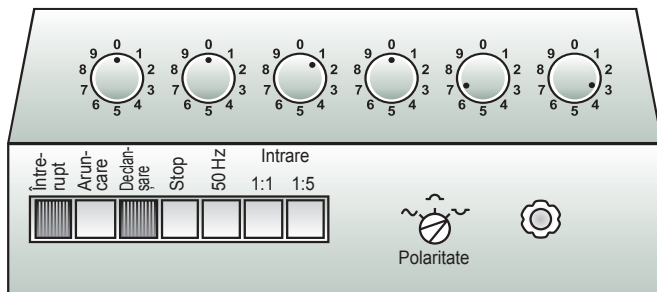


Fig. 24.10

Modul de lucru:

– după conectarea instalației în circuitul electric, se verifică calitatea funcționării dispozitivului de numărare. Pentru aceasta se apasă succesiv butoanele “≈”, “50 Hz”, “anulare”, apoi concomitent se apasă butonul “start” și se pune în funcție marcatorul de timp (sau cronometrul obișnuit). În urma acestor manipulări, la intrarea dispozitivului de calcul se transmit 50 impulsuri pe secundă (frecvența curentului alternativ din rețea);

– după un interval de 4–5 minute concomitent, se oprește cronometrul și dispozitivul de calcul prin apăsarea butonului “stop”. Dacă viteza impulsurilor indicate de decatroane este egală cu 3 000 impuls/min, aceasta confirmă funcționarea normală a dispozitivului;

– după efectuarea acestui control, se trece la determinarea fondului radioactiv. Pentru aceasta butoanele “»” și “50 Hz” se deconectează, efectuând a doua apăsare pe ele. Apoi, tot prin apăsare se cuplează butonul de polaritate a semnalului “ $\bar{1}_1\bar{1}$ ”;

– efectuând în continuare manipulările menționate mai sus, timp de 5 minute, se înregistrează numărul impulsurilor n sosite de la contorul Geiger-Müller. Măsurările se repetă de câteva ori, determinând de fiecare dată numărul impulsurilor ce revin unui minut $V_F = \frac{n}{t}$ (caracteristica fondului cosmic).

Rezultatele obținute se trec în tabelul 24.3.

Tabelul 24.3

Nr. exp.	Durata înregistrării t (min)	Numărul impulsurilor n	Fondul cosmic $V_F = \frac{n}{t}$ (impuls/min)
1.			
2.			
3.			
4.			
5.			
			Valoarea medie =
			Deviația stand =

Modul de lucru:

– cu mănuși de cauciuc și cu ajutorul cleștelui special sursa se transferă din cutie în dispozitivul pentru fixare (Fig. 24.11), situat deasupra contorului Geiger-Müller;

- variind distanța sursă-contor din 10 în 10 cm, de fiecare dată se înregistrează numărul total de impulsuri și viteza de numărare;
- rezultatele obținute experimental se trec în tabelul 24.4.

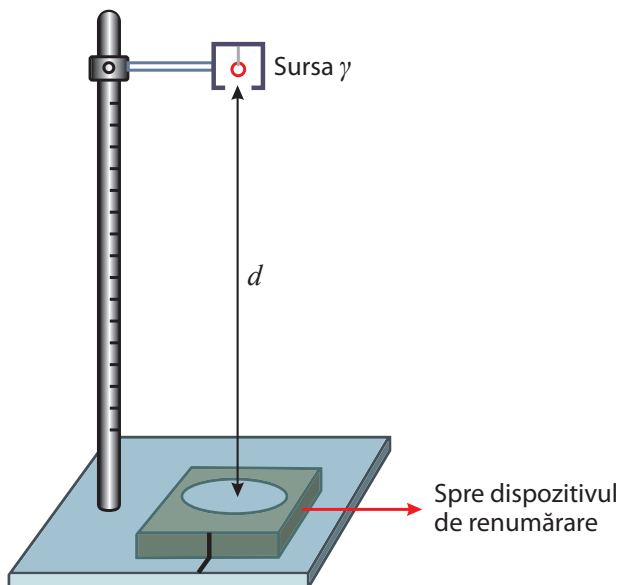


Fig. 24.11

Tabelul 24.4

Nr. experienței	d (cm)	n (impuls)	$V = n/t$ (impuls/min)
0	∞	n_{fond}	V_{fond}
1	10		
2	20		
3	30		
4	40		
5	50		

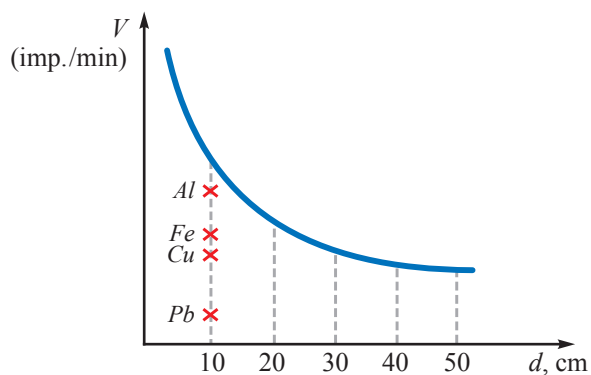


Fig. 24.12

– ulterior se trasează graficul funcției $V = f(d)$, analog celui reprezentat în Fig. 24.12;

– pentru distanța sursă-contor egală cu 10 cm, contorul se ecranează succesiv cu plăcile metalelor menționate mai sus (de aceeași grosime), înregistrând de fiecare dată viteza de numărare. Rezultatele obținute se indică pe ordonata respectivă din Fig. 24.12.

Experiment demonstrativ. Modelul ciclotronului

Brevete de invenție: SU 1430983-1988
SU 997082-1983

Ciclotronul este un accelerator ciclic de rezonanță a particulelor grele electrizate: protoni, deuteroni, particule alfa, în care câmpul magnetic dirijat și frecvența câmpului electric de accelerare sunt constante în timp. El este compus (Fig. 24.13) din doi semicilindri metalici duanți cu înălțimea mică, așezați față în față și puși în legătură cu polii unui generator de înaltă frecvență. Semicilindrii se găsesc într-un câmp magnetic, foarte puternic, cu direcția perpendiculară pe bazele lor.

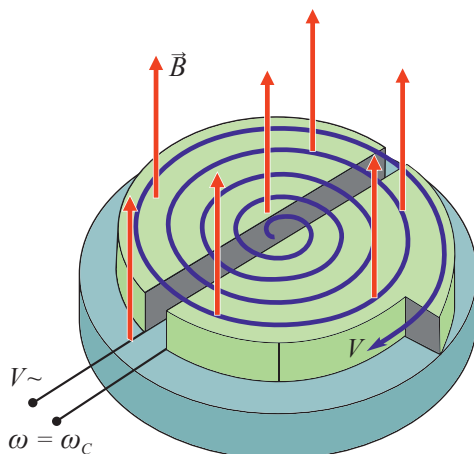


Fig. 24.13. Schema de principiu a ciclotronului

Particula electrizată care vine în centrul dispozitivului va fi atrasă alternativ în fiecare semicilindru, căpătând de fiecare dată un impuls, iar în interiorul semicilindrului va avea o traiectorie curbă, impusă de câmpul magnetic. Drept rezultat particula va parcurge un drum în formă de spirală, viteza ei devenind din ce în ce mai mare. Când ajunge la margine, ea poate scăpa din duante printr-un tub, orientat spre obiectul cercetat.

Modelul ciclotronului, elaborat de noi, schematic este reprezentat în Fig. 24.14.

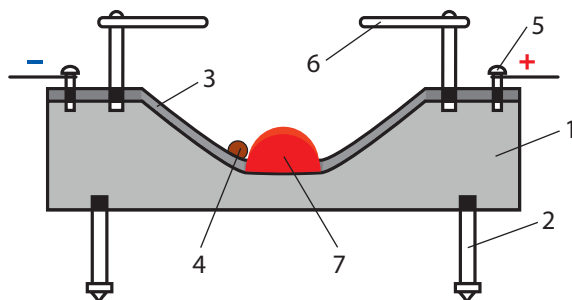


Fig. 24.14

Ciclitronul reprezentat este confecționat dintr-o placă de sticlă organică 1 cu grosimea de 3–4 cm, situată orizontal pe trei piciorușe metalice 2 cu reglare. Pe suprafața adânciturii din această placă sunt înțeleite două fâșii (electrozi) metalice 3 aranjate diametral.

