



Co-funded by the
Tempus Programme
of the European Union

Universitatea de Stat de Medicină și Farmacie „Nicolae Testemițanu”
Universitatea Tehnică a Moldovei

Nellu CIOBANU
Viorica TONU
Natalia GUBCEAC
Victor VOVC

EFECTE OPTICE CU APLICAȚII ÎN BIOFIZICĂ



**Compendiu pentru
studenții specialității
„Inginerie biomedicală”**



Co-funded by the
Tempus Programme
of the European Union

Universitatea de Stat de Medicină și Farmacie „Nicolae Testemițanu”
Universitatea Tehnică a Moldovei

Nellu CIOBANU
Viorica TONU
Natalia GUBCEAC
Victor VOVC

EFECTE OPTICE CU APLICAȚII ÎN BIOFIZICĂ

**Compendiu pentru studenții specialității
„Inginerie biomedicală”**

Chișinău • 2017

Aprobat pentru editare de către Consiliul Metodic Central al
USMF „Nicolae Testemițanu”, process-verbal nr. 2 din 10.03.2017

Autori:

Nellu Ciobanu, dr. șt. fiz.-mat., conf. univ.
Viorica Tonu, asist. univ.
Natalia Gubceac, lector univ.
Victor Vovc, dr. hab. șt. med., prof. univ.

Recenzenți:

Petru Chetruș, dr. șt. fizice, conf. univ.
Aurelian Volneanschi, conf. univ.

Corector: Elena Pistrui

Design și ilustrații: Valeriu & Iuri Oprea

Manualul se editează cu suportul financiar al proiectului **TEMPUS BME-ENA, Project No. 543904-TEMPUS-1-2013-GR-TEMPUS-JPCR**.

Manualul a fost elaborat în cadrul realizării proiectului TEMPUS BME-ENA „Inițiativa Educațională Tempus în Inginerie Biomedicală pentru Regiunea Vecinătății de Est” (543904-TEMPUS-1-2013-GR-TEMPUS-JPCR).

Acest proiect a fost finanțat cu sprijinul **Comisiei Europene**. Această publicație reflectă numai punctul de vedere al autorilor și Comisia nu este responsabilă pentru eventuala utilizare a informațiilor pe care le conține.

The manual is published with the support of **TEMPUS BME-ENA, Project No. 543904-TEMPUS-1-2013-GR-TEMPUS-JPCR**.

The manual was developed within the TEMPUS BME-ENA Project “Biomedical Engineering Education Tempus Initiative in Eastern Neighbouring Area” (543904-TEMPUS-1-2013-GR-TEMPUS-JPCR).

This project has been funded with support from **the European Commission**. This publication reflects the views only of the authors, and the Commission cannot be held responsible for any use which may be made of the information contained therein.

Descrierea CIP a Camerei Naționale a Cărții

Efecte optice cu aplicații în Biofizică : Compendiu la Biofizică / Nellu Ciobanu, Viorica Tonu, Natalia Gubceac [et al.] ; Univ. de Stat de Medicina si Farmacie “Nicolae Testemitanu”, Univ. Tehn. a Moldovei. - Chisinau : S. n., 2017 (Tipogr. “Bons Offices”). - 64 p. : fig., tab.

Bibliogr.: p. 63 (11 tit.). - Apare cu sprijinul financiar al proiectului TEMPUS BME-ENA. - 150 ex.

ISBN 978-9975-87-278-2.

535:577.3(075.8)

E 20

CUPRINS

PREFAȚĂ	4
---------------	---

I. ELEMENTE DE SPECTROSCOPIE ATOMICĂ ȘI MOLECULARĂ

1.1. Prezentarea aspectelor teoretice privind analiza spectrală	5
1.2. Metode de analiza spectrală și dispozitive utilizate	12
1.3. Construcția și principiul de funcționare a spectroscopului cu două tuburi	20
1.4. Etalonarea spectroscopului cu două tuburi. Determinarea prezenței sodiului în produsele biologice cu ajutorul analizei spectrale calitative	21
1.5. Aplicații ale analizei spectrale în cercetările medico-biologice	23

II. POLARIZAREA LUMINII

2.1. Caracteristici ale undei electromagnetice	25
2.2. Lumina nepolarizată și plan polarizată	26
2.3. Polarizarea luminii prin reflexie și refracție	26
2.4. Polarizarea prin dublă refracție	27
2.5. Polarizarea luminii cu ajutorul polaroidului (prin transmisie)	28
2.6. Determinarea concentrației soluțiilor optice active cu ajutorul polarimetrului	31
2.7. Importanța luminii polarizate în cercetările biofizice și practica medicală	37

III. LASERUL ȘI PROCESELE MULTIFOTONICE

3.1. Bazele fizice ale proceselor laser	39
3.2. Principiul de funcționare a laserului	41
3.3. Particularități ale diferitor tipuri de laseri	43
3.4. Determinarea lungimii de undă și a energiei radiației laser cu ajutorul rețelei de difracție	45
3.5. Mecanismul interacțiunii radiației laser cu mediul biologic	49
3.6. Aplicații ale diferitor tipuri de laseri în medicină	52

ANEXE	56
-------------	----

BIBLIOGRAFIE	60
--------------------	----

PREFAȚĂ

Actualmente optica cuantică și procesele multifotonice se află într-o continuă dezvoltare, găsindu-și o aplicație destul de largă în diverse domenii în special medicină și biologie. Biofizica este acea disciplină ce se ocupă cu studiul fenomenelor fizice care se petrec la nivelul materiei vii (molecule, celule, atomi). Datorită dezvoltării rapide a tehnologiilor și metodelor moderne, apare necesitatea studierii complexe și profunde a materiei, la diverse nivele de organizare. La moment în medicină sunt utilizate o mulțime de aparate pentru diagnostică și tratament, care produc rezultate uimitoare asupra diverselor maladii. Cu toate acestea, mecanismul de acțiune ale acestora asupra celulelor or moleculelor este puțin cunoscut. Ramura care se ocupă cu aplicarea fizicii în medicină, apratajul de diagnostică (radiografie, ecografie, tomografie computerizată etc.) sau tratament este cunoscută drept fizica medicală. Scopul fizicii medicale este păstrarea și restabilirea sănătății umane prin utilizarea tehnologiei moderne. Aceasta studiază în acest scop procesele fizice ale vieții, structurile și funcțiile organismului, cauzele și mecanismele de producere a bolilor proprietățile fizice aplicate în medicină pentru diagnosticare, tratare și prevenire a bolilor.

O atenție deosebită în medicină o dețin aparatele și dispozitivele ce au la baza funcționării efecte optice. Bunăoară tehnica laser se întrebuițează pe larg în chirurgie și în terapie. Cu lumina laser introdusă prin pupilă „se studiază” retina desprinsă de pe globul ochiului și se corectează defectele de vedere. Intervențiile chirurgicale efectuate cu „bisturiul laser” traumează mai puțin țesuturile vii. În plus, radiația laser de mică putere sporește cicatrizarea rănilor și exercită o influență asemenea acupuncturii. În ingineria genetică și nanotehnologii, cu ajutorul laserului se decupează și se combină fragmente de gene, molecule biologice și obiecte cu dimensiuni de ordinul milionimilor de milimetru.

Analiza spectrală împreună și laserul oferă noi posibilități în studiul și cercetarea reacțiilor enzimatică ori fotochimice, cu multiple aplicații în tehnologiile chimice și farmaceutice moderne. De exemplu, prin activarea clorofilei cu ajutorul luminii coerente se poate accelera și controla procesul de fotosinteză, ceea ce deschide noi perspective în obținerea pe cale industrială de carbonați și, eventual, proteine sintetice. Aplicații vaste ale acestor metode constituie și studierea compozițiilor și proprietăților diverselor medii biologice.

Scopul acestui manual este de a explica din punct de vedere fundamental unele efecte optice la interacțiunea unor clase de radiații electromagnetice cu materia vie. Astfel, sunt descrise unele metode spectrale, de polarizare a luminii și ale emisiei stimulate utilizate în medicină și biofizică.

Autorii

I. ELEMENTE DE SPECTROSCOPIE ATOMICĂ ȘI MOLECULARĂ

Viorica TONU

1.1. Prezentarea aspectelor teoretice privind analiza spectrală

Analiza spectrală sau **spectroscopia / spectrometria** reprezintă studiul experimental al spectrului unui fenomen fizic, adică al totalității valorilor pe care le poate lua, în anumite condiții, o mărime dată. Dacă, inițial, termenul se aplică doar descompunerii luminii, la trecerea printr-o prismă, astăzi, se analizează prin spectroscopie, radiațiile electromagnetice, undele elastice (sunetele, undele seismice), particulele subatomice, cu aplicații în cele mai diverse domenii, precum astronomia, biofizica, fizica atomică, fizica nucleară, mecanica, acustica etc.

Spectroscopia este de asemenea o ramură a fizicii care se ocupă cu studiul metodelor de obținere a spectrelor, precum și cu măsurarea și interpretarea acestora.

Atomul oricărui element chimic este format din nucleu în jurul căruia orbitează electronii. Aceștia ocupă nivelele energetice din atom conform principiului lui Pauli. Starea fundamentală a atomului este cea cu energie minimă a aranjamentului electronic. Starea excitată se obține când furnizăm electronilor energie din exterior printr-un proces oarecare (termic, electromagnetic etc.) și aceștia trec pe nivele energetice superioare ce corespund orbitelor mai îndepărtate de nucleu. Starea excitată este instabilă, electronul se poate întoarce pe vechiul nivel de energie emițând un foton, a cărui frecvență n este legată de energia ΔE prin relația lui Planck:

$$\Delta E = h\nu, \quad (1.1)$$

unde h este constanta lui Planck, $h = 6,62 \cdot 10^{-34} Js$, iar ν este frecvența fotonului.

Energia fotonului emis este dată de diferența de energie dintre nivelul energetic superior al electronului în atom și cel inferior:

$$\Delta E = E_2 - E_1. \quad (1.2)$$

Fiecărei frecvențe îi corespunde o linie spectrală situată fie în domeniul vizibil (400-700) nm, fie în cel invizibil (infraroșu, IR, sau ultraviolet UV).

Spectrul este ansamblul de imagini ale fantei de intrare a unui aparat spectral – numite linii spectrale, rezultate în urma descompunerii luminii albe (Fig. 1.1). Aceste imagini corespund tranzițiilor electronilor între nivele energetice ale atomilor sau moleculelor în consecință spectrele pot fi *atomice* sau *moleculare*.

În funcție de energia antrenată la tranzițiile electronilor, există *spectre de emisie* sau *spectre de absorbție*.

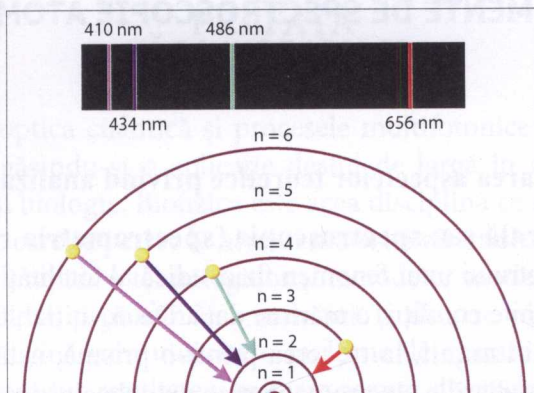


Fig. 1.1. Tranzițiile electronice ale atomului de hidrogen

Spectrul de emisie cuprinde totalitatea tranzițiilor radiative de pe nivele energetice superioare ale atomilor sau moleculelor unei substanțe pe nivele inferioare (Fig. 1.2). Altfel spus, totalitatea liniilor spectrale emise de o substanță formează *spectrul de emisie*.

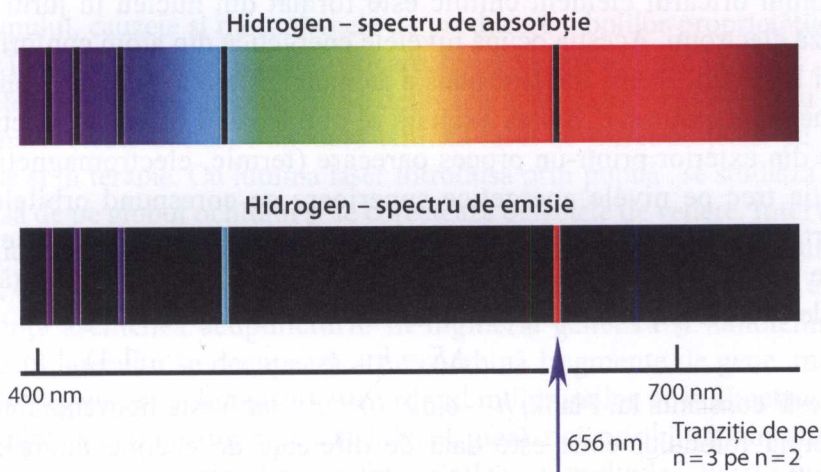


Fig. 1.2. Spectru de emisie și de absorbție

Spectrul de emisie poate fi:

1. *Spectru continuu* – caracteristic corpurilor solide și lichide aduse la incandescență, este o succesiune continuă de culori: roșu, portocaliu, galben, verde, albastru, indigo și violet (Fig. 1.3).



Fig. 1.3. Spectru continuu

Lumina emisă de toate corpurile solide și lichide incandescente (filamentul unei lămpi, metalul topit în cuptoarele metalurgice ș.a.) conține o multitudine de radiații spectrale suprapuse, având lungimi de undă foarte apropiate. De exemplu, Soarele și alte stele dau un spectru continuu care depinde de temperatura de la suprafața acestora.

2. *Spectru discret* – caracteristic gazelor incandescente:

– *Spectru de linii* – emis de gazele atomice (Fig. 1.4);

– *Spectru de bandă* – emis de gazele moleculare, se caracterizează prin gruparea în benzi a liniilor spectrale (Fig. 1.5).



Fig. 1.4. Spectru de emisie (de linii)



Fig. 1.5. Spectru de emisie (de bandă)

Spectrul de absorbție corespunde tranzițiilor radiative de pe nivele inferioare pe nivele superioare ale atomilor sau moleculelor. Acest spectru poate fi obținut la trecerea unui fascicul de radiații cu spectru continuu prin substanță cercetată. În urma excitării electronilor substanței, din fasciculul emergent vor fi absorbite anumite radiații, iar intensitatea liniilor sau benzilor spectrale corespunzătoare se va micșora (Fig. 1.2, Fig. 1.6).

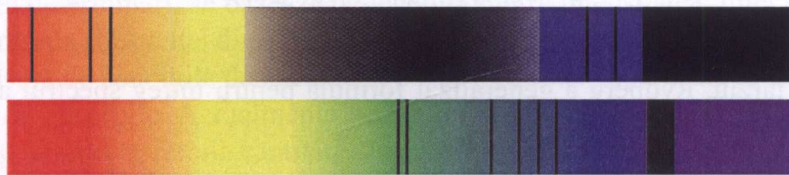


Fig. 1.6. Spectru de absorbție

Între spectru de emisie și cel de absorbție ale unei substanțe, obținute în condiții identice, există o corespondență directă, exprimată de **legile lui Kirchhoff**:

1. Un corp solid fierbinte emite lumină, care poate fi reprezentată printr-un spectru continuu. Astfel Kirchhoff a introdus termenul de **corp absolut negru** (Fig. 1.7. a).

2. Un corp solid înfierbântat, înconjurat de un gaz rece emite lumină reprezentată printr-un spectru continuu, care conține linii negre (Fig. 1.7. b).

3. Un gaz înfierbântat emite lumină reprezentată prin linii spectrale de lungimi de undă discrete (de anumite culori), care depind de nivelele energetice ale atomilor (Fig. 1.7. c).

Spectrele de emisie a vaporilor și gazelor pot fi obținute prin descărcare electrică, iar a lichidelor și corpurilor solide – prin încălzire până la temperaturi înalte. Pentru substanțele organice, care se descompun la temperaturi înalte, în cercetare sunt utilizate spectrele de absorbție.

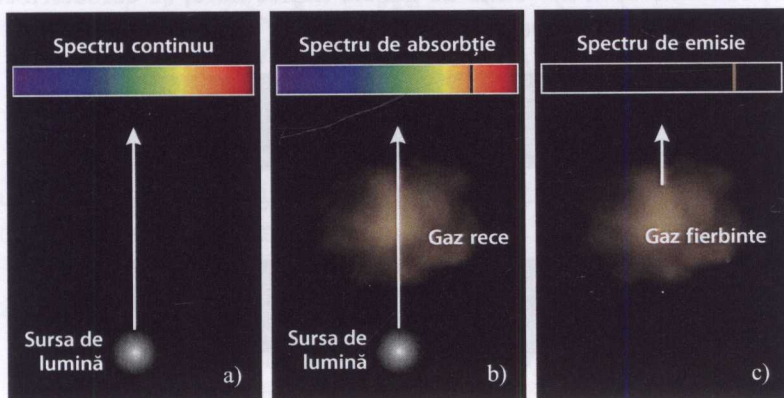


Fig. 1.7. Spectrele de absorbție și emisie pentru diferite substanțe

Serii spectrale

În anul 1885 Balmer constată că lungimile de undă ce corespund spectrului atomului de hidrogen pot fi redată cu ajutorul unei formule empirice:

$$\lambda = 3645,6 \cdot \frac{n^2}{n^2 - 4} \cdot 10^{-8} (cm), \quad (1.3)$$

unde $n = 3, 4, 5, 6$.

Mai târziu, Rydberg a generalizat formula pentru întreg spectrul atomului de hidrogen:

$$\frac{1}{\lambda} = R \left(\frac{1}{n_1^2} - \frac{1}{n_2^2} \right), \quad (1.4)$$

unde n_1 – reprezintă nivelul energetic inferior, iar n_2 – nivelul energetic superior al atomului, $n_2 > n_1$. Mărimea $R = 1,097 \cdot 10^7 m^{-1}$ este numită constanta lui Rydberg.

Seriile spectrale ale atomului de hidrogen

S-a dovedit experimental că atomul de hidrogen emite radiații și în domeniul ultraviolet, precum și infraroșu, liniile spectrale formând de asemenea serii spectrale. Pe baza formulei generalizate dată de Rydberg se obțin următoarele serii spectrale (Fig. 1.8):

$n_1 = 1, n_2 = 2, 3, 4, \dots \infty$, seria Lyman, în UV;

$n_1 = 2, n_2 = 3, 4, 5, \dots \infty$, seria Balmer, în VIZ;

$n_1 = 3, n_2 = 4, 5, 6, \dots \infty$, seria Paschen, în IR apropiat;

$n_1 = 4, n_2 = 5, 6, 7, \dots \infty$, seria Brackett;

$n_1 = 5, n_2 = 6, 7, 8, \dots \infty$, seria Pfundt;

$n_1 = 6, n_2 = 7, 8, 9, \dots \infty$, seria Humphrey, ultimele trei fiind toate IR îndepărtat.

