

Subiect 1.

Enunț

Vâscoelasticitatea țesuturilor moi. Aplicație pe coloana vertebrală umană. Să se definească fenomenele caracteristice vâscoelasticității țesuturilor și să se exemplifice aceste fenomene pentru o unitate funcțională a coloanei vertebrale.

Soluție

Vâscoelasticitatea combină proprietățile de elasticitate și vâscozitate ale materialelor și se caracterizează prin două fenomene: fluaj și relaxare. În timpul fluajului structura vâscoelastică supusă unei solicitări constante se deformează continuu în timp, iar în timpul relaxării, structura vâscoelastică care a fost deformată se relaxează când forța scade în timp, deși deplasarea este menținută constantă. S-a demonstrat experimental că majoritatea materialelor organice precum oasele, ligamentele, tendoanele, mușchii pasivi, polimerii au un comportament vâscoelastic. De exemplu, o solicitare de tracțiune aplicată unui femur fracturat poate reduce fractura datorită fenomenului de fluaj.

Fluajul este o caracteristică mecanică importantă a structurilor biologice. Fluajul este fenomenul în care un material sau o structură se deformează în timp sub acțiunea unei sarcini constante și la o temperatură constantă. Rezultatele unui astfel de experiment sunt reprezentate sub forma curbelor de deformare de fluaj sub sarcină constantă. Studiul complet la fluaj, în tot domeniul de utilizare al materialului supus investigației, presupune repetarea experimentului pentru alte valori ale solicitării și/sau temperaturii. Încercările de fluaj durează un număr mare de ore, proporțional cu solicitările aplicate.

În figura 1 este prezentat un test de fluaj pentru o unitate funcțională a coloanei vertebrale. Inițial, asupra unității nu s-a aplicat nici-o solicitare (A). S-a aplicat apoi o solicitare de 100 N, care conduce la o deformare elastică imediată ($D_1 - D_0$). La menținerea structurii sub solicitarea de 100 N timp de o oră, apare o deformare $D_2 - D_1$, care descrie comportamentul vâscoelastic al țesutului.

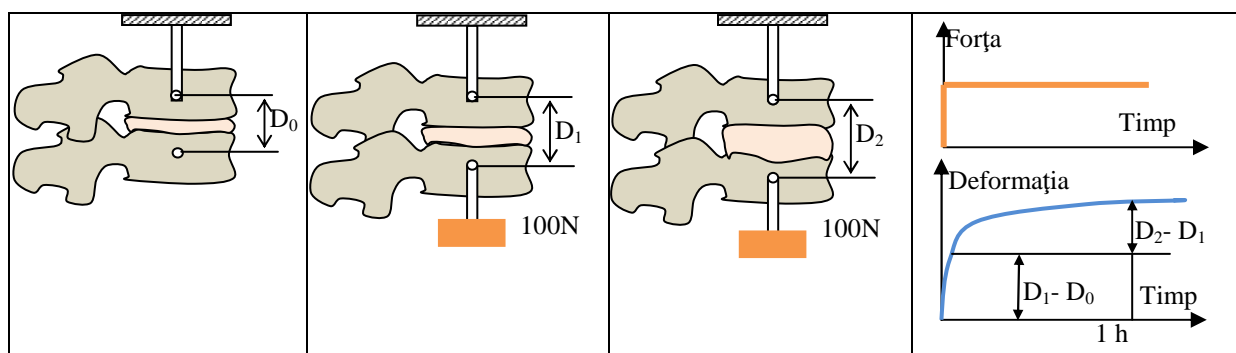


Fig.1. Test de fluaj pentru o unitate funcțională a coloanei vertebrale

Relaxarea este fenomenul în care se studiază variația tensiunilor în timp, în condițiile în care deplasarea este menținută constantă (tensiunea sau forța dintr-o structură deformată scade în timp, pe când deformarea este menținută constantă). Pentru o unitate funcțională a coloanei vertebrale se aplică o deformare care este menținută pe tot intervalul de timp cât durează testul. Pentru înregistrarea variației tensiunilor se atașează unității funcționale o celulă de forță (traductor).

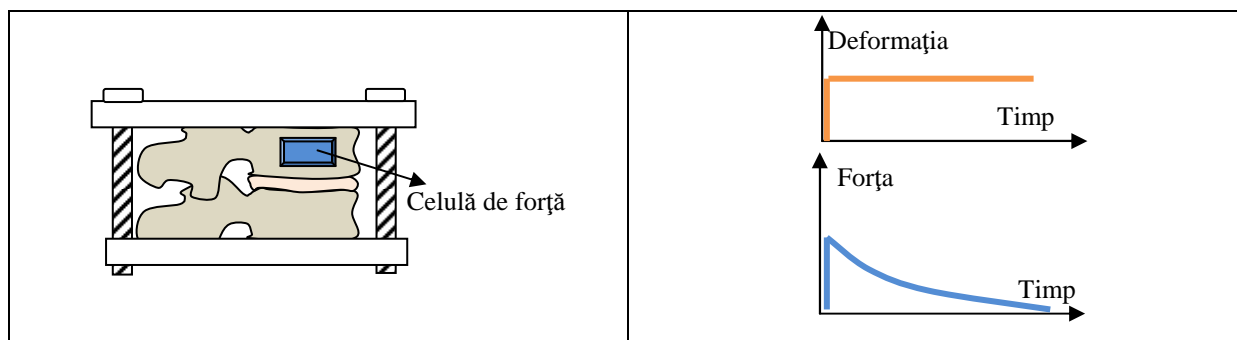


Fig.2. Test de relaxare pentru o unitate funcțională a coloanei vertebrale

Rezultatele experimentului sunt reprezentate sub forma curbelor de relaxare. La momentul inițial al încărcării, deformația este în întregime elastică:

$$\sigma_0 = E\epsilon_0$$

La un moment oarecare de timp, deformația este compusă din componenta elastică și cea plastică $\epsilon_0 = \epsilon_e + \epsilon_p$, iar tensiunea scade la valoarea: $\sigma = E\epsilon_e$.

Înlocuind pe ϵ_0 și ϵ_e în legea lui Hooke, rezultă: $\frac{\sigma_0}{E} = \frac{\sigma}{E} + \epsilon_p$ și deci $\sigma = \sigma_0 - E\epsilon_p$.

Deformația plastică crește deci continuu cu timpul, ceea ce are ca efect scăderea continuă a tensiunii, până la anularea acesteia în anumite situații.

Histerezisul reprezintă fenomenul asociat energiei pierdute datorită vâscoelasticității materialelor când sunt supuse unor cicluri de încărcare/descărcare (fig.3). În cazul materialelor elastice, cele două curbe corespunzătoare încărcării/descărcării sunt identice, energia de deformare fiind recâștigată în timpul descărcării. În cazul materialelor vâscoelastice, precum țesuturile biologice, curba de descărcare este situată sub curba de încărcare, aria suprafeței dintre cele două curbe reprezentând energia pierdută în timpul ciclului încărcare/descărcare.

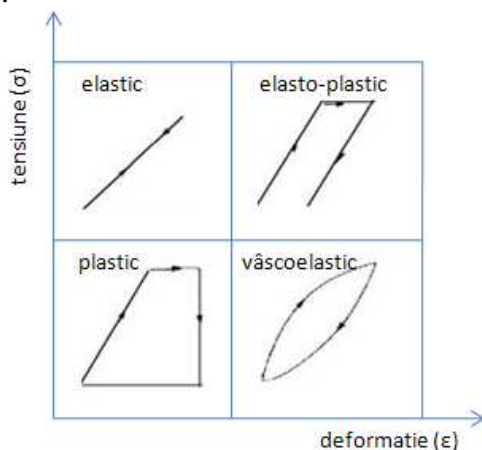


Fig.3. Curbele de histerezis

Trebuie subliniat faptul că vâscoelasticitatea nu înseamnă plasticitate. Un material vâscoelastic, după ce a fost supus solicitării și forța de deformare a fost înlăturată, revine la forma inițială (răspunsul elastic), chiar dacă acest proces de revenire durează mai mult timp (răspunsul vâscos). Un material plastic, nu revine la forma inițială după îndepărtarea forței care a produs deformarea.

Subiect 2.

Enunț

Echilibrul static al segmentului cervical al coloanei vertebrale. Să se studieze echilibrul static al segmentului cervical al coloanei vertebrale în postura orizontală și în postura ortostatică.

Soluție

Problema echilibrului coloanei vertebrale poate fi privită sub două aspecte: echilibrul întregii coloane vertebrale și echilibrul individual al segmentelor constituente. În ambele cazuri echilibrul se poate aborda fie tridimensional, fie plan, aceasta din urmă fiind în mod evident o problemă simplificată.

Un rol decisiv în stabilirea unei situații corecte de echilibru îl au încărcările proprii și exterioare care acționează asupra segmentului studiat. În majoritatea situațiilor clinice, în problemele de biomecanică a sistemului musculoscheletal, forțele și momentele care acționează asupra unui segment anatomic au direcții diferite în spațiu.

În poziție ortostatică greutatea proprie a segmentelor corpului uman se distribuie uniform prin intermediul coloanei vertebrale de la cap spre sacru. Echilibrul global al coloanei vertebrale în poziție ortostatică este realizat în cea mai mare proporție de către musculatura dorsală și ligamentele locale ale fiecărei vertebre. De asemenea, peretele abdominal joacă un rol important la menținerea echilibrului când corpul are tendință de extensie.

Echilibrul în postura orizontală. Acțiunea musculaturii gâtului, implicată în echilibrul segmentului cervical și al capului se poate diviza la nivelul fiecărei vertebre constituente a structurii osoase. Forțele musculare responsabile de echilibru se pot determina prin scrierea ecuațiilor de echilibru în plan lateral. Este evident că pe măsura coborârii pe coloana vertebrală forțele de echilibru sunt tot mai mari datorită acumulării maselor proprii și a creșterii brațelor momentelor încovoietoare.

În vederea scrierii ecuațiilor de echilibru la nivelul ultimei vertebre cervicale s-a considerat corpul îndoit înainte, cu capul și coloana cervicală în planul orizontal (figura 1). S-au determinat: forța musculară F_1 (forța mușchi-ligament posterior), reacțiunea F_2 din articulația fațetei și forța F_3 ce acționează asupra discului intervertebral C7-T1.

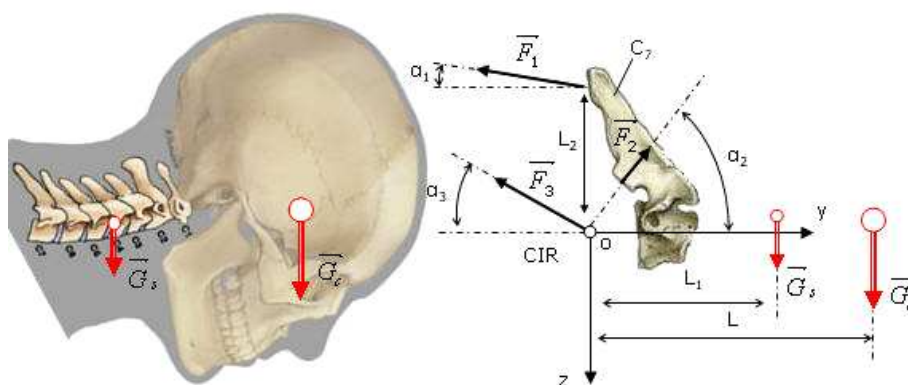


Fig. 1. Echilibrul segmentului cervical în poziție orizontală

În această postură direcțiile celor trei forțe interne F_1 , F_2 și F_3 , sunt cunoscute din studiile de anatomie. Singura forță externă implicată în această problemă de echilibru este greutatea coloanei cervicale și a capului.

Acțiunea solicitărilor interioare și exterioare asupra vertebrei C_7 este prezentată în figura 1. Pe vertebra C_7 izolată s-a ales un sistem de referință ortogonal cu centrul O în centrul instantaneu de rotație (CIR) al acesteia. Mărimile antropometrice ale elementelor anatomice sunt preluate din literatura de specialitate (anatomie funcțională).

Ecuațiile de echilibru sunt:

$$\vec{F}_1 + \vec{F}_2 + \vec{F}_3 + \vec{G}_c + \vec{G}_s = 0 \quad (1)$$

$$\sum \vec{M}_O = 0 \quad (2)$$

Proiectând pe axe ecuațiile vectoriale de echilibru rezultă:

$$(Oy): -F_1 \cdot \cos \alpha_1 + F_2 \cdot \cos \alpha_2 - F_3 \cdot \cos \alpha_3 = 0 \quad (3)$$

$$(Oz): G_c + G_s - F_1 \cdot \sin \alpha_1 - F_2 \cdot \sin \alpha_2 - F_3 \cdot \sin \alpha_3 = 0 \quad (4)$$

$$-L_2 \cdot F_1 \cdot \cos \alpha_1 + L_1 \cdot G_s + L \cdot G_c = 0 \quad (5)$$

După efectuarea calculelor rezultă valorile pentru cele trei forțe necunoscute implicate în echilibru.

Echilibrul în postura ortostatică. În acest caz acțiunile musculare sunt mult diminuate datorită capacității corpurilor vertebrale de a prelua sarcinile masice ale capului și gâtului. În figura 2 este prezentată acțiunea forțelor implicate în echilibrul ortostatic.

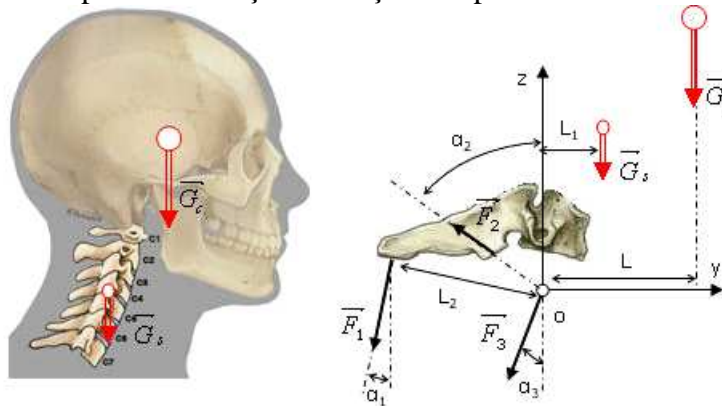


Fig. 2. Echilibrul segmentului cervical în poziție ortostatică

Proiectând pe axe ecuațiile vectoriale de echilibru (1) și (2) rezultă:

$$(Oy): -F_1 \cdot \sin \alpha_1 - F_2 \cdot \sin \alpha_2 - F_3 \cdot \sin \alpha_3 = 0 \quad (6)$$

$$(Oz): -G_c - G_s - F_1 \cdot \cos \alpha_1 + F_2 \cdot \cos \alpha_2 - F_3 \cdot \cos \alpha_3 = 0 \quad (7)$$

$$-L_2 \cdot F_1 \cdot \cos \alpha_1 + L_1 \cdot G_s + L \cdot G_c = 0 \quad (8)$$

După efectuarea calculelor rezultă valorile celor trei forțe implicate în echilibrul ortostatic al segmentului cervical.

Subiect 3.

Enunț

Modelarea formei biosemnalelor. Definiți biosemnalele și tipurile de biosemnale.

Soluție

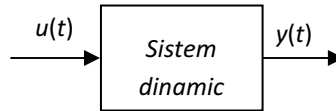
Vom înțelege prin biosemnal succesiunea continuă sau discretă a valorilor unor mărimi măsurabile în organismul viu, generată spontan sau provocată prin stimulare declanșatorie care poartă informații asupra existenței și desfășurării unor procese, evenimente, manifestări normale sau patologice. Manifestările vitale din organism generează și fenomene electrice, ce proiectează potențiale măsurabile, variabile în timp, în diferite puncte ale corpului. Ele reprezintă semnale electrice care informează despre evenimente bioelectrice, numite și biopotențiale electrice.