Capetele lor, din centrul adânciturii, sunt separate de emisfera 4, din material izolator, iar cele periferice sunt conectate la bornele 5. Pe placa 1 sunt instalați semicilindrii metalici 6 (duanți).

Rolul particulei electrizate îl joacă mingea de tenis 7 acoperită cu un strat metalic subțire, prin metoda chimică.

Pentru realizarea experienței la bornele dispozitivului se aplică o tensiune de circa 25 kV. Mînea 7, venind în contact cu una din fâșiile 3, se încarcă cu sarcina de semnul respectiv. Forța câmpului electric impune mingii o mișcare orientată de la electrodul donator spre celălalt electrod, pe care, parcurgându-l, se reîncarcă cu sarcină de semn opus. Câmpul electrostatic accelerează mișcarea mingii în aceeași direcție. Revenind în poziția inițială se reîncarcă. În cele ce urmează, procesul se repetă. Astfel, câmpul electrostatic ciclic accelerează mingii. Mișcarea directă a mingii între electrozi din poziția inițială este împiedicată de emisfera 4.

Rolul forței centripete îl joacă componenta forței de gravitate care are valoare relativ constantă. Din această cauză, la creșterea vitezei se mărește raza traiectoriei circulare. Mînea treptat se îndepărtează de centru, parcurgând o traiectorie în formă de spirală.

Exerciții:

1. Care tipuri de radiație se consideră ionizante?
 - a) un flux de particule α ;
 - b) un flux de fotoni cu lungimea de undă 400–600 nm;
 - c) un flux de fotoni cu frecvența de 6×10^8 MHz;
 - d) un flux de neutroni.

2. Care este grosimea de înjumătățire a unui fascicul paralel de raze γ , pentru apă, dacă coeficientul liniar de atenuare $m = 0,053 \text{ cm}^{-1}$?

- a) $\approx 17 \text{ cm}$; b) $\approx 13 \text{ cm}$;
c) $\approx 14 \text{ cm}$; d) $\approx 15 \text{ cm}$.

3. La iradierea atomilor de azot ${}^{14}_7\text{N}$ cu un fascicul de particule α , se formează izotopul oxigenului ${}^{17}_8\text{O}$. Ce particule se elimină concomitent cu oxigenul în această reacție?

- a) neutroni și electroni;
b) neutroni și pozitroni;
c) protoni și electroni;
d) protoni și neutroni.

4. Care este activitatea radioactivă a unui preparat, dacă în decursul a 10 minute dezintegrează 10 000 nuclee ale acestei substanțe?

Răspuns: 16,6 Bq.

25. DETERMINAREA DOZEI BIOLOGICE CU INSTALAȚIA B-4

Scopul lucrării:

Prezentarea aspectelor teoretice, privind sistemele de măsurare a dozelor de radiații ionizante;

Determinarea dozei biologice;

Familiarizarea studenților cu direcțiile principale de utilizare a radiațiilor în medicină.

Noțiuni teoretice

Din punctul de vedere al protecției împotriva radiației, acestea se împart în 2 categorii: neionizante și ionizante, pentru a sublinia pericolul la adresa sănătății oamenilor. Radiațiile electromagnetice: lumina, radiațiile ultraviolete și infraroșii, undele radio, microundele, ultrasunetele aparțin primei categorii.

Când radiațiile lovesc un atom, își transferă o parte din energie asupra acestuia. Dacă energia transferată de radiație este suficient de mare, se produce ionizarea – procesul de îndepărtare a unui electron din atom, care lasă în urmă 2 particule încărcate electric – un electron și un ion pozitiv. Prezența în număr mare a unor astfel de particule încărcate electric pot crea distrugerii țesuturilor vii. Radiațiile care pot transfera suficientă energie pentru a face acest lucru se numesc radiații ionizante, iar cele cu un nivel de energie mai scăzut sunt cele neionizante. Deși anumite tipuri de radiații neionizante pot fi dăunătoare în doze mari, radiațiile ionizante sunt, de regulă, mult mai periculoase. Atunci când oamenii vorbesc despre radiații, de regulă, se referă la radiații ionizante.

Materia este formată din atomi care se combină pentru a forma molecule. Un atom este format dintr-un nucleu cu dimensiuni foarte mici, dar cu greutate relativ mare, înconjurat de electroni foarte ușori. Nucleul conține un anumit număr de protoni, fiecare dintre aceștia cu sarcină pozitivă, iar numărul electronilor cu sarcină negativă este egal cu numărul protonilor, astfel încât atomul este neutru.

Radiațiile ionizante pot fi periculoase pentru om. La fel cum soarele poate arde pielea, așa și radiațiile ionizante pot cauza daune corpului. În drumul lor, radiațiile ionizante, care eliberează o cantitate suficientă de energie, pentru a putea îndepărta unul sau mai mulți electroni din atomii țesuturilor iradiate, dereglând în consecință activitatea lor chimică normală în țesuturile vii. La un anumit grad de dereglare a acestor procese chimice, celulele vii nu se mai pot regenera pe

cale naturală și rămân permanent dereglate sau mor (în cazul distrugerii ADN-ului). Gradul de severitate al efectelor radiației depinde de:

- durata expunerii;
- intensitatea radiațiilor;
- tipul radiațiilor.

Dozele de radiații

Efectele biologice ale radiațiilor ionizante depind de mai mulți factori, cum ar fi natura radiațiilor, geometria de iradiere etc. Este dificil de a propune o mărime ușor de măsurat și universal valabilă pentru efectele biologice ale radiațiilor ionizante. Deoarece efectele biologice sunt în mare măsură cumulative, s-a ales mărimea denumită *doza de radiație*.

Există două sisteme de măsurare a dozei – cel *röntgenologic* și *radiobiologic*.

Sistemul röntgenologic poate fi aplicat numai radiațiilor γ și X , la care energia fotonilor este cuprinsă între 0,03 și 3 MeV.

Acest sistem se bazează pe măsurarea ionizării țesutului de către radiații. Mărimea fundamentală a sistemului este *doza de ioni* Δ , care se definește prin relația:

$$\Delta = \frac{q}{m} \quad (25.1)$$

unde: q este sarcina electrică totală a ionilor produși de radiație, m – masa de țesut în care are loc ionizarea.

Unitatea de măsură a dozei de ioni în S.I. este coulomb pe kilogram (C/kg). În practică se utilizează *röntgenul* (simbol R , uneori r). $1 R = 2,58 \cdot 10^{-4} C \cdot kg^{-1}$

Debitul dozei (δ) este raportul dintre doza de radiație și timpul de iradiere t :

$$\delta = \frac{\Delta}{t} \quad (25.2)$$

Debitul dozei se exprimă în R/s , respectiv R/min și R/h . *Doza integrală* (Δ_i) este produsul dintre doza de radiație și masa țesutului iradiat:

$$\Delta_i = \Delta \cdot m \quad (25.3)$$

Unitatea de măsură a dozei integrale este ($kg \cdot R$).

Sistemul radiobiologic se bazează pe măsurarea energiei absorbite de țesut.

Mărimea fundamentală a acestui sistem este *doza absorbită* (D), definită ca energia absorbită de unitatea de masă:

$$D = \frac{W}{m} \quad (25.4)$$

unde: m este masa de substanță sau țesut iradiat, W energia absorbită în această masă. Unitatea de măsură, în S.I., a dozei absorbite este **Gray**-ul ($1 Gy = 1 J/kg$).

S-a constatat că pentru aceeași mărime a dozei absorbite de diferite tipuri de radiații ionizante, acțiunea biologică este diferită. Din această cauză, s-a acceptat de a compara acțiunea biologică a diferitor radiații cu acțiunea respectivă, provocată de radiațiile x și γ .