Spectrul de emisie precum și cel de absorbție poate fi descris *calitativ* sau *cantitativ*.

În analiza spectrală *calitativă* se compară spectrul substanței date cu unul de referință cunoscut (de obicei, cu spectrul fierului). Se caută lungimile de undă identificate în tabele cunoscute și se află cărei substanțe îi aparține spectrul respectiv.

Analiza spectrală *cantitativă* se bazează pe faptul că intensitatea liniei spectrale

depinde de concentrația atomilor care emit din compoziția substanței respective. Cu cât concentrația este mai mare cu atât intensitatea liniilor spectrale este mai mare. Analiza cantitativă, adică determinarea conținutului cantitativ al unui element chimic prin metoda spectrală constituie o problemă mai complicată. Principiul determinării se bazează pe legătura dintre intensitatea liniei spectrale și concentrația substanței din amestec. Intensitatea unei linii spectrale depinde în mare măsură de condițiile de excitare și poate fi simțitor modificată în urma unor procese de absorbție. Actualmente aceste dificultăți au fost înlăturate în mare măsură și analiza spectrală cantitativă se utilizează cu succes.

Pentru efectuarea analizei calitative se folosesc spectrografe cu optică din sticlă sau cuarț și plăci spectrale sensibile în domeniul spectral în care sunt situate liniile de rezonanță ale elementului respectiv. Alături de spectrul probei se înregistrează și spectrul fierului care servește drept spectru de comparație.

Problema de bază a analizei spectrale calitative este determinarea elementelor care intră în compoziția probei și în special a celor care se găsesc în concentrații mici. Cantitatea absolută de substanță necesară pentru constatarea prezenței elementului este de aproximativ (10-12) kg. Excitarea substanței în timpul analizei calitative se face de cele mai multe ori prin descărcare în arc de curent continuu sau alternativ, deoarece în acest caz datorită încălzirii puternice

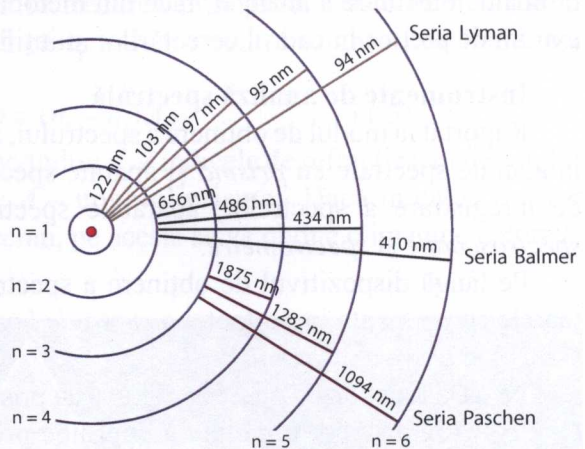


Fig. 1.8. Serii spectrale ale atomului

a electrodului pozitiv se produce evaporarea elementului din care acesta este compus.

Printre noile elemente descoperite se numără rubidiul și cesiul, denumirea acestor elemente păstrând amprenta istoricului descoperirii lor, deoarece rubidiul emite o linie roșie închisă (rubinie) și una violetă, iar cesiul două linii albastre (cesiul-albastru cerului senin). Sensibilitatea ridicată combinată cu posibilitatea rapidă de efectuare a analizei, face din metoda analizei spectrale un instrument extrem de prețios în cadrul cercetărilor științifice și tehnologice.

Instrumente de analiză spectrală

Raportat la modul de obținere a spectrului, instrumentele de analiză se împart în aparate spectrale cu *prismă* și aparate spectrale cu *rețea*. După modalitățile de înregistrare a spectrelor, aparatele spectrale se împart în: *spectrografe*, *spectroscoape* și *spectrometre*.

Pe lângă dispozitivul de obținere a spectrului, aparatul spectral are următoarele componente importante: o *sursa de lumină* și un *dispozitiv de observare și înregistrare a spectrului*.

La baza funcționării spectroscopului stă prisma optică sau *rețeaua de difracție*. Încă Newton privind refracția luminii albe prin 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 domeniul vizibil. Spectrul vizibil este reprezentat de radiațiile cu lungimea de undă cuprinse aproximativ între 760 nm și 400 nm (Fig. 1.9).

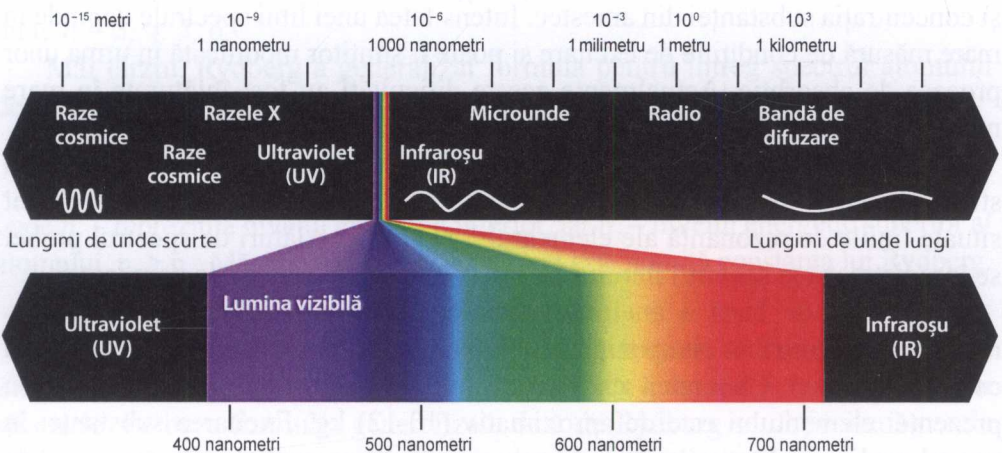


Fig. 1.9. Spectrul undelor electromagnetice

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. 1.10.

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:

$$D = (n_2 - n_1)A, \quad (1.5)$$

unde: n_1 – indicele de refracție a mediului; n_2 – indicele de refracție a 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 și poartă numele de *spectru*.

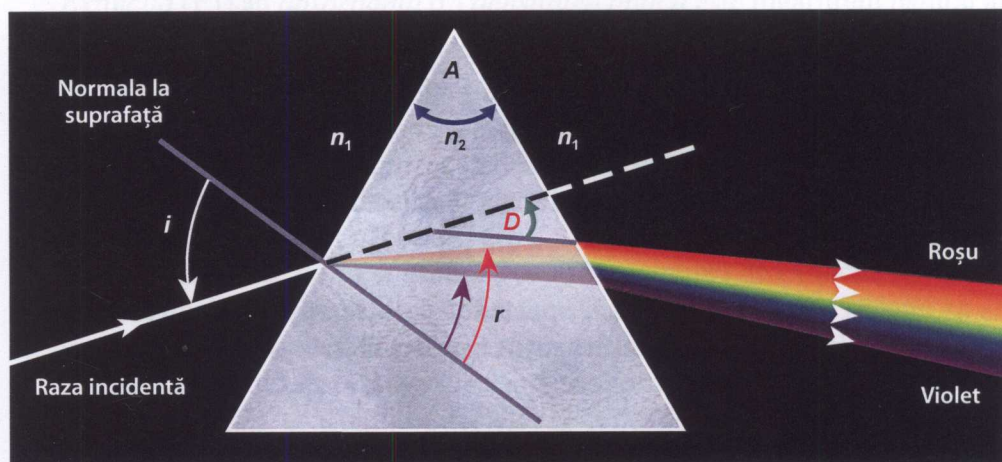


Fig. 1.10. Dispersia luminii prin prismă

Principiile optice și electronice pe baza cărora funcționează spectrometrele utilizate în domeniul ultraviolet, vizibil și infraroșu sunt, în general, aceleași. Totuși sunt unele diferențe importante în ceea ce privește componentele specifice ale acestora și aceasta în funcție de domeniile spectrale în care sunt utilizate. Frecvent se execută operația de fotometrare. Prin fotometrare se înțelege determinarea raportului intensităților a două radiații sau o funcție a acestui raport. Aparatele folosite se numesc fotometre. În spectrometria de absorbție se măsoară raportul dintre intensitatea radiației transmise de probă și a radiației incidente. Dacă radiația folosită are o bandă spectrală foarte îngustă, este practic monocromatică, aparatele respective se numesc spectrofotometre sau, folosind o denumire mai generală, spectrometre.

În fig. 1.11 se prezintă schema bloc a unui spectrometru de absorbție. Părțile esențiale sunt:

- 1) sursă stabilizată de radiații electromagnetice;
- 2) monocromator, care separă radiațiile în funcție de lungimea de undă;
- 3) celule transparente care conțin proba de analizat și proba de referință;
- 4) detector;
- 5) sistemul de evaluare.

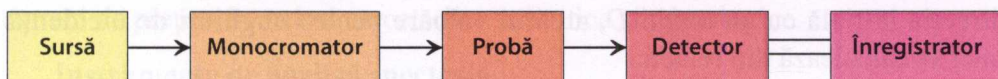


Fig. 1.11. Schema bloc a unui spectrometru de absorbție

Celula ce conține proba este plasată de obicei după monocromator pentru instrumentele care operează în domeniul UV și vizibil, pentru a diminua o eventuală descompunere sau fluorescență a probei datorită radiațiilor cu energie mare neseperate din fasciculul incident. Pentru instrumentele în IR, proba este plasată înaintea monocromatorului pentru a permite o mai bună focalizare a radiației pe detector și a reduce cantitatea de radiație parazită.

Schema bloc a unui spectrometru de emisie diferă de schema unui spectrometru de absorbție prin aceea că lipsește compartimentul ce conține celula cu proba de analizat și de referință. Proba constituie ea însăși sursa de radiații, radiații care trec prin monocromator, ajung la detector, iar răspunsul detectorului este redat de sistemul de evaluare.

1.2. Metode de analiză spectrală și dispozitive utilizate.

Spectrometria de absorbție. Spectrometria de UV-vis

Spectroscopia în domeniul Ultraviolet și Vizibil (UV-viz) este o metodă de analiză aplicabilă atât compușilor organici în a căror structură există legături multiple în conjugare (compuși nesaturați și aromatici), cât și celor anorganici colorați. În spectrul radiației electromagnetice, domeniul UV cuprinde lungimi de undă situate în intervalul (10-380) nm. Subdivizarea domeniului UV are loc pe trei regiuni:

- UV-A (380-320) nm;
- UV-B (320-280) nm;
- UV-C sau îndepărtat (280-10) nm.

Radiația electromagnetică folosită în analiza compușilor organici prin această metodă, se situează în domeniul UV apropiat (caracterizată prin lungimi de undă cuprinse în domeniul (200-380) nm, sau în domeniul vizibil (caracterizată de lungimi de undă cuprinse în domeniul (380-800) nm).

Fenomenele care au loc la nivelul electronilor din legăturile chimice ale moleculelor (proprietăți moleculare) constituie fenomene de absorbție a luminii

în ultraviolet (185-400) nm, vizibil (400-800) nm și infraroșu (peste 800 nm), iar fenomenele care au loc la nivelul electronilor, atomilor (proprietăți atomice) se întâlnesc în emisie, absorbție, fluorescență etc.

Spectrofotometria de absorbție cuprinde acele metode de analiză care au la bază modificarea intensității unei radiații electromagnetice trecute printr-o soluție. Această modificare se datorează absorbției unei anumite cantități din energia radiației, la o anumită lungime de undă, de către soluția de cercetat.

Determinările spectrofotometrice în UV și vizibil se bazează pe măsurarea intensității luminii absorbite, care are loc după legea Bouguer–Lambert–Beer și care stabilește relația dintre lumina absorbită, structura și concentrația soluției, grosimea stratului absorbant, pentru o anumită lungime de undă (λ , nm).

$$I = I_0 e^{-kCd}, \quad (1.6)$$

unde: I – intensitatea luminii transmise, I_0 – intensitatea luminii incidente, k – coeficientul de absorbție, C – concentrația soluției, d – grosimea stratului absorbant.

Extincția (E) sau **absorbanta** ori **densitatea optică** este logaritmul natural al raportului dintre intensitatea luminii incidente și intensitatea luminii transmise și este proporțională cu concentrația:

$$E = \ln \frac{I_0}{I}, \quad (1.7)$$

În practica analitică se determină densitatea optică la o anumită lungime de undă pentru o soluție care conține 1 g de substanță în 100 ml soluție, într-un strat de soluție cu grosimea de 1 cm . Aceasta poartă denumirea de extincție specifică.

În determinările spectrofotometrice în ultraviolet sau vizibil trebuie să se cunoască lungimea de undă la care există un maxim de absorbție. Pentru aceasta se trasează spectrul de absorbție a substanței respective, de o anumită concentrație urmărind variația densității optice (E) în funcție de lungimea de undă (λ), (fig. 1.12.a), Lungimea de undă la care absorbanta este maximă, se determină din graficul (λ_{max}). Cunoscându-se concentrația soluției, valoarea absorbției și grosimea stratului absorbant se poate calcula coeficientul de extincție molară.

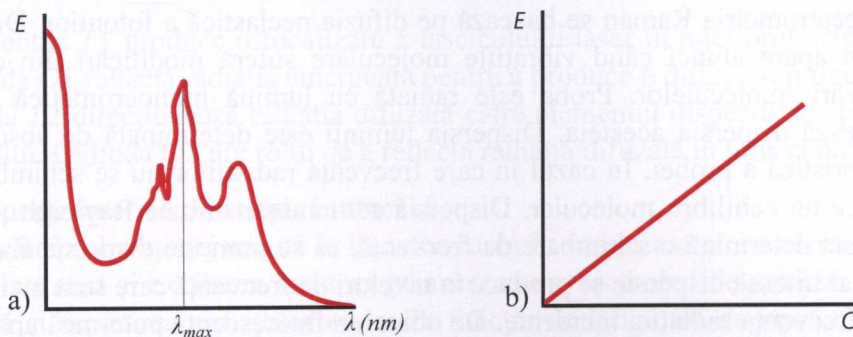


Fig. 1.12. Dependența absorbantei de lungimea de undă și de concentrație

În vederea *determinărilor spectrofotometrice (sau fotometrice)*, trebuie să se cunoască domeniul de aplicabilitate a legii Lambert–Beer, adică domeniul în care absorbanta (E) variază liniar cu concentrația C la o lungime de undă la care absorbanta este maximă (λ_{max}) (fig. 1.12.b).

Această lege este verificată dacă se utilizează o lumină monocromatică, soluțiile nu sunt prea concentrate, nu prezintă fluorescență și nu sunt tulburi. Reprezentarea grafică a valabilității legii Lambert–Beer reprezintă curba etalon, din care prin extrapolarea valorii extincției probei necunoscute pe curba etalon se determină concentrația necunoscută.

Spectrofotometria UV/VIS este utilizată cel mai frecvent în chimia analitică pentru determinarea *cantitativă*:

1) a soluțiilor ce conțin cationi ai metalelor tranziționale, majoritatea fiind colorate (absorb radiații electromagnetice din spectrul vizibil) datorită electronilor de pe orbitalii de tip d care pot fi ușor excitați fiind astfel determinați să execute tranziții cuantice. Culoarea soluțiilor ce conțin astfel de cationi poate fi însă afectată de prezența unor anioni sau liganzi. De ex., soluția de CuSO_4 de culoare albastră deschis poate fi intensificată cu ajutorul amoniacului care poate să schimbe maximul de absorbție.

2) a compușilor organici, în special aceia care manifestă un înalt grad de conjugare (sisteme cu orbitali p în care alternează legăturile simple cu cele multiple și care, în general, scad energia totală a moleculei, crescându-i astfel stabilitatea). De ex., ADN, ARN și proteinele absorb radiația electromagnetică mai ales din spectrul UV și foarte rar din cel vizibil. Pentru aceste determinări, ca solvent, se folosește de cele mai multe ori etanolul pentru că absoarbe mult mai puțin decât apa.

Spectrometria Raman

Spectrometria Raman a fost dezvoltată de către C.V. Raman în 1928. Evoluțiile în ultimii 15 ani au permis spectrometriei Raman să devină mai utilă și mai ușor de realizat.

Spectrometria Raman se bazează pe difuzia neelastică a fotonilor. Difuzia Raman apare atunci când vibrațiile moleculare suferă modificări din cauza polarizării moleculelor. Proba este radiată cu lumină monocromatică și se detectează dispersia acesteia. Dispersia luminii este determinată de absorbția caracteristică a probei. În cazul în care frecvența radiațiilor nu se schimbă, se produce un echilibru molecular. Dispersia se numește difuzie Rayleigh. Când dispersia determină o schimbare de frecvență, ea se numește dispersia Raman. Cea mai intensă dispersie se produce la niveluri de frecvență care sunt mai mici decât frecvența radiației incidente. De obicei, o fluorescență puternică apare în măsurările Raman ce pot acoperi informații importante cu privire la spectru.

Dacă radiația cade pe o probă aflată în fază gazoasă, ea poate fi absorbită, dar dacă lungimea de undă nu corespunde unui proces de absorbție, radiația va fi împrăștiată (difuzată).

$$I_d \sim \lambda^{-4} \quad (1.8)$$

Observăm că radiațiile cu lungimi de undă mai mici sunt difuzate mai puternic. De aceea cerul senin apare albastru (radiația luminoasă observată este cea difuzată de particulele din atmosferă).

O fracțiune mică a radiației va avea lungimea de undă mărită sau micșorată și corespunde împrăștierii Raman. Dacă lungimea de undă a radiației difuzate este mai mare decât cea a radiației incidente, vorbim despre difuzie Raman Stokes, iar în caz contrar despre difuzia Raman anti-Stokes.

Ca surse de obținere a spectrelor Raman se folosesc laserii, deoarece oferă o radiație monocromatică și astfel avem posibilitatea să separăm difuzia Raman de difuzia Rayleigh care este foarte intensă. Elementul de dispersie este de obicei o rețea de difracție sau un interferometru (Fig. 1.13).

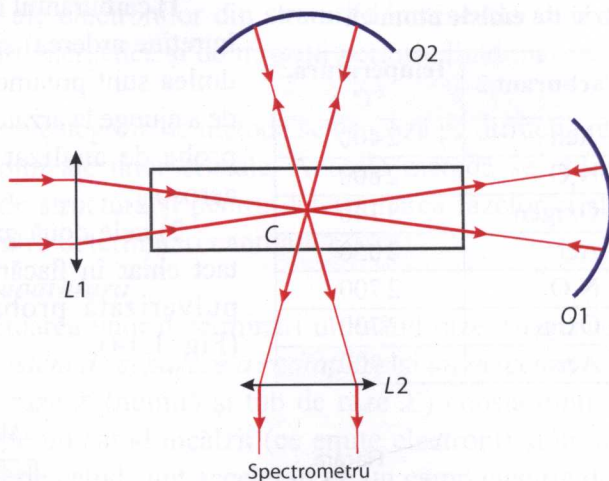


Fig. 1.13. Schema unui dispozitiv experimental pentru obținerea spectrului Raman

Lentila $L1$ produce o focalizare a fasciculului laser în interiorul celulei C . Oglinda $O1$ reflectă radiația emergentă pentru a produce o difuzie suplimentară. Lentila $L2$ direcționează radiația difuzată către elementul dispersiv al spectrometrului. Oglinda $O2$ are rolul de a reflecta radiația difuzată în sens contrar.