Semnalele bioelectrice generate de diverse grupuri de celule, asociate în unități funcționale, organe, mușchi, țesuturi, reprezintă particularități inconfundabile, cu parametrii specifici din care se deduc aprecieri privind vitalitatea și funcționalitatea acestora.

Un semnal *unidimensional*, numit și semnal 1D, este o funcție de timp, notată generic

prin $x(t)$, $t \in \mathbb{R}$. Fie $\mathfrak{I}_t = [t_1, t_2]$ suportul semnalului $x(t)$, adică intervalul de timp finit în care se observă (măsoară) semnalul. Funcția $x(t)$ se consideră de *modul integrabil*:

$$(1.1) \quad \int_{t_1}^{t_2} |x(t)| dt \leq M < \infty, \quad M \in \mathbb{R},$$



Semnalele se pot aplica unor circuite sau, mai general, unor sisteme dinamice.

Sistemele dinamice realizează *prelucrarea semnalelor*, conform cu funcțiunile realizate de echipamentele electronice în care sunt înglobate. Exemple:

- integrarea unui semnal,
- derivarea acestuia,
- filtrarea (extragerea unor componente spectrale ale semnalului sau, după caz, eliminarea componentelor parazite),
- modularea semnalelor, etc.

Echipamente electronice sunt formate din lanțuri de sisteme dinamice, care realizează prelucrări consecutive ale semnalelor, conform unei „tehnologii” care determină funcțiunile realizate de echipamentul respectiv.

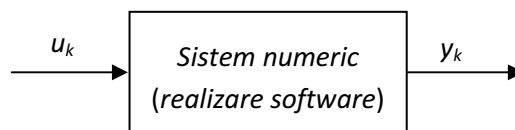
Semnalele pot fi:

- *cu timp continuu*, numite *semnale analogice* (utilizate în circuitele analogice)
- *cu timp discret*, utilizate în cadrul semnalelor numerice.

Semnalele numerice sunt generate prin două operații:

- *eșantionarea* semnalului, adică discretizarea timpului t cu un pas T_e , numit perioadă de eșantionare. Semnalul cu timp discret, , este notat cu x_k (k - timpul discret);
- *cuantizarea* semnalului, adică discretizarea amplitudinii eșantioanelor. Se alege un pas de cuantizare, , iar rezultatul operației de cuantizare este un număr întreg, , astfel încât produsul să fie cât mai apropiat de amplitudinea eșantionului cuantizat.

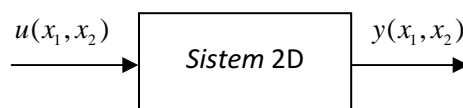
Cele două operații se realizează uzual în cadrul unui convertor analogic/numeric (A/N). La ieșirea acestuia se obține un șir de valori numerice, aferente momentelor de timp discrete k . Acest șir reprezintă un semnal numeric.



Într-un sistem numeric, procesarea semnalului de intrare, , în vederea obținerii răspunsului se realizează prin mijloace software.

Din clasa *semnalelor unidimensionale* menționăm: semnalul vocal, semnalul radio (modulat în amplitudine sau în frecvență), semnalele furnizate de traductoare ale mărimilor fizice uzuale (temperatură, viteză ș.a.) etc.

Semnalele care au o evoluție ce nu este supusă hazardului se numesc *semnale deterministe*. Alături de acestea, se întâlnesc și semnalele *aleatoare*, a căror evoluție în timp este supusă hazardului (așa cum sunt perturbațiile)



Semnalele *bidimensionale*, numite și semnale 2D, sunt – de regulă – imagini. Fie un semnal bidimensional, în raport cu coordonatele spațiale x_1 și x_2 . Mărimea u reflectă *valoarea nivelului de gri* în punctul de coordonate x_1 și x_2 . Operațiile de prelucrare a acestor semnale se realizează cu *ajutorul sistemelor 2D*. Semnalul de ieșire din sistem, se obține prin aplicarea unor operații specifice (filtrare, extragere contur, etc.) aplicate semnalului de intrare.

Subiect 4.

Enunț

Electromiografia. Definiți și prezentați conceptul de electromiografie.

Soluție

Electromiografia, EMG, este o metodă de diagnostic bazată pe înregistrarea biocurenților musculari. Mișcarea musculară implică acțiunea mușchilor și nervilor și necesită un curent electric. Acest curent electric este mult mai slab decât cel casnic.

În unele afecțiuni medicale, activitatea electrică a mușchilor sau nervilor nu este normală. Găsirea și descrierea acestor proprietăți electrice în mușchi sau nervi pot ajuta medicul în diagnosticare. EMG poate ajuta la diagnosticarea de compresii nervoase sau răni (cum ar fi sindromul de tunel carpian), leziuni ale rădăcinii nervoase (cum ar fi sciatica), precum și cu alte probleme ale mușchilor sau nervilor.

Electromiografia (EMG) este o tehnică de evaluare și de înregistrare a activității electrice produsă de mușchii scheletici. EMG este efectuat folosind un instrument numit electromiograf, pentru a produce o înregistrare numită electromiograma. Un electromiograf detectează potențialul electric generat de celulele musculare atunci când aceste celule sunt activate electric sau neurologic. Semnalele pot fi analizate pentru a detecta anomalii medicale, nivelul de activare, pentru recrutare sau pentru analiza biomecanică de mișcare umană sau animală.

EMG ajută la diagnosticarea a trei tipuri de boli care interferează cu contracția musculară normală:

1. boli ale mușchilor în sine (cel mai frecvent, distrofie musculară la copii)
2. boli ale joncțiunii neuromusculare, care este legătura dintre fibra nervoasă și mușchiul alocat
3. boli "în amonte", în nervi și rădăcinile nervoase (care poate fi din cauza leziunilor nervoase, fie în curs de desfășurare sau leziuni nervoase)

Sursa de curent electric este potențialul membranei musculare de aproximativ -90 mV. Potențialul măsurat al EMG este cuprins între mai puțin de 50 μ V și până la 20 - 30 mV, în funcție de mușchi observați. Rată de repetiție tipică a unității motrice musculare este de aproximativ 70 - 20 Hz, în funcție de mărimea musculară, deteriorarea axonală anterioară și de alți factori. Deteriorarea la unitățile motrice pot fi așteptate la variații între 450 și 780 mV.

Există două tipuri de EMG utilizate pe scară largă: EMG de suprafață și EMG intramuscular (ac fin și sârmă). Pentru a efectua EMG intramuscular, un electrod ac sau un ac care conține doi electrozi fini de sârmă, se introduce prin piele, în țesutul muscular. Un profesionist instruit (cel mai adesea un neurolog) observă activitatea electrică în timp ce introduce electrozii. Activitatea de inserție oferă informații valoroase despre starea mușchilor și nervul care inervează. Mușchii normal în repaus fac anumite sunete, electric normale, atunci când acul este introdus în ele. Apoi, activitatea electrică atunci când mușchiul este în repaus este studiată. Activitatea spontană anormală ar putea indica unele leziuni nervoase și / sau musculare. Forma, mărimea, și frecvența potențialelor rezultate sunt studiate. Apoi, electrodul este retractat cativa milimetri, și, din nou activitatea este analizată până când cel puțin 10-20 de unități au fost colectate. Fiecare piesă de electrozi nu oferă decât o imagine foarte locală a activității musculare în ansamblu. Deoarece mușchii scheletici diferă în

structura interioară, electrodul trebuie să fie plasat în diferite locații pentru a obține un studiu precis.

EMG-ul intramuscular poate fi considerat prea invaziv sau inutil în unele cazuri. În schimb, un electrod de suprafață, poate fi folosit pentru a monitoriza situația generală de activare musculară, spre deosebire de activitatea a doar câtorva fibre observate folosind un EMG intramuscular. Această tehnică este utilizată într-un număr de setări, de exemplu, în clinica de fizioterapie, activarea musculară este monitorizată utilizând EMG de suprafață și pacienți au un stimul auditiv sau vizual a le ajuta să știe, atunci când exista activitate musculară (biofeedback-ul).

O unitate motrică este definită ca un neuron motor și toate fibrele musculare pe care le inervează. Atunci când o unitate motrică se activează, impulsul (numit un potențial de acțiune) este transmis de la neuronul motor la mușchi. Zona în care nervul contactează mușchiul este numit joncțiune neuromusculară. După ce potențialului de acțiune este transmis în întreaga joncțiune neuromusculară, un potențial de acțiune este determinat în toate fibrele musculare inervate ale blocului motor. Suma tuturor acestor activități electrice este cunoscut ca potențial de acțiune motric. Această activitate electrofiziologică de la multiple unități motrice este semnalul evaluat în timpul unei EMG.

Țesutul muscular în repaus este în mod normal electric inactiv. După ce activitatea electrică cauzată de iritarea inserției dispare, electromiograful nu ar trebui să detecteze nici o activitate anormală spontană (de exemplu, un mușchi în repaus ar trebui să fie electric tăcut, cu excepția zonei de joncțiunii neuromusculare, care este, în condiții normale, foarte spontan activ). Atunci când mușchiul este contractat în mod voluntar, potențialele de acțiune încep să apară. Cu cât puterea de contracție musculară este mai crescută, cu atât mai multe fibre și mai multi mușchi produc potențiale de acțiune. Atunci când mușchiul este contractat în totalitate, ar trebui să apară un grup dezordonat de potențiale de acțiune cu rate și amplitudini variabile.

EMG este folosit pentru diagnosticarea a două categorii generale de boli: neuropatii și miopatii.

Neuropatia are următoarele caracteristici care definesc EMG-ul:

- O amplitudine a potențialului de acțiune care este de două ori mai mare decât unitatea normală, datorită numărului crescut de fibre motoare, din cauza reinervațiilor de fibre.
- O creștere a duratei potențialului de acțiune
- O scădere a numărului de unități motrice în mușchi

Miopatia are următoarele caracteristici care definesc EMG-ul:

- O scădere a duratei potențialului de acțiune
- O reducere raportului zonă per amplitudine a potențialului de acțiune
- O scădere a numărului de unități motrice în mușchi (numai în cazuri extrem de grave).

Datorită individualității fiecărui pacient și a bolilor, unele din aceste caracteristici nu pot să apară în fiecare caz. Rezultatele anormale pot fi cauzate de diverse condiții medicale.

Semnalele EMG sunt în esență alcătuite din potențiale suprapuse ale acțiunilor blocurilor motoare de la mai multe unități motrice. Pentru o analiză aprofundată, semnalele EMG măsurate pot fi descompuse în potențialele lor constitutive. Potențialele din unitățile cu motrice diferite tind să aibă diferite forme caracteristice, în timp ce potențialele înregistrate de către electrod din aceeași unitate de motrica sunt de obicei similare. Dimensiunea și forma potențialelor depind de localizarea electrocului în ceea ce privește fibrele și așa pot să apară diferențe în cazul în care se mută poziția electrocului. Deși multe metode au fost propuse, descompunere EMG nu este una banală.

Semnalele EMG sunt folosite în numeroase aplicații biomedicale și clinice. EMG este folosit ca un instrument de diagnostic pentru identificarea bolilor neuromusculare, evaluarea durerii lombară, kinetoterapie, și tulburări de control motric. Semnalele EMG sunt de asemenea folosite ca un semnal de control pentru dispozitive de protezare, cum ar fi mâinile protetice, membrele superioare și inferioare.

EMG poate fi folosit pentru a sesiza activitate musculară izometrică în cazul în care nu este produsă nici o mișcare. Acest lucru permite definirea unor clase de gesturi subtile (fără mișcare) pentru a controla interfețele, fără a fi observat și fără a perturba mediul înconjurător. Aceste semnale pot fi folosite pentru a controla o proteză sau ca un semnal de control pentru un dispozitiv electronic, cum ar fi un telefon mobil sau PDA.

Subiect 5.

Enunț

Baza de date pentru stocarea datelor personale și a rezultatelor anamnezei într-o clinică medicală.

Soluție

Problema de rezolvat în cadrul aplicației este sistematizarea informațiilor legate de anamneza unui pacient și stocarea lor într-un format relațional.

O primă etapă a elaborării bazei de date o constituie identificarea seturilor de informații cu care se lucrează. Se poate vorbi de două astfel de seturi de informații: informațiile cu caracter personal referitoare la pacient și informațiile legate de anamneză;

În cadrul primului set de informații se includ următoarele elemente:

- un identificator al pacientului
- numele și prenumele
- codul CNP
- data prezentării
- denumirea unității sanitare
- numele medicului
- specialitatea
- codul de asigurat CNAS
- data nașterii
- adresa

Al doilea set de informații are trei componente: elemente de istoric al patologiei pacientului, rezultatele examenelor biologice și elemente de anamneză

Istoricul patologiei pacientului cuprinde date despre:

- boli virale
- accidente
- interventii chirurgicale
- boli cronice

Rezultatele investigațiilor biologice cuprind (printre altele);

- hemograma
- trigliceride
- colesterol
- VSH

Rezultatele anamnezei se vor referi printre altele la:

- presiunea arterială
- febra
- tuse
- simptomatologie

Întregul set de informații va fi centrat pe pacient și medic, deci cheile relaționale și cele externe vor urmări acest lucru.

Operatoarul de pe serverul de date se conectează la serverul MySQL și creează baza de date „pacienti”

mysql -u utilizator -p parola

CREATE DATABASE pacienti;

Se acorda privilegiile necesare utilizatorului pentru a lucra cu baza de date

GRANT ALL on pacienti.* to utilizator@localhost identified by 'parola';

USE pacienti;

Se creează tabelele sepcifice fiecărui set de informații

CREATE TABLE pacient (id INT(5) , numele_prenumele VARCHAR(50), cnp INT(13), data DATE DEFAULT now(), cnas INT(20), medic VARCHAR(50), specializare VARCHAR(50),);

Se setează cheia primară pe combinația de nume pacient și data prezentării la consultații, deoarece un pacient se poate prezenta de mai multe ori.

ALTER TABLE pacient SET PRIMARY KEY (numele_prenumele, data);

Se creează un tabel separat pentru medic, si unul pentru sepcializări, care conțin fiecare informații dintr-o entitate separată.

CREATE TABLE medic (id INT(5), numele_prenumele VARCHAR(50), cod_cnas INT(20) PRIMARY KEY,);

CREATE TABLE specializare (id INT(5), numele_prenumele VARCHAR(50), specializare VARCHAR(50),)

Cheia primară este constituită de combinația medic-specializare, deoarece un medic poate avea mai multe specializări.

ALTER TABLE specializare SET PRIMARY KEY (numele_prenumele, specializare);

In mod identic se vor crea și celelalte tabele, patologie, teste_biologice, anamneza.

Pe baza acestor structuri de date se pot rula interogari si ulterior se pot ridica reprezentari statistice care sa raspunda unor cereri de genul:

- care este incidenta simptomelor de infecție virală într-o anumită perioadă de timp;

SELECT COUNT(numele_prenumele), febra, tuse FROM pacient, anamneza WHERE (febra GT 38 AND tuse=true AND pacient.numele_prenumele= anamneza.numele_prenumele) GROUP BY numele_prenumele;

- care este numarul pacientilor consultați de un anumit medic într-o perioadă de timp;

SELECT COUNT(numele_prenumele), medic.numele_prenumele FROM pacient, medic, WHERE pacient.medic=medic.numele_prenumele AND data GT aaaa.ll.zz AND data LT aaaa.ll.zz;

- câți pacienti s-au prezentat la consultații la o anumită specializare și care sunt numele lor.

SELECT COUNT(specializare), data, medic.numele_prenumele, specializare FROM pacient, medic, specializare WHERE pacient.medic=medic.numele_prenumele and specializare='orl' GROUP BY pacient.specializare;

SELECT numele_prenumele, data, medic.numele_prenumele, specializare FROM pacient, medic, specializare WHERE pacient.medic=medic.numele_prenumele and specializare='orl';

Subiect 6.