Este vorba despre **efectivitatea biologică relativă** (η), care arată de câte ori efectivitatea acțiunii biologice a tipului dat de radiație este mai mare decât a radiației x sau γ , pentru una și aceeași doză absorbită. **Doza biologică** (B) se definește prin relația:

$$B = \eta \cdot D \quad (25.5)$$

Valorile aproximative ale lui η sunt: $\eta = 1$ pentru β și γ ; $\eta = 3 - 10$ pentru n (dependent de energia lor); $\eta = 0$ pentru α . Unitatea de măsură a dozei biologice în S.I. este **Sievert-ul** (Sv), dar se mai folosește și **rem-ul** (röntgen echivalent man, $1 Sv = 10^2 rem$). Rem-ul reprezintă doza biologică primită de 1 g de țesut iradiat, când aceasta absoarbe, prin intermediul particulelor ionizante, energia de 100 ergi. **Debitul dozei biologice** (b) este dat de relația:

$$b = \frac{B}{t} \quad (25.6)$$

Unitatea de măsură a debitului dozei biologice este: Sv/s (rem/s). **Doza biologică integrală** (B_i) este dată de relația:

$$B_i = B \cdot m \quad (25.7)$$

Comisiile internaționale, în decursul anilor, au stabilit limite pentru doza biologică permisă. Prin **nivel de iradiere permis**, se înțelege doza primită de organism pe tot parcursul ciclului său biologic, care nu determină modificări cu caracter ireversibil (această definiție nu ține cont de efectele genetice).

Pentru întregul corp uman, **nivelul de iradiere permis** este de 2 rem/an (20 mSv/an), pentru persoanele a căror activitate profesională este legată de radiații ionizante și 0,2 rem/an (2 mSv/an).

Exemple de doze

Activitate	Doza echivalentă primită de o persoană
Doza medie mondială din toate sursele	2,8 mSv pe an
Zbor cu avionul dus-întors Europa-SUA	0,1 mSv
Radiografie pulmonară	0,1 mSv
Procedură medicală cu doză ridicată	5-10 mSv

Utilizarea radiațiilor ionizante în medicină

Expunerea la o doză foarte mare de radiații poate conduce în scurt timp la arsuri ale pielii, stări de vomă și hemoragii interne; organismul nu poate genera celule noi într-un timp foarte scurt. Expunerea îndelungată la doze mai mici de radiații poate cauza apariția cu întârziere a cancerului și posibil a unor boli ereditare, lucru constatat în special la supraviețuitorii bombardamentelor de la Hiroshima și Nagasaki.

Radiațiile sunt utilizate în medicină pentru diagnosticarea, tratarea bolilor și pentru cercetare. Metodele de diagnoză acoperă un spectru larg de la „acum banalele” aparate cu radiații X până la scanere complexe CT (tomograf computerizat) și injecții cu substanțe radioactive pentru imagistică medicală. Un exemplu de aplicație în imagistica medicală este diagnosticarea unor boli ale creierului. După ce pacientul a fost injectat cu o substanță radioactivă cu timp de înjumătățire scurt, se poate vizualiza activitatea creierului, ceea ce a permis noi soluții în rezolvarea unor cazuri de epilepsie.

În general, terapia cu radiații presupune administrarea unei doze mari de radiații unei zone restrânse din corpul pacientului, de exemplu, fiind direcționată către distrugerea tumorilor, implicate în evoluția cancerului. Dozele de radiații administrate în medicină pot ajunge de la câțiva milisieverti (mSv) în diagnosticare, până la câțiva sieverti (Sv) în terapie. Medicii care recomandă astfel de tratamente iau în calcul atât riscurile iradierii, cât și beneficiile scontate în urma tratamentului.

Exemple de radioizotopi utilizați în tratarea cancerului includ: iodul-131 administrat oral sub formă de capsule sau soluție lichidă în tratamentul cancerului tiroidian. Stronțul (^{89}Sr) și samariul (^{153}Sm) sunt injectați intravenos pentru reducerea durerilor cauzate de cancerul de oase. Mulți alți radionuclizi precum cesiu-137, iridiu-192 și cobalt-60 sunt folosiți la fabricarea unor surse sau aparate de iradiere, care eliberează radiații gamma intense pentru tratarea diferitor forme de cancer.

Descoperirea radioactivității a emis multe beneficii, dar trebuie să fie folosite cu grijă. O foaie de hârtie, sau chiar pielea corpului nostru, va opri particule alfa, în timp ce o foaie subțire de sticlă sau de plastic va opri radiațiile beta. Cu toate acestea, această energie poate provoca deteriorarea celulelor în cazul în care acestea intră în organism prin inhalare, înghițire sau răni. Bariere groase de plumb, apă și din beton sunt necesare pentru a opri mult mai penetranta și dăunătoare radiație gamma (Fig. 25.1).

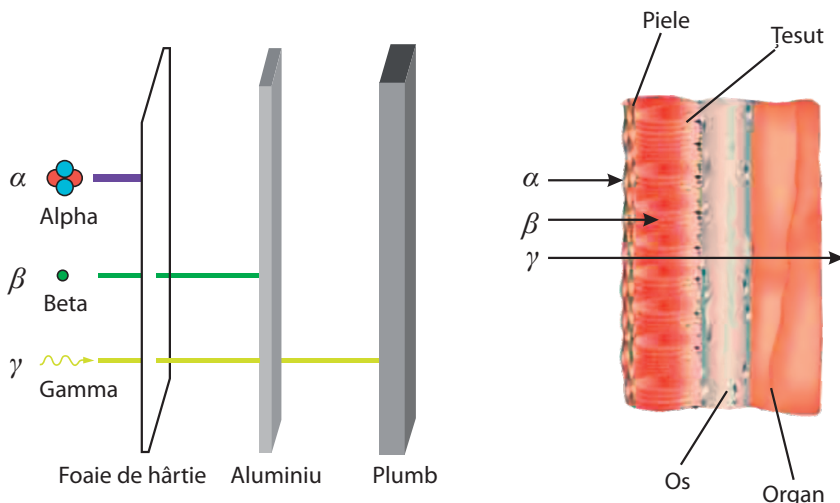


Fig. 25.1

Acordarea ajutorului medical în accidentele cu contaminare radioactivă

Evaluarea contaminării externe a pielii se face cu contaminometrul/dozimetrul portabil sau prin ștergerea locului presupus contaminat cu ajutorul unor tampoane de vată sau tifon înmuiate în alcool medicinal cu care se șterge locul și care apoi se măsoară la o instalație dozimetrică. Dacă valorile măsurate se situează cu mult peste cele ale fondului natural de iradiere, atunci zona măsurată este considerată contaminată radioactiv.

Decontaminarea pielii sau a rănilor ușoare se poate face prin spălarea zonei cu apă și săpun, la temperatura corpului, până când controlul dozimetric arată valori reduse. Aceste spălări, cu apă sau ser fiziologic, se pot face și la nivelul gurii, nasului și eventual al ochilor. Cu cât cantitatea de radionuclid de la aceste porți de intrare este mai mică, cu atât va pătrunde mai puțin radionuclid în organism.

Evaluarea contaminării interne se face direct prin măsurarea radioactivității organismului (metoda contorizării întregului corp) sau a unor produse de excreție (urină, fecale) sau indirect prin măsurarea radioactivității aerului, apei de consum sau a alimentelor. Metoda evaluării indirecte a contaminării omului presupune monitorizarea continuă a factorilor de mediu, a apei și alimentelor, ceea ce presupune posibilitatea evitării contaminării a numeroase persoane după un accident nuclear.

În contaminarea internă, primul ajutor constă în administrarea unor substanțe decontaminante digestive, mai ales când radionuclizii se află în tractul gastrointestinal.

Principalele substanțe cu acțiune decontaminantă sunt: pansamentele gastrice de tipul fosfatului de aluminiu, sulfatul de magneziu, hidroxidului de aluminiu (antidoți ai stronțului, radiului, fierului, bariului etc.), ferocianura ferică, numită și albastru de Berlin (antidot al cesiului). Substanțele decontaminante enumerate reduc absorbția intestinală, fixează radionuclizii prin adsorbție, schimb ionic sau formare de compuși metalici insolubili, eliminarea radionuclizilor realizându-se prin fecale. Depunerea unor radionuclizi în organele de elecție poate fi redusă prin saturarea sângelui cu compuși stabili ai izotopului radioactiv, cum este cazul reducerii fixării în tiroidă a iodului radioactiv prin administrare de iod stabil sau consumarea de cantități mari de apă pentru reducerea hidrogenului 3 din organism. Administrarea acestor decontaminați (mai puțin a iodului stabil), alături de administrarea unor decorporatori împotriva plutoniului, precum și a unor medicamente, se face numai în clinici de specialitate sub control medical, ceea ce presupune transportarea de urgență a persoanei contaminate la cea mai apropiată instituție medicală specializată.