Spectrometria de emisie în flacără

Principiul metodei constă în transformarea în vapori atomici a elementelor de determinat și excitarea acestora prin introducerea probei de analizat într-o flacără și separarea radiațiilor emise în funcție de lungimea de undă, urmată de înregistrarea și interpretarea acestora. Prin această metodă sunt analizate în

special probe lichide care sunt introduse în flacără sub formă de aerosoli. Analiza calitativă se face prin determinarea lungimilor de undă ale radiațiilor emise, care sunt caracteristice diferitor specii atomice, iar analiza cantitativă se face prin măsurarea intensității acestor radiații.

Spectrometria de emisie atomică în flacără se aplică în special pentru analiza unor elemente cu energie de excitare mică, cum ar fi metalele alcaline și alcalinopământoase, aceasta deoarece flăcările au temperaturi mai mici decât ale celorlalte surse de excitare folosite în spectrometria de emisie atomică (arcul electric, scânteia electrică sau plasma); totuși, prin perfecționarea aparaturii și prin folosirea unor flăcări calde, spectrometria de emisie atomică a fost extinsă la determinarea unui număr mare de elemente (aproximativ 40).

Flacără ca sistem de atomizare și excitare.

Proba de analizat este transportată în flacără sub forma unui aerosol.

Tabelul 1.1

Caracteristici ale unor flăcări utilizate în spectrometria de emisie atomică

Carburant 1	Carburant 2	Temperatura, °C
Acetilenă	Aer	2400
	N ₂ O	2800
	Oxigen	3140
Hidrogen	Aer	2050
	N ₂ O	2700
	Oxigen	2700
Propan	Aer	1900

Se poate proceda în două moduri:

1) carburantul întâi (gazul care întreține arderea) și carburantul al doilea sunt preamestecate înainte de a ajunge la arzător (transportând proba de analizat sub formă de aerosol);

2) cele două gaze vin în contact chiar în flacără, în care este pulverizată proba de analizat (Fig. 1.14).

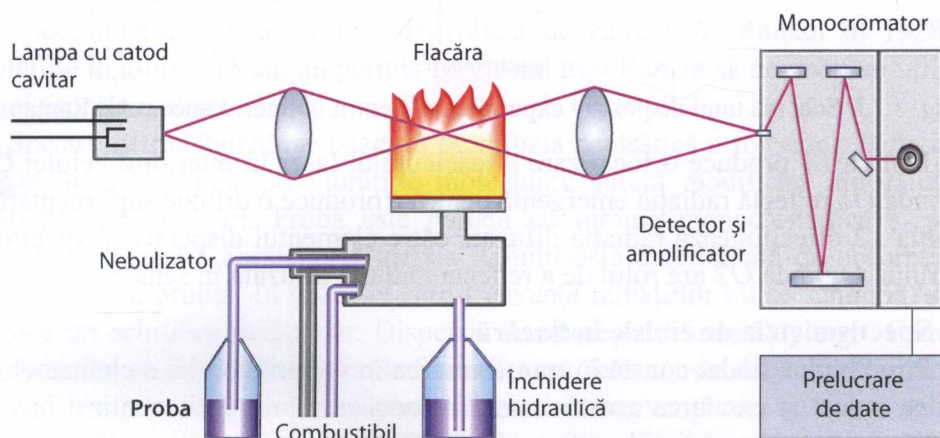


Fig. 1.14. Schema unui spectrometru de emisie atomică în flacără

Spectrometria de raze X

Razele X pot fi utilizate în chimia analitică pentru analize calitative, cantitative și de structură. Într-o primă categorie de metode, analiza se face pe baza razelor X emise de atomii probei. Prin determinarea lungimilor de undă ale radiațiilor emise se poate face o analiză calitativă, iar prin determinarea intensității acestora, o analiză cantitativă. Într-o a doua categorie de metode, analiza se face pe baza razelor X absorbite de atomii probei de analizat.

În spectrele de absorbție a razelor X apar discontinuități caracteristice la anumite lungimi de undă, pentru care energia acestora este suficientă pentru a smulge un electron de pe un strat interior al atomului. Pe baza poziției acestor discontinuități se poate face analiza calitativă. Prin măsurarea coeficientului de absorbție de masă se poate face analiza cantitativă.

Spectrele de emisie și absorbție a razelor X pentru un anumit element sunt mult mai simple decât cele de emisie și absorbție în domeniul vizibil și ultraviolet. Aceasta deoarece spectrele de raze X apar în urma unor tranziții între stări energetice ale electronilor din straturile interne ale atomului, numărul de electroni, de stări energetice și de tranziții permise fiind mai redus pentru aceste straturi.

Cea de a treia categorie de metode se bazează pe difracția razelor X de către planurile de atomi ale unor cristale. Această metodă se utilizează în special pentru analize de structură și pentru determinarea fazelor cristaline, dar poate fi utilizată și pentru determinări cantitative.

Principiul aparaturii

Pentru efectuarea unor determinări utilizând raze X sunt necesare: *o sursă de radiații*, un *sistem de separare a radiațiilor* și un *detector*.

O sursă de raze X (numită și tub de raze X) constă dintr-o incintă vidată în care se găsește un catod încălzit (ce emite electroni) și un anod (Fig. 1.16). Electronii emiși de catod sunt accelerați de un câmp electric de înaltă tensiune spre anod. Între catod și anod se aplică o diferență de potențial de ordinul (10 000–100 000) V. Electronii transferă energia lor cinetică atomilor anodului. O parte din energia primită este emisă sub forma unui spectru continuu, așa-numita radiație de frânare (Fig. 1.15). Ea se datorează interacțiunii electronilor accelerați cu învelișurile de electroni ale atomilor.

Dacă electronii care bombardează anodul au o energie suficientă, ei pot smulge electroni de pe straturile interioare ale atomilor anodului. Locul rămas liber va fi ocupat imediat de un electron de pe un strat mai îndepărtat de nucleu, care va fi ocupat în continuare de un electron de pe un strat și mai îndepărtat (procesul repetându-se). Atomul ionizat revine la starea normală într-o serie de etape, în cazul fiecăreia emițându-se radiații. În ultimele etape însă, fiind vorba

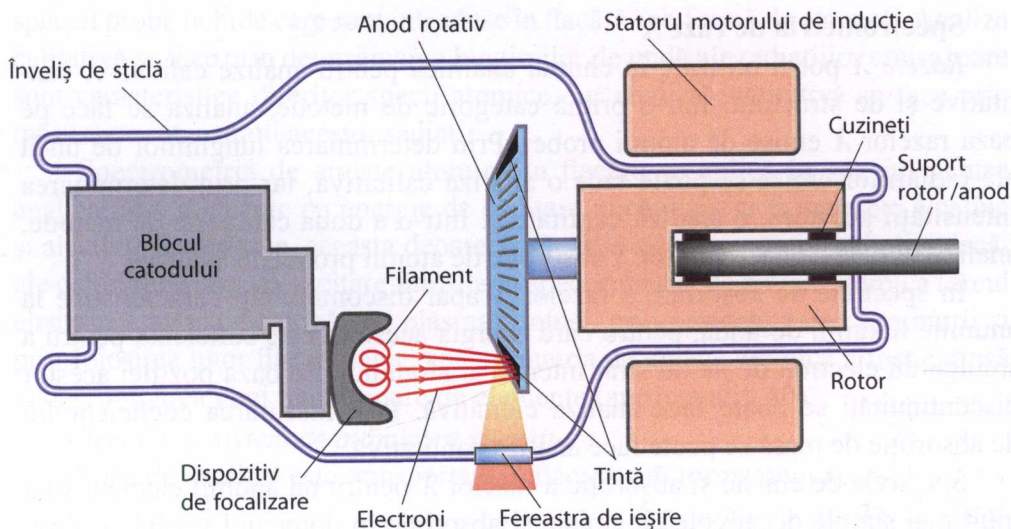


Fig. 1.15. Schema unui tub de raze X

de electroni din învelișurile exterioare, se vor emite radiații din domeniul vizibil și UV. Radiațiile emise se vor suprapune peste spectrul continuu, dând naștere spectrului de raze X caracteristic atomilor anodului.

Spectrul de raze X al unui element poate fi obținut și prin iradierea probei cu un fascicul de raze X ce provine de la o sursă primară ce emite radiații cu o energie suficientă pentru a îndepărta electroni de pe învelișurile interne ale atomilor. Fenomenul se numește fluorescență de raze X. Razele X mai pot fi produse și prin excitarea atomilor de către radiații ce provin de la surse radioactive, ca de exemplu ^{55}Fe sau ^{238}Pu .

Din razele X emise de o sursă se obține un fascicul paralel folosind colimatoare constituite din mai multe plăci metalice plasate paralel la mică distanță, care nu vor lăsa să treacă decât radiațiile paralele cu acestea.

Detectorii utilizați pentru razele X pot fi: camere de ionizare, contori Geiger-Müller, contori proporționali, detectori cu scintilație, cu semiconductori și emulsii fotografice.

Metode directe de analiză cu raze X. Se pot face analize calitative și cantitative pe baza spectrului de raze X emis de o probă plasată pe anodul unui tub de raze X. Metoda are însă dezavantaje: tubul de raze X trebuie vidat la efectuarea fiecărei analize, este necesar un anod demontabil, la interacțiunea cu fasciculul de electroni proba se poate topi sau se poate volatiliza selectiv etc. Această metodă de analiză are o utilizare restrânsă.

Microsonda electronică. În cazul acestei metode, pe o suprafață foarte mică a probei de analizat, cu diametrul de aproximativ $1\ \mu\text{m}$, este focalizat un fascicul de electroni. Bombardamentul cu electroni excită atomii, care emit spectrul

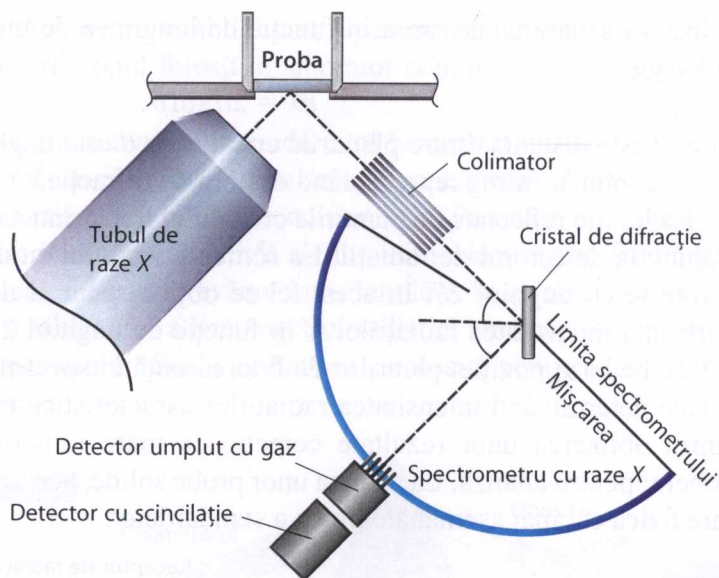


Fig. 1.16.
Spectrometrul cu
dispersie după
lungimea de undă

caracteristic de raze X . Limita de detecție este de ordinul 10-14 g. Exactitatea relativă este (1-2)% cu condiția ca elementul de analizat să fie în concentrație mai mare (de câteva procente). Prin această metodă se pot analiza straturi foarte subțiri, fasciculul de electroni pătrunzând numai la (1-2) μm în proba de analizat. În fig. 1.16 se prezintă schema unei microsonde electronice și anume fasciculul de electroni este focalizat cu ajutorul unor lentile magnetice pe suprafața probei. Incinta în care se găsește proba este vidată.

Spectrometrele dispersive după lungimea de undă au un singur canal și sunt utilizate pentru analizele de rutină, asupra aliajelor feroase și neferoase, uleiuri, zguri, minereuri, filme subțiri s.a. Deși aceste sisteme sunt foarte flexibile în comparație cu spectrometrele multicanal, au o viteză de prelucrare a datelor mică. Spectrometrul WDS poate colecta valori mari ale radiațiilor X produse la curenți de intensitate înaltă, deoarece, la un moment dat, măsoară o singură lungime de undă. Acest lucru este important pentru analiza urmelor elementelor chimice.

Metoda constă în producerea spectrului de raze X caracteristic probei de analizat, folosind drept sursă de excitație un fascicul de raze X . Fasciculul incident trebuie să aibă o intensitate mare deoarece radiațiile X de fluorescență sunt aproximativ de 1000 de ori mai puțin intense decât cele obținute prin bombardarea directă cu electroni. De asemenea, pentru a excita fluorescența unui element, radiațiile primare trebuie să aibă o lungime de undă mai mică (energie mai mare) decât cele ale discontinuităților ce apar în spectrul de absorbție al elementului respectiv.

În fig. 1.17 se prezintă schema unui spectrometru de fluorescență de raze X . Razele X de fluorescență sunt colimate pe suprafața cristalului analizor care

realizează separarea acestora în funcție de lungimea de undă, conform relației lui Bragg:

$$n\lambda = 2d \sin \theta, \quad (1.9)$$

unde: d este distanța dintre planurile cristalului, θ este unghiul de incidență, iar n este un număr întreg reprezentând ordinul de difracție.

Radiațiile reflectate de planurile cristalului trec printr-un al doilea colimator și ajung la detectorul de radiații. La rotirea cristalului cu unghiul θ , detectorul se rotește cu unghiul 2θ . În acest fel se obține spectrul de raze X , în care se reprezintă intensitatea radiațiilor X în funcție de unghiul 2θ . Analiza calitativă se face pe baza poziției picurilor de fluorescență în spectru. Analiza cantitativă se face determinând intensitatea radiațiilor caracteristice emise de un element. Pentru obținerea unor rezultate corecte, de mare importanță este pregătirea probelor pentru analiză. La analiza unor probe solide, acestea trebuie să fie într-o stare fizică cât mai asemănătoare cu a standardelor.

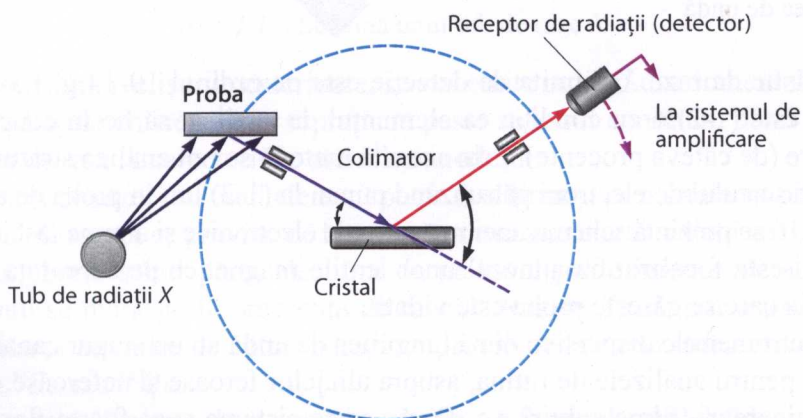


Fig. 1.17. Schema unui spectrometru de fluorescență de raze X

Fluorescența de raze X este o metodă precisă de analiză. Pentru componenții aflați în concentrație mare, precizia este de același ordin de mărime cu a metodelor chimice de analiză. În general, pentru a putea fi determinat prin această metodă, un element trebuie să fie în concentrație mai mare de $(0,01-0,1)\%$. Metoda este selectivă, apărând foarte puține interferențe spectrale datorită simplității relative a spectrului de raze X . Alt avantaj este acela că metoda este nedistructivă.

1.3. Construcția și principiul de funcționare a spectroscopului cu două tuburi

Spectroscopul cu două tuburi este format dintr-o prismă optică P și două tuburi – colimatorul și luneta (Fig. 1.18). 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 C conține o fantă F pe unde intră fasciculul luminos care este dirijat prin obiectivul Ob către prisma P care descompune lumina după lungimea ei de undă. Spectrul rezultat este vizat prin ocularul Oc . Prisma P are rolul de a separa radiațiile de diferite lungimi de undă ale luminii incidente prin fenomenul de dispersie. Tubul ocular T este prevăzut cu o lentilă L în al cărei plan focal se formează imaginea fantei F – adică spectrul radiației studiate – ce poate fi observat cu ajutorul ocularului. Scala gradată este folosită pentru a determina pozițiile liniilor spectrale.

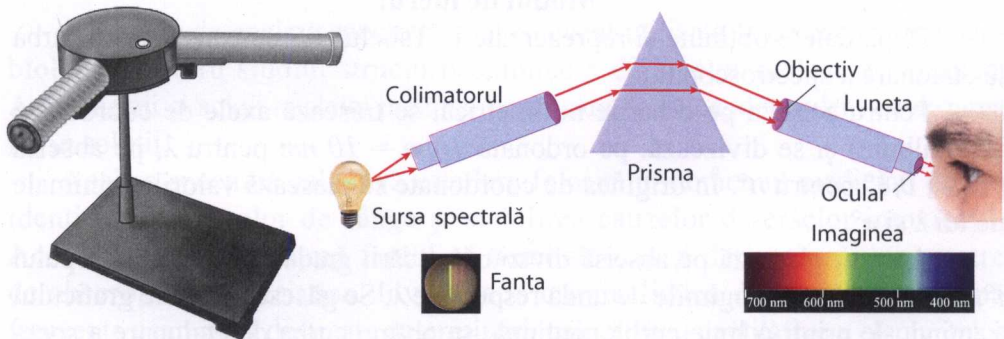


Fig. 1.18. Spectroscopul cu două tuburi

1.4. Etalonarea spectroscopului cu două tuburi. Determinarea prezenței sodiului în produsele biologice cu ajutorul analizei spectrale calitative

Etalonarea spectroscopului cu două tuburi 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 câmp 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 1.2.

Tabelul 1.2

Nr. experienței	Culoarea radiației	Lungimea de undă (nm)	Diviziunea scării
Sursa de etalonare – Etalon mercur			
1	Roșu	690	
2	Galben	579	
3	Galben	577	
4	Verde	546	
5	Verde/Albastru	491	
6	Albastru	436	
7	Violet	407	

Modul de lucru:

– După datele obținute și reprezentate în Tabelul 1.2 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 măsuță 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 muclelămpii 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 de mai jos.

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 ale 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 diferitelor elemente cum ar fi potasiul *K*, sodium *Na*, magneziu *Mg*, bromul *Br* și altele;
- După numărul de linii spectrale, culorile lor și lungimile de undă, determinați ce element a fost cercetat.