Enunț

Factorii de influență ai rezistenței la smulgere a șuruburilor din structura osoasă. Încalzește volumul osos dintre spire și a efectului de triangulație.

Soluție

O regulă fundamentală în biomecanica șurubului de stabilizare este că rezistența la smulgere este proporțională cu *volumul de os dintre spire și cu efectul de triangulație*.

În mod experimental s-a observat că rezistența la smulgere a unui șurub din os se poate corela cu momentul de torsiune înregistrat la inserția șurubului, spre finalul cursei acestuia. Această dependență se poate exprima prin intermediul relației [Lieberman 1998]:

$$M_t = \frac{R_s}{1142} + 0.02 \quad (1)$$

unde M_t este momentul de torsiune în [Nm] iar R_s este rezistența la smulgere în [N].

Factorii determinanți ai rezistenței la smulgere sunt:

- diametrul exterior al șurubului;
- adâncimea de filetare;
- lungimea de înfiletare în os;
- caracteristicile filetului (pasul și forma profilului).

Această serie complexă de factori care intervin în estimarea rezistenței la smulgere a fost cuantificată de către Chapman în următoarea expresie [Benzel 2001]:

$$F_s = \tau_f \cdot A_s = \{\tau_f \cdot L \cdot \pi \cdot D_{major}\} \cdot TSF \quad (2)$$

unde F_s este forța de forfecare anticipată (N), τ_f este rezistența la forfecare (MPa), A_s este suprafața de forfecare (mm²), L lungimea de filet din os, D_{major} diametrul de vârf al filetului, $TSF = 0.5 + 0.57735 \cdot d / p$ reprezintă factorul adimensional de formă al filetului în care d este adâncimea de filetare în [mm] și p este pasul.

Rezistența la smulgere este în principal o funcție de volumul de os dintre spirele filetului șurubului (figura 1).

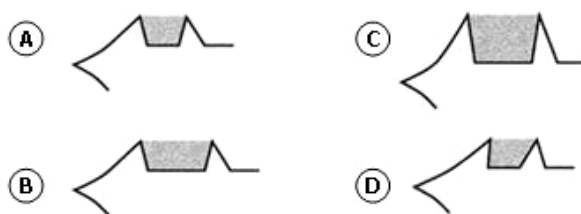


Fig. 1 Variația volumului osos cu tipul filetului:

(A) – referință,

(B) – creșterea volumului cu pasul,

(C) – creșterea volumului cu adâncimea de filet,

(D) – creșterea volumului osos prin scăderea celui metalic

Un volum de referință este prezentat în figura 1 – (A), comparativ cu care se prezintă influența parametrilor constructivi ai șurubului. Astfel, pentru un filet cu pas mai mare decât în cazul (A) volumul de os aflat între spire crește (B). De asemenea, odată cu creșterea adâncimii filetului, volumul osos crește (C). O altă metodă de creștere a volumului filetului o constituie reducerea volumului metalic al șurubului (D), prin modificarea geometriei profilului.

Triangulația reprezintă modul de poziționare (traietorie și configurație) al șuruburilor în os, fiind un factor important în îmbunătățirea rezistenței la smulgere. Triangulația se poate obține în două moduri: prin convergența axelor șuruburilor sau prin divergența acestora (figura 2). Efectul de triangulație este optim în cazul plasării șuruburilor cu axele longitudinale la 90° una față de cealaltă, indiferent de plan, trecând prin același implant [Benzel 2001].

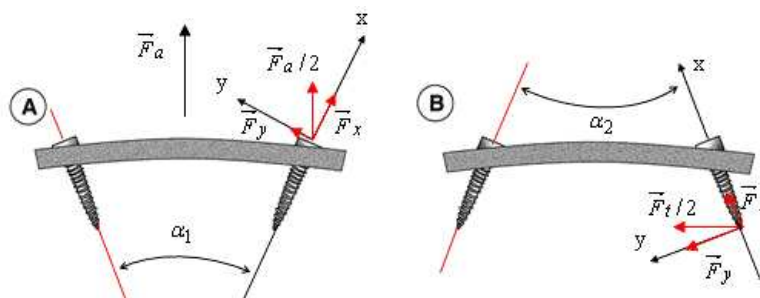


Fig.2 Triangulație convergentă (A) și divergentă (B)

Efectul de triangulație este proporțional cu aria osoasă triunghiulară care se creează între cele două șuruburi implantate convergent (figura 3). La rândul ei, această arie depinde de doi factori principali: lungimea șuruburilor din os și traiectoria acestora. Cu cât lungimea șuruburilor este mai mare ($L > L_1$) cu atât aria curinsă între acestea este mai mare; Cu cât unghiul de convergență este mai apropiat de 90° de grade, cu atât aria este mai mare.

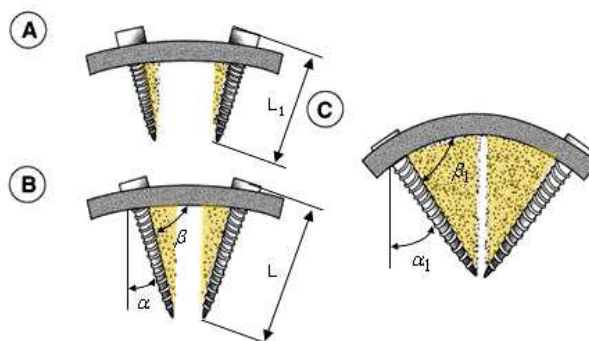


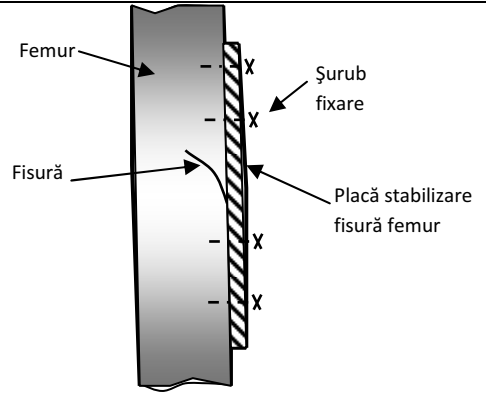
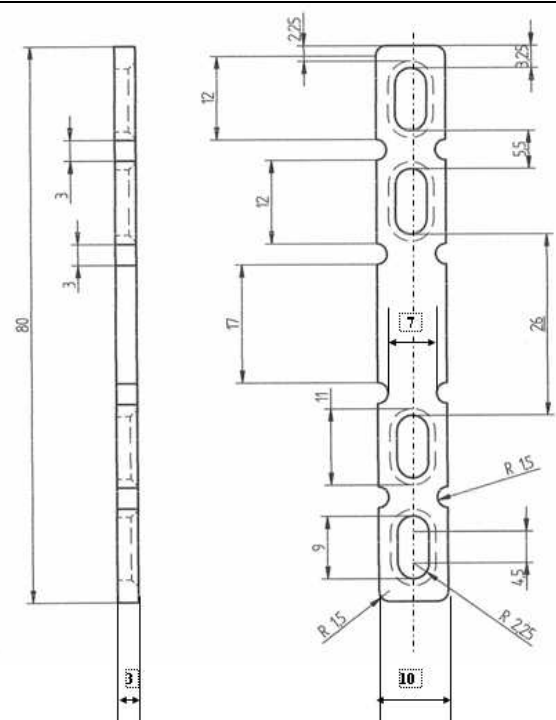
Fig.3 Proportionalitatea dintre convergență și efectul de triangulație: (A) – referință, (B) – variația triangulației cu lungimea șuruburilor, (C) – variația triangulației cu convergența

Pentru unghiuri de convergență mici (șuruburi aproape paralele) sau pentru unghiuri obtuze, efectul triangular se reduce.

Subiect 7.

Enunț

Modelul de calcul în vederea analizei prin metoda elementelor finite a stării de tensiune și deformație dintr-o placă pentru stabilizarea unei fisuri a femurului. În Fig. 1, se prezintă modul de amplasare a unei plăcuțe pentru stabilizarea unei fisuri a femurului. În Fig. 2, se prezintă detalii privind desenul de execuție pentru plăcuța utilizată. Cunoscând că materialul din care este confecționată plăcuța este un aliaj Co-Cr, având următoarele proprietăți mecanice și elastice: rezistența la rupere = 1035 MPa, limita de curgere = 585 MPa, modulul de elasticitate longitudinal $E = 190000$ MPa, coeficientul de contracție transversală = 0,28, se cere să se prezinte etapele care trebuiesc parcurse pentru realizarea modelului de calcul în vederea analizei prin metoda elementelor finite a stării de tensiune și deformație din placă.

 <p>Femur</p> <p>Șurub fixare</p> <p>Fisură</p> <p>Placă stabilizare fisură femur</p>	
<p>Fig. 1. Schema de plasare pe femur a plăcuței pentru stabilizare fisură</p>	<p>Fig. 2. Detalii pentru desenul de execuție al plăcuței de stabilizare a fisurii</p>

Soluție

1. Se analizează geometria reală a plăcuței în scopul stabilirii tipurilor de elemente finite potrivite pentru această analiză.

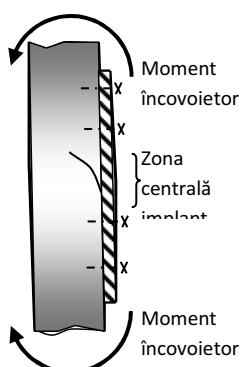


Fig. 3. Schema de solicitare a implantului

Analizând modul de solicitare predominant al acestui tip de implant, în conformitate cu schema din Fig. 3, rezultă că zona cu tensiuni maxime este zona mediană, la extremitățile careia există concentratori de tensiune reprezentați de degajările circulare laterale.

Întrucât avem o geometrie cu grosime variabilă (a se vedea teșiturile din zonele găurilor care reprezintă la rândul lor secțiuni cu concentrator de tensiune) și de asemenea având în vedere prezența concentratorilor de tensiune pe domeniul plăcii, se recomandă a se

folosi elemente finite tridimensionale de tip tetraedru și hexaedru. În cazul în care pachetul software folosit dispune de elemente finite de ordin superior, (high element), adică elemente finite pătratiche, (care au câte un nod suplimentar la mijlocul laturilor), se recomandă folosirea lor. În acest fel precizia de calcul va crește, iar timpul de calcul nu se modifică într-un mod deosebit în cazul în care dispunem de o platformă puternică de calcul.

2. Se elaborează modelul geometric nativ în pachetul software CAE disponibil, sau se importă geometria dintr-un program CAD.
3. Se declară proprietățile de material (modulul de elasticitate longitudinal și coef. de contracție transversală).
4. Se discretizează structura, alegându-se prin iterații succesive o discretizare optimă care să asigure stabilitatea și convergența soluției problemei.
5. Se impun condițiile pe contur pentru deplasări și pentru sarcinile aplicate. Se va avea în vedere aplicarea corectă atât sub aspectul tipurilor de deplasări și sarcini impuse cât și al zonelor în care ele se impun astfel încât modelul de calcul să se apropie cât mai mult de

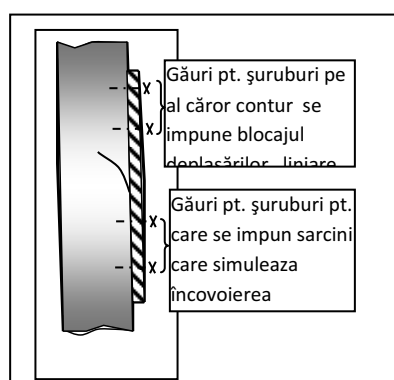


Fig. 4. Schema de amplasare a condițiilor pe contur pt. modelul de calcul.

condițiile reale ale modelului fizic. În Fig. 4. se prezintă o variantă pentru amplasarea condițiilor pe contur pentru modelul de calcul elaborat.

6. Lansarea în execuție a modului de analiză statică, în care se calculează necunoscutele primare (deplasările nodurilor) și secundare (deformațiile specifice, tensiunile și mărimile echivalente de calcul pentru acestea în conformitate cu diverse teorii de rupere).

În special pentru modelul de calcul analizat sunt importante tensiunile echivalente calculate după teoria energiei specifice modificare de formă (Von Mises).

7. Se postprocează rezultatele obținute în urma calculelor făcute. Aici se va avea în vedere distribuția generală a tensiunii echivalente Von Mises, pentru întreaga plăcuță,

acordându-se o atenție specială zonelor cu vârfuri de tensiune, care corespund desigur zonelor cu concentrator de tensiune. Se recomandă utilizarea reprezentărilor grafice a mărimilor de calcul în zonele de interes. Se vor compara tensiunile maxime cu tensiunea de curgere. Condiția de rezistență este satisfăcută dacă este îndeplinită condiția:

$$\text{Tensiunea maximă (Von Mises)} < \text{Tensiunea de curgere (585 MPa)} \text{ în cazul nostru.}$$

Pentru a realiza o structură sigură se impune un coeficient de siguranță supraunitar. În acest fel tensiunea maximă se compară cu tensiunea admisibilă definită de raportul dintre tensiunea limită de curgere (în cazul nostru, sau de rupere în cazul unui material fragil) și coeficientul de siguranță. În cazul satisfacerii acestor condiții modelul analizat este acceptat.

În cazul în care condițiile prezentate nu sunt satisfăcute se reia proiectarea plăcuței cu alegerea unor soluții care să conducă la micșorarea vârfurilor de tensiune. Pentru modelul de placă nou se elaborează un nou model de calcul în vederea verificării satisfacerii condițiilor de rezistență.

Subiect 8.

Enunț

Utilizarea elementelor finite de tip masiv și înveliș în elaborarea modelelor de calcul. Să se prezinte sintetic elementele finite de tip masiv (SOLID, BRICK) și înveliș (SHELL) cu domeniile lor de aplicabilitate, evidențiindu-se avantajele și dezavantajele utilizării lor în elaborarea modelelor de calcul.

Soluție

Elementul finit de tip masiv, Fig.1. cunoscut în bibliotecile de elemente finite a pachetelor de programe profesionale sub denumirea de SOLID sau BRICK este un element tridimensional cu 8 până la 20 de noduri, destinat analizelor de problemele structurale și termice. Are câte trei grade de libertate translaționale pe nod pentru analiza structurală. Un singur grad de libertate pe nod, reprezentând temperatura, este folosit în modulul termic. Pot avea forme tetraedrice, pentaedrice, sau hexaedrice.

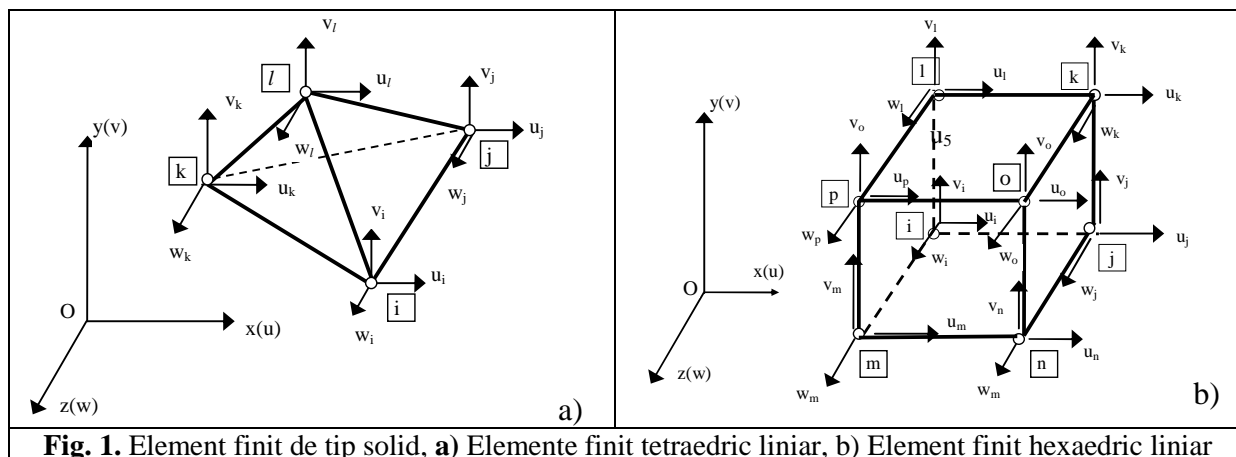


Fig. 1. Element finit de tip solid, a) Elemente finit tetraedric liniar, b) Element finit hexaedric liniar

În cazul utilizării unor polinoame de interpolare de gradul doi pentru deplasările nodale u, v, w , la mijlocul laturilor mai apare un nod suplimentar. În consecință elementul finit pătratic teraedric are 10 noduri, iar elementul finit pătratic hexaedric are 20 de noduri.