Acordarea primului ajutor în caz de contaminare radioactivă după un accident nuclear sau în laboratoarele în care se lucrează cu soluții radioactive, presupune existența unor truse medicale cu instrucțiuni de decontaminare, inclusiv cu antidoți ai principalilor radionuclizi cu importanță radiobiologică mare pentru om (iod, cesiu, stronțiu etc.).

Câteva caracteristici ale unor nuclizi radioactivi

Tabelul 25.1

Nuclidul	Timpul de înjumătățire	Energia radiațiilor în MeV		Organul critic
		β	γ	
^3H	12,4 ani	0,018	–	Întreg organismul
^{14}C	5 720 ani	0,15	–	Țesutul adipos
^{24}Na	14,97 ore	1,39	2,76	Întreg organismul
^{32}P	14,7 zile	1,71	–	Oase
^{35}S	87,1 zile	0,17	–	Piele
^{42}K	12,4 ore	3,60	–	Mușchi
^{45}Ca	163 zile	0,26	–	Oase
^{51}Cr	27,7 zile	–	0,28	Sânge
^{59}Fe	47,1 zile	0,46	1,10	Sânge
^{60}Co	5,26 ani	0,30	1,33	Ficat

Determinarea dozei biologice

Pentru realizarea lucrării ne vom folosi de „Instalația-B4” (vezi Lucrarea Nr. 24, Fig. 24.11). Este cunoscut că viteza de măsurare a impulsurilor V este dată de relația:

$$V = g \cdot A \quad (25.8)$$

unde g este un factor de detecție, iar A este activitatea sursei radioactive (dezin-tegrări/minut). Doza biologică variază direct proporțional cu activitatea sursei. Între doza biologică B și viteza de numărare există relația:

$$B = k \cdot V \quad (25.9)$$

unde k este o constantă caracteristică fiecărei radiații, care nu depinde de distanța dintre contor și sursa de radiații. Pentru sursa de radiație γ , utilizată în laborator, această constantă se determină din relația:

$$k = \frac{5 \cdot 10^{-3}}{V_{10}} \quad (25.10)$$

unde: V_{10} este numărul de impulsuri pe minută, înregistrate pentru cazul în care sursa de radiații se află la 10 cm de contor; 5×10^{-3} reprezintă valoarea dozei biologice la această distanță.

Modul de lucru:

- vom folosi valoarea fondului cosmic, calculat în lucrarea precedentă;
- se fixează sursa de radiații deasupra contorului la distanța de 30 cm și se efectuează citiri din 15 în 15 secunde (timp de 1 minut);
- se coboară sursa pe stativ din 5 în 5 cm până la distanța 5 cm de la contor, procedându-se ca mai sus;
- numărul de impulsuri/minut generate, excluzând sursa de radiații, se calculează prin relația:

$$V = V_t - V_F \quad (25.11)$$

unde: V_F este valoarea fondului cosmic, iar V_t – numărul de impulsuri/minut generate atât de sursa de radiații, cât și de fondul cosmic (calculele se fac cu valorile medii din tabel);

- cu relația (25.9) se calculează doza biologică pentru diferite distanțe sursă–contor, trecând în tabel valorile obținute.

Tabelul 25.2

Distanța (cm)	Timpul (s)					V_t valoarea medie	S deviație standard	V (imp/min)	B (rem)
	0	5	0	5	0				
Fond cosmic									
30									
25									
20									
15									
10									
5									

Variația dozei biologice (B) în funcție de distanța sursă–contor (pe intervalul 5-30 cm) se reprezintă grafic.

Experiment demonstrativ. Modelul dozimetruului cu cameră de ionizare

Constructiv dozimetrele constau dintr-un detector de radiații ionizante și un dispozitiv de măsurare, gradat în unități de doză sau de putere a dozei.

În funcție de detectorul utilizat deosebim dozimetre: ionizante; luminiscente; chimice; semiconductoare ș.a. Dozimetrele ionizante, pentru razele X și radiația γ , sunt frecvent utilizate în cercetările biofizice și practica medicală, unde în calitate de detector servește camera de ionizare. Mărimea sarcinii ce parcurge circuitul camerei este proporțională cu doza de expunere, iar intensitatea curentului – cu puterea ei.

Componența gazului din camera de ionizare, precum și componența pereților ei, se aleg astfel încât proprietățile lor de absorbție a radiației ionizante să fie cât mai apropiate de proprietățile respective ale țesuturilor biologice.

Modelul didactic al dozimetruului cu cameră de ionizare este reprezentat în Fig. 25.2.

Camera de ionizare 1 reprezintă un condensator cilindric cu aer, având una din armături peretele metalic al camerei (cilindru cu înălțimea de 20 cm și diametrul de 6 cm), iar cealaltă armătură – electrodul central 3 (bară metalică cu lungimea de 15 cm și diametrul de 0,5 cm). Drept dispozitiv de măsurare servește electrometrul demonstrativ 2.

Electrodul 3 este în contact direct cu electrometrul. Partea de sus și de jos a cilindrului sunt confecționate din sticlă organică pentru a asigura izolarea electrică a armăturilor. Tot din sticlă organică transparentă este confecționată și o porțiune frontală 4 a cilindrului metalic pentru a evidenția elementele constructive ale modelului.

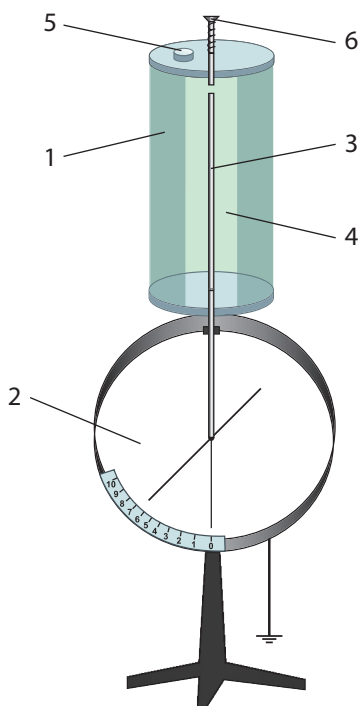


Fig. 25.2

În partea de sus a cilindrului se află fereastra cu diametrul de 1 cm, acoperită cu o foaie subțire de mică sau aluminiu, care asigură pătrunderea în camera de ionizare nu numai a radiației γ , ci și a radiațiilor α și β . Cilindrul metalic și corpul electrometrului sunt unite cu pământul.

Funcționarea modelului

Cu un bastonaș de sticlă, preventiv încărcat electric prin frecare, se apasă pe încărcătorul 6, comunicând electrodului central sarcina electrică pozitivă, până la înclinarea maximă a acului indicator al electrometrului.

În lipsa sursei de radiații ionizante sarcina electrodului central se păstrează timp îndelungat. Poziția acului indicator pe scara electrometrului este stabilă.

În continuare, respectând regulile de securitate, pe fereastra 5 se plasează sursa de radiații ionizante. Sub acțiunea radiației aerul din cameră se ionizează și ionii negativi, treptat neutralizează sarcina de pe electrodul central, ceea ce se reflectă în deplasarea uniformă a acului indicator pe scara electrometrului.

Folosind diferite mini-surse de radiații ionizante, se demonstrează că viteza deplasării acului indicator depinde de activitatea sursei, precum și de distanța sursei de la fereastra camerei de ionizare.

Exerciții:

1. Un corp cu masa de 60 kg timp de 5 ore a absorbit energia radiației ionizante $W = 1 J$. Care este valoarea dozei absorbite în S.I.?

- a) 0,014 Gy; b) 0,14 Gy;
c) 0,017 Gy; d) 0,17 Gy.

2. Puterea medie a dozei de radiație în cabinetul de raze X este egală cu $6,45 \times 10^{-12} C/kg.s$. Medicul în timpul zilei de lucru se află în acest cabinet 5 ore. Care este doza de radiație primită de medic în decursul a șase zile de lucru exprimată în röntgeni? ($1 R = 2,58 \times 10^{-4} C/kg$)

- a) $2,3 \times 10^{-5}$; b) $2,5 \times 10^{-5}$;
c) $2,6 \times 10^{-5}$; d) $2,7 \times 10^{-5}$.

3. Într-un oraș fondul radioactiv este de $30 \mu R/h$. Determinați doza de radiație primită de fiecare locuitor din acest oraș în decursul unui an?