1.5. Aplicații ale analizei spectrale în cercetările medico-biologice

Aparatele de analiză spectrală sunt frecvent utilizate la cercetarea medico-biologică pentru studiul structurii chimice a diverselor molecule organice. Aminoacizii și acizii nucleici prezintă benzi caracteristice, dependent 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. Investigația criminalistică de laborator reclamă frecvente examinări destinate determinării calitative și cantitative a elementelor chimice ce intră în compoziția unor probe materiale sau urme de diverse materii, descoperite în câmpul infracțional, în vederea identificării sau stabilirii provenienței lor. La acestea se adaugă expertize de genul celor privind cercetarea înscrisurilor, a armelor de foc și urmelor lor, a substanțelor toxice etc., ceea ce face necesară apelarea la metode științifice de investigare cu un înalt grad de precizie și sensibilitate, dintre care un loc distinct îl ocupă metodele de analiză spectrală.

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 (Fig. 1.19) pentru identificarea unor substanțe analizate proteinelor și a ADN-ului, precum și pentru constatarea rezultatelor unor reacții de laborator (Fig. 1.20).

Aplicații medicale ale spectroscopului Raman (Fig. 1.21). Cercetătorii americani au pus la punct o nouă tehnologie de imagistică medicală capabilă



Fig. 1.19. Spectrofotometrul T60 UV/VIS

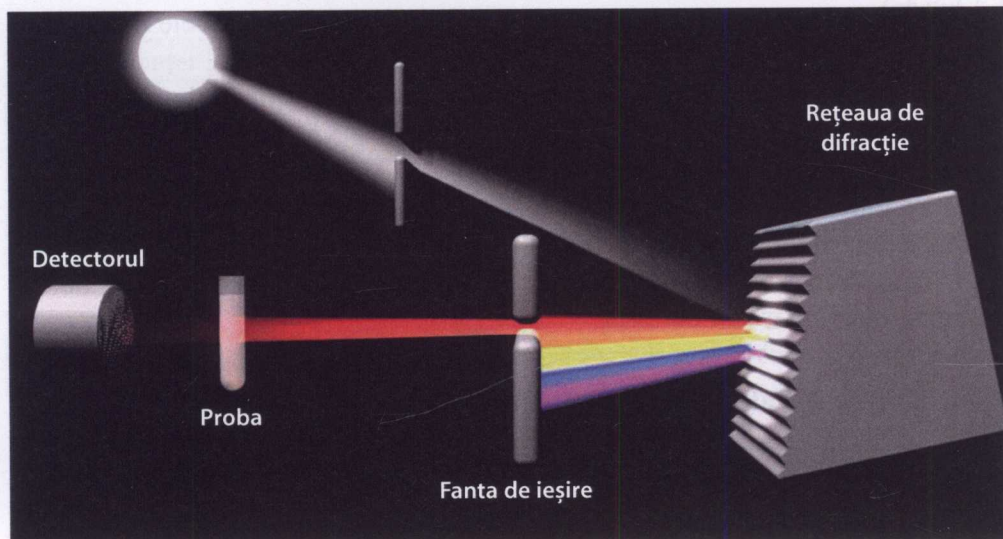


Fig. 1.20. Principiul de funcționare a spectrofotometrului de laborator



Fig. 1.21. Spectroscopul Raman

de mărirea de mii de ori a detaliilor interne ale corpului uman și care va permite detectarea unor tumori în stadii foarte mici, stadii în care până în prezent nu puteau fi detectate. Această tehnică, bazată pe spectroscopia Raman, mărește câmpul imagisticii moleculare (Fig. 1.22). Imaginile obținute cu ajutorul spectroscopului Raman sunt mai bune decât cele obținute cu orice alt instrument științific medical disponibil. O serie de nanoparticule ce sunt folosite ca niște balize de ghidare a semnalului spectroscopului, sunt injectate în organismul pacientului. Sub incidența razei laser a spectroscopului, aceste particule încep să emită semnale care pot fi măsurate și convertite într-un marcator vizibil care le definește poziția în organism.

De asemenea spectroscopul Raman este folosit:

- în chimie, medicină pentru monitorizarea în timp real a amestecurilor de anesthetic și gazelor respiratorii în timpul intervenției chirurgicale;

- pentru a descoperi medicamente falsificate, precum și pentru monitorizarea noninvazivă de țesut biologic;

- pentru a investiga compoziția chimică;

- ca un mijloc de a detecta substanțe explozive pentru securitatea aeroporturilor;

- pentru examen microscopic de minerale, materiale, cum ar fi polimeri și ceramică, celule și proteine;

- în analiza de combustibili (petrol și gaz natural);

- în chimie alimentară;

- în coroziune, cataliză etc.

Avantajele analizelor spectrale:

- Analiza spectrochimică se caracterizează prin precizie, sensibilitate și rapiditate;

- Pentru efectuarea ei nu sunt necesare cantități mari de substanțe, uneori chiar sunt de ajuns cantități infime;

- Analiza spectrală este indispensabilă în numeroase domenii ale criminalistici: cercetarea urmelor-materie (organică, anorganică) sau a resturilor de materiale întâlnite de exemplu în incendii, accidente de circulație, în cercetarea urmelor tragerilor cu armele de foc, a falsurilor etc.

Dezavantajele analizei spectrale:

- Analiza spectrală prin emisie are caracter distructiv. De aceea, organele judiciare care dispun expertize ce urmează să fie efectuate asupra unor urme-materie, aflate în cantitate mică, prin metode analitice de genul expertizei spectrale, trebuie să atragă atenția expertului să nu apeleze la această metodă decât dacă nu este altă metodă posibilă de investigare științifică.

- Analiza spectrală prin absorbție este indispensabilă în analiza lichidelor, corpurilor amorfe, a cristalelor sau a unor probe ce conțin peste 3 elemente chimice care se manifestă în aceeași regiune a spectrului. Însa și în legătură cu această metodă există neajunsuri datorită posibilității producerii unor erori în analiză din cauza proceselor fizico-chimice ce au loc în probe sau aparate.

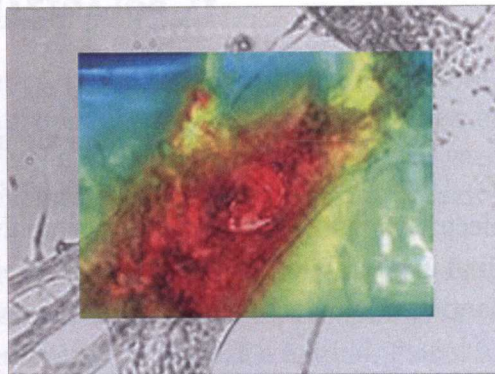


Fig. 1.22. Cartografierea Raman a unei celule umane

II. POLARIZAREA LUMINII

Natalia GUBCEAC

2.1. Caracteristici ale undei electromagnetice

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. 2.1).

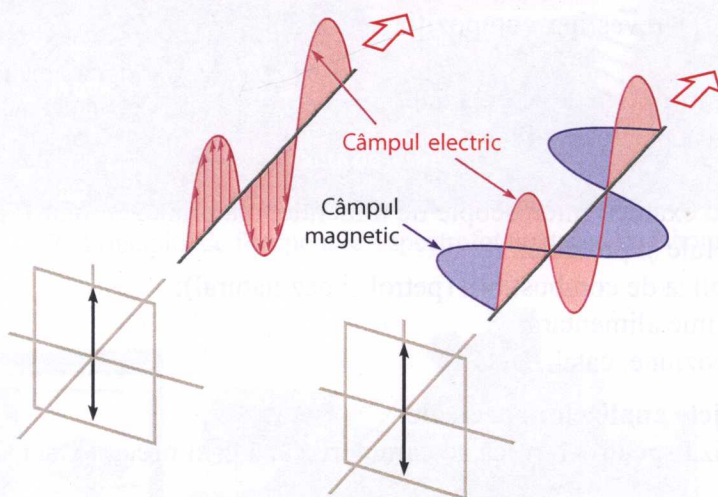


Fig. 2.1. Reprezentarea undei electromagnetice

Undele electromagnetice ale căror lungimi de undă sunt cuprinse în intervalul de la 10^3 m până la 10^{-16} m alcătuiesc spectrul electromagnetic (Fig. 2.2).

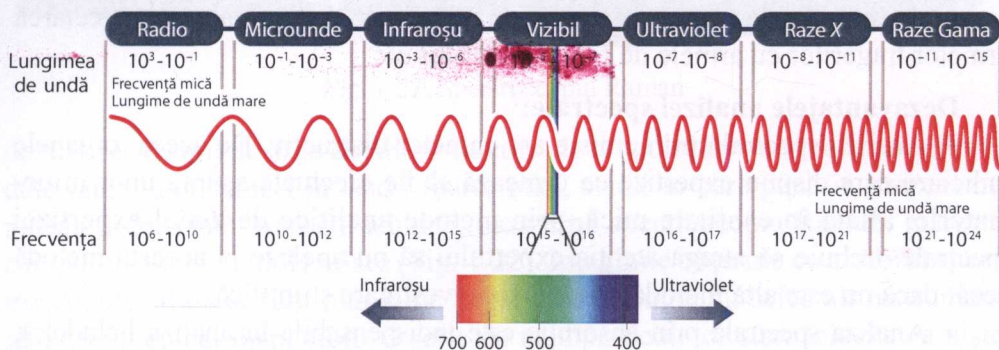


Fig. 2.2. Clasificarea undelor electromagnetice

O porțiune îngustă al spectrului electromagnetic (400-760) nm, care poate fi percepută de ochiul omului, reprezintă **spectrul vizibil** sau simplu **lumina**.

2.2. Lumina nepolarizată și plan polarizată

Lumina, având natură electromagnetică, posedă atât proprietăți ondulatorii, cât și proprietăți corpusculare. Proprietățile ondulatorii se manifestă mai ales în fenomenele de propagare (reflexie, refracție, interferență, difracție, polarizare etc.), iar cele corpusculare – în fenomenele de emisie și absorbție (efectul fotoelectric, efectul Compton etc.).

Ațiunea luminii asupra ochiului or în general asupra materiei este dictată de componenta electrică a undei 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*. Orice flux de lumină constă din miliarde de fotoni, care sunt orientate haotic, și de aceea oscilațiile vectorului de lumină se efectuează în plane diferite. În Fig. 2.3. 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. 2.3. b, c).

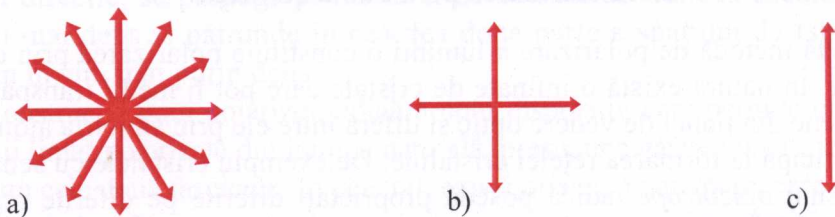


Fig. 2.3. Reprezentarea schematică a luminii: a) nepolarizată, b) plan polarizată și c) liniar polarizată

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.

2.3. 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 – paralele 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:

$$\operatorname{tg} i = n \quad (2.1)$$

Raza refractată la respectarea legii lui Brewster este parțial polarizată, totodată gradul de polarizare este maxim. Aplicând formula (2.1) și legea refracției, se poate demonstra că în cazul polarizării totale a luminii reflectate, unghiul dintre raza reflectată și cea refractată este egal cu 90° (Fig. 2.4).

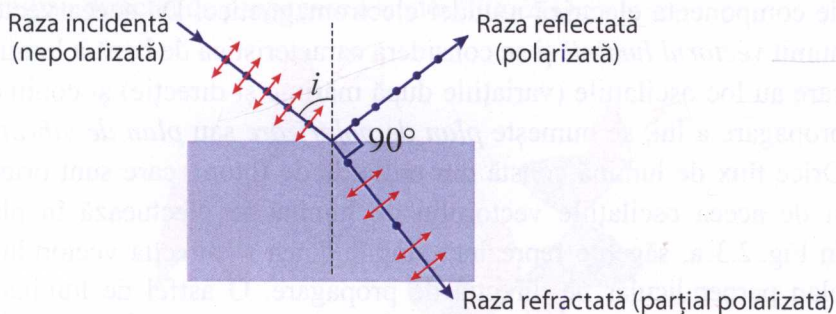


Fig. 2.4. Polarizarea luminii prin reflexie și refracție

2.4. Polarizarea prin dublă refracție

O altă metodă de polarizare a luminii o constituie polarizarea prin dubla refracție. În natura există o înfinate de cristale care pot fi medii transparente și omogene din punct de vedere optic și diferă între ele prin simetria atomilor, care participă la formarea rețelei cristaline. De exemplu cristalele cu simetrie cubică sunt *anizotrope*, adică posedă proprietăți diferite pe diferite regiuni ale acestuia. În dependență de direcția de propagare a luminii prin cristal, poate avea loc despirarea (dublarea) razei incidente în două raze. Raza care se supune legilor refracției se numește rază *ordinară*, iar cea de a doua rază care nu se pune legilor refracției și deviază de la direcția de propagare se numește rază *extraordinară*. Viteza de propagare a razei ordinare în toate direcțiile cristalului este aceeași, adică indicii de refracție (n_0) este constant. Pentru raza extraordinară, în funcție de direcția de propagare, viteza acesteia este diferită fiind caracterizată de diferiți indici de refracție (n_{ex}), când $n_{ex} - n_0$ este maximal. Acest fenomen se numește *birefrigența* or *dublă refracție*. Drept urmare în urma fenomenului de birefrigență pot fi obținute raze de lumina polarizate reciproc perpendicular.

Fenomenul de absorbție naturală a unei raze de lumină într-un cristal fără afectarea celei de a doua raze se numește *dicroism liniar*. Aceasta poate fi realizat cu ajutorul unui dispozitiv optic numit prisma Nicol care este reprezentat în Fig. 2.5.

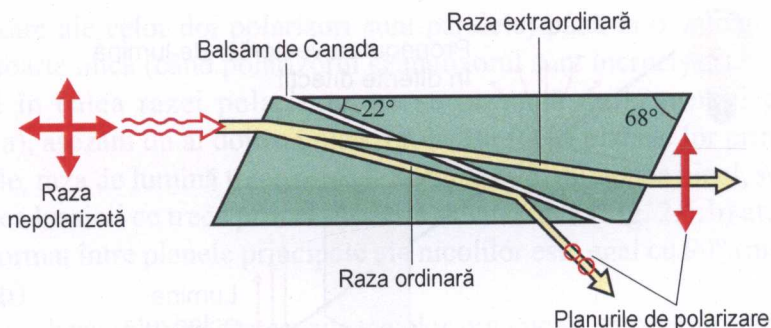


Fig. 2.5. Polarizarea luminii cu ajutorul nicolului

Nicolul se obține prin secționarea unui cristal de Islanda ($CaCO_3$) după diagonala mică, urmată de alipirea celor două părți de cristal cu ajutorul unui strat de balsam de Canada. Indicile de refracție a balsamului de Canada este mai mare decât a spatului de islanda pentru raza extraordinară, dar mai mic decât indicile de refracție a razei ordinare. În cazul când raza ordinară se propagă sub un unghi mai mare decât unghiul limită, se va reflecta total pe grosimea balsamului de Canada, fiind absorbită total de peretele nicolului. Raza ordinară este mai puțin deviată și posedă un alt indice de refracție pe aceeași direcție, se propagă prin stratul de balsam de Canada asemeni unui mediu mai dens și pătrunde în cea de-a doua parte a spatului de Islanda ca într-un mediu mai puțin dens.

Construcția unui polarizor, adică a unui dispozitiv care permite obținerea luminii liniar polarizate din lumina naturală, presupune găsirea unei metode de a separa cele două fascicule. În general, există prisme polarizoare, care constau din cristale birefringerente 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.

2.5. Polarizarea luminii cu ajutorul polaroidului (prin transmisie)

O altă categorie de polarizori funcționează pe proprietatea de diocrișm a anumitor cristale birefringerente, 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. 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 (Fig. 2.6).

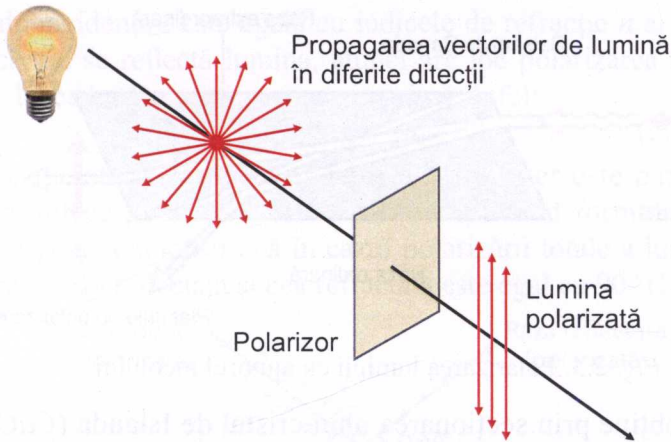


Fig. 2.6. Schema de polarizare a luminii cu ajutorul polaroidului

Cristalele dicroice au fost folosite pentru realizarea unor materiale polarizante, numite comercial *polaroizi*. Unii polaroizi constau dintr-un strat subțire de cristale dicroice de herapatit (sulfat de iodochinină), de forma aciculară, cu orientări paralele, introduse într-o matrită 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 butirat de celuloză.

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 ale căror vectori oscilează paralel cu o direcție preferențială absorbind pe cele care oscilează după direcția perpendiculară (Fig. 2.7. a).

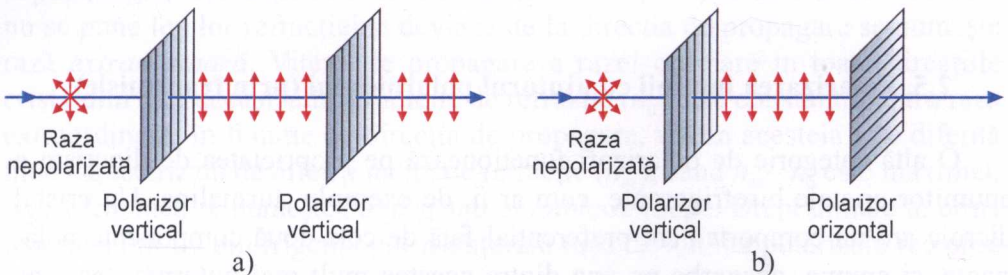


Fig. 2.7. Polarizarea luminii cu ajutorul: a) polaroizilor verticali; b) polaroidului vertical și orizontal

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 se propagă de la primul polarizor (Fig. 2.7. 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. Aceasta devine nulă (Fig. 2.6. b) atunci când unghiul format între planele principale ale nicolilor este egal cu 90° (nicolii sunt încrucișați).