Elementele finite care folosesc funcții de interpolare de gradul 2, poartă denumirea de elemente finite pătratice, sau elemente finite de ordin înalt, (high element). Elementele finite care au ca și grade de libertate deplasările liniare din noduri, fac parte din *categorica elementelor finite de tip continuu*. Evident numărul gradelor de libertate pe nod se stabilesc, la definirea elementelor finite, de așa manieră încât să se asigure continuitatea mărimilor care descriu fenomenul studiat atât pe domeniile elementelor finite cât și la nivelul zonelor interelemente.

Discretizarea se va face de așa manieră încât să se evite apariția unor *elemente distorsionate*. Elementele finite nedistorsionate îndeplinesc următoarele condiții:

- rapoartele dintre lungimile laturilor este apropiat de 1;
- unghiurile adiacente să fie mai mari de 45° și mai mici de 135° .

În aceste condiții se poate afirma că *domeniul lor de aplicabilitate* este cel mai general posibil, fiind aplicabile pentru orice tip de structură, indiferent de dimensiuni și configurații ale geometriei sau condițiilor pe contur. Acesta este principalul *avantaj* al acestui tip de element finit.

Dezavantajele sunt legate numărul mare elemente finite necesar unei discretizări optime și implicit a unui număr mare de elemente finite, deci a unui număr mare de grade de libertate la nivelul întregii structuri. Aceasta înseamnă că volumul de calcul este mare, iar discretizarea trebuie realizată în funcție de performanțele platformei de calcul de care dispunem.

Elementul finit de tip înveliș, Fig. 2. este un element finit destinat structurilor de tip înveliș fiind capabil să preia momente încovoietoare și efecte de membrană și poate fi folosit în analize tridimensionale structurale și modele termice. Efectul de deformare prin forfecare este neglijat. Se potate utiliza și pentru flambaj sau stare plană. În cazul analizelor structurale sunt considerate șase grade de libertate pe nod (trei translații și trei rotații). Acest element este

cunoscut în bibliotecile de elemente finite a pachetelor de programe profesionale sub denumirea de SHELL și poate fi triunghiular sau patrulater. Din acest motiv va purta denumirea de SHELL3 sau SHELL4. În formularea modelelor termice elementele SHELL au un singur grad de libertate, reprezentând temperatura. Elementul este considerat izotrop cu grosime constantă pentru problemele structurale și ortotrop pentru probleme termice.

Elementul finit SHELL modelează structuri tridimensionale de plăci plane sau curbe. A treia dimensiune, grosimea elementului finit, este constată pe domeniul său, se asociază acestuia ca o constată reală, iar reprezentarea elementului finit este una bidimensională. De aici se poate trage concluzia că elementul finit de tip înveliș reduce cu o unitate dimensiunea problemei ceea ce contituie un prim *avantaj* al utilizării lor.

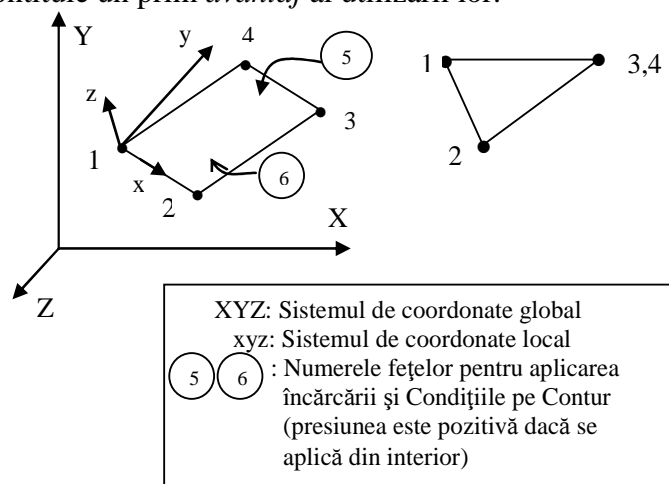


Fig. 2. Element finit de tip înveliș

Se pot utiliza pentru materiale cu structură ortotropă denumite elemente de tip SHELL4L, (pentru elementele finite de tip patrulater). Pentru probleme care implică plăci sau învelișuri groase este recomandată folosirea elementelor de tip înveliș groase cunoscute sub denumirea SHELL4T. Ambele tipuri de elemente SHELL4T și SHELL4L au date de intrare identice și pot fi schimbate între ele doar modificând numele tipului de element.

Elementele finite de tip înveliș fac parte din așa numita *categorie de elemente scheletice*. Elementele scheletice folosesc pe lângă deplasările liniare u , v , w , și deplasările unghiulare ale nodurilor, r_x , r_y , r_z , ca o consecință a necesității asigurării continuității mărimilor necunoscute atât pe domeniul elementului cât și la nivelul zonelor interelement.

Discretizarea trebuie să conducă la elemente *finite nedistorsionate*. Elementele finite nedistorsionate trebuie să îndeplinească aceleași condiții cu cele prezentate la elementul finit de tip masiv.

Domeniul lor de aplicabilitate este foarte larg datorită multiplelor *avantaje* oferite de modele simple de calcul, cu un număr mic de elemente finite și deci și un număr mic de grade libertate la nivelul întregii structuri, comparativ cu modelele de calcul care pentru aceeași structură folosesc elemente finite de tip masiv.

Dezavantajele sunt date de imposibilitatea cunoșterii în detaliu a variației tensiunilor respectiv deformațiilor specifice pe grosimea elementului finit. Din aceste considerente *aplicabilitatea* lor este limitată la structurile de tip înveliș (exemplu: carcase, structuri de tip plăci plane sau curbe).

Comparând cele două categorii de elemente finite, care de altfel reprezintă elementele finite cel mai frecvent utilizate în analizele structurale, se poate spune că se recomandă folosirea elementelor finite de tip masiv numai atunci când utilizarea elementelor finite de tip înveliș este insuficientă pentru cunoșterea în detaliu a mărimilor care definesc fenomenul studiat.

Subiect 9.

Enunț

Analiza unui sistem optic centrat. Caracteristici de referință.

Soluție

Un sistem optic centrat (fig. 1) este format dintr-un șir de dioptri, pentru care centrele de curbură se află pe aceeași dreaptă, numită *axa optică*.

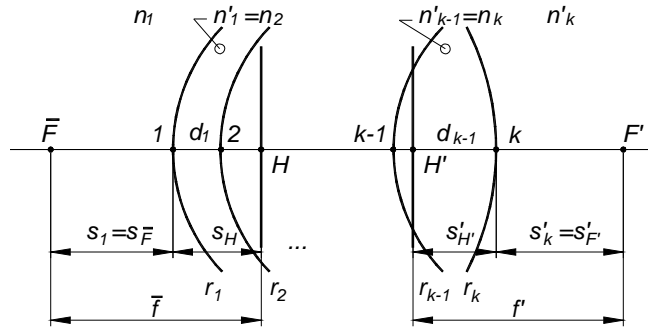


Fig. 1 Caracteristicile de referință ale sistemelor optice

Notațiile din figura 1 fac obiectul unui standard care reglementează utilizarea simbolurilor și convențiilor de semne în optică. Figura 2 ilustrează cele mai importante elemente ale acestui standard.

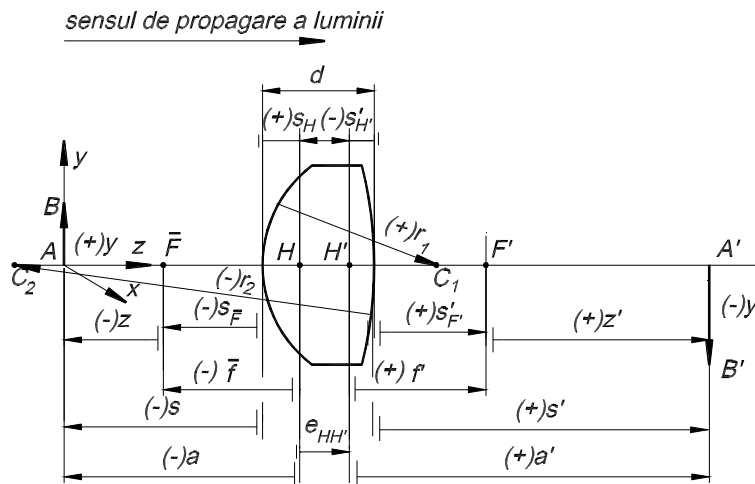


Fig. 2 Notații și convenții de semne (*punctele* – majuscule latine, *distanțele* – minuscule latine, *originile de măsurare* – vârful dioptrului, *planele principale sau focarele*, *sensul* – pozitiv la dreapta originii)

Caracteristicile optice de referință ale unui sistem optic centrat sunt:

- distanța frontifocală imagine: $s'_3 = s'_{F'}$, (1)

- distanța focală imagine: $f' = s'_1 \frac{s'_2 s'_3 \dots s'_k}{s_2 s_3 \dots s_k} = s'_1 \prod_{j=2}^k \frac{s'_j}{s_j} \wedge s'_1 = \infty$, (2)

- abscisa planului principal imagine: $s'_{H'} = s'_{F'} - f'$, (3)

- distanța frontifocală obiect: $s_1 = s_{\bar{F}}$, (4)

- distanța focală obiect: $\bar{f} = s_k \prod_{j=1}^{k-1} \frac{s_j}{s'_{j+1}} \wedge s'_k = \infty$, (5)

- abscisa planului principal obiect: $s_H = s_{\bar{F}} - \bar{f}$, (6)

$$\text{- m\c{a}rirea liniar\c{a}: } \beta = \frac{s'_1 s'_2 \dots s'_k}{s_1 s_2 \dots s_k} \frac{n_1}{n_k} = \frac{n_1}{n_k} \prod_{j=1}^k \frac{s'_j}{s_j}. \quad (7)$$

Pentru determinarea caracteristicilor de referin\c{a} ale sistemului sunt necesare abscisele obiect \c{și} imagine intermediare ($s_1 \dots s_k, s'_1 \dots s'_k$), abscise care se ob\c{t}in aplic\c{a}nd rela\c{t}iile caracteristice optice de ordinul I (sau domeniului paraxial).

Domeniul paraxial con\c{t}ine punctele \c{și} razele din vecin\c{a}tatea axei optice \c{și}, din punct de vedere al formalismului matematic, este descris de un set de rela\c{t}ii bazate pe invarian\c{t}i:

Invariantul paraxial obiectiv (Abbe):

$$\frac{n'}{s'} - \frac{n}{s} = \frac{n' - n}{r}, \quad (8)$$

unde s, s' sunt distan\c{t}a obiect, respectiv imagine, r – raza dioptrului, n, n' – indicii de refrac\c{t}ie ai mediilor separate de dioptrul sferic.

Invariantul Helmholtz-Lagrange:

$$ny\sigma = n'y'\sigma' = H, \quad (9)$$

unde y, y' reprezint\c{a} m\c{a}rimea obiectului, respectiv a imaginii, m\c{a}surate de-a lungul axei y .

Calculul absciselor intermediare presupune aplicarea algoritmului tras\c{a}rii paraxiale directe (rel. 10, 11) \c{și} inverse (rel. 12, 13), cu abscise ini\c{t}iale infinite. Trasarea direct\c{a} se desf\c{a}soar\c{a} de la dioptrul $1 \rightarrow k$, iar cea invers\c{a} de la $k \rightarrow 1$:

$$s'_+ = \frac{n'}{\frac{n}{s} + \frac{n' - n}{r}}, \quad (10) \quad s'_+ = s' - d, \quad (11) \quad s = \frac{n}{\frac{n'}{s'} - \frac{n' - n}{r}}, \quad (12) \quad s'_- = s + d, \quad (13)$$

unde s_+ indic\c{a} distan\c{t}a obiect a dioptrului urm\c{a}tor, iar s'_- - distan\c{t}a imagine a dioptrului anterior.

Invarian\c{t}ii paraxiale (8) \c{și} (9), respectiv ecua\c{t}iile de formare a imaginii (10) \c{și} (12) au la baz\c{a} fenomenele de refrac\c{t}ie sau reflexie a luminii.

Din punct de vedere matematic, *legea refrac\c{t}iei* exprim\c{a} leg\c{a}tura dintre unghiurile de inciden\c{t}\c{a}, respectiv de emergen\c{t}\c{a}, definite \c{în} raport cu normala la o suprafa\c{t}\c{a} care separ\c{a} mediile cu indicii de refrac\c{t}ie n (\c{în} mediul obiect) \c{și} n' (\c{în} mediul imagine):

$$n \sin \varepsilon = n' \sin \varepsilon', \quad (\text{legea Snellius – Descartes}) \quad (14)$$

unde ε este unghiul de inciden\c{t}\c{a}, iar ε' – unghiul de emergen\c{t}\c{a}.

Expresia matematic\c{a} a *legii reflexiei* arat\c{a} c\c{a}: $\varepsilon = \varepsilon'$. (15)

Subiect 10.

Enun\c{t}

Analiza unui sistem optic centrat. Evaluarea calitat\c{ii} imaginii.

Solu\c{t}ie

Evaluarea calitat\c{ii} sistemelor optice se realizeaz\c{a} cu ajutorul unui set de *parametri geometrici*, ondulatorii \c{și} Fourier. Denumirea, simbolul \c{și} metoda de calcul a principalilor parametri geometrici, ondulatorii \c{și} Fourier de evaluare a calitat\c{ii} sistemelor optice sunt prezentate \c{în} tabelul 1.

Tabelul 1

Nr.	Parametru de calitate a imaginii	Simbol	Metode de calcul
1	Abera\c{t}ia sferic\c{a} transversal\c{a} \c{și} axial\c{a}	dy', ds'	Trasare paraxial\c{a} \c{și} extraaxial\c{a} a razelor obiective
2	Coma tangen\c{t}ial\c{a} \c{și} sagital\c{a}	k_T, k_S	Trasare paraxial\c{a} \c{și} extraaxial\c{a} a razelor

			obiectivă și pupilară principală
3	Curburile astigmatice de câmp tangențială și sagitală	z_T, z_S	Trasare paraxială și extraaxială a razelor obiectivă și pupilară principală; Trasarea oblică a razelor
4	Distorsiunea	$d\tilde{y}'\%$	Trasare paraxială și extraaxială a razelor obiectivă și pupilară principală
5	Aberația de undă	OPD	Calcul geometric
6	Diagrama spot	-	Trasare vectorială a razelor
7	Funcția imagine a punctului	PSF	Analiză Fourier
8	Funcția optică de transfer de modulație	MTF	Analiză Fourier
9	Funcția optică de transfer de fază	PTF	Analiză Fourier
10	Funcția imagine a liniei	LSF	Analiză Fourier
11	Raportul Strehl	Strehl	Funcție de OPD sau MTF
12	Criteriul Rayleigh	RL	Impune valoarea minimă $OPD=\lambda/4$ pentru sisteme limitate la difracție

Aprecierea calității sistemului optic se poate face analizând valorile aberațiilor geometrice reziduale, ale parametrilor ondulatorii sau Fourier. În general se acceptă o echivalență cu caracter orientativ între aceste tipuri de parametri, așa cum rezultă din tabelul 2, care prezintă clasificarea sistemelor optice pe clase de calitate.