- a) $\approx 260 \times 10^{-3} R$; b) $\approx 240 \times 10^{-3} R$;
c) $\approx 250 \times 10^{-3} R$; d) $\approx 280 \times 10^{-3} R$.

4. O sursă punctiformă de radiație γ are un debit de doză de 200 Gray/h la distanța de 1 m de la sursă. Determinați debitul dozei la distanța de 2 m.

A N E X E

Sistemul internațional de unități (S.I.)

Pentru măsurarea mărimilor fizice se poate alege în mod arbitrar o unitate de măsură proprie. Ansamblul unităților de măsură, definite în mod arbitrar și independent unele de altele se numește sistem incoerent de unități de măsură.

Folosirea sistemelor incoerente de unități de măsură prezintă două mari dezavantaje: 1) trebuie definite un număr mare de unități de măsură și realizate etaloanele pentru fiecare în parte; 2) formulele matematice cu ajutorul cărora se exprimă legile fizice vor conține niște coeficienți care depind de unitățile de măsură folosite.

Dezvoltarea științelor și tehnicii a impus ca măsurarea unei anumite mărimi să aibă aceeași semnificație pentru toți. Acest rezultat se putea obține alegând pentru fiecare mărime de măsurat un etalon, definind cu precizie o unitate universal admisă.

Universalitatea acestora nu se putea realiza decât printr-o convenție internațională. Acesta era scopul Convenției metruului, tratat semnat la Paris în 1875. Cu acest prilej au fost definite arbitrar un număr de 7 unități de măsură, denumite unități fundamentale. Celelalte unități de măsură, a căror mărime nu este arbitrară, ci definită cu ajutorul unităților fundamentale, se numesc **unități derivate**. Ansamblul unităților de măsură fundamentale și derivate se numește sistem coerent de unități de măsură.

În octombrie 1960, la Conferința a XI-a generală de măsură și greutate, ținută la Paris, a fost produs un sistem de unități de măsură cu denumirea de **Sistemul Internațional al Unităților (S.I.)**, sistem adoptat ca singurul și obligatoriu în majoritatea țărilor lumii.

Organizația Mondială a Sănătății a hotărât, în mai 1977, introducerea S.I. în toate profesiile medicale și înrudite, exprimând astfel importanța S.I. pentru medicină.

Unitățile S. I. Pentru măsurarea mărimilor fizice sunt de 3 tipuri: a) *fundamentale*, b) *derivate* și c) *suplimentare*.

În tabelul A.1 prezentăm unitățile fundamentale, împreună cu elementul material și proprietatea acestuia, utilizate în definirea fiecăreia din cele 7 unități fundamentale.

Simbolurile unităților se scriu cu litere latine mici; dacă simbolurile derivă din nume proprii, atunci se notează cu majuscule. După un simbol nu se pune punct.

Tabelul A.1

	Mărimea	Element material	Proprietate utilizată	Denumirea și definiția unității
1	masă	prototip internațional conservat în pavilionul Breteuil (Sevres)	masă	kilogram 1 kg = masa prototipului etalon
2	timp	atomul de cesiu 133 în starea sa fundamentală	radiația corespunzătoare tranziției între două nivele hiperfine	secundă 1 s = durata a 9 192 631 770 perioade ale radiației
3	lungime	atomul de krypton 86	lungimea de undă în vid a radiației corespunzând tranziției $2p_{10}-5d_3$	metru 1 m = 1 650 763,73 lungimi de undă ale radiației
4	temperatura termodinamică	apă pură	temperatura punctului triplu (echilibru solid-lichid-vapori)	kelvin temperatura punctului triplu 273,16 K
5	intensitate luminoasă	corp negru la temperatura de congelare a platinei	radiația a 1/60 cm ² în direcția perpendiculară suprafeței	candela 1 cd = intensitatea luminoasă a radiației
6	cantitatea de materie sau de substanță	atomii de carbon 12	cantitatea de materie conținută în 12 grame de carbon	mol 1 mol = cantitatea de atomi de carbon 12
7	intensitatea curentului electric	doi conductori rectilinii paraleli, infiniți, situați la distanța de 1 metru în vid parcurși de același curent constant	forța pe metru de lungime, care apare între cei doi conductori	amper 1 A = curentul care face să apară o forță $2 \cdot 10^{-7}$ N

Unitățile derivate în S.I. sunt prezentate în tabelele A.2, A.3, A.4

Tabelul A.2

Mărimea	Unitatea SI	
	Denumirea	Simbolul
arie	metru pătrat	m ²
volum	metru cub	m ³
viteză	metru pe secundă	m/s
acelerație	metru pe sec. la pătrat	m/s ²
masa volumică	kilogram pe metru cub	kg/m ³
câmp magnetic	amper pe metru	A/m
concentrație (a cantității de substanță)	mol pe metru cub	mol/m ³

Tabelul A.3

Mărimea	Unitatea SI			
	Denumirea	Simbol	Expresia în alte unități SI	Expresia în unități SI fundamentale
Frecvență	hertz	Hz		s^{-1}
Forță	newton	N		$m \cdot kg \cdot s^{-2}$
Presiune, tensiune mecanică	pascal	Pa	N/m^2	$m^{-1} \cdot kg \cdot s^{-2}$
Energie, lucru mecanic, cantitate de căldură	joule	J	$N \times m$	$m^2 \cdot kg \cdot s^{-2}$
Putere	Watt	W	J/s	$m^2 \cdot kg \cdot s^{-3}$
Cantitatea de electricitate, sarcină electrică	coulomb	C		$A \cdot s$
Potențial electric, tensiune electromotoare	volt	V	W/A	$m^2 \cdot kg \cdot s^{-3} \cdot A^{-1}$
Capacitate electrică	farad	F	C/V	$m^{-2} \cdot kg^{-1} \cdot s^4 \cdot A^2$
Rezistență electrică	ohm	Ω	V/A	$m^2 \cdot kg \cdot s^{-3} \cdot A^{-2}$
Temperatură Celsius	Grad Celsius	$^{\circ}C$		K
Flux luminos	lumen	lm		cd. sr.
Iluminare	lux	lx	lm/m^2	$m^{-2} \cdot cd. sr$
Activitatea unui radionuclid		Bq	s^{-1}	
Doză absorbită, energie comunicată masică, indice de doză absorbită	gray	Gy	J/kg	$m^2 \cdot s^{-2}$

Tabelul A.4

Mărimea	Unitatea SI		
	Denumirea	Simbolul	Expresia în unități SI fundamentale
Coeficientul de vâscozitate dinamică	Pascal secundă	Pa · s	$m^{-1} \cdot kg \cdot s^{-1}$
Coeficientul de tensiune superficială	Newton pe metru	N/m	$kg \cdot s^{-2}$
Capacitate termică, entropie	Joule pe kelvin	J/K	$m^2 \cdot kg \cdot s^{-2} \cdot K^{-1}$
Capacitate termică masică, entropie masică	Joule pe kilogram kelvin	J/kg	$m^2/s^2 \cdot K^{-1}$
Energie masică	Joule pe kilogram	J/kg	$m^2 \cdot s^{-2}$
Conductivitate termică	Watt pe metru kelvin	W/(m · K)	$m \cdot kg \cdot s^{-3} \cdot K^{-1}$
Energie molară	Joule pe mol	J/mol	$m^2 \cdot kg \cdot s^{-2} \cdot mol^{-1}$
Expunere (a radiațiilor X și gama)	Coulomb pe kilogram	C/kg	$kg^{-1} \cdot s \cdot A$
Debit de doză absorbită	Gray pe secundă	Gy/s	$m^2 \cdot s^{-3}$

Clasa unităților S.I. suplimentare conține câteva unități pentru care Conferința Generală n-a decis încă dacă fac parte din unitățile fundamentale sau din derivate. Aceste unități pot fi tratate fie ca fundamentale, fie ca derivate. Această clasă nu conține, în prezent, decât două unități pur geometrice:

Tabelul A.5

Mărimea	Unitatea SI	
	Denumirea	Simbolul
Unghi plan	radian	rad
Unghi solid	steradian	sr

Au fost adoptate o serie de denumiri și simboluri pentru prefixe, destinate formării multiplilor și submultiplilor zecimali ai unităților S.I., între valorile 10^{18} și 10^{-18} . În biologie și medicină ne interesează domeniul 10^3 – 10^{-12} .