Unele substanțe (majoritatea substanțelor organice), datorită prezenței unuia sau mai multor atomi de carbon asimetrici, posedă proprietatea de a roti planul de polarizare a luminii incidente. Astfel de substanțe se numesc *substanțe optic active*, iar proprietatea lor de a roti planul de polarizare a luminii se numește *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 φ , cu care substanța 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:

$$\varphi = \frac{[\alpha]Cl}{100}. \quad (2.2)$$

În această formulă l se exprimă în decimetri, iar C în %, adică în $g/100 \text{ cm}^3$. Dacă l se exprimă în metri, atunci se folosește expresia:

$$\varphi = \frac{[\alpha]Cl}{10}, \quad (2.3)$$

unde: $[\alpha]$ este unghiul de rotire specifică a substanței optic active, care se determină convențional la temperatura de 20°C și pentru lungimea de undă $\lambda = 589,4 \text{ nm}$ (linia galbenă a flăcării de sodiu) se notează astfel $[\alpha]_D^{20}$. Unghiul de rotire specifică $[\alpha]$ a substanței optic active depinde de natura substanței, de temperatură și de lungimea de undă a luminii ce trece prin ea (este invers proporțională cu pătratul lungimii de undă). De exemplu, pentru glucoză este $[\alpha]_D^{20} = 52,75 \frac{\text{grad}}{\% \cdot m}$, iar pentru fructoză $[\alpha]_D^{20} = -92 \frac{\text{grad}}{\% \cdot m}$.

Cunoscând unghiul de rotire specifică $[\alpha]$ a soluției optic active și lungimea l a tubului, în care se toarnă soluția acestei substanțe, putem determina concentrația C a substanței din soluție după formula:

$$C = \frac{10\varphi}{[\alpha]l}. \quad (2.4)$$

Verificarea legii lui Malus

Intensitatea luminoasă transmisă de analizor depinde de unghiul dintre planele secțiunilor principale ale celor doi polaroizi, conform legii lui Malus:

$$I = I_0 \cos^2 \alpha, \quad (2.5)$$

unde I_0 este intensitatea unei incidente pe analizor, iar I este intensitatea unei luminoase emergente din analizor. Intensitatea transmisă de analizor este deci maximă când planele secțiunilor principale ale celor doi polaroizi sunt paralele, adică $\alpha = 0$ sau $\alpha = 2$ (polarizori încrucișați). Dacă fasciculul luminos transmis de analizor cade pe catodul unei celule fotoelectrice, el determină un curent fotoelectric cu intensitatea proporțională cu intensitatea luminoasă I și α_k ale unghiului vom avea:

$$\frac{I_j}{I_k} = \frac{\cos^2 \alpha_j}{\cos^2 \alpha_k}. \quad (2.6)$$

Pentru verificarea legii lui Malus se folosește un dispozitiv format dintr-un banc optic pe care se pot deplasa sursa de lumină prevăzută cu o diafragmă iris, cei doi polaroizi (polarizorul și analizorul) și celula fotoelectrică care este conectată la un galvanometru (vezi Fig. 2.8).

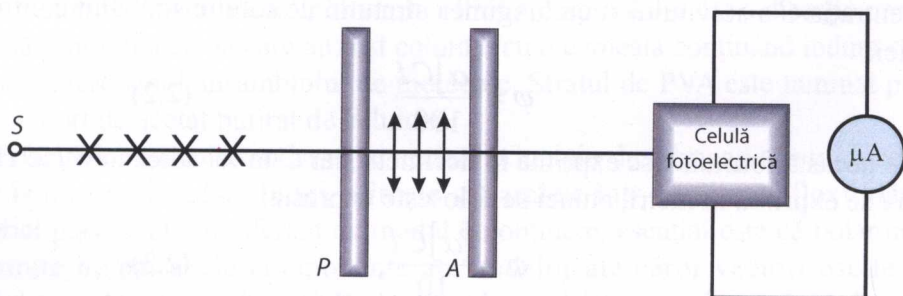


Fig. 2.8. Schema de verificare a legii lui Malus

Se fixează manetele polaroizilor în poziția 0 (polaroizi paraleli, $\alpha = 0$) și se centrează aparatele astfel ca lumina transmisă de analizor să cadă pe fanta celulei fotoelectrice. Se pune în funcțiune galvanometrul și se citește indicația lui I_0 (în diviziuni). Se rotește apoi maneta polarizorului citindu-se din 10 în 10 grade pentru fiecare poziție ($\alpha_1, \alpha_2, \dots, \alpha_n$) indicațiile galvanometrului I_1, I_2, I_n . Se repetă determinările în ordine inversă notându-se indicațiile galvanometrului. Se calculează media valorilor obținute pentru fiecare unghi. Verificarea legii lui Malus se face după relația (2.6). Se trasează apoi pe hârtie milimetrică curba de variație a intensității curentului electric (proporțional cu intensitatea luminii transmise de analizor), în funcție de unghiul dintre planele secțiunilor principale ale polarizorilor: $I = f(\alpha)$.

2.6. Determinarea concentrației soluțiilor optic active cu ajutorul polarimetrului

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 substanță optic activă rotește planul luminii polarizate. Aparatele utilizate pentru măsurarea unghiului de rotire al planului de vibrație al luminii polarizate se numesc *polarimetre*. În Fig. 2.9 este reprezentată schema optică a unui polarimetru.

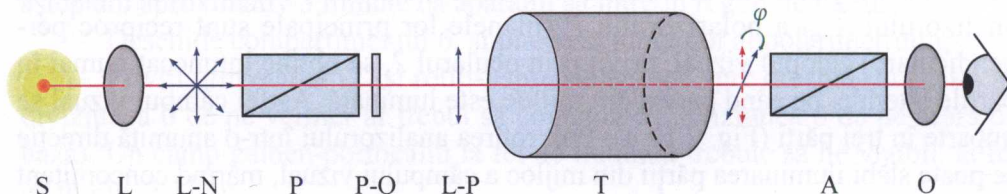


Fig. 2.9. Schema optică a polarimetrului.

Elementele structurale ale unui polarimetru optic sunt enumerate mai jos:

- | | |
|---------------------------|-------------------------|
| S – sursă de lumină | L-P – lumină polarizată |
| L – lentilă | T – tub cu soluție |
| L-N – lumină nepolarizată | A – analizor |
| P – polarizor | O – ocular |
| P-Q – placă de cuarț | |

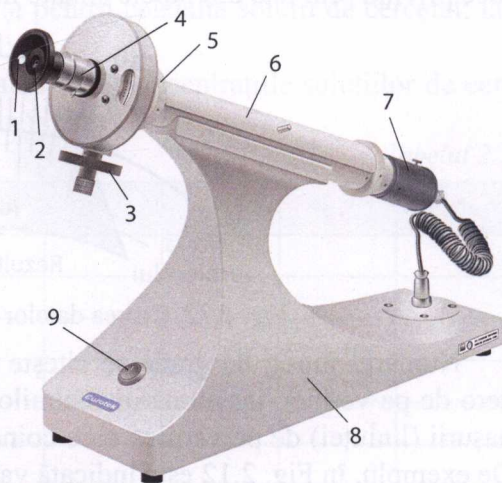
Deoarece nicolii costă scump, în unele polarimetre în calitate de polarizor și analizor se folosesc polaroizii. Cel mai simplu polarimetru constă din doi nicoli identici: polarizor și analizor. Substanța optic activă se introduce în tub. Rotirea analizorului necesară pentru restabilirea aceluiași câmp (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.

Elementele structurale ale polarimetrului de tipul P1000LED sunt reprezentate în Fig. 2.10.

Fig. 2.10. Polarimetru de tipul P1000LED.

Elementele principale sunt:

- 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, maximum intensității să corespundă liniei galbene din spectrul natriului.

Sistemul optic al aparatului cuprinde și o diafragmă 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. 2.11. 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. 2.11. c). Este evident că prin rotire putem găsi o poziție a analizorului, la care luminozitatea câmpului vizual să fie uniformă peste tot (Fig. 2.11. b).

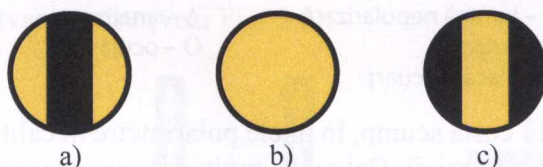


Fig. 2.11. Imagini ale câmpului polarimetric

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 luele situate în vecinătatea ocularului.



Fig. 2.12. Citirea datelor cu ajutorul vernierului

Numărul întreg de grade se citește pe scala fixă de la zero al ei până la zero de pe vernier, iar numărul zecimilor este indicat de numărul de ordine al hașurii (liniutei) de pe vernier, care coincide cu o hașură oarecare a scării fixe. De exemplu, în Fig. 2.12 este indicată valoarea de $2,3^\circ$.

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.

Efectuarea experimentului:

– Se introduce polarimetrul în priză, se apasă butonul (9) (direcția pornit) și așteptăm aproximativ 3 minute ca aparatul să intre în regim de lucru;

– Deschide compartimentul 6, și 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. 2.11. b;

– Se determină j_0 – unghiul ce stabilește poziția inițială a analizorului față de polarizor în absența soluției optice active;

– Astfel s-a etalonat polarimetrul pentru prima soluție. Scoate tubul din polarimetru și toarnă soluția în el, astfel ca să nu rămână nicio bulă de aer. Introduce tubul înapoi în polarimetru;

– Privind în ocular se observă că imaginea a devenit neuniform iluminată (Fig. 2.11. a sau c), se rotește analizorul în scopul obținerii unui nou câmp de luminozitate uniformă (Fig. 2.10. 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 φ 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 (2.3) se calculează concentrațiile soluțiilor de cercetat, iar rezultatele obținute se introduc în tabel.

Tabelul 2.1

Soluțiile cercetate	Nr. experimentului	$\varphi_0,^\circ$	$\varphi',^\circ$	$\varphi,^\circ$	C, %
1	1				
	2				
	3				
2	1				
	2				
	3				

Măsurarea polarimetrică a concentrației glucozei din urină

Principiul metodei polarimetrice constă în măsurarea unghiului de rotație a luminii plan polarizate de către o substanță optic activă introdusă între polarizor și analizor. Metoda folosită este o metodă cantitativă cu ajutorul căreia se măsoară concentrația unei soluții etalon și a celei de cercetat.

La baza metodei polarimetrice stă legea lui Biot:

$$\alpha = [\alpha]_D^{20} \cdot l \cdot C, \quad (2.7)$$

unde: α – unghiul de rotire al planului de polarizare al luminii; $[\alpha]_D^{20}$ – unghiul specific de rotire a substanței pentru linia D a sodiului la 20°C (prin intermediul puterii rotatorii specific, unghiul α variază puțin cu temperatura, dar depinde de lungimea de undă a luminii polarizate); l – lungimea stratului de lichid; C – concentrația substanței.

Pentru soluția etalon și cercetată legea lui Biot poate fi scrisă astfel:

$$\alpha_e = [\alpha]_D^{20} \cdot l \cdot C_e,$$

$$\alpha_x = [\alpha]_D^{20} \cdot l \cdot C_x.$$

Raportând valoarea unghiului determinat de soluțiile de cercetat la valoarea unghiului generat de soluția etalon rezultă relația de principiu a metodei:

$$\frac{\alpha_x}{\alpha_e} = \frac{C_x}{C_e}. \quad (2.8)$$

Relația (2.8) arată că rotația planului de oscilație al luminii liniar polarizată este proporțională cu concentrația în cazul a două soluții care conțin același component optic activ, dacă determinările sunt efectuate la aceeași temperatură și la aceeași lungime de undă, lumina străbătând straturi egale de soluții. Din relația (2.8) rezultă relația de calcul:

$$C_x = C_e \frac{\alpha_x}{\alpha_e}. \quad (2.9)$$

Aparatele ce permit măsurarea unghiului de rotație a planului de polarizare, consecutiv trecerii luminii polarizate printr-o substanță optic activă, se numesc polarimetre. Citirea rezultatelor se face exact ca la determinarea concentrației de zahăr.

Datele experimentale se trec în tabel.

Nr. experimentului	α_e	α_x	C_e	C_x
1				
2				
3				
4				

Măsurarea concentrației unei substanțe optic active în soluție prin metoda interpolării

În esență, metoda constă în măsurarea unghiurilor de rotire a planului luminii polarizate pentru un set de soluții obținute dintr-o soluție stoc, de concentrație cunoscută, urmată de reprezentarea grafică a valorilor unghiului de rotire în funcție de concentrație. Din acest grafic, prin interpolare, se poate afla concentrația soluției de cercetat a cărei unghi de rotire este α_x .

Efectuarea experimentului:

Se face în două etape:

– *Prepararea setului de soluții diluate din soluție stoc:*

În acest scop veți avea la dispoziție o soluție stoc cu concentrația de glucoză de 5%, din care va trebui să preparați succesiv câte 30 ml de soluție 1%, 2%, 2,5%, 3%, 4% în paharele Berzelius corespunzătoare.

– *Măsurarea unghiului de rotire a planului luminii polarizate pentru fiecare soluție:*

Pentru măsurarea unghiurilor veți urma tehnica de lucru deja descrisă, obținând valorile unghiurilor pentru soluțiile cu concentrația 1%, 2%, 2,5%, 3%, 4%, 5%.

Valorile unghiurilor în funcție de concentrație vor fi trecute în tabel.

Nr. experimentului	Concentrația %	Valoarea unghiului
1	1	
2	2	
3	2,5	
4	3	
5	4	
6	5	

Cu datele din tabel se va alcătui un grafic reprezentând valorile unghiului de rotație a luminii polarizate în funcție de concentrație. Prin interpolare, din graficul de diluție se va afla valoarea concentrației în glucoză pentru unghiul α_x .

Microscopia în lumină polarizată

Microscopia în lumină polarizată necesită un microscop echipat cu două filtre de polarizare a luminii: unul numit polarizor și celălalt numit analizor. Principiul de funcționare al acestuia este descris în continuare.

Razele luminoase nepolarizate pătrund în prisma Nicol printr-una din fețele sale – ele sunt descompuse în două raze care vibrează în unghi drept una față de cealaltă:

- rază ordinară care se supune legilor refracției și suferă o reflexie totală;
- rază extraordinară care este transmisă cu altă viteză și ale cărei vibrații se stabilesc în planul figurii.

Lumina transmisă prin prisma Nicol este deci polarizată într-un singur plan. Dacă un al doilea Nicol este plasat în serie cu primul și într-o poziție identică cu acesta, lumina polarizată este transmisă. Prin rotirea analizorului cu 90° , prismele Nicol devin încrucișate, câmpul vizual devenind întunecat. În această situație dacă între cei doi Nicoli se interpune un corp birefringent, el devine strălucitor ceea ce indică faptul că a fost polarizat de lumina care îl traversează. Dacă se rotește încă o dată analizorul cu 90° , câmpul devine obscur. Unghiul de rotație al celei de-a doua prisme necesar pentru a stabili obscuritatea, măsoară deviația planului de polarizare al luminii prin obiectul interpus. Unul din filtre este plasat dedesubtul condensatorului și celălalt se plasează deasupra obiectivului. Rotind filtrul inferior cu 90° , se obține întunecarea câmpului microscopic. Când un obiect anizotrop este plasat între cele două filtre, planul de oscilație al razei de lumină este modificat în urma interacțiunii cu particulele anizotrope ale obiectului aflat în studiu și numai o parte din raza de lumină ajunge la ochiul privitorului. Elementele care polarizează lumina sunt observate ca particule strălucitoare pe fond întunecat. Acest fenomen este cunoscut sub numele de birefringență. În sedimentul urinar există câteva tipuri de cristale care polarizează lumina (sunt birefringente): acidul uric, oxalatul de calciu monohidrat, fosfatul amoniaco-magnezian (fosfatul triplu), fosfatul de calciu, cistina, leucina.

2.7. 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 colagen, 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, lumina la care extremitatea vectorului de lumină descrie un cerc.

Efectele terapeutice ale luminii polarizate

- efect antiinflamator (acțiune antiinflamatoare);
- efect de stimulare a absorbției;
- crește (potentează) circulația sangvină locală și generală;
- efect benefic asupra globulelor roșii și albe (prin aceasta stimulează întregul organism spre un echilibru și o funcționare mai bună);
- declanșează și stimulează procesele biologice sănătoase, ajutând organismul să se reorganizeze, să se regenereze și să-și redobândească echilibrul;
- ajută la echilibrarea și regenerarea tegumentelor;
- stimulează procesele de autovindecare;
- elimină suprasolicitarea organismului, stimulează metabolismul intern;
- stimulează sistemul imunitar;
- reglează și susține sistemul endocrin;
- crește activitatea energetică a membranei celulare;
- crește absorbția de oxigen în țesuturi;
- crește potențialul bioenergetic al organismului uman (duce la regenerarea și normalizarea țesuturilor);
- stimulează secreția de Serotonină și Dopamină, cunoscuți ca hormoni anti-depresivi. Pe acest principiu se bazează folosirea luminii polarizate în tratamentul depresieiilor.
- are efect terapeutic deoarece acționează pe țesutul celular subcutanat, circulația sangvină superficială, circulația limfatică, sistemul nervos periferic și sistemul nervos vegetativ (autonom) produce reechilibrarea energetică a organismului (scade oboseala, crește capacitatea de muncă).

III. LASERUL ȘI PROCESELE MULTIFOTONICE

Nellu CIOBANU

3.1. Bazele fizice ale proceselor laser

Laserul reprezintă dispozitivul optic de emisie și amplificare a radiației electromagnetice din domeniul optic, având la bază principiul de funcționare, interacțiunea câmpului electromagnetic cu substanța (atomi, molecule, ioni etc.). Sistemul de atomi care participă la producerea radiației laser este numit mediul activ al laserului. Dispozitivul laser produce amplificarea luminii prin intermediul emisie stimulate a radiației. Aceasta se produce în urma excitării mediului activ prin așa-numitul proces de pompaj (ciocniri electronice, injecție, transfer rezonant de excitație, acțiune mecanică, descărcare electrică etc.). Drept urmare, în mediul activ se acumulează o mare cantitate de energie, care în anumite condiții poate fi eliminată prin emisie stimulată sub formă de radiație laser.

Conform celui de al doilea postulat a lui Bohr, în anumite situații electronii în atom pot trece de pe o stare energetică staționară pe alta. Altfel spus, dacă electronul se află pe un nivel energetic inferior (mai aproape de nucleul atomic), absorbind energie din exterior electronul trece pe un nivel energetic mai superior (Fig. 3.1. a).