Calificarea sistemelor optice se face în raport cu un sistem optic ideal din punct de vedere geometric, afectat numai de fenomene ondulatorii, numit *limitat la difracție* și căruia i se atribuie valuarea unitară a criteiului Rayleigh ($RL = 1$).

Pe liniile tabelului 2 sunt înscrise echivalențele între criteriul Rayleigh și diferența optică de drum – OPD sau RMS OPD - în coloanele 1 și 2, raportul Strehl în coloana 3, aberația sferică și coma transversală, în coloanele 4 și 5.

Tabelul 2

OPD	RMS OPD	Raport Strehl	ds'	k_T	Calitatea sistemului
1	2	3	4	5	6
0.0	0.0	1.00			ideal
0.25 $RL=\lambda/16$	0.018λ	0.99			
0.5 $RL=\lambda/8$	0.036λ	0.95			
1.0 $RL=\lambda/4$	0.07λ	0.80	$ds'_{Mmax} = \pm 16\lambda \left(\frac{f'}{D} \right)^2$	$k_T = \pm \frac{1.5\lambda}{n' \sin \tilde{\sigma}'}$	limitat la difracție
2.0 $RL=\lambda/2$	0.14λ	0.40			precis
3.0 $RL=0.75\lambda$	0.21λ	0.10			comercial
4.0 $RL=\lambda$	0.29λ	0.00			

Principalii parametri geometrici sunt aberația sferică și aberația cromatică.

Aberația sferică, ds' , datorată variației unghiului de incidență în raport cu înălțimea de incidență, se exprimă ca variație a diferenței dintre abscisele extraaxiale la diferite înălțimi de incidență și abscisa paraxială de referință (fig. 3):

$$ds' = \tilde{s}' - s' \text{ sau } ds' = \tilde{f}' - f'. \quad (16)$$

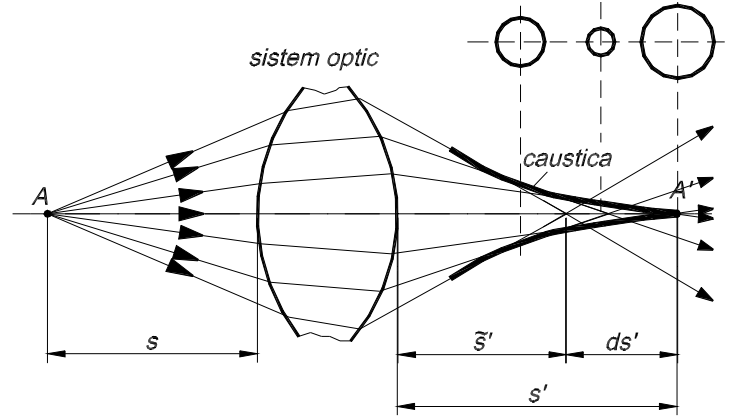


Fig. 3 Forma fasciculului emergent la sistemele optice reale, afectate de aberația sferică

Aberația cromatică, ds'_{cr} , datorată dispersiei luminii, se exprimă, pentru sistemele care lucrează în domeniul vizibil, ca diferență între abscisele imagine corespunzătoare liniilor spectrale F' (albastră) și C' (roșie) – fig. 4:

$$ds'_{cr} = s'_{F'} - s'_{C'}, \text{ în domeniul paraxial} \quad (17)$$

$$d\tilde{s}'_{cr} = \tilde{s}'_{F'} - \tilde{s}'_{C'}, \text{ în domeniul extraaxial.} \quad (18)$$

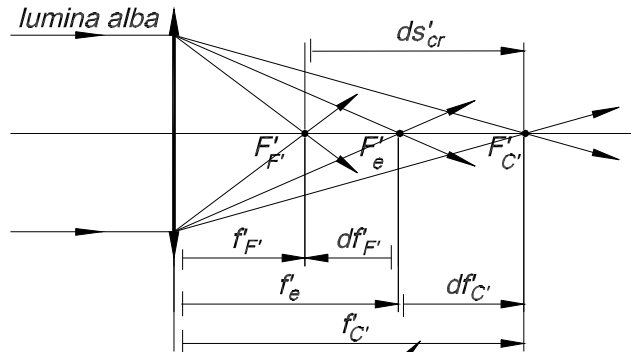


Fig. 4 Aberația cromatică pentru lentila convergentă

Analiza variației aberației sferice și cromatice în raport cu înălțimea de incidență se poate realiza analitic și grafic. În mod curent se evaluează alura și abscisele curbelor de sferocromatism, care rezultă din diferența absciselor extraaxiale la diverse înălțimi de incidență, pentru cele trei linii spectrale din sistemul e – F' – C' și, respectiv, abscisa paraxială de referință:

$$ds'_e = \tilde{s}'_e - s'_e \quad (19), \quad ds'_{F'} = \tilde{s}'_{F'} - s'_e \quad (20), \quad ds'_{C'} = \tilde{s}'_{C'} - s'_e. \quad (21)$$

Abscisele extraaxiale pentru culorile verde (e), roșu (C') și albastru (F') rezultă aplicând pentru cel puțin șase înălțimi de incidență algoritmul de trasare extraaxială a razelor, care constă în parcurgerea următorilor pași:

$$\sin \tilde{\epsilon} = -\frac{(\tilde{s} - r) \sin \tilde{\sigma}}{r}, \quad (22) \quad \sin \tilde{\epsilon}' = \frac{n}{n'} \sin \tilde{\epsilon}, \quad (23) \quad \tilde{\sigma}' = \tilde{\sigma} - \tilde{\epsilon} + \tilde{\epsilon}' = \tilde{\sigma}_+, \quad (24)$$

$$\tilde{s}' = r \left(1 - \frac{\sin \tilde{\epsilon}'}{\sin \tilde{\sigma}'} \right), \quad (25) \quad \tilde{s}_+ = \tilde{s}' - d, \quad (26)$$

unde s-au notat cu indice “+” mărimile referitoare la dioptrul următor.

În figurile 5 și 6 este ilustrată alura curbelor de sferocromatism și a aberației cromatice reziduale ale unui dublet acromat (proiectat din condiția de corectare a sfericității și cromatismului).

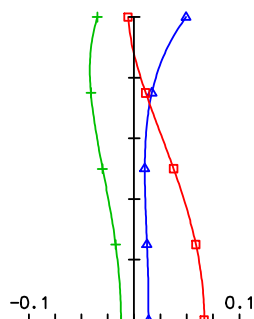
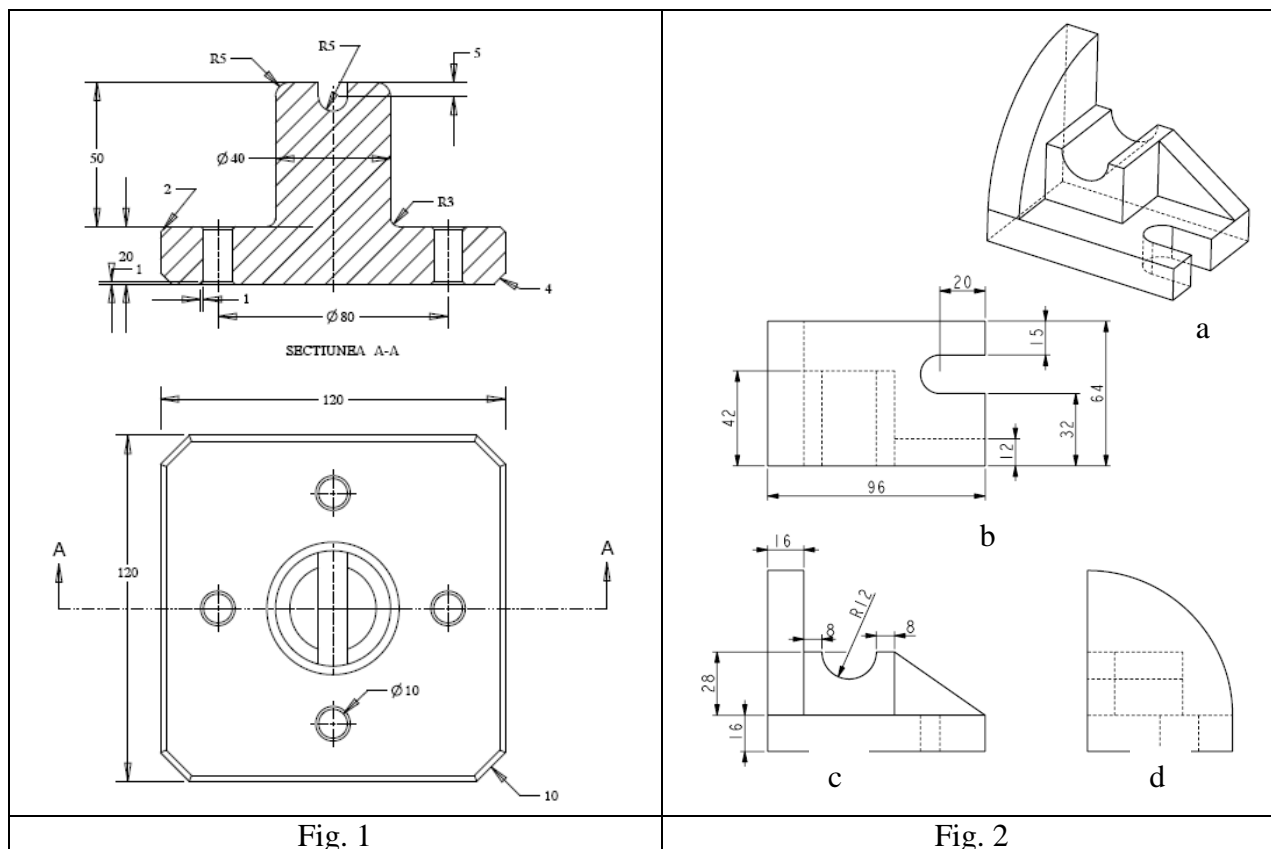


Fig. 6 Curba aberației cromatice reziduale

Enunț

Pentru piesa din figura 2 să se indice construcția și cum se aleg referințele, după ce a fost construit primul element, astfel încât la orice modificare a unei dimensiuni pentru primul element, modelul să se regenereze fără erori.



Soluție

Etapele de construcție a piesei din figura 1 sunt:

- construcția paralelipipedului cu dimensiunile 120x120x20 cu funcția “extrude” pe unul din planele alese, secțiunea fiind simetrică, se așează simetric față de planele de referință din schiță;
- construcția cilindrului cu dimensiunile $\Phi 40 \times 50$ pe suprafața paralelipipedului cu funcția “extrude” sau “revolve”;
- construcția unei găuri $\Phi 10$ cu funcția “hole” sau cu extrude poziționată pe un cerc cu centrul în centrul paralelipipedului și diametrul $\Phi 80$;
- se multiplică gaura $\Phi 10$ cu funcția “pattern” după axă – 4 elemente pe 360° sau cu unghi de 90° între elemente;
- se realizează raza de racodare la partea superioară a cilindrului prin selectarea muchiei superioare și apelarea funcției “round”;
- se realizează tăietura din partea superioară a cilindrului – cu “extrude – remove material”, secțiunea se desenează pe planul de pe mijlocul cilindrului, tăierea se face prin tot cilindrul de-o parte și de alta a secțiunii;
- se realizează teșiturile de pe muchiile paralelipipedului cu funcția “chamfer”;
- se realizează teșiturile de pe muchiile găurilor cu funcția “chamfer”.

Se construiește partea inferioară a piesei din figura 2 cu dimensiunile din figura b ($96 \times 64 \times 16$) și tăietura conform dimensiunilor din figura b, folosind funcția “extrude”. Se construiește sfertul de cerc (figura d) pe partea inferioară a piesei, folosind funcția “extrude”, având ca referință latura mică a acesteia; dimensiunile sunt date de lungimea muchiei și grosimea 16. La fel se construiesc celelalte părți ale piesei, luând ca referințe muchii deja existente. În acest fel, la modificarea oricărei dimensiuni a părții inferioare, piesa se regenerează corect.

Subiect 12.

Enunț

Măsurarea directă a volumului ventilat. Să se prezinte tipul de aparat clasic utilizat pentru măsurarea directă a volumului ventilat de un pacient, principiul de funcționare și schema aferentă, precum și îmbunătățirile aduse aparatelor mai evolute.

Soluție

Spirometrele sunt aparate care măsoară cantitatea de aer pe care un subiect o poate inspira sau expira voluntar. Funcționarea spirometrelor se bazează pe două principii:

- măsurarea directă a volumului ventilat;
- măsurarea debitului aerului ventilat.

Măsurarea directă a volumului ventilat se realizează cu dispozitive (clopot, piston sau burduf) puse în mișcare de respirația subiectului investigat. Modificarea poziției dispozitivului, produsă de inspirația și expirația subiectului, este transformată în variație a volumului ventilat. Prin conectarea la un computer, semnalul de volum este convertit în semnal digital, fiind astfel posibilă vizualizarea curbelor $V(t)$ și $Q_v(V)$. Spirometrul cu clopot cu apă fără contragreutate, cu circuit închis, reprezintă etalonul utilizat în măsurările spirometrice.

Primele încercări de evaluare a capacității plămânilor s-au realizat cu ajutorul unui spirometru cu clopot în care nivelul clopotului plutitor indică măsura modificărilor de volum. Pentru a putea înregistra debitele de aer vehiculate prin plămâni, spirometrul este prevăzut cu un tambur de înregistrare rotativ (chimograf). Axa generată la rotație reprezintă axa timpului, iar axa verticală a tamburului reprezintă axa volumului. Graficul este trasat prin intermediul unui inscripător care atinge tamburul la mișcările verticale solidare ale tamburului cu clopotul.

Principiul de funcționare al spirometrului cu clopot cu apă (vitalometru) este prezentat în figura 1.

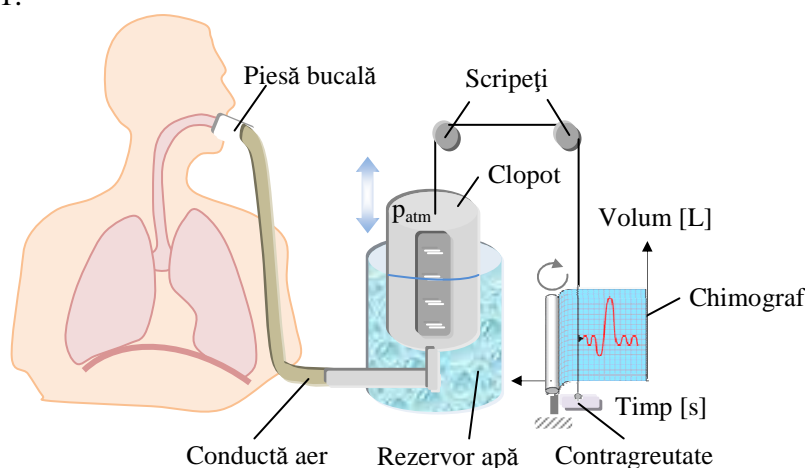


Fig. 1. *Spirometrul cu clopot. Principiul de funcționare*

În principal, acesta constă dintr-un rezervor de apă și un clopot care se poate deplasa în interiorul rezervorului. Sub clopot, aerul ajunge de la pacient, prin intermediul unei piese bucale și al unei conducte de aer. Clopotul este echilibrat de o contragreutate, astfel încât aerul din interiorul său este la presiunea atmosferică. Mișcarea clopotului este înregistrată cu ajutorul unui dispozitiv de înregistrare (chimograf). Volumul inspirator/expirator al subiectului trece prin piesa bucală și, prin intermediul conductei, ajunge la clopot. Acesta preia aerul expirat care produce dislocarea apei existente în clopot, provocându-i astfel deplasarea pe verticală. De clopot este atașat un fir care trece peste un scripete, și care are atașat la celălalt capăt o contragreutate, în acest caz sub formă de tambur.