Tabelul A.6

10^3	kilo	k
10^2	hecto	h
10^1	deca	da
10^{-1}	deci	d
10^{-2}	centi	c
10^{-3}	mili	m
10^{-6}	micro	μ
10^{-9}	nano	n
10^{-12}	pico	p

Pentru domeniul biologiei și medicinei Organizația Mondială a Sănătății (O.M.S.) face următoarele precizări.

1. Întrucât interacțiunea substanțelor chimice in vitro sau in vivo are loc în anumite proporții în funcție de masa molară relativă, cantitatea de substanță se măsoară utilizând molul ca unitate.

2. În biochimia clinică este adoptată măsurarea concentrației substanțelor în moli în loc de unități de masă (de exemplu, miligrame pe litru).

3. Adoptarea unității mol implică deci o schimbare conceptuală în dimensiuni de la „masă” la „particule active”.

4. Concentrația unei substanțe se măsoară în mol/m^3 sau mol/l : molalitatea în mol/kg ; fracția molară și rația molară în mol/mol .

5. În instrucțiunile O.M.S. se exemplifică utilizarea unității mol în măsurarea concentrației imunoglobinelor, hemoglobinei, ionilor de hidrogen, enzimelor, fluxului substanțelor excretate prin urină; de asemenea, se exemplifică utilizarea unității Pa Pascal (în loc de mmHg) în măsurarea presiunii parțiale a gazelor din sânge, a presiunii sangvine, intraoculare etc., a unității **joule** în loc de calorie, a unității **newton** în loc de kilogram forță a unității **kilopascal–secundă pe litru** pentru rezistența vasculară.

6. În radiologie, unitatea **joule pe kilogram** înlocuiește rad și rem, **coulomb pe kilogram** înlocuiește röntgen, **gray (Gy)** se folosește pentru măsurarea dozei absorbite.

Tabelul A.7

Alfabetul grecesc

Litera de tipar	Denumirea (pronunțarea)	Litera de tipar	Denumirea (pronunțarea)	Litera de tipar	Denumirea (pronunțarea)
A α	alfa	I ι	iota	P ρ	ro
B β	beta	K κ	capa	Σ ζ	sigma
Γ γ	gama	Λ λ	lamda	T τ	tau
Δ δ	delta	M μ	miu	Υ υ	ipsilon
E ε	epsilon	N ν	niu	Φ φ	fi
Z ζ	zeta	Ξ ξ	xi	X χ	hi
H η	eta	O ο	omicron	Ψ ψ	psi
Θ θ	teta	P π	pi	Ω ω	omega

Tabelul A.8

Constantele matematice și fizice de bază

Viteza luminii în vid	$C = 299\,792\,458 \text{ m/s}$
Constanta Avogadro	$N_A = 6,022 \cdot 10^{23} \text{ mol}^{-1}$
Constanta molară a gazelor	$R = 8,31 \text{ J}/(\text{mol} \cdot \text{K})$
Constanta Boltzmann	$k = 1,38 \cdot 10^{-23} \text{ J/K}$
Sarcina elementară	$e = 1,601\,892 \cdot 10^{-19} \text{ C}$
Masa de repaus a electronului	$m_e = 9,1 \cdot 10^{-31} \text{ kg}$
Sarcina specifică a electronului	$e/m_e = 1,76 \times 10^{11} \text{ C/kg}$
Masa de repaus a protonului	$m_p = 1,007\,276\,470 \text{ u.a.m.}$
Masa de repaus a neutronului	$m_n = 1,008\,665\,012 \text{ u.a.m.}$
Constanta electrică	$\epsilon_0 = 10^{-9}/36\pi \text{ F/m} \approx 8,84 \cdot 10^{-12} \text{ F/m}$
Constanta magnetică	$\mu_0 = 4\pi \cdot 10^{-7} \text{ H/m} \approx 12,57 \cdot 10^{-7} \text{ H/m}$
Constanta Stefan–Boltzmann	$s = 5,67 \cdot 10^{-8} \text{ W}/(\text{m}^2 \cdot \text{K}^4)$
Constanta de deplasare Wien	$b = 2,9 \cdot 10^{-3} \text{ m} \cdot \text{K}$
Constanta Planck	$h = 6,63 \cdot 10^{-34} \text{ J} \cdot \text{s}$
Numărul “pi”	$\pi = 3,14159$
Baza logaritmului natural	$e = 2,71828$
Legătura dintre logaritmul zecimal și natural	$\ln a \approx 2,3 \lg a$ $\lg a \approx 0,43 \ln a$
Constanta lui Faraday	$9,652 \cdot 10^7 \text{ K} \cdot \text{kg} \cdot \text{mol}^{-1}$

Tabelul A.9

Unele unități astronomice

Raza medie a Pământului	$6,37 \cdot 10^6$ m	Masa Lunii	$7,3 \cdot 10^{22}$ kg
Densitatea medie a Pământului	5500 kg/m ³	Distanța medie de la Pământ până la Lună	$3,84 \cdot 10^8$ m
Masa Pământului	$5,96 \cdot 10^{24}$ kg	Perioada de rotație a Lunii în jurul Pământului	27 sutci 7 ore și 43 min
Raza Soarelui	$6,95 \cdot 10^8$ m	Densitatea medie a Soarelui	1400 kg/m ³
Masa Soarelui	$1,97 \cdot 10^{30}$ kg	Distanța medie de la Pământ până la Soare	$1,49 \cdot 10^8$ km
Raza Lunii	$1,74 \cdot 10^6$ m		

Tabelul A.10

Densitatea unor corpuri solide (la 20°C)

Substanța	ρ , kg m ⁻³	Substanța	ρ , kg m ⁻³
Alamă	8 300–8 700	Nichel	8 400–9 200
Aluminiu	2 690	Os	1 800–2 000
Argint	10 500	Oțel	7 700–8 000
Aur	19 300	Parafină	870–930
Bronz	8 700	Plumb	11 220–11 440
Constantan	8 800	Plută	240
Cuarț	2 650	Platină	21 200–21 700
Cupru	8 600–8 900	Sare de bucătărie	2 080–2 200
Diamant	3 400–3 600	Spat de Islanda	2 710
Ebonit	1 800	Sticlă	2 400–2 600
Fier	7 860	Sulf rombic	2 700
Gheață	880–920	Sulf monoclinic	1 960
Ghips	2 170–2 310	Wolfram	19 100
Grafit	1 900–2 300	Zahăr	1 590
Marmoră	2 520–2 840	Zinc	6 860–7 240

Tabelul A.11

Densitatea apei la diferite temperaturi în g/cm³

t, °C	Densitatea	t, °C	Densitatea	t, °C	Densitatea
0	0,99987	12	0,99952	24	0,99732
1	0,99993	13	0,99940	25	0,99707
2	0,99997	14	0,99927	26	0,99681
3	0,99999	15	0,99913	27	0,99654
4	1,00000	16	0,99897	28	0,99626
5	0,99999	17	0,99880	29	0,99597
6	0,99997	18	0,99862	30	0,99567
7	0,99993	19	0,99843	31	0,99537
8	0,99988	20	0,99823	32	0,99505
9	0,99981	21	0,99802	33	0,99472
10	0,99973	22	0,99780	34	0,99440
11	0,99963	23	0,99757	35	0,99406

Tabelul A.12

Densitatea alcoolului etilic la diferite temperaturi

t, °C	ρ , kg m ⁻³	t, °C	ρ , kg m ⁻³	t, °C	ρ , kg m ⁻³
0	806,25	25	785,22	50	762,94
5	802,07	30	780,97	55	785,62
10	797,88	35	776,71	60	754,10
15	793,67	40	772,20		
20	789,45	45	767,20		

Tabelul A.13

Densitatea soluțiilor apoase ale alcoolului etilic (la 20°C)

C, %	ρ , kg m ⁻³	C, %	ρ , kg m ⁻³	C, %	ρ , kg m ⁻³
5	989,38	40	935,24	75	855,70
10	981,85	45	924,84	80	843,49
15	975,22	50	913,86	85	830,96
20	968,70	55	902,61	90	817,95
25	961,69	60	891,15	95	804,15
30	953,85	65	879,50	100	789,33
35	944,98	70	867,70		

Tabelul A.14

Densitatea unor medii biologice în g/cm³

Mediul biologic	Densitatea
Os	1,7–2
Țesut adipos	0,92–0,94
Hematie	1,10
Plasmă	1,03
Sânge	1,06
Urină	1,001–1,035