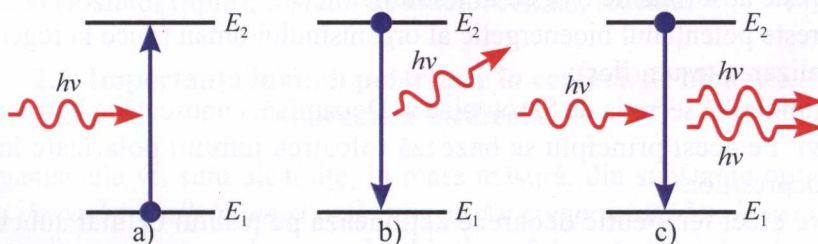


Fig. 3.1. Reprezentarea schematică a proceselor de a) absorbție; b) emisie spontană și c) emisie stimulată

Astfel de proces se numește proces de excitare al atomului și este necesară o cantitate de energie din exterior. Probabilitatea electronului de a absorbe un foton din exterior la tranziția acestuia de pe nivelul 1 pe nivelul 2 poate fi calculată cu ajutorul expresiei

$$P_{12}^{abs} = C_{12}\rho(\nu), \quad (3.1)$$

unde C_{12} reprezintă coeficientul de absorbție. Densitatea spectrală $\rho(\nu)$ a radiației electromagnetice emise (absorbită) de către atom este dată de legea lui Planck pentru radiația termică:

$$\rho(\nu) = \frac{8\pi h\nu^3}{c^3} \frac{1}{e^{h\nu/(kT)} - 1}, \quad (3.2)$$

unde h este constanta lui Planck, ν reprezintă frecvența radiației emise de către corp, k – constanta Boltzmann, iar T – temperatura acestuia.

Pe nivelul excitat 2, electronul se poate afla un anumit timp, numit timp de viață al electronului în starea excitată, după care revine în starea de bază (inițială). De regulă, timpul de viață al electronului în funcție de tipul atomului este de ordinul $t = (10^{-7} - 10^{-4})$ s. Tranziția electronului de pe starea energetică 2 pe 1 are loc cu emisie de energie, se emite un foton cu energia $E = h\nu$. Fotonul poate fi emis în orice direcție, iar așa tip de emisie se numește *emisie spontană* (Fig. 3.1. b). Probabilitatea electronului de a emite un foton la tranziția de pe nivelul 2 pe 1 este dată de expresia:

$$P_{21}^{sp} = A_{21}, \quad (3.3)$$

unde A_{21} reprezintă coeficientul lui Einstein de emisie spontană. Electronul în starea excitată al atomului posedă energie relativ mare, iar timpul lui de viață la fel este mare. Dacă electronul este dezexcitat cu un foton incident exterior, acesta revine pe nivelul de bază 1 cu emisie de un nou foton. În așa situație fotonul incident nu este absorbit de electron și contribuie la amplificarea radiației emise de către atom, se obțin doi fotoni (Fig. 3.1. c). Acest timp de emisie se numește *emisie stimulată* ori de tip laser, iar probabilitatea acestei emisii poate fi calculată după relația:

$$P_{21}^{st} = B_{21}\rho(\nu), \quad (3.4)$$

unde B_{21} este coeficientul lui Einstein pentru emisia stimulată. Dacă vom nota prin N_1 și N_2 populația pe nivelul 1 și 2, ecuația de bilanț între procesul de emisie și absorbție în caz staționar are forma:

$$(B_{21}\rho(\nu) + A_{21})N_2 = C_{12}\rho(\nu)N_1. \quad (3.5)$$

Dacă vom nota prin N numărul total de atomi ce participă la procesul de emisie $N = N_1 + N_2$, conform distribuției Boltzmann:

$$\frac{N_2}{N_1} = \frac{g_2}{g_1} e^{-\frac{h\nu}{kT}}, \quad (3.6)$$

unde g_1, g_2 sunt gradele de degenerare a nivelelor energetice. Pentru temperaturi mari $T \rightarrow \infty$, $C_{12} = B_{21}$, drept urmare putem determina relația de legătură dintre coeficienții Einstein pentru emisia spontană și cea stimulată:

$$\frac{A_{21}}{B_{21}} = \frac{8\pi h \nu^3}{c^3}. \quad (3.7)$$

În conformitate cu ecuația de bilanț (3.5) se pot obține expresiile pentru intensitatea radiației emisiei spontane, stimulate și de absorbție:

$$I_{sp} = N_2 A_{21} h\nu, \quad (3.8)$$

$$I_{st} = N_2 B_{21} \rho(\nu) h\nu, \quad (3.9)$$

$$I_{ab} = N_1 B_{21} \rho(\nu) h\nu. \quad (3.10)$$

Expresiile (3.8)-(3.10) sunt utile la studiul condițiilor de amplificare a radiației laser și cercetarea proprietăților fizice ale acestuia.

3.2. Principiul funcționării laserului

Laserul este un dispozitiv complex ce utilizează un mediu activ (un sistem de atomi), ce poate fi solid, lichid sau gazos, care este plasat într-o cavitate optică rezonantă (Fig. 3.2).

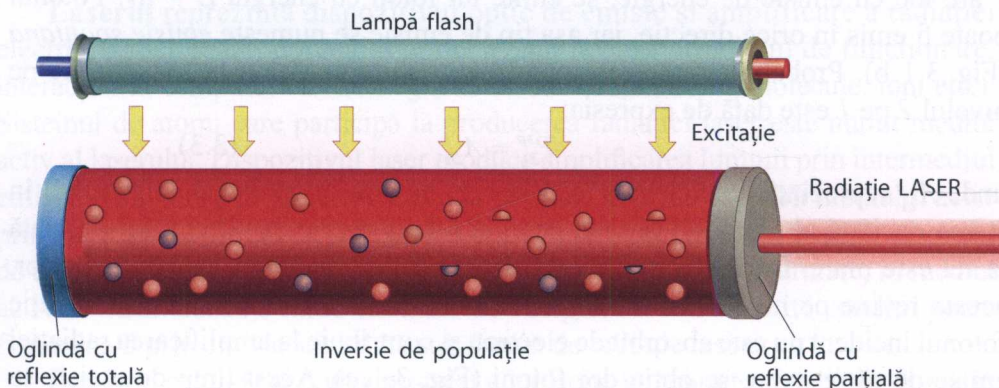


Fig. 3.2. Construcția laserului cu gaz

Din punct de vedere experimental, excitarea mediului activ al laserului are loc prin intermediul unei surse de energie exterioare, așa-numitul *mecanism de pompaj*. Pompajul se poate realiza electric sau optic, folosind o sursă de lumină (lampă flash, alt laser etc.) și duce la excitarea atomilor din mediul activ, adică trecerea electronilor de pe nivelele energetice inferioare pe cele superioare. Față de un mediu aflat în echilibru termic, acest mediu pompat din exterior ajunge să aibă mai mulți electroni pe stările energetice superioare, fenomen numit *inversie a populației*. Condiția realizării inversiei populațiilor pentru atomul cu două nivele este următoarea: $N_2 - N_1 > 0$. În acord cu expresiile (3.8)-(3.10) acesta ar însemna:

$$(I_{st} + I_{sp}) > I_{ab}, \text{ astfel încât } I_{sp} \ll I_{st}.$$

De regulă, emisia stimulată are loc de pe nivelele energetice excitate metastabile. *Starea metastabilă* reprezintă acea stare excitată a atomului pentru care timpul de viață al electronului este mult mai mare decât pentru alte stări excitate. Atomul cu stări metastabile rămâne excitat un timp de ordinul ($10^{-6} - 10^{-3}$) s. Cu toate acestea, timpul de viață pe nivelurile metastabile sunt mult mai mici comparativ cu stările de bază ale atomului. Drept urmare, un număr mare de atomi excitați cu aceeași stare metastabilă se pot acumula în mediul activ (Fig. 3.3). Doar în cazul nivelurilor energetice metastabile ale atomilor se poate de realizat inversiunea populațiilor.

Fasciculul de lumină care trece printr-un mediu activat va fi amplificat prin dezexcitarea stimulată a atomilor, proces în care un foton ce interacționează cu un atom excitat determină emisia unui nou foton, de aceeași direcție, lungime

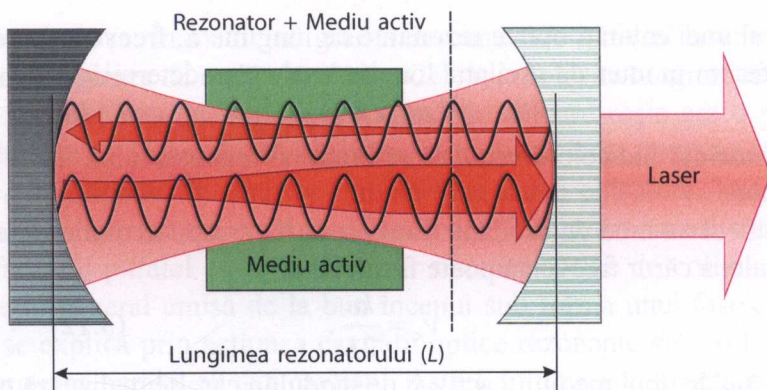


Fig. 3.3. Mediul activ și cavitatea rezonantă a laserului

de undă, fază și polarizare. Astfel este posibil ca pornind de la un singur foton, generat prin emisie spontană, să se obțină un fascicul cu un număr imens de fotoni, toți având aceleași caracteristici cu fotonul inițial. Acest fapt determină caracteristica de coerență a fasciculelor laser.

Rolul cavității optice rezonante, formată din două oglinzi concave aflate la capetele mediului activ, este acela de a selecta fotonii generați după o anumită direcție (axa optică a cavității) și de a-i face să circule de cât mai multe ori prin mediul activ. Trecerea fotonilor prin mediul activ duce la dezexcitarea atomilor, ceea ce contribuie la micșorarea factorului de amplificare optică a mediului. Se ajunge astfel la un echilibru activ, în care numărul atomilor excitați prin pompare este egal cu numărul atomilor dezexcitați prin emisie stimulată, punct în care laserul ajunge la o intensitate constantă. Având în vedere că în mediul activ și cavitatea optică au loc pierderi prin absorbție, reflexie parțială, împrăștiere, difracție, există un nivel minim, de prag, al energiei care trebuie furnizată mediului activ pentru a se obține efectul laser. În consecință, se impune existența unui câștig al radiației emise mai ridicat decât pierderile din rezonator, condiție care poate fi îndeplinită numai dacă inversia de populație depășește un anumit prag N_p , numit prag de aprindere a laserului, adică: $N_2 - N_1 > N_p$.

Cavitatea optică rezonantă folosită la construcția laserelor are dimensiuni mult mai mari decât lungimea de undă a radiației electromagnetice din cavitate. Radiația electromagnetică din interiorul cavității apare datorită dezexcitării spontane sau stimulate a mediului activ, care se manifestă astfel ca o sursă de energie. Cavitatea se numește pasivă în absența mediului activ și activă în prezența acestuia. O cavitate optică rezonantă poate suporta un număr mare de moduri de oscilație, atât longitudinale, cât și transversale, care sunt configurații stabile ale câmpului electromagnetic din cavitate. Modurile longitudinale sunt specificate prin numărul de noduri de-a lungul axei cavității, pe când cele transversale sunt specificate prin numărul de noduri în planul oglinzilor.

În cazul unei cavități optice rezonante de lungime L , frecvențele corespunzătoare diferitor moduri de oscilație longitudinale sunt determinate de condiția:

$$2nL = k\lambda, \quad (3.11)$$

unde n reprezintă indicele efectiv de refracție al rezonatorului, iar k – modul rezonatorului.

Astfel fiecărui mod de oscilație transversal îi corespund numeroase moduri longitudinale, a căror frecvență poate fi calculată:

$$\nu_k = \frac{kc}{2L}. \quad (3.12)$$

În funcție de tipul mediului activ și de modul în care se realizează pompajul acestuia, laserul poate funcționa în regim continuu sau de impulsuri.

3.3. Particularități ale diferitor tipuri de lasere

Radiația laser diferă de alte tipuri de radiație prin monocromatism și prin coerența undelor de lumină. Lumina laser este de o singură culoare, ceea ce conduce la faptul ca laserul să fie o sursă de energie unică și eficientă. Proprietățile de bază 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 , laserele cu CO_2 folosite 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 .

Densitatea ridicată de putere caracterizează puterea fascicului laser pe unitatea de suprafață. Deoarece fasciculele laser sunt înguste, această densitate devine foarte mare. De exemplu, în cazul laserului He-Ne ce are puterea de emisie de 1 mW , și diametrul fascicului de $0,4 \text{ mm}$, rezultă o densitate medie de putere de $0,5 \text{ W/cm}^2$. Pentru fasciculele de mare putere focalizate, densitatea de putere atinge ușor valoarea (10^{11} - 10^{12}) W/cm^2 . Chiar în cazul unui laser de mică putere intensitatea fascicului laser este de circa 10^4 ori mai mare decât intensitatea soarelui.

Monocromaticitatea. Majoritatea laserelor posedă un spectru de emisie foarte îngust, ca urmare a modului 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 radiei laser intratisular depinde de lungimea de undă a acestuia. Cele mai folosite lungimi de undă sunt cele din spectrul roșu și infraroșu. Laserul de culoare roșie are o pătrundere intratisulară de (2-3) cm, după care intensitatea și eficiența terapeutică scade.

Dirrecționalitatea. 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 cu heli-neon luminează pe Lună o suprafață cu diametrul mai mic de 2 km. Folosind laseri mai performanți și având la dispoziție suprafața Lunii retroreflectoare (colțuri de cub, care reflectă lumina incidentă pe aceeași direcție) a fost posibilă determinarea cu precizie înaltă a distanței dintre Pământ și Lună. În medicină direcționalitatea laserelor este importantă deoarece necesită o localizare fixă la nivel de microni, ca exemplu laserul abordează pielea printr-un concept științific inovator în cadrul căruia pe o suprafață de 1cm² de piele se realizează 220-300 de mici orificii, cu diametrul de (75-150) microni, care penetrează în piele la o adâncime cuprinsă între 0,4 și 1,4 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 emit fotoni identici cu cei cu care s-a realizat excitarea. Ca urmare, lumina laser este alcătuită din fotoni identici cu cei cu care s-a realizat excitarea atomilor, iar dacă se folosesc două lasere de aceeași frecvență, obținem totdeauna două raze coerente. Din această cauză, laserul este foarte folosit la realizarea fenomenului de interferență atunci când este necesar.

Diferite tipuri de laser sunt denumite în funcție de materialul folosit în calitate de mediu activ al rezonatorului.

Laserul cu gaz He-Ne emite lumină cu lungimea de undă $\lambda = 632,8 \text{ nm}$ (culoare roșie). În calitate de mediu activ, se utilizează un amestec de atomi de He și Ne.

Laserul CO₂ funcționează pe baza unui amestec de atomi de oxigen și carbon. Astfel de laser emite radiație electromagnetică monocromatică cu lungimea de undă $\lambda = 1600 \text{ nm}$.

Laserul cu Argon are în calitate de mediu activ argonul și emite lumină monocromatică cu lungimea de undă $\lambda = 458 \text{ nm}$ (albastru) și $\lambda = 515 \text{ nm}$ (verde).

Laserul cu Rubidiu posedă în calitate de mediu activ un cristal sintetic de rubidiu dopat cu ioni de $Cr(Al_2O_3: Cr)$. Lățimea liniei spectrale emise de așa laser este de ordinul milisecundelor, iar lungimea de undă corespunde $\lambda = 694,3 \text{ nm}$ și puterea în jur de 5 W .

Lasere cu dopanți de **neodymium** (Nd: YVO₄, Nd: YLF, Nd: YAIG), **erbiu** (Er: YAG) ori dopanți de **iterbiu** (Yb: YAG, Yb: SYS ori Yb: CaF₂) emit radiație în domeniul infraroșu cu lungimea de undă ($1\ 020\text{-}2\ 140 \text{ nm}$), a căror putere de emisie este de până la 100 W .

Laserul de tip LED se bazează pe diode de tip semiconductoare (GaAs, GaAlAs, InGaAlAs), emit radiație electromagnetică în diapazonul ($375\text{-}3500 \text{ nm}$).

3.4. Determinarea lungimii de undă și a energiei radiației laser cu ajutorul rețelei de difracție

Construcția și principiu de funcționare a laserului He-Ne

Pentru a obține inversiunea populațiilor, deseori în calitate de mediu activ al laserului este folosit un amestec a două gaze. În selectarea gazelor unul dintre criteriile necesare este ca ambele să posede 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. Cele mai importante linii spectrale emise de un așa laser sunt cele ale neonului având $\lambda = 632,8 \text{ nm}$, $1\ 152 \text{ nm}$ și $3\ 391 \text{ nm}$, numărul tranzițiilor laser cunoscute ale neonului fiind mult mai numeroase.

Diagrama simplificată a nivelelor energetice implicate în aceste tranziții este reprezentată în Fig. 3.4.

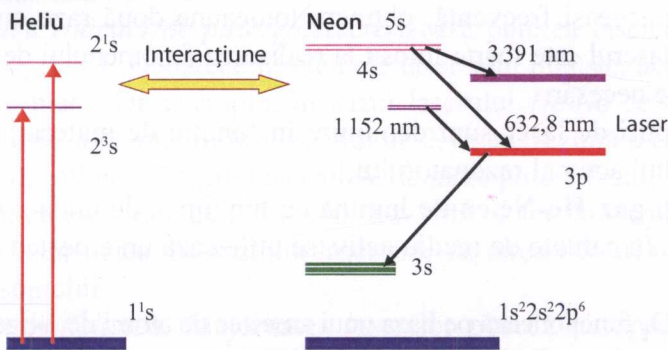


Fig. 3.4. Tranzițiile energetice ale laserului He-Ne

Faptul că între nivelele 2^3s și 2^1s ale heliului și $4s$ respectiv $5s$ ale neonului există o bună coincidență face posibil transferul de excitație între nivelele

corespunzătoare ale heliului (metastabile), care pot fi excitate direct prin ciocnirea electronilor cu atomul din starea fundamentală și nivelele specificate mai sus ale neonului determinând inversii de populații între stările $4s-3p$, $5s-3p$ și $5s-4p$ ale neonului și emisia laser prin tranziții stimulate între aceste stări. Pe lângă transferul rezonant de excitație, care constituie mecanismul principal în realizarea inversiei de populație, excitarea nivelelor laser superioare ale neonului se poate face și direct prin ciocniri electronice.

Constructiv, laserul cu He-Ne este realizat sub forma unui tub din sticlă (Fig. 3.4) umplut cu un amestec de He și Ne în proporție de 7:1 la o presiune totală de câțiva torri. Tubul de sticlă are încorporat doi electrozi, un anod din nichel și un catod din aluminiu, trecerile prin sticlă fiind realizate prin intermediul unor bare de wolfram. Lungimea tubului poate fi până la un metru, iar diametrul cuprins între (0,5-1,5) cm, extremitățile fiind prevăzute cu ferestre din cuarț, lipite la unghi Brewster.