Spirometrul din figura 1 este un spirometru volumetric, care funcționează în circuit deschis. Acest tip de spirometru este încă utilizat în multe laboratoare pentru testarea funcțiilor pulmonare și pentru exerciții fiziologice, deoarece oferă cea mai bună precizie.

Spirometrele pot fi conectate la un calculator pentru a obține volumele (și debitele). Astfel, scripetele spirometrului este conectat la un circuit electric cu un rezistor variabil (un circuit electric care să înregistreze rotațiile scripetelui). Deoarece scripetele se mișcă în funcție de modificările volumului, se modifică și rezistența, respectiv tensiunea din circuit. Un convertor A/D eșantionează tensiunea (citind volumul spirometrului) la anumite intervale de timp, iar computerul calculează variația debitului ca pantă a curbei volum-timp.

Spirometrele mai evoluate au următoarele facilități:

- înregistrarea deplasării clopotului se realizează folosind un potențiometr, a cărui tensiune de ieșire este proporțională cu poziția clopotului;
- sunt dotate cu un sistem automat pentru refacerea conținutului de oxigen (stabilizator de O_2) și cu un filtru chimic pentru absorbția excesului de CO_2 ;
- sunt prevăzute cu un ventilator care asigură o circulație constantă a aerului, direcția aerului fiind perpendiculară pe direcția de mișcare a clopotului; se obține astfel o reducere a rezistenței resimțite de pacient, comparativ cu respirația în aer liber și o ameliorare a dinamicii sistemului;
- conțin un automat de răcire care menține aerul la temperatură constantă, reducându-se astfel erorile determinate de modificarea volumului cu temperatura;
- sunt prevăzute cu un analizor de gaze (O_2 și CO_2).

Subiect 13.

Enunț

Măsurarea saturației de oxigen din sânge. Să se prezinte tipul de aparat utilizat pentru măsurarea saturației de oxigen din sânge, principiul de funcționare și schema bloc.

Soluție

Principiul pulsoximetriei este bazat pe caracteristicile absorbției luminii roșii și infraroșii de către hemoglobina oxigenată și deoxigenată (redușă). Hemoglobina este o proteină a celulelor roșii ale sângelui care este responsabilă cu transferul oxigenului de la plămân în corpul uman, unde este produsă hemoglobina proaspătă. Hemoglobina oxigenată absoarbe mai multă lumină infraroșie și permite trecerea unei cantități mai mari de lumină roșie. Hemoglobina deoxigenată absoarbe mai multă lumină roșie și permite trecerea unei cantități mai mari de lumină infraroșie. Lumina roșie are lungimea de undă în banda 600-750 nm, iar lumina infraroșie are lungimea de undă în banda 850-1000 nm.

Pulsoximetria utilizează un emițător de lumină cu două LED-uri de lumină roșie și infraroșie care străbat țesuturile și detectează semnalele oscilante determinate de pulsările sângelui arterial. Raportul fluctuațiilor semnalelor de lumină roșie și infraroșie recepționate determină conținutul saturației de oxigen. Anumite condiții, precum debitul sanguin venos staționar, grosimea pielii, grosimea unghiei, etc., nu afectează înregistrarea saturației deoarece acestea sunt constante și nu determină fluctuații. Fotodetectorul care primește lumina care străbate locul de măsurare este opus emițătorului (figura 1.a) sau se află de aceeași parte cu acesta (figura 1.b).

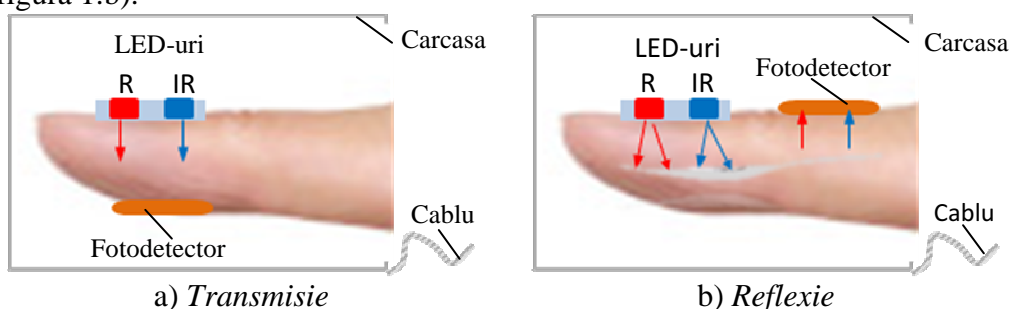


Fig. 1. Principiul de măsurare pentru pulsoximetrie

Măsurarea se bazează pe două principii (figura 1): transmisia și reflexia. Prin metoda transmisiei, emițătorul și fotodetectorul sunt plasați opus raportat la locul de măsurare. Astfel, lumina poate trece prin țesuturi. Prin metoda reflexiei, emițătorul și fotodetectorul sunt plasați de aceeași parte a locului de măsurare. Lumina trece de la emițător la fotodetector, prin locul de măsurare. Dintre cele două metode, metoda transmisiei este cea mai des utilizată.

Pulsoximetrele care utilizează două lungimi de undă (R și IR) oferă posibilitatea determinării a numai două componente ale sângelui (Hb și O₂Hb). Pulsoximetrul este calibrat pentru o aproximare fină a valorilor saturației de oxigen.

Pulsoximetrul este un aparat neinvaziv care măsoară/monitorizează cantitatea de oxigen saturat, respectiv concentrația de hemoglobină Hb saturată cu oxigen, din corpul unui pacient, indirect, fără a fi necesară prelevarea unei probe de sânge. Pulsoximetrul poate fi utilizat și pentru măsurarea modificărilor volumului de sânge din piele (pulsul). Pentru a estima saturația cu oxigen, un pulsoximetru se bazează pe caracteristicile de absorbție a luminii de către hemoglobina saturată.

Oximetrele convenționale disponibile în prezent folosesc o combinație de două lungimi de undă, în mod normal, 660 nm și 940 nm, prin combinarea a două diode emițătoare de lumină cu un fotodetector semiconductor în miniatură, rezultând astfel o sondă compactă,

ce poate fi atașată pe lobul urechii sau pe vârful degetului și conectată la unitatea principală de măsurare.

În figura 2 este prezentată schema bloc a unui pulsoximetru de deget. Componentele principale ale unui pulsoximetru constau în:

- sistemul de senzori (senzor pentru puls și saturația de oxigen);
- microcontrolerul pentru procesarea semnalelor;
- sistemul de prindere.

În funcție de tipul pulsoximetrului, senzorul și microcontrolerul (modulul pacient) pot fi module separate (senzorul este integrat în clipul care se fixează pe deget sau pe lobul urechii, iar modulul pacient este o unitate separată, independentă, de masă sau portabilă, care se atașează pe mâna pacientului, sau integrată într-un monitor care înregistrează și alte biosemnale) sau pot fi integrate în aceeași unitate (pulsoximetre portabile).

Semnalul de ieșire din fotodetectorul (fotodioda) probei fixate pe deget este trecut printr-un convertor curent - tensiune (amplificator de transimpedanță). Semnalul de tensiune brut convertit este amplificat cu ajutorul unui amplificator. Semnalele de după cele două etape de amplificare ajung la două canale diferite ale ADC.

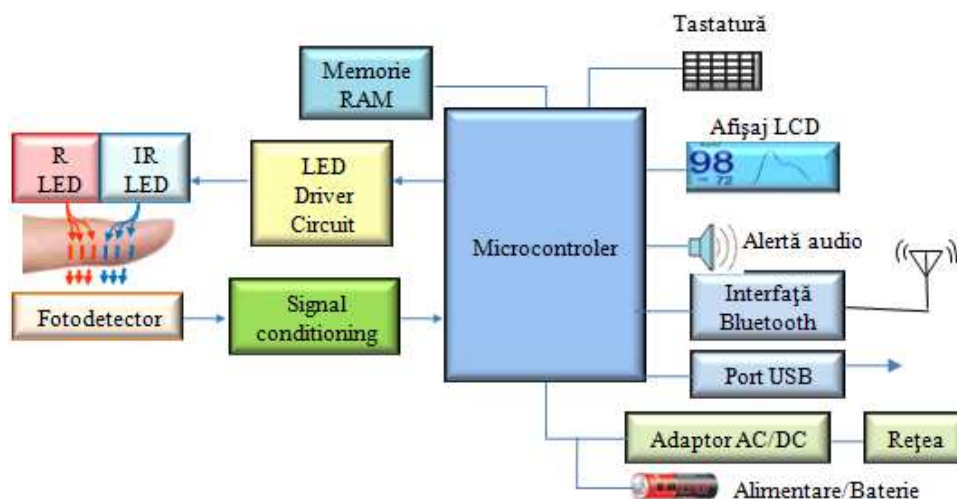


Fig. 2. Schema bloc a unui pulsoximetru

Principiul de funcționare a unui pulsoximetru constă în următoarele etape:

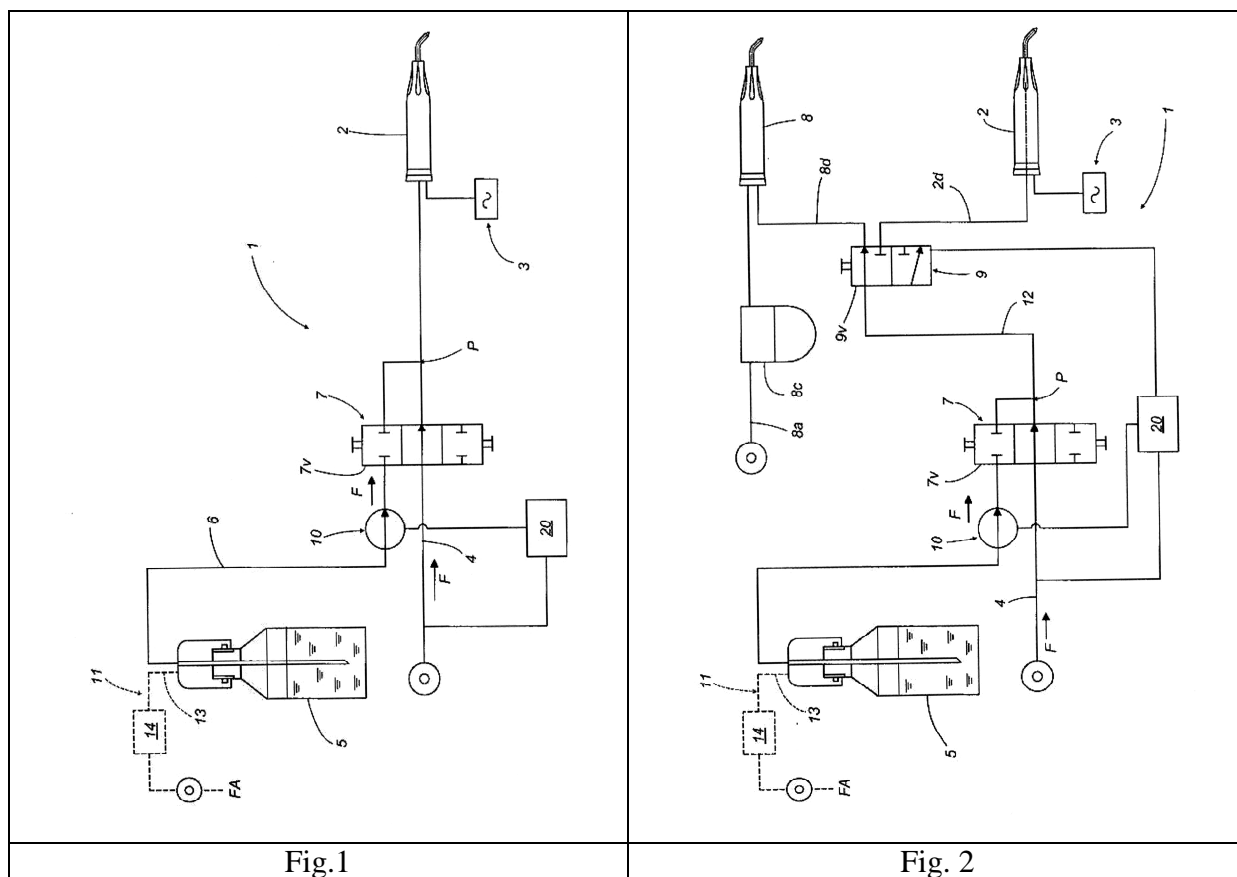
- Sursa cu două LED-uri de lumină roșie și infraroșie emite două fascicule cu lungimi de undă de lumină roșie 600-700 nm și infraroșie 850-1000 nm, care străbat țesuturile și detectează semnalele oscilante determinate de pulsările sângelui arterial;
- Hemoglobina sângelui absoarbe lumina roșie, iar oxihemoglobina O_2Hb absoarbe lumina infraroșie. Lumina este absorbită parțial de Hb, cantitatea absorbită fiind funcție de saturația/desaturația cu oxigen;
- Fotodetectorul atașat degetului pacientului (sau lobului urechii, etc.) și conectat cu o unitate de calcul măsoară intensitățile celor două LED-uri;
- Procesorul calculează raportul de absorbantă și determină saturația de oxigen pentru fiecare puls detectat;
- Procesorul mediază valorile înregistrate, atât pentru saturația de oxigen, cât și pentru puls;
- Aparatul afișează procentul de Hb saturată cu oxigen (valoarea mediată);
- Aparatul generează un semnal sonor pentru fiecare puls și afișează pulsul (valoarea mediată) și o reprezentare grafică a debitului de sânge (pletismograma) trecut prin probă (la unele tipuri de pulsoximetre).

Subiectul 14.

Enunț

Studiu de caz: circuite hidraulice pentru instrumente de detartrat. Pentru circuitele din fig.1 și fig.2:

- identificați și denumiți elementele componente ale circuitului;
- explicați modul de funcționare;
- comparați cele două circuite, evidențiind avantaje/dezavantaje.



Soluție

Instrumentele de detartrat, ca și alte instrumente de curățire, indiferent dacă sunt parte integrată a unitului dentar sau nu, sunt, de obicei acționate electric, iar pentru răcire se folosește apa din circuitul unitului sau de la rețea. Această soluție, una dintre cele mai utilizate în prezent, nu ține cont de standardele de igienă și nevoia sporită de a proteja sănătatea pacientului. Acest aspect poate fi soluționat prin folosirea unui dezinfectant într-un al doilea fluid alternativ de răcire, aflat într-un rezervor secundar, care poate fi alimentat selectiv, printr-o conductă de alimentare secundară.

În figurile 1 și 2 se prezintă două soluții de circuite de răcire pentru instrumente de detartrat. În figura 2, se observă o piesă de mână 2, instrument de detartrat, alimentat de la o sursă de energie electrică 3 și un lichid pentru răcirea zonei de lucru, printr-o conductă 4. În circuitul din fig.1, aparatul de detartrat are o structură independentă, dar, poate fi parte integrantă a unui sistem construit într-un unit dentar. Circuitul hidraulic 1 conține un rezervor independent 5, conținând un fluid secundar alternativ de răcire și este conectat la o conductă de alimentare secundară 6, ce intersectează conducta 4 a circuitului de răcire principal, în punctul P, în apropiere de piesa 2.

Distribuatorul cu trei poziții 7, permite selectarea fluidului de răcire sau a apei din circuitul principal. Conducta secundară 6 poate fi echipată cu o pompă 10, de alimentare cu

fluidul din rezervorul secundar 5. Ea este localizată între rezervorul 5 și distribuitorul 7. Pompa 10, conectată pe conducta 6, este interschimbabilă. Această soluție facilitează menținerea conductei 6 la un nivel ridicat de igienă. Alternativ, rezervorul 5 poate fi echipat cu un dispozitiv 11 de presurizare a rezervorului 5, astfel încât să permită alimentarea cu cel de-al doilea fluid. Dispozitivul 11 poate conține o conducta 13 ce duce la rezervorul 5, alimentându-l cu aer comprimat de la o sursă FA și este echipată cu o valvă de control 14. În poziția de lucru din figură, conducta 6 este închisă și fluidul principal ajunge la instrumentul 2 prin conducta 4.