Tabelul A.15

Vâscozitatea absolută η_0 , în centipoise (cP) a apei între 0–100°C

t, °C	cP	t, °C	cP	t, °C	cP
0	1,7921	21	0,9810	70	0,4061
5	1,5188	22	0,9579	80	0,3565
10	1,3077	23	0,9358	90	0,31365
15	1,1404	24	0,9142	100	0,2838
16	1,1111	25	0,8937		
17	1,0828	30	0,8007		
18	1,0559	40	0,6560		
19	1,0299	50	0,5494		
20	1,0000	60	0,4688		

Tabelul A.16

Vâscozitatea unor lichide, în centipoise (cP) la temperatura de 20°C

Lichidul	Coefficientul de vâscozitate
Acetonă	0,33
Alcool	1,2
Petrol	0,53
Glicerină	850
Sânge arterial	4,5
Plasma sangvină	1,6–2,4
Urină	1,02–1,14

Tabelul A.17

Tensiunea superficială a apei la temperaturi de la 0–80°C

Temperatura, °C	Tensiunea sup. în dyne/cm.	Temperatura, °C	Tensiunea sup. în dyne/cm.
0	75,625	45	68,592
5	74,860	50	67,699
10	74,113	55	66,894
15	73,350	60	66,040
20	72,585	65	65,167
25	71,810	70	64,274
30	71,035	75	63,393
35	70,230	80	62,500
40	69,416		

Tabelul A.18

Tensiunea superficială a unor soluții biologice în N/m

Soluția biologică	Tensiunea superficială
Plasma oxalată	$75 \cdot 10^{-3}$
Ser sangvin	$54 \cdot 10^{-3} - 86 \cdot 10^{-3}$
Salivă	$70 \cdot 10^{-3}$
Urină	$58,3 \cdot 10^{-3} - 72 \cdot 10^{-3}$

Tabelul A.19

Presiunea parțială a vaporilor saturați din aer la diferite temperaturi

t, °C	p, Pa	t, °C	p, Pa	t, °C	p, Pa
0	608	40	7377	80	47382
5	863	45	9584	85	57781
10	1226	50	12361	90	70141
15	1707	55	15696	95	84562
20	2335	60	19914	99,1	98100
25	3169	65	25015	100	101137
30	4258	70	30396		
35	5621	75	38553		

Tabelul A.20

Proteinemia (g/l) în funcție de densitatea plasmei d_p (g/cm³)

Densitatea plasmei	Proteinemia
1,016	30,9
1,017	34,3
1,018	37,7
1,019	41,2
1,020	44,6
1,021	48,5
1,022	51,4
1,023	54,9
1,024	58,9
1,025	61,7
1,026	65,2
1,027	68,5
1,028	72,0
1,029	75,5
1,030	78,9
1,031	82,3
1,032	85,7
1,033	89,2
1,034	92,5
1,035	95,8

Tabelul A.21

Rezistența specifică a unor metale și aliaje în $\Omega \cdot m$ la 20°C

Metale pure și aliaje	$\rho \cdot 10^4 \Omega \cdot m$	Metale pure și aliaje	$\rho \cdot 10^4 \Omega \cdot m$	Metale pure și aliaje	$\rho \cdot 10^4 \Omega \cdot m$
Alamă	0,0008	Cupru	0,017	Platină	0,107
Aluminiu	0,029	Fier	0,086	Plumb	0,21
Argint	0,016	Iridiu	0,053	Potasiu	0,070
Aur	0,023	Manganin	0,43	Radiu	0,060
Bismut	1,20	Mercur	0,958	Sodiu	0,049
Cadmium	0,076	Nichel	0,070	Stibiu	0,45
Cobalt	0,090	Nichelina	0,42	Tantal	0,12
Constantan	0,50	Nicrom	1,10	Wolfram	0,056

Tabelul A.22

Rezistența electrică specifică a unor medii biologice la 20°C în $\Omega \cdot m$

Apa	10^3-10^4	Sânge	1,66
Lichidul vertebral	0,55	Țesutul creierului și nervului	14,3
Piele uscată	10^5	Țesutul muscular	2
Os	10^7		

Tabelul A.23

Conductivitatea electrică χ ($\Omega^{-1} \cdot cm^{-1}$) a unor medii biologice

Mediul biologic	Conductivitatea electrică
Sânge	$11 \cdot 10^{-3}$
Mușchi	$8 \cdot 10^{-3}$
Splină	$6 \cdot 10^{-3}$
Ficat	$5 \cdot 10^{-3}$
Creier	$4,5 \cdot 10^{-3}$
Țesut adipos	$0,5 \cdot 10^{-3}$

Tabelul A.24

Indici de refracție a apei distilate în funcție de temperatură

Temperatura, °C	n_D	Temperatura, °C	n_D
10	1,333 70	21	1,332 91
11	1,333 64	22	1,332 82
12	1,333 58	23	1,332 72
13	1,333 52	24	1,332 62
14	1,333 46	25	1,332 52
15	1,333 39	26	1,332 42
16	1,333 31	27	1,332 31
17	1,333 24	28	1,332 20
18	1,333 16	29	1,332 08
19	1,333 08	30	1,331 96
20	1,333 00		

Tabelul A.25

Indicele de refracție a diferitor medii

Diamant	2,417	Zahar	1,56
Apă	1,333	Alcool etilic	1,362
Hidrogen	1,000138	Sticlă:	
Aer	1,000292	Cronul ușor	1,51
Oxygen	1,000272	Flintul greu	1,77
Gheață	1,31	Oxidul de carbon	1,000450

Tabelul A.26

Concentrația proteinelor în funcție de indicele de refracție pentru $t = 17,5^{\circ}\text{C}$

n	Concentrația Proteinelor serice în g/l	n	Concentrația proteinelor serice în g/l
1,337 05	6,3	1,345 75	56,8
1,337 43	8,6	1,346 12	59
1,337 81	10,8	1,346 50	61,2
1,338 20	13	1,346 87	63,4
1,338 58	15,2	1,347 24	65,5
1,338 96	17,4	1,347 61	67,7
1,339 34	19,6	1,347 98	69,8
1,339 72	21,8	1,348 36	72
1,340 10	24	1,348 73	74,2
1,340 48	26,2	1,349 10	76,9
1,340 86	28,4	1,349 47	78,5
1,341 24	30,5	1,349 84	80,5
1,341 62	32,8	1,350 21	82,8
1,341 99	35	1,350 58	84,9
1,342 37	37,2	1,350 95	87,1
1,342 75	39,4	1,351 32	89,2
1,343 13	41,6	1,351 69	91,4
1,343 50	43,8	1,352 05	93,5
1,343 88	46	1,352 42	95,7
1,344 26	48,1	1,352 79	97,8
1,344 63	50,3	1,353 16	99,9
1,345 00	52,5	1,353 52	102
1,345 37	54,7	1,353 88	104,1

Tabelul A.27

Lungimile de undă ale unor linii spectrale, în nm

Element	λ , nm	Element	λ , nm	Element	λ , nm
Ba	455,4	H	397,0	Li	460,3
	493,4		410,2		610,4
	553,5		434,0		670,8
	577,8		486,1	Na	589,0
	597,2		656,3		589,6
	614,2	He	388,9	Sr	460,7
	649,6		402,6		638,6
Ca	445,5		447,1		640,8
	487,8		471,3		
	527,0		492,2		
	534,9		501,6		
	559,0		587,6		
	585,7		657,8		
	612,2		706,3		
	616,2	K	404,5		
	643,9		691,1		
Cu	402,3		693,9		
	406,3		766,5		
	427,5		769,9		
	637,8				
	458,7				
	515,3				
	521,8				
	570,0				
	578,2				

Tabelul A.28

Perioadele de înjumătățire a unor nuclee radioactive

^3H	12 262 ani	^{32}P	14,3 zile
^{14}C	5 730 ani	^{226}Ra	1 622 ani
^{55}Co	18,2 ore	^{222}Rn	3,825 zile
^{56}Co	80 zile	^{90}Sr	28 ani
^{60}Co	5,263 ani	^{137}Cs	27 ani
^{40}K	$1,3 \cdot 10^9$ ani	^{130}J	12,3 ore
^{42}K	12,4 ore	^{131}J	8,05 zile
^{24}Na	15 zile	^{238}U	$4,51 \cdot 10^9$ ani