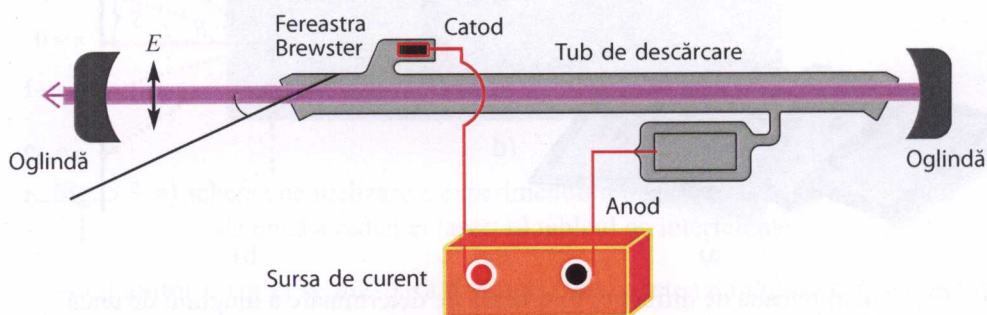


Fig. 3.5. Elementele constructive ale laserului He-Ne

Rezonatorul optic al laserului He-Ne este realizat cu ajutorul a două oglinzi, situate la capetele tubului. Datorită reflectivității ridicate ale acestor oglinzi (99%), se asigură un câștig înalt al cavității optice (factor de calitate), al cărei cuplaj cu exteriorul se face prin oglinzi sub forma fasciculului transmis.

Mecanismul de pompaj se realizează cu ajutorul unei descărcări electrice, cu emisie de electroni și ioni liberi în gaz. Tensiunea curentului aplicat este de (2-3) kV, iar intensitatea curentului emis în urma descărcării este de până la 10 mA. Electronii liberi ciocnesc atomii de heliu pe care-i excită pe nivelele metastabile 2^3s și 2^1s , popularea nivelelor $4s$ și $5s$ ale neonului realizându-se preponderent, prin transfer rezonant de excitație. Puterea radiației emise de laserul He-Ne este de câțiva miliwați.

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. În domeniul vizibil al undelor electromagnetice, fenomenul dat poate fi observat utilizând rețeaua de difracție. Aceasta reprezintă o plăcuță de sticlă pe care, cu un cuțit din diamant, sunt trasate o serie de zgârieturi paralele și echidistante (Fig. 3.6. a). 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 rețeaua de difracție își modifică direcția de propagare sub diferite unghiuri și datorită interferenței, pe ecran se formează maxime simetrice în raport cu direcția inițială a razelor (Fig. 3.6. b).

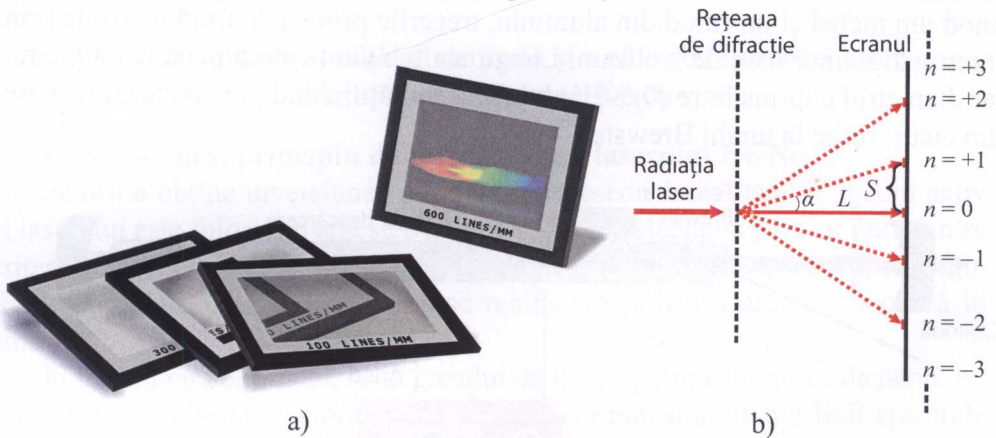


Fig. 3.6. a) rețeaua de difracție; b) schema de determinare a lungimii de undă a radiației laser cu ajutorul rețelei de difracție

Unghiul α format între raza incidentă și cea reflectată, care corespunde unui anumit maxim ($n = \pm 1, \pm 2, \pm 3, \dots, \pm m$) depinde de lungimea de undă λ și constanta rețelei de difracție conform relației:

$$d \sin \alpha = n \lambda. \quad (3.13)$$

În cazul când α , n și d sunt cunoscute este ușor de determinat lungimea de undă a radiației:

$$\lambda = \frac{d}{n} \sin \alpha. \quad (3.14)$$

Pentru unghiuri mici $\sin \alpha \sim S/L$, de unde rezultă următoarea expresie pentru lungimea de undă a radiației laser:

$$\lambda = \frac{d}{n} \frac{S}{L}. \quad (3.15)$$

În continuare vom descrie instalația și principiul de funcționare a acesteia pentru determinarea lungimii de undă a radiației laser cu ajutorul rețelei de difracție.

Modul de lucru:

– pe bancul optic, în suporturi speciale se instalează laserul, rețeaua de difracție și ecranul (Fig. 3.7. a). După introducerea laserului se ajustează sistemul optic. Distanța dintre rețeaua de difracție și ecran se stabilește astfel, încât pe ecran să se observe tabloul de interferență ce conține maximele de ordinele $\pm 1, \pm 2, \pm 3, \pm \dots$ (Fig. 3.7. b);

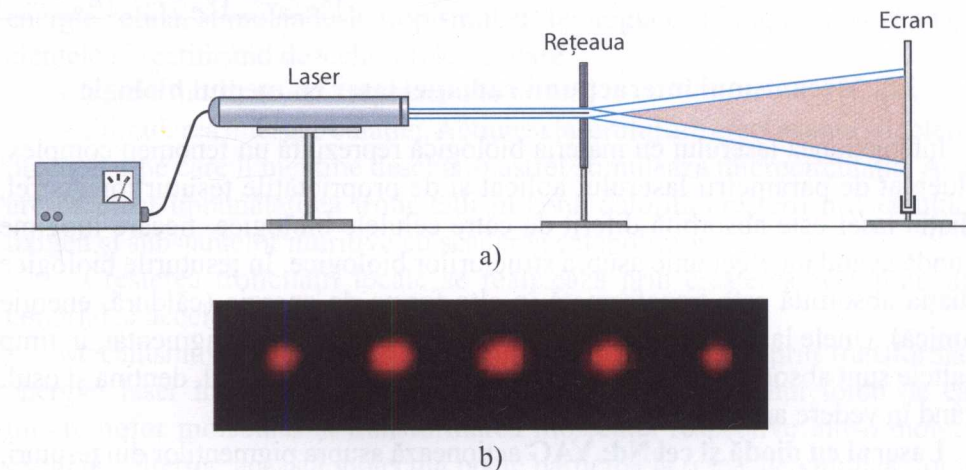


Fig. 3.7. a) schema de realizare a experimentului pentru determinarea lungimii de undă a radiației laser; b) tabloul de interferență

- 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 ($n = 1$);
- raportul S/L reprezintă valoarea numerică a $\text{tg } \varphi$. Unde φ este unghiul de difracție pentru maximul de ordinul întâi. Folosind tabela funcțiilor trigonometrice se determină valoarea respectivă a $\sin \varphi$;
- utilizând expresiile (3.14), (3.15) se determină lungimea de undă a radiației laser emisă de laserul He-Ne;
- cunoscând lungimea de undă și constanta viteza luminii în vid ($c = 3 \cdot 10^8 \text{ m/s}$), se determină frecvența radiației laser din relația:

$$\nu = \frac{c}{\lambda}. \quad (3.16)$$

- energia radiației emisă de laser cu He-Ne se determină din relația $E = h\nu$, unde h reprezintă constanta lui Planck ($h = 6,62 \cdot 10^{-34} \text{ J}\cdot\text{s}$);
- măsurările menționate mai sus se repetă pentru maximele de ordinul superior ($n = 2, 3, 4$);
- rezultatele experimentale obținute se trec în tabelul 3.1.

Tabelul 3.1

Nr. determ.	n	L, m	S, m	$\sin \varphi$	λ, nm	ν, Hz	E, J
1	1						
2	2						
3	3						
					$\lambda_m = \dots$	$\nu_m = \dots$	$E_m = \dots$

3.5. Mecanismul interacțiunii radiației laser cu mediul biologic

Interacțiunea laserului cu materia biologică reprezintă un fenomen complex, influențat de parametrii laserului aplicat și de proprietățile țesuturilor. Astfel, radiația laser este absorbită diferit de către celulele biologice, fiecare lungime de undă având un efect unic asupra structurilor biologice. În țesuturile biologice radiația absorbită este transformată în alte forme de energie (căldură, energie chimică). Unele lasere sunt absorbite doar de sânge și țesutul pigmentat, în timp ce altele sunt absorbite de apă și țesuturile dure, precum smalțul, dentina și osul. Având în vedere aceste lucruri, laserul produce diverse acțiuni:

Laserul cu diodă și cel Nd: YAG acționează asupra pigmentilor din țesuturi, agenților patogeni și asupra țesuturilor inflamate și vascularizate.

Laserul cu CO₂ evaporă moleculele de apă din țesuturi, celule și agenți patogeni.

Laserul cu dopanți de **Erbiu** (Er:YSGG și Er:YAG) evaporă apa din straturile superioare ale țesuturilor moi și ale celor dure, având emisii foarte scurte. În urma absorbției luminii laserului, în țesuturi are loc o reacție termică ce variază în funcție de parametrii instrumentului și de proprietățile optice ale țesutului, temperatura ajungând la 50°C pentru dezactivarea bacteriilor, 60°C pentru hemostază și îndepărtarea țesuturilor inflamatorii ale diverselor maladii.

Procesele cunoscute la interacțiunea laserului cu celulele vii pot fi grupate în trei mari categorii: fotochimice, termice și neliniare.

Efectele fotochimice au loc la densități foarte mici de putere, între (0,001-1) W/cm², dar necesită timp lung de iradiere de ordinul (10-10³ s). Astfel de efecte se includ în terapia fotodinamică cu laser ce constă într-un efect imediat la nivel molecular și structural organic, ținta principală fiind mitocondriile sau lizozomii. Efectele fotochimice sunt specifice îndeosebi laserelor pentru biostimulare, a căror putere este sub 1 W. Efectele produse de aceste lasere pot fi împărțite în primare, directe și indirecte.

Efectele directe pot fi *biochimice*, care se manifestă prin:

– stimularea eliberării substanțelor preformate: histamina, bradichinina, serotonina;

- modificarea reacțiilor normale ale enzimelor, prin inhibare, or stimulare;
- stimularea producerii ATP;
- accelerarea mitozelor.

Bioelectrice, constau în normalizarea potențialului membranelor al celulei, intervenind în reglarea pompei de Na.

Bioenergetice: Radiația laser conferă celulelor țesuturilor și organelor o energie solidă, stimulându-le tropismul și fiziologia celulară, normalizând deficiențele și rectificând dezechilibrele celulare.

Efectele indirecte sunt reprezentate prin:

– Stimularea microcirculației. Acțiunea laserului are efect asupra sfincterului precapilar pe care îl menține deschis și astfel stimulează microcirculația. Acesta are ca efect îmbunătățirea troficității în zonă datorită creșterii procentului de oxigen și substanțelor nutritive cu scăderea cataboliților.

– Creșterea troficității locale se realizează prin creșterea ATP-ului mitochondrial și accelerarea mitozelor celulare.

Mecanismul interacțiunii fotochimice se poate explica prin transformarea energiei laser într-o energie chimică, datorită absorbției unui foton de către un cromofor molecular și transformarea moleculei respective într-o moleculă excitată. Ulterior, această moleculă poate participa la o reacție chimică, fotonul acționând ca un reactiv care este consumat stoichiometric într-o reacție fotochimică, ce are loc cu obținerea în final a unui produs fotochimic. Astfel de reacții sunt reprezentate de desfacerea legăturilor, formarea legăturilor încrucișate, formarea unui radical ce determină leziuni oxidative sau fotodistrucția cromoforului. Cromoforul molecular poate fi de natură endogenă (grupările laterale ale aminoacizilor, pigmentii hematici) sau pot fi de natură exogenă, reprezentați de moleculele introduse special în organism.

Acest mecanism stă la baza terapiei fotodinamice. În practică se utilizează pentru distrugerea celulelor canceroase. Procedeu se bazează pe injectarea în organism a unui cromofor exogen care se va acumula cu predilecție la nivelul celulelor canceroase. Sub acțiunea radiației laser, cromoforul va absorbi fotonii care vor reacționa cu oxigenul, rezultând un produs toxic ce va distruge celulele canceroase. Eficiența terapiei depinde de trei elemente esențiale: cromoforul molecular, radiația laser și concentrația de oxigen.

Efectele termice se manifestă prin evaporarea apei, lezarea și coagularea țesuturilor și apar la densități de puteri foarte mari de până la 10^{10} W/cm² și la timp de expunere foarte scurt, între 1 ms și 100 s. Diferite efecte termice ale laserului se pot descrie pe baza temperaturii atinse și a duratei expunerii, dar și pe baza particularităților optice ale țesutului și lungimii de undă utilizate.

Efectele fototermice ale radiației laser se bazează pe conversia energiei electromagnetice a laserelor în energie termică și sunt utilizate în terapie (foto-

termoterapie) sau chirurgie (efecte termice locale distructive). Efectele fototermice se bazează pe efectul de încălzire a țesuturilor datorită relaxării neradiative a excitației laser. Când un cromofor din țesut absoarbe un foton, o parte din energia de excitație se relaxează neradiativ și conduce la creșterea temperaturii în cromofor și apoi în mediul înconjurător. Efectele fototermice se obțin prin focalizarea fasciculului laser în spoturi cu dimensiuni de câțiva mm. La nivel microscopic, procesele fototermice își au originea în absorbția în volum ce are loc în benzile de vibrație – rotație moleculare sau în sistemul de nivele vibraționale ale celei mai coborâte stări electronice, urmată de termalizarea rapidă prin dezexcitare neradiativă. Efectele de încălzire caracteristice sunt controlate în principal de absorbția țintei moleculare, adică apa, proteinele, pigmenții sau alte macromolecule, precum acizii nucleici și substanțele aromatice.

În funcție de temperatură, efectele termice asupra țesuturilor pot fi clasificate astfel:

- până la 37°C nu se produc leziuni tisulare ireversibile; între (40-45)°C apar inducții enzimatică, edem, membrana celulară devine laxă și, în funcție de temperatură, se poate produce moartea celulară;
- la o temperatură de 60°C denaturarea ireversibilă a proteinelor, coagulare și necroza incipientă;
- la 80°C denaturarea colagenului, defecte de membrană;
- la 100°C uscarea, vaporizarea apei tisulare, secționare, ablație.

Efecte fotomecanice se caracterizează prin vibrarea mediului parcurs de radiația laser și este generat de energia eliberată mediului prin absorbția unui foton incident. Efectul mecanic s-ar traduce prin presiunile exercitate la nivelul țesuturilor. Sub presiune, un țesut poate fi deformat reversibil sau ireversibil. Leziunile ce pot apărea sunt fie macroscopice (ruperea țesuturilor moi, fracturarea țesuturilor dure), fie microscopice (leziuni celulare sau microfisuri la nivelul țesuturilor dure).

Efecte neliniare: Folosirea formării plasmelor pentru a produce efecte clinice utile într-un țesut biologic, constituie o deviere de la tehnicile anterioare de tratament cu laser. Formarea plasmelor se bazează pe procese neliniare asociate cu excitația prin impulsuri scurte generatoare de unde de șoc acustice. Formarea plasmelor este singura interacție laser-țesut care nu se supune principiului fotobiologic fundamental de reciprocitate, conform căruia un efect este independent de intervalul de timp în decursul căruia sunt emiși fotonii (fenomenul este dependent de putere). Odată cu apariția laserelor cu puteri foarte mari, care pot să acționeze în impulsuri scurte, a devenit posibilă producerea unor puteri foarte ridicate. Când aceste lasere sunt focalizate pe un spot mic de țesut se produc fenomene „neliniare”, ducând la formarea unei plasmă care este un nor gazos bogat în electroni liberi. Ca urmare a producerii bruște a unui câmp

electric de înalta tensiune (10^6 - 10^7)V/cm în decurs de (10^{-9} - 10^{-12}) s se produce în spotul focalizat o undă de șoc acustic intensă. Această undă este purtătoarea unei energii cinetice potențial lezante și a fost utilizată clinic pentru prima oară în oftalmologie.

3.6. Aplicații ale diferitor tipuri de laseri în medicină

O aplicație destul de răspândită o are laserul în *cosmetologie* și chirurgia estetică. Remodelarea cutanată cu ajutorul laserului poate ajuta în reducerea liniilor fine, ridurilor, imperfecțiunilor sau cicatricilor cauzate de acnee. Această tehnică este folosită pentru tratamentul diverselor afecțiuni și este cunoscută sub denumirea de lasabraziune ori peeling. Tehnica implică concentrarea unui fascicul pulsant de radiație laser către zonele cu imperfecțiuni. Drept urmare, pielea este îndepărtată pentru a permite regenerarea unui tegument mai neted. Deseori această procedură se folosește în cazul ridurilor în jurul ochilor, gurii sau pe frunte, cei care prezintă cicatrici post-acnee sau piele care necesită remodelare secundară.

Atât laserul cu CO_2 , cât și cel cu erbiu, folosite în această procedură, pot îndepărta stratul superficial al pielii. Tratamentele laser implică energie luminoasă pulsantă de nivel scăzut sau un fascicul luminos continuu, care sunt administrate sub formă scanată pentru o îndepărtare precisă a stratului superficial.