În figura 2, circuitul descris mai sus poate deservei două (sau mai multe) instrumente, 2 și 8, și poate fi configurat ca un circuit “de sine stătător”, utilizat pentru mai mulți pacienți simultan, fiecare dintre pacienți stând pe un alt scaun stomatologic.

Un exemplu atipic este utilizarea circuitului propus, pentru alimentarea unui aparat de curățire prin sablare 8. Acesta conține o conductă 8a, de alimentare cu aer și un rezervor cu pulbere abrazivă 8c, pentru a obține un amestec de pulbere abrazivă și aer, pentru a alimenta piesa 8. În acest caz, circuitul conține:

- mai sus-menționatul rezervor 5, conținând fluidul secundar, conectat la conducta 6, care intersectează conducta 4;
- distribuitorul 7, pentru selectarea lichidului de răcire, pe cele două conducte 4 și 6, în direcția F a curgerii lichidului;
- distribuitorul secundar 9, pentru a permite conectarea instrumentelor 2 sau 8, la sursa de fluid selectată.

Rezervorul 5 și distribuitorul 7 sunt structurate în același mod ca și la prima construcție, în timp ce distribuitorul secundar 9 constituie o parte adițională a acestei construcții. Distribuitorul 9 are două poziții, permițând conectarea alternativă a instrumentului 2 sau 8 la sursa de răcire selectată.

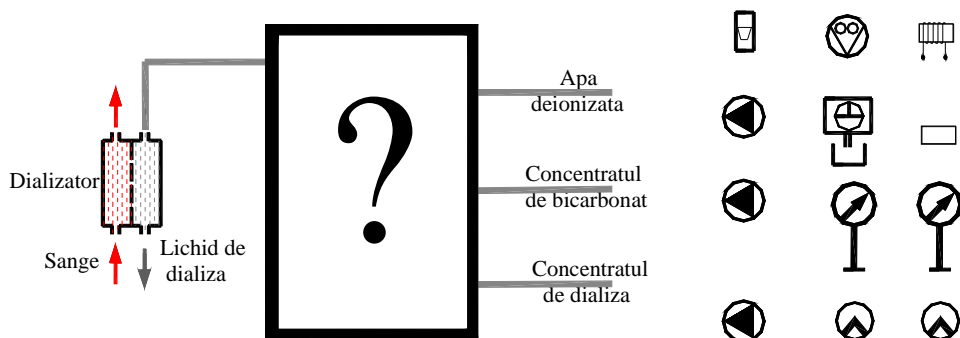
Un alt accesoriu al ambelor construcții mai sus menționate este releul de temporizare 20, care acționează asupra ambelor conducte 4 și 6. Dispozitivul 20 mai poate fi un dispozitiv de control, ce poate fi activat de către dentist, de la instrumentul de lucru 2. În practică, deoarece instrumentul de lucru 2 nu poate funcționa fără lichid de răcire, acest dispozitiv de control poate fi utilizat pentru reglarea debitului fluidului prin sistem, pentru a-l curăța sau dezinfecta / steriliza. Similar, dispozitivul 20 mai poate fi inclus într-un aparat de detartrat de sine stătător, singura diferență constând, în acest caz, în construcția distribuitorului 9, astfel încât fluidul curge prin ambele piese 2 și 8, succesiv. În practică, fluidul selectat este alimentat independent, pentru o durată de timp predeterminată, între 30 de secunde și 2 minute.

Subiectul 15.

Enunț

Procedee de suplinire a funcțiilor rinichilor. Studiu de caz: bicarbonat hemodializa. Schema de principiu a bicarbonat-hemodializei:

- enunțați procedeele de suplinire a funcțiilor rinichilor;
- reconstituiți schema de principiu în cazul procedurii de bicarbonat-hemodializă (elementele componente sunt în partea dreaptă a figurii);
- identificați și denumiți elementele componente ale circuitului;
- explicați pe schema de principiu procedeul de bicarbonat-hemodializă.



Soluție

Procedee de suplinire a funcțiilor rinichilor

Procedeele tehnice de suplinire a funcțiilor rinichiilor pot fi sistematizate în două categorii:

a) *procedee de suplinire extracorporală, care compensează pe cale aparativă funcțiile rinichilor, procesul de epurare a sângelui având loc în exteriorul corpului uman. Se disting următoarele procedee:*

- Hemodializa extracorporală
- Hemofiltrarea extracorporală
- Hemodiafiltrarea extracorporală
- Hemoperfuzia extracorporală
- Regenerarea plasmei

b) *procedee de suplinire intracorporală a funcțiilor rinichilor - hemodializa peritoneală - care utilizează proprietățile de permeație a peritoneului.*

Bicarbonat hemodializa

În sensul creșterii performanțelor aparatelor de hemodializă s-a urmărit reducerea timpilor necesari tratamentului și eliminarea efectelor secundare prin utilizarea acetatului. Astfel s-au conceput sisteme noi de preparare a lichidului de dializă, în sensul eliminării dezavantajelor existente la utilizarea ca înlocuitor de substanță tampon a bicarbonatului.

Metoda utilizează două unități de amestecare, în prima se realizează amestecul dintre apa dedurizată și deionizată cu concentratul de bicarbonat și în cea de-a doua, înainte de admisia în dializor, se va amesteca cu concentratul de dializă. Astfel se elimină riscul de precipitare a calciului și magneziului din lichidul de dializă. Circuitul hidraulic a bicarbonat-hemodializei este puțin diferit de cazul hemodializei. Diferențele apar numai la traseul de preparare a lichidului de dializă (fig.1).

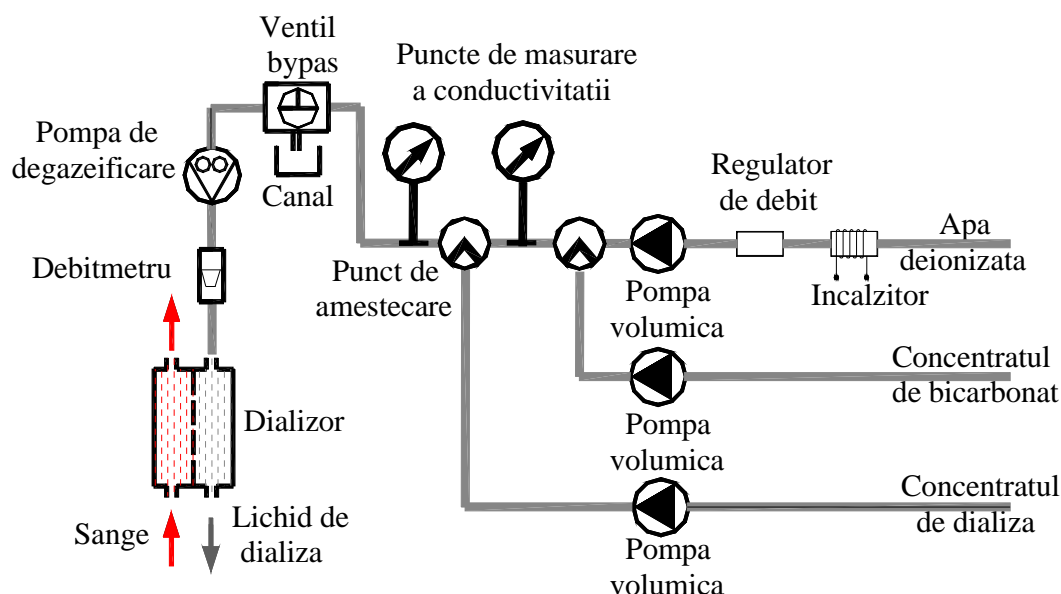


Fig. 1. Schema de principiu a bicarbonat hemodializei

Subiectul 16.

Enunț

Vaporizatoare ale aparatului de anestezie. Parametri de functionare. Să se menționeze parametrii de funcționare și să se reprezinte graphic.

Soluție

Vaporizorul este dispozitivul care intra in componeneta aparatului de anestezie, in care se realizeaza evaporarea (vaporizare) substantei anestezice volatile, si care furnizeaza in amestecul gazos concentratia dorita de substanta anestezica volatilă

Principal, vaporizorul realizeaza dozarea substantei anestezice volatile, prin trecerea unui curent de gaz ($O_2 + N_2O + aer$), la suprafata lichidului volatil sau in masa acestuia, trecere insotita de preluarea unor vapori din substanta volatilă.

Parametrii care caracterizeaza procesul de vaporizare

- Procesul de vaporizare al substantelor volatile este caracterizat de urmatoorii parametri:
- suprafata de evaporare (vaporizare), S_v ;
- debitul de gaze vehiculat, Q_v ;
- temperatura curentului de gaz, T_v ;
- timpul de vaporizare, t_v ;
- presiunea gazelor vehiculate, p_v .

1. Debitul de gaze vehiculate (Q_v)

- Valoarea debitului de gaze vehiculate este limitata superior si inferior de posibilitatile de prelucrare a debitului, de catre sistemul de respiratie al pacientului. Debitul de gaze trebuie sa fie in concordanta cu necesarul fiziologic al organismului pacientului.

2. Suprafata de vaporizare (S_v)

- Suprafata de vaporizare este un parametru important, care determina eficienta vaporizorului, fiind limitata superior de gabaritul vaporizorului. Pentru o crestere suplimentara a suprafetei de vaporizare, in conitiile unui gabarit impus, se practica capitonarea peretilor camerei de vaporizare, cu o tesatura textila din bumbac, care se imbiba cu substanta anestezica volatilă, ducand la saturarea incintei cu vapori de substanta anestezica volatilă.

3. Temperatura de vaporizare (T_v)

- Temperatura de vaporizare este legata de caracteristicile fizice si chimice ale fiecarei substante anestezice volatile. O crestere a temperaturii duce la o vaporizare mai intensa si la o crestere a concentratiei vaporilor de substanta volatila in camera de vaporizare.
- Pe durata procesului anestezic, temperatura trebuie sa ramana constanta, in camera de vaporizare. Variatiile de temperatura care apar sunt controlate si compensate de un termostat existent in constructia vaporizorului. Termostatul poate avea diverse forme constructive, iar materialul din care este realizat este cuprul, datorita proprietatilor de convecție si de radiatie termica deosebite, ale acestui material.

4. Presiunea de vaporizare (pv)

- Presiunea gazelor este dictata de sistemul respirator al pacientului, fiind in conformitate cu presiunea normala (presiunea atmosferica). Variatiile de presiune care pot apare, influenteaza dozarea substantei anestezice volatile, in amestecul anestezic gazos. Din aceasta cauza, vaporizoarele sunt astfel construite, incat sa asigure compensarea variatiilor de presiune, si sa mentina presiunea cvasi-constantă. Dispozitivele de compensare a variatiilor de presiune se prezinta sub forma unor conducte de admisie in forma de serpentina, cu rolul de a atenua eventualele variatii de presiune si debit aparute in circuit.
- Parametri enumerati influenteaza valoarea concentratiei de substanta anestezica volatila in amestecul gazos anestezic, administrat pacientului. Astfel, dozarea cantitatii de substanta anestezica volatila este influentata de totalitatea parametrilor enumerati, fiind o functie de forma:

$$\Delta(c)=f(Q_v;S_v;T_v;t_v)$$

Reprezentand grafic variatia concentratiei de substanta anestezica volatila in functie de parametri enumerati, mai sus, rezulta un domeniu optim de functionare al vaporizorului (figura 1).

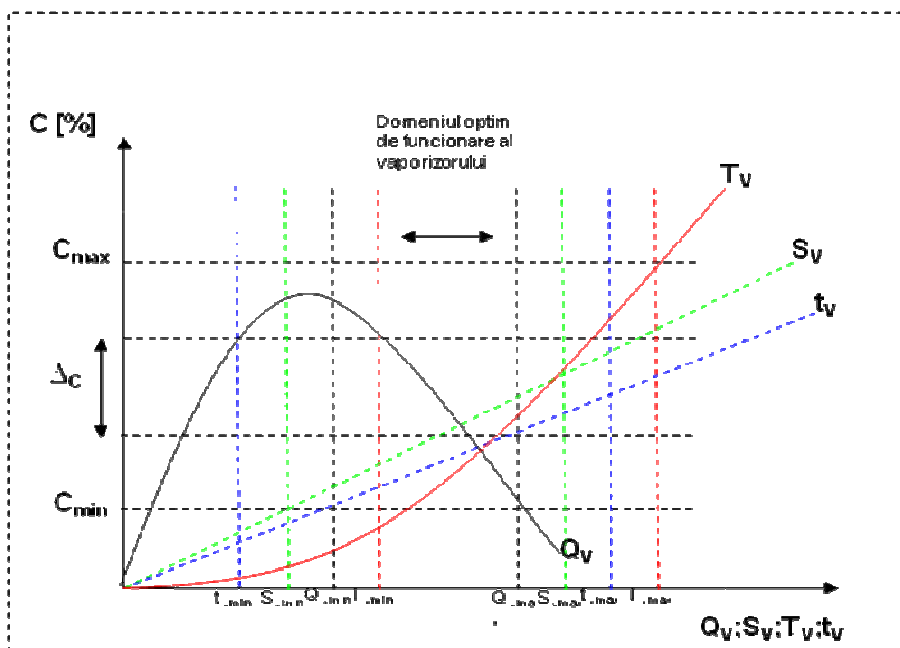


Fig.1. Variatia concentratiei de substanta anestezica volatila in functie de parametri enumerati

Subiect 17.

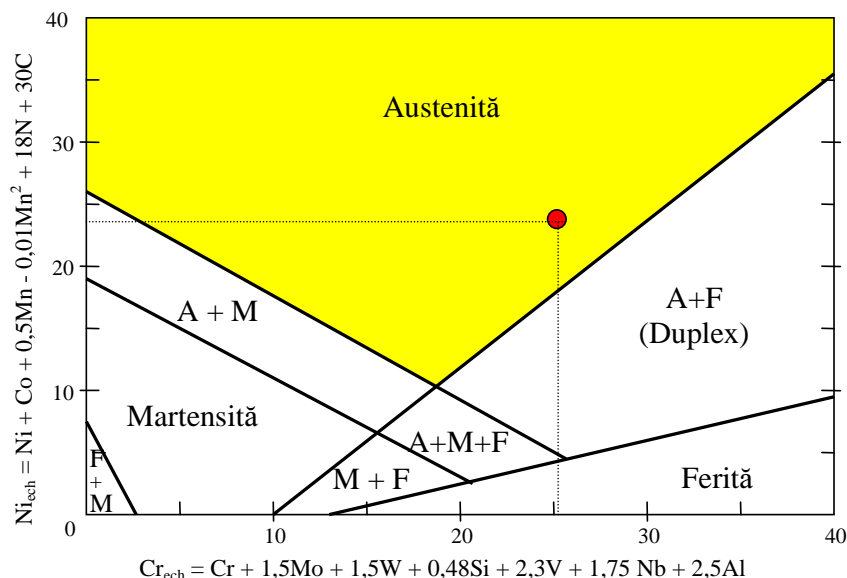
Enunț

Determinarea structurii unui oțel inoxidabil folosind diagrama Schaffler modificată. Se consideră oțelul X15 Cr Ni Si 25-21 (EN10088/3) echivalent cu 314L (AISI) și W 1.4841, a cărei compoziție este prezentată în tabelul următor.

C	S	P	Si	Mn	Cr	Ni	N
---	---	---	----	----	----	----	---

0.025	0.001	0.025	2.00	1.90	24.5	20	0.0
-------	-------	-------	------	------	------	----	-----

Se cere să se stabilească structura folosind diagrama Schaffler modificată din figură.



Soluție

Valoarea cromului echivalent (Cr_{ech}) se calculează cu relația:

$$Cr_{ech} = Cr + 1,5Mo + 1,5W + 0,48Si + 2,3V + 1,75Nb + 2,5Al, \%$$

Valoarea nichelului echivalent (Ni_{ech}) se calculează cu relația:

$$Ni_{ech} = Ni + Co + 0,5Mn - 0,01Mn^2 + 18N + 30C, \%$$

Pentru compoziția chimică indicată rezultă:

$$Cr_{ech} = 24,5 + 0,48 \cdot 2 = 25,46 \%$$

$$Ni_{ech} = 20 + 0,5 \cdot 1,9 + 0,5 \cdot 1,9^2 + 30 \cdot 0,025 = 23,505\%$$

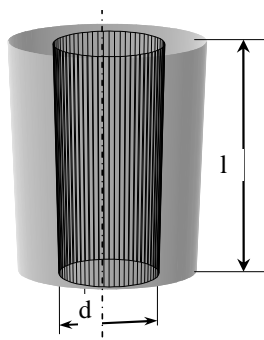
Punctul care are coordonatele calculate este cel poziționat cu roșu în figura indicând o structură 100% austenică.

Subiect 18.

Enunț

Determinarea forței produse de o variație de temperatură pentru umplerea unei carii cu amalgam și cu rășină. Să se compare tensiunile termice produse ca urmare a dilatației termice de către o plombă de amalgam și cu rășină.

Considerând o carie cu diametrul $d = 2\text{mm}$ și lungimea $l = 4\text{mm}$ într-un molar la care variația maximă de temperatură este $\Delta T = 50^\circ\text{C}$, se cere să se determine valoarea forței produse de această variație de temperatură pentru umplerea cariei cu amalgam și cu rășină.



Se cunosc:

- $\alpha_{\text{amalgam}} = 25 \times 10^{-6} / ^\circ\text{C}$
- $\alpha_{\text{rășină}} = 81 \times 10^{-6} / ^\circ\text{C}$
- $\alpha_{\text{smalt}} = 8.3 \times 10^{-6} / ^\circ\text{C}$
- $E_{\text{amalgam}} = 20 \text{ GPa}$
- $E_{\text{rășină}} = 2.5 \text{ GPa}$

Soluție

Dilatația volumică se calculează cu relația:

$$\Delta V = V_0 \times 3\alpha \times \Delta T$$

Rezultă:

$$\Delta V_{\text{amalgam}} = \pi (1\text{mm})^2 \times 4\text{mm} \times 3 (25-8.3) \times 10^{-6} \times 50 = 0.03 \text{ mm}^3$$

și

$$\Delta V_{\text{rășină}} = 0.14 \text{ mm}^3$$

Valoarea forței care ia naștere ca urmare a dilatației termice este:

$$F = E \times \Delta \epsilon \times A$$

Adică:

$$F = E (\Delta T) \Delta(\alpha_{\text{amalgam/rășină}} - \alpha_{\text{smalt}}) \times \pi d h$$

Rezultă:

$$F_{\text{amalgam}} = 420 \text{ N}$$

$$F_{\text{rășină}} = 228 \text{ N}$$

Cu toate că rășina are o dilatație volumică de 4 ori mai mare, datorită coeficientului de elasticitate mult mai redus, va conduce la apariția unor solicitări mecanice mai mici decât în cazul amalgamului.

Subiect 19.

Enunț

Definiți, clasificați și descrieți ortezele pentru membrul inferior.

Soluție

Definiție orteză:

Orteza este un dispozitiv rigid sau semirigid utilizat în scopul de a asista/suporta un membru cu afecțiuni, sau cu scopul de a restricționa/elimina unele mișcări ale membrului afectat. Ortezele pot fi pre-fabricate sau realizate individualizat.

Clasificarea ortezelor pentru membrul inferior:

O orteză prefabricată este fabricată în cantități mari fără a se avea în vedere un anumit pacient. Ortezele prefabricate pot fi modificate ulterior prin felurite procedee pentru a fi utilizate de un pacient anume.

O orteză realizată, începând de la operațiile de bază, pentru un pacient anume este o orteză individualizată. Acestea implică un timp de realizare mai mare și o succesiune de operații mult mai complexe decât în cazul ortezelor prefabricate. Pentru a modela orteza individualizată, se realizează de regulă un model al membrului afectat pe care se va aplica orteza și pe care se fac ultimele ajustări. Pentru a individualiza o orteză pot fi folosite și componente de orteze prefabricate

Tipuri de orteze pentru membrul inferior uman:

▪ *Orteze de gleznă (Ankle Orthosis AO)*– utilizate pentru reabilitarea articulației gleznei în caz de afecțiuni acute ale ligamentelor, fracturi sau instabilitate cronică. Se utilizează de regulă în patru situații:

- tratamentul unor vătămări acute (accidentări ale articulației);
- reabilitarea articulației;
- profilaxia afecțiunilor de gleznă (în cazul pacienților cu recidivă);
- tratamentul instabilității cronice a articulației.

Durata de timp pe care este necesară ortoză articulației depinde de aceste patru cazuri de reabilitarea a articulației.

▪ *Orteze de gleznă și picior (AFO Ankle Foot Orthosis)* – sunt orteze ale gleznei care se extind pe o porțiune semnificativă a piciorului sub articulația genunchiului. Sunt fixate rigid/semirigid pe porțiunea de picior superioară gleznei.

▪ *Orteze de genunchi, gleznă și picior (KAFO Knee Ankle Foot Orthosis)* – sunt orteze care realizează fixarea/restricționarea în același timp a articulației genunchiului și gleznei. Inferior genunchiului, componentele ortezei KAFO realizează aceleași funcții ca și cele ale ortezei AFO.

Caracteristici generale ale ortezelor:

Oricare ar fi tipul de orteză recomandată sau fixată, ele au multe caracteristici de design comune și trebuie să satisfacă în cât mai mare măsură cerințele de mai jos:

- Să asigure sprijin piciorului (prin modelarea corespunzătoare a elementelor ortezei);
- Să controleze mișcările nedorite, exagerate sau anormale;
- Să asigure o bază stabilă piciorului;
- Să permită anumite tipuri admise de mișcare a articulațiilor;
- Să asigure un grad de confort ridicat;
- Să asigure o fiabilitate sporită;
- Să fie fabricate din materiale corespunzătoare (semiflexibile sau rigide).
- Să prezinte un nivel estetic cât mai ridicat.

Materiale utilizate pentru realizarea ortezelor:

La început ortezele de picior erau fabricate din metal cu legături de piele, fixate pe un tip de încălțăminte ortopedică cu rol de suport al labei piciorului. Acestea erau de regulă grele și nu puteau menține alinierea articulațiilor pe perioade îndelungate de timp. În ultima perioadă, datorită progreselor realizate în prelucrarea maselor plastice și obținerea unor noi tipuri de materiale plastice, ortezele sunt realizate după forma piciorului pacientului. În acest fel se realizează un grad mare de acceptare a ortezei din partea bolnavului.

Materialele compozite sunt ideale în cazul aplicațiilor unde se dorește menținerea unui raport rezistență/greutate sau rigiditate/greutate ridicat pentru structura realizată. Avantajul materialelor compozite constă în faptul că ele păstrează cele mai bune proprietăți ale materialelor constituente și adesea posedă calități pe care nu le au nici unul dintre constituenți.

Avantajele principale ale materialelor compozite:

- Rezistență ridicată;
- Rigiditate;
- Rezistență la coroziune;
- Greutate redusă;

- Fiabilitate ridicată;
- Comportament variabil funcție de temperatură;
- Izolare termică sau conductivitate termică;
- Izolare acustică.

În mod obișnuit proprietățile de mai sus nu pot fi optimizate simultan dar pot fi obținute valori optime ale caracteristicilor esențiale producerii unei orteze.

Subiect 20.

Enunț

Definiți și descrieți prehensiunea naturală și artificială precum și funcțiile principale și auxiliare ale prehensiunii.

Soluție

Funcția de prehensiune pe care trebuie să o îndeplinească un mecanism care modelează mâna constă în fixarea unui obiect între degete și eliberarea acestuia la un moment dat.

Prehensiunea, ca acțiune specifică roboticii, înseamnă interacțiunea dintre efectorul unui robot și un corp (obiect-piesă) în vederea manipulării-transferului corpului de către robot dintr-o situație (poziție și orientare) în alta.

Sistemele de prehensiune pot fi naturale sau artificiale.

Sistemele naturale de prehensiune sunt cele care se întâlnesc la diverse viețuitoare. Putem exemplifica dintre acestea: cleștii crabilor, ghiarele și ciocul păsărilor, trompa elefantului, mâinile mamiferelor, dintre care se detașează în special mâna umană.

Sistemul de prehensiune al mâinii umane a fost și este cel mai mult studiat deoarece este cel mai evoluat. De altfel “mâna” este și o sursă deosebită de inspirație pentru conceperea și perfecționarea continuă a sistemelor artificiale de prehensiune.

Sistemele artificiale de prehensiune sunt cele concepute și realizate de om, fiind destinate pentru protezarea mâinii umane și pentru echiparea roboților industriali.

Funcțiile principale ale prehensiunii

Pe măsură ce o sarcină necesită deplasări mai importante, precum forțe și cupluri mai mari, aceasta impune colaborarea unui număr mai mare de segmente corporale. Interesează în acest caz activitățile realizabile cu o singură mână, eventual colaborarea acesteia cu brațul și neimplicând decât rigiditatea celorlalte segmente corporale.

Pentru a prinde un obiect, un om trebuie să-l localizeze în raport cu corpul său și mediul înconjurător, fie memorând, fie prin vedere, auz, atingere sau miros, iar dacă este mobil, trebuie apreciată viteza sa relativă. Se deduc apoi gesturile necesare, care se compun din 7 faze:

- *apropierea rapidă și imprecisă*, plasând mâna în vecinătatea obiectului și dându-i o configurație (formă) adaptată prinderii obiectului;
- *apropierea lentă și precisă*, plasând mâna în poziția de prindere a obiectului, fără să intervină brațul. Această fază este combinată cu precedenta dacă obiectul este mobil;
- *prinderea propriu-zisă* obiectului, solidarizând mâna cu obiectul într-o anumită configurație de ținere;
- *ținerea*, pur statică, care durează atâta timp cât obiectul este solidar cu mâna;
- *deplasarea*, conducând obiectul ținut către o altă poziție și o altă orientare;
- *manipularea*, adică trecerea obiectului dintr-o mână în alta sau de la o configurație la alta;
- *eliberarea* (scăparea)

Așezarea mâinii în configurația de prindere: Mâna se plasează, cel mai adesea inconștient, într-o configurație de prindere care-i permite, printr-o singură acțiune a degetelor, prinderea și apoi ținerea unui obiect.

Prinderea: Mâna trece de la configurația de prindere la cea de ținere printr-o simplă mișcare a degetelor care prind (înfășoară) mai mult sau mai puțin obiectul, în funcție de natura lor.

Ținerea: Mâna menține obiectul într-o poziție determinată, prin acțiunea combinată a diferitelor sale componente.

Alegerea de către subiect a unei configurații de ținere și prindere, realizată adesea inconștient, depinde de:

- caracteristicile geometrice, mecanice, dinamice și de starea suprafeței obiectului;
- de posibilitățile anatomice și funcționale ale mâinii și deci de îndemânarea operatorului;
- de intențiile operatorului când are scopul de prindere;
- de atitudinile particulare ale operatorului și în particular de starea sa inițială;
- de îndemânarea operatorului.

Acțiunea prin contact: Se poate deplasa un obiect utilizând parțial sau total mâna, în conformitate cu forma acestuia, dimensiunile sale și rezistența la deplasări. Un singur deget poate fi utilizat pentru apăsarea pe un buton, pentru deplasarea prin presiune și frecare. Se poate exercita o anumită presiune care poate să nu fie o simplă atingere, pentru frecare, sau în ajustarea unghiurilor, pentru scărpinat, ștergere, tăiere, decolarea obiectelor mici și ușoare plasate pe o suprafață plană, etc.

Manipularea: Este o înșiruire continuă de configurații de ținere. Foarte complexă este digitația (de exemplu scamatoria, jongleria, prinderea și aruncarea unor obiecte). Aceste manipulări complexe nu sunt excluse din lumea industrială, dar în majoritatea cazurilor prezintă un caracter repetitiv care permite învățarea, cea mai mare parte a secvenței fiind produsă în mod inconștient.

Funcții de prehensiune auxiliare

Mâna intră în contact cu mediul înconjurător pentru culegerea de informații, comunicare sau acțiune.

Funcții senzoriale: Mâna poate aprecia temperatura corpurilor sau fluidelor, viteza fluidelor, forța cu care ele susțin anumite obiecte, umiditatea, starea suprafețelor și de asemenea rugozitatea sau vâscozitatea. Sensibilitatea tactilă este maximă pentru pulpele de la extremitățile degetelor. De asemenea, mâna permite recunoașterea volumului formelor.

Comunicația: Prin contact, de exemplu funcția de apel prin contact, pentru atragerea atenției sau pentru a alarma alte persoane, respectiv comunicare prin limbajul semnelor.

Subiect 21.

Enunț

Prezentați schema și modul de funcționare a tuburi de raze x convenționale, și prezentați tuburile de raze x speciale.

Soluție

Principalele componente ale unui tub de raze x modern sunt prezentate în figura 1.

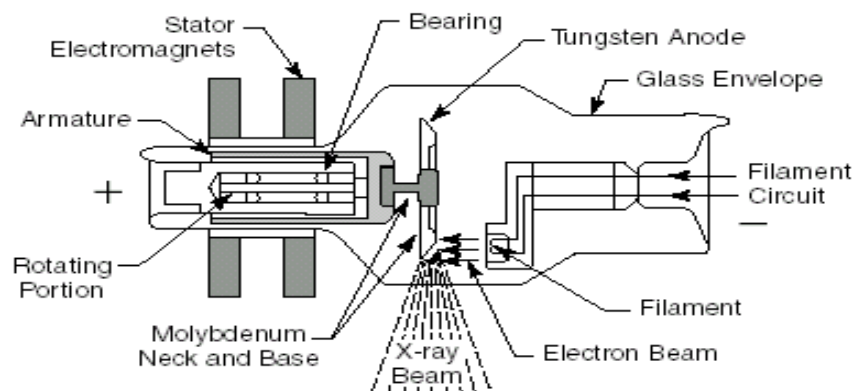


Figura 1 – Tub de raze x simplificat, cu anod rotativ și filament incandescent

Filamentul incandescent eliberează electroni care sunt accelerați printr-o tensiune electrică ridicată spre o țintă. Fasciculul de electroni accelerați este numit curent de tub. Razele x sunt produse în momentul interacțiunii acestui fascicul de electroni cu ținta. Razele x sunt emise de către țintă în toate direcțiile dar sunt restricționate de către colimatoare pentru a forma un fascicul util. În interiorul tubului de sticlă este menținut vacuumul pentru a preveni interacțiunea electronilor cu moleculele de gaz.

Surse de electroni

Metalul utilizat pentru filamentul unui tub de raze x trebuie să aibă un punct de topire ridicat. În majoritatea tuburilor este utilizat filamentul de tungsten cu punct de topire la 3370° C. Pentru înălțirea filamentului se utilizează un curent de câțiva amperi, electronii fiind eliberați la o rată ce crește odată cu creșterea curentului din filament. Filamentul este montat în interiorul unei cupe convergente încărcate negativ. Împreună aceste elemente constructive formează ansamblul catodic. Suprafața țintei unde sunt atrași electronii și se produc razele x se numește punct de focalizare. Pentru obținerea radiografiilor cu claritate ridicată, electronii trebuie