Tabelul A.29

Tabelul periodic al elementelor

1 IA 1A	2 IIA 2A											13 IIIA 3A	14 IVA 4A	15 VA 5A	16 VIA 6A	17 VIIA 7A	18 VIIIA 8A												
1 H Hydrogen 1.008	2 He Helium 4.003											5 B Boron 10.811	6 C Carbon 12.011	7 N Nitrogen 14.007	8 O Oxygen 15.999	9 F Fluorine 18.998	10 Ne Neon 20.180												
3 Li Lithium 6.941	4 Be Beryllium 9.012											11 Na Sodium 22.990	12 Mg Magnesium 24.305											13 Al Aluminum 26.982	14 Si Silicon 28.086	15 P Phosphorus 30.974	16 S Sulphur 32.066	17 Cl Chlorine 35.453	18 Ar Argon 39.948
19 K Potassium 39.098	20 Ca Calcium 40.078											21 Sc Scandium 44.956	22 Ti Titanium 47.88	23 V Vanadium 50.942	24 Cr Chromium 51.996	25 Mn Manganese 54.938	26 Fe Iron 55.933	27 Co Cobalt 58.933	28 Ni Nickel 58.693	29 Cu Copper 63.546	30 Zn Zinc 65.39	31 Ga Gallium 69.732	32 Ge Germanium 72.61	33 As Arsenic 74.922	34 Se Selenium 78.972	35 Br Bromine 79.904	36 Kr Krypton 84.80		
37 Rb Rubidium 84.468	38 Sr Strontium 87.62											39 Y Yttrium 88.906	40 Zr Zirconium 91.224	41 Nb Niobium 92.906	42 Mo Molybdenum 95.95	43 Tc Technetium 98.907	44 Ru Ruthenium 101.07	45 Rh Rhodium 102.906	46 Pd Palladium 106.42	47 Ag Silver 107.868	48 Cd Cadmium 112.411	49 In Indium 114.818	50 Sn Tin 118.71	51 Sb Antimony 121.760	52 Te Tellurium 127.6	53 I Iodine 126.904	54 Xe Xenon 131.29		
55 Cs Cesium 132.905	56 Ba Barium 137.327											57 La Lanthanum 138.906	58 Ce Cerium 140.115	59 Pr Praseodymium 140.908	60 Nd Neodymium 144.24	61 Pm Promethium 144.913	62 Sm Samarium 150.36	63 Eu Europium 151.966	64 Gd Gadolinium 157.25	65 Tb Terbium 158.925	66 Dy Dysprosium 162.50	67 Ho Holmium 164.930	68 Er Erbium 167.26	69 Tm Thulium 168.934	70 Yb Ytterbium 173.04	71 Lu Lutetium 174.967			
87 Fr Francium 223.020	88 Ra Radium 226.025											89 Ac Actinium 227.028	90 Th Thorium 232.038	91 Pa Protactinium 231.036	92 U Uranium 238.029	93 Np Neptunium 237.048	94 Pu Plutonium 244.064	95 Am Americium 243.061	96 Cm Curium 247.070	97 Bk Berkelium 247.070	98 Cf Californium 251.080	99 S Seaborgium 254	100 Fm Fermium 257.095	101 Md Mendelevium 258.1	102 No Nobelium 259.101	103 Lr Lawrencium 262			

Metal alcalino-pământos	Metal alcaline	Metal de tranziție	Metal de post-tranziție	Metaloizi	Nemetale	Halogeni	Gaze nobile	Lantanide	Actinide
-------------------------	----------------	--------------------	-------------------------	-----------	----------	----------	-------------	-----------	----------

BIBLIOGRAFIE

1. D. Croitoru, V. Vovc, N. Gubceac, V. Tonu, I. Cojocar: *Practical Papers of Medical Biophysics*, Chişinău, 2015.
2. Nagy I. Iosif, Neagu Adrian şi colab.: *Biofizica. Lucrări practice*, Eurobit, 2005.
3. Baran T. şi colab.: *Lucrări practice de biofizică medicală*; Lito JMF – Iaşi, 1990.
4. Croitoru D.: *Experiment demonstrativ de fizică*; Tipografia centrală – Chişinău, 1997.
5. Croitoru D., Aramă E.: *Biofizica medicală*; centru Tehnologii Informaţionale al FJSC – Chişinău, 1999.
6. Croitoru D. şi colab.: *Lucrări practice de fizică medicală*; Editura „Universitas” – Chişinău, 1992.
7. Croitoru D. şi colab.: *Teste de fizică*; C.E.P. „Medicina” – Chişinău, 2003.
8. Croitoru D. şi colab.: *Лабораторный практикум по биофизике*; Типография „Elan Poligraf” – Chişinău, 2002.
9. Croitoru D., Burlacu P., Gaţcan Ş.: *Biofizica*; Editura „Elena-VI.” – Chişinău, 2006.
10. Dragomirescu E., Enache L.: *Biofizica*; Editura didactică şi pedagogică – Bucureşti, 1993.
11. Dimoftache C., Herman S.: *Biofizica medicală*; Editura „Cerma” – Bucureşti, 1996.
12. Jacques Rene Magne, Rose-Marie Magne-Marty: *Biophysique /Physico-chimie/Physique* Edition Marketing. Editeur de preparations grades Ecoles Medecine – Paris.
13. Nagy I. şi colab.: *Biofizica. Lucrări practice*; Editura „Eurobit” – Timişoara, 2005.
14. Nagy I.: *Fizica farmaceutică*; Editura „Eurobit” – Timişoara, 1990.
15. Popescu A: *Fundamentele biofizicii medicale*; Editura „ALL” – Bucureşti, 1994.
16. Самойлов В.: *Практикум по медицинской и биологической физике*; Типография „ВАС” – Ленинград, 1987.
17. Ремизов А., Максина А.: *Сборник задач по медицинской и биологической физике*; Издательство „Дрофа” – Москва, 2001.
18. Омельченко В. и др.: *Тестовые задания по медицинской и биологической физике*; ГОУ ВУНМЦ МЗ РФ – Москва, 2001.
19. Корнеев Ю. и др.: *Медицинская и биологическая физика*; Издательство „Медицинская книга” – Москва, 2001.
20. Tajan I.: *Физика для врачей и биологов*; Типография Академии наук Венгрии – Budapest, 1969.

CUPRINS

Prefață	3
Noțiuni de calcul al erorilor. Prelucrarea matematică a datelor experimentale	5
1. Determinarea densității corpurilor prin metoda picnometrică	7
2. Determinarea vâscozității lichidelor	15
3. Determinarea coeficientului de tensiune superficială la interfața lichid-aer	24
4. Tensioactivitatea surfactantului pulmonar	36
5. Măsurarea <i>pH</i> -ului soluțiilor apoase. Estimarea capacității de tamponare a soluțiilor	42
6. Umiditatea aerului. Metode de determinare a umidității absolute și relative	51
7. Fenomene osmotice celulare	57
8. Determinarea concentrației unor electroliți prin metoda conductometrică	66
9. Efecte ultrasonore. Tehnici și metode utilizate în medicină	74
10. Studiul efectelor termoelectrice. Termometrul electric	83
11. Determinarea mobilității ionilor prin metoda electroforetică	90
12. Determinarea concentrației de glucoză în sânge prin metoda invazivă	98
13. Înregistrarea potențialului de acțiune la cordul de broască	105
14. Dispersia impedanței țesuturilor biologice	115
15. Proprietățile magnetice ale substanțelor	119
16. Determinarea distanțelor focale principale ale lentilelor	127
17. Metode de microscopie optică	133
18. Determinarea concentrației unor soluții prin metoda refractometrică	143
19. Spectre de emisie și absorbție. Analiza spectrală	152
20. Determinarea concentrației soluțiilor prin metoda polarimetrică	162
21. Celula fotovoltaică. Luxmetrul	174
22. Radiația laser. Determinarea lungimii de undă și energiei unei cuante	180
23. Studiarea soluțiilor colorate prin metode fotocolorimetrice	192
24. Detectarea radiațiilor nucleare	199
25. Determinarea dozei biologice cu instalația B-4	212
Anexe	222
Bibliografie	237

Tipografia „Bons Offices” SRL
MD-2005, Republica Moldova, mun. Chişinău, str. Feredeului 4/6