Tratamentul varicelor cu laser endovenos este cel mai modern procedeu fiind totodată și cel mai puțin invaziv (Fig. 3.8). Laserul endovenos nu necesită internare, nu este dureros și nu lasă cicatrice având rezultate estetice și funcționale

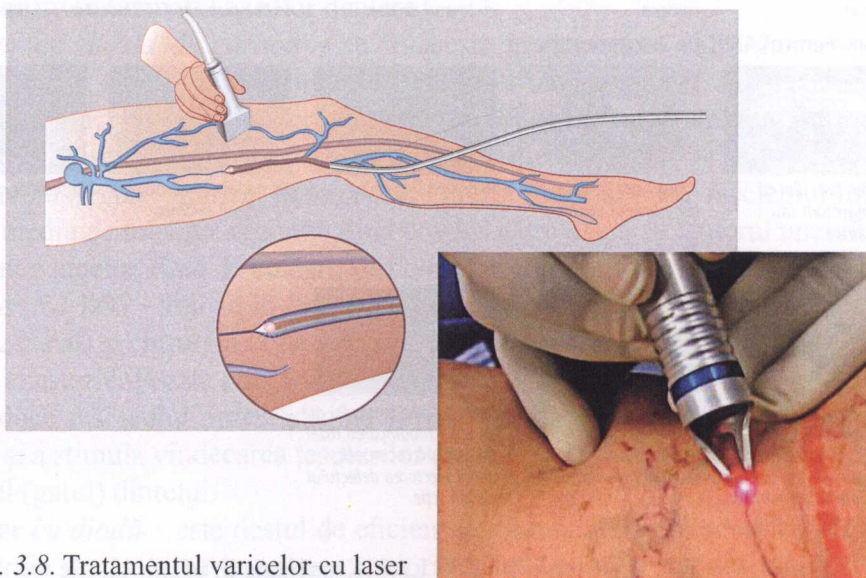


Fig. 3.8. Tratamentul varicelor cu laser

excelente pe termen lung. Pentru un diagnostic corect al varicelor este nevoie mai întâi de un examen clinic flobologic și de o ecografie Doppler, după care se face harta bolii venoase evidențiindu-se punctele de reflux venos. Procedeu laser propriu-zis se face sub anestezie, introducând în vena bolnavă o fibră optică printr-o puncție sub control ecografic. Fibră optică se conectează la un laser vascular care emite energie luminoasă prin capătul liber care este în contact cu vena. Energia topește și sigilează vena bolnavă care se micșorează pe măsură ce retragem fibra. Intervenția se poate completa cu o flebectomie microchirurgicală, scleroterapie, și laser terapeutic pentru vasele mici, venule și telangiectazii.

În **oftalmologie** laserul se utilizează la corecția erorilor de refracție cum ar fi miopia, hipermetropia și astigmatism. Cele mai frecvente tipuri de intervenții chirurgicale cu laser la ochi sunt LASIK, LASEK, PRK și Epi-LASIK, care pot fi realizate utilizând laserul cu excimer (Fig. 3.9). Procedura LASIK este cea mai frecventă operație cu laser la ochi, care începe prin crearea unui lambou subțire în corneea. Pentru aceasta se folosește o lamă sau un laser pentru a face acest lambou. Odată ce acest fragment este creat, laserul excimer este folosit pentru a remodela corneea, care mai apoi corectează eroarea de refracție. Tehnica PRK începe prin îndepărtarea unei porțiuni de pe suprafața corneei sau a țesutului epitelial. Prin urmare, nu este nevoie de crearea unui lambou, iar

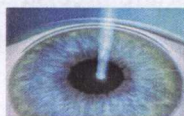
PRK – 1-a generație:



Pregătirea epitelului cornean



Îndepărtarea epitelului cornean

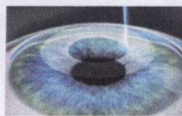


Remodelarea corneană cu laserul excimer



Protejarea corneei cu o lentilă terapeutică până la vindecare (5-7 zile)

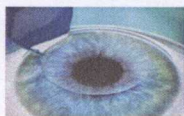
LASIK/FemtoLASIK – a 2-a generație:



Crearea flap-ului cu microkeratom sau femtolaser



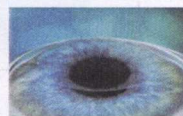
Transportul pacientului către laserul excimer



Ridicarea flap-ului

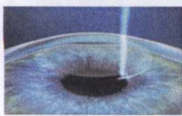


Remodelarea corneană cu laserul excimer

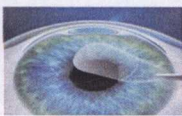


Repoziționarea flap-ului

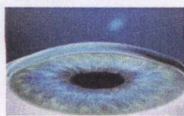
SMILE – a 3-a generație:



Crearea unei lenticule și a unei mici incizii periferice în interiorul corneei cu femtolaserul – totul într-un singur pas și cu un singur laser



Lenticula este extrasă prin incizia periferică cu minime afectări ale biomecanicii corneene



Îndepărtarea lenticulei are ca efect modificarea razei de curbură a corneei, deci corectarea defectului de refracție

Fig. 3.9. Intervenții PRK și LASIK utilizate în oftalmologie

țesutul îndepărtat crește la loc. Odată ce epiteliul este îndepărtat, este folosit un laser pentru remodelarea corneei. Laserul este de același tip, ca și cel folosit în intervențiile LASIK.

Procedura LASEK este similar cu LASIK sau PRK, doar că se aplică o soluție de alcool la nivelul epiteliului cornean, pentru a slăbi celulele corneene ultraperiferice, permițându-i astfel medicului să le mute, fără a scoate aceste celule. După remodelarea stromei cu laser excimer, pojhita de celule epiteliale poate fi înlocuită cu o lentilă de contact, pentru a permite o vindecare mai rapidă.

Tehnica de corecție Epi-LASIK se realizează la nivelul țesutului epitelial. Odata ce clapeta este creata, aceasta este dată la o parte, astfel încât chirurgul să poată remodela stroma cu laserul excimer. Clapeta de epiteliu este apoi înlocuită și acoperită cu un bandaj de contact-obiectiv pentru o vindecare mult mai rapidă. Această procedură se consideră destul de bună, deoarece clapeta există doar la nivelul epiteliului și pentru că nu se folosește alcool în timpul procedurii.

În **stomatologie** laserul se aplică în cazul hipersensibilității dentare. Atunci când gingia se retrage de pe dinți se expun rădăcinile dentare și poate lua naștere hipersensibilitatea dentinară, ce se manifestă printr-o sensibilitate dureroasă a dinților. Această sensibilitate a dinților se caracterizează prin durere fulgerătoare, de scurtă durată la stimuli reci, dulci, calzi. Terapia cu laser ajută la reducerea și chiar eliminarea acestei sensibilități dureroase.

Cele mai folosite tipuri de lasere în stomatologie sunt:

Laser Erbium (YAG) – poate înlocui freza dentară, străpungând țesuturile dure ale dintelui și osului. De asemenea, mai poate fi utilizat în depigmentările gingivale, pentru a reface gingia colorată în culoarea naturală, roz. Este frecvent folosit pentru tratamentul cariilor dentare.

Laser cu dioxid de carbon – se folosește în manopere chirurgicale mici (gingivectomii, extirpări de tumori ale țesuturilor moi din gură), este nedureros și asigură o bună hemostază (oprirea sângerării după operație) a plăgii. Cu toate acestea, se folosește la o scară mică în stomatologie.

Laser cu Argon – utilizat în intervenții chirurgicale minore, fasciculul folosește ca mediu de tranziție argonul, fiind condus către plagă cu ajutorul unei fibre optice sau a lupelor, fiind de culoare verde-albăstruie. Rar folosit în stomatologie.

Laser Nd YAG – folosit în cazurile de retracție gingivală, endodonție (tratamente de canal) și chirurgia orală. De obicei, tratamentele cu acest tip de laser nu necesită anestezie. Foarte util în tratamentul pungilor parodontale, când dentistul va introduce fasciculul între rădăcină și os, în profunzimea pungii, pentru a o steriliza și a stimula vindecarea țesuturilor distruse, astfel încât gingia să readere la coletul (gatul) dintelui.

Laser cu diodă – este destul de eficient în tratamentele endodontice și cele de chirurgie orală. Ajută la tratarea majorității afecțiunilor cavității orale și în

refacerea defectelor estetice. Fiind un aparat compact, este des folosit în procedurile pentru țesuturi moi.

Parodontologie: Laser-terapia reprezintă o variantă minim invazivă de tratament a bolii parodontale. Terapia cu laser ajută la eliminarea țesutului moale infectat din pungile parodontale, la eliminarea biofilmului microbial și la închiderea pungilor parodontale (Fig. 3.10). Tratamentul parodontal cu laser oferă medicului stomatolog să trateze bolile parodontale moderate și severe fără utilizarea bisturiului și a suturilor, avantaj semnificativ pentru pacient.

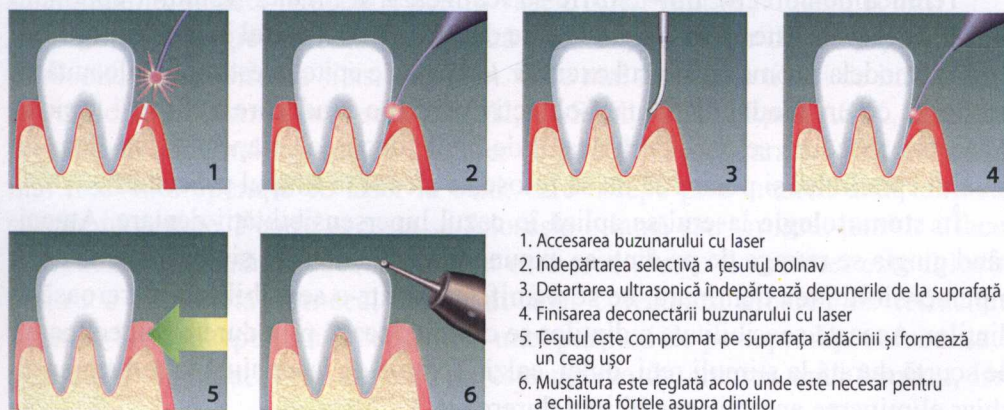


Fig. 3.10. Etapele tratării bolii parodontale, cunoscută și ca boala gingiilor, cu ajutorul laserului

Endodonție: Laser-terapia contribuie la curățarea și sterilizarea sistemului complex de canalicule radiculare (ce nu pot fi accesate prin metoda clasică, mecanică) și la dezinfectarea profundă a pereților dentinari. În urma acestui tratament, cresc șansele de succes al tratamentului endodontic reducându-se semnificativ formarea granuloamelor periapicale.

Implantologie: terapia cu laser contribuie la sterilizarea leziunilor învecinate și canalului osos în care este plasat implantul dentar. Eficiența integrării osoase a implantului crește și se mărește durata de viață a implantului.

Laser-terapia tratează **parezele faciale**. Parezele faciale sunt cauzate de expunerea pacientului la rece (aer condiționat, curent excesiv). Pacientul prezintă o asimetrie facială. Are efect și în nevralgiile de trigemen – durere atroce la nivelul dinților, durere care nu este de cauză dentară. Laser-terapia are efect și în tratarea paresteziilor, accelerarea vindecării post-herpetice, fără risc de cicatrice.

Laserul ajută la **tratarea alveolitei** – infectarea alveolei dentare post-extracțional. În erupția dificilă a molarului de minte când apar dureri considerabile și imposibilitatea deschiderii gurii (trismus), laserul are efecte benefice reducând durerea și inflamația imediat.

Albirea dinților reprezintă o procedură stomatologică estetică rezultată în urma expunerii dentinei (aflată sub smaltul dinților) la peroxidul de hidrogen (H_2O_2). Când peroxidul pătrunde prin smalt, pigmentarea din dentină se oxidează, dând un alb reflectat prin smaltul translucenț. Această procedură se realizează cu ajutorul surselor de căldură ori luminii laser (Fig. 3.11), care accelerează efectul de albire. Sistemele tradiționale pentru albirea dinților încorporează o sursă de căldură pentru a accelera procesul de oxidare. Dezavantajele acestei metode de tratament sunt simptomele adverse, incluzând mâncărime și iritare a pielii, iritarea gingiilor, arsuri ușoare și expunere la radiații ultraviolete. Aplicarea laserului, evită substanțial aceste probleme. De regulă, se operează cu lasere cu lungimea de undă (480-520) nm, dovedită clinic a fi ideală pentru albiri dentare.

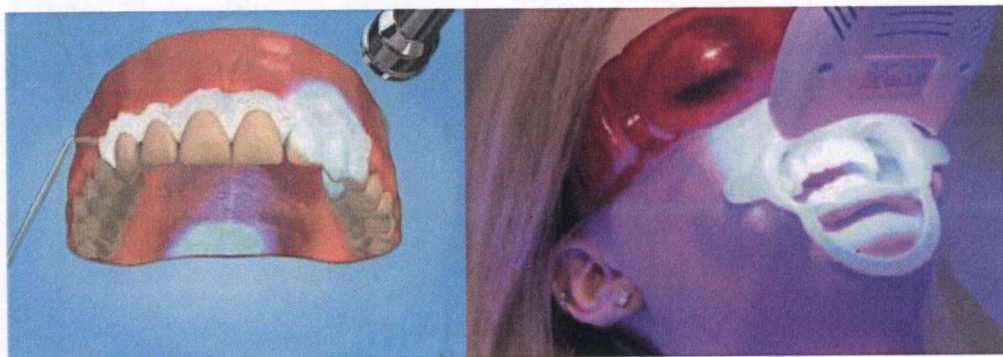


Fig. 3.11. Înălbirea dinților cu ajutorul laserului

Alungirea coroanei dentare: Laserele dentare pot remodela țesuturile gingivale și osul în vederea obținerii unei forme mai alungită a dinților scurți și inestetici. Numită și alungirea coroanei dentare, o astfel de remodelare asigură o bază mai sigură pentru procedurile de estetică dentară.

Plombele dentare: Laserele dentare pentru țesuturile dure pot elimina necesitatea unei injecții anestezice locale sau a utilizării tradiționalei freze. Laserele folosite în procedurile pentru curățarea cariei dentare pot ucide bacteriile localizate în cavitatea carioasă, fapt care poate duce la restaurări dentare de lungă durată. Avantajul major îl reprezintă procedura minimal invazivă, laserul îndepărtând doar țesuturile cariante, fără să le lezeze pe cele sănătoase. Nu există vibrații și forțe de frecare ca în cazul frezei dentare, deci dispare riscul supraîncălzirilor dureroase sau a fisurilor și fracturilor smaltului.

ANEXE

Tabelul A1

Alfabetul grecesc

Litera de tipar	Denumirea (pronunțarea)	Litera de tipar	Denumirea (pronunțarea)	Litera de tipar	Denumirea (pronunțarea)
Aα	alfa	Ιι	iota	Ρρ	ro
Bβ	beta	Κκ	capa	Σσς	sigma
Γγ	gama	Λλ	lamda	Ττ	tau
Δδ	delta	Μμ	miu	Υυ	ipsilon
Eε	epsilon	Νν	niu	Φφ	fi
Zζ	zeta	Ξξ	xi	Χχ	hi
Hη	eta	Οο	omicron	Ψψ	psi
Θθ	teta	Ρπ	pi	Ωω	omega

Tabelul A2

Constantele 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	$\sigma = 5,67 \cdot 10^{-8} \text{ W}/(\text{m}^2 \cdot \text{K}^4)$
Constanta de deplasare Wien	$b = 2,9 \cdot 10^{-3} \text{ m} \cdot \text{K}$
Constanta Planck	$h = 6,63 \cdot 10^{-34} \text{ J} \cdot \text{s}$
Constanta lui Faraday	$9,652 \cdot 10^7 \text{ K} \cdot \text{kg} \cdot \text{mol}^{-1}$

Tabelul A3

Densitatea unor medii biologice în g/cm^3

Mediul biologic	$\rho, \text{g/cm}^3$
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 A4

Indici de refracție a apei distilate în funcție de temperatură

Temperatura, $^{\circ}\text{C}$	n_D	Temperatura, $^{\circ}\text{C}$	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 A5

Indicele de refracție a diferitor medii

Diamant	2,417	Zahar	1,56
Apă	1,333	Alcool etilic	1,362
Hidrogen	1,000 138	Sticlă	1,46
Aer	1,000 292	Cronul ușor	1,51
Oxigen	1,000 272	Flintul greu	1,77
Gheață	1,31	Oxidul de carbon	1,000 450

Tabelul A6

Concentrația proteinelor în funcție de indicele de refracție la $T = 17,5^{\circ}\text{C}$

n	C, g/l	n	C, g/l
1,33705	6,3	1,34575	56,8
1,33743	8,6	1,34612	59
1,33781	10,8	1,34650	61,2
1,33820	13	1,34687	63,4
1,33858	15,2	1,34724	65,5
1,33896	17,4	1,34761	67,7
1,33934	19,6	1,34798	69,8
1,33972	21,8	1,34836	72
1,34010	24	1,34873	74,2
1,34048	26,2	1,34910	76,9
1,34086	28,4	1,34947	78,5
1,34124	30,5	1,34984	80,5
1,34162	32,8	1,35021	82,8
1,34199	35	1,35058	84,9
1,34237	37,2	1,35095	87,1
1,34275	39,4	1,35132	89,2
1,34313	41,6	1,35169	91,4
1,34350	43,8	1,35205	93,5
1,34388	46	1,35242	95,7
1,34426	48,1	1,35279	97,8
1,34463	50,3	1,35316	99,9
1,34500	52,5	1,35352	102
1,34537	54,7	1,35388	104,1

Tabelul A7

Lungimile de undă ale unor linii spectrale

Elementul chimic	λ , nm	Element chimic	λ , nm	Element chimic	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		589,0
Ca	597,2	He	656,3	Na	589,6
	614,2		388,9		460,7
	649,6		402,6		638,6
	445,5		447,1		640,8
Cu	487,8	K	471,3	Sr	
	527,0		492,2		
	534,9		501,6		
	559,0		587,6		
	585,7		657,8		
	612,2		706,3		
	616,2		404,5		
	643,9		691,1		
	402,3		693,9		
	406,3		766,5		
427,5	769,9				
637,8					

BIBLIOGRAFIA

1. M.B. Jackson, *Molecular and Cellular Biophysics*, Cambridge University Press, New York, 2006.
2. V. Rusu, A. Mărgineanu, S. Miron, C. Ștefănescu, I. Hurjui, I. Raileanu, *Lucrări Practice și Demonstrații de Biofizică și Fizică Medicală*, Ed. Gr. T. Popa, UMF Iasi, 2003.
3. H. Tintea, M. Iuga, K. Kovacs, L. Onițiu, *Optică și Spectroscopie*, Ed. Didactică și Pedagogică, București, 1967.
4. V. Pop, *Bazele Opticii*, Ed. Universității „Al. I. Cuza”, Iași, 1988.
5. A. Popescu, *Fundamentele Biofizicii Medicale*, vol. 1, Ed. All, 1994.
6. I.M. Popescu, *Fizica și Ingineria Laserilor*, Ed. Tehnică, București, 2000.
7. D.C. Dumitraș, *Biofotonica. Bazele Fizice ale Aplicațiilor Laserilor în Medicină și Biologie*, Ed. All Educational, București, 1999.
8. M. Niemz, *Laser-tissue Interactions. Fundamentals and Applications*, Springer Verlag, Berlin, 1996.
9. A. J. Welch, M.C. van Gemert, *Optical-thermal Response of Laser Irradiated Tissue*, Plenum, New York, 1995.
10. C. Sybesman, *Biophysics*, Kluwer Academic Publishers, Dordrecht, 1995.
11. A. J. Pope, *Medical Physics*, Heinemann Education, Oxford, 1989.
12. P. E. Sterian, N. N. Puscas, *Laseri și Procese Multifotonice*, Editura Tehnica, București, 1988.
13. H. Fröhlich, *Biological Coherence and Response to External Stimuli*, Springer Verlag, N.Y., 1988.
14. D. C. Dumitraș, *Laseri cu Gaz*, Ed. Academiei, București, 1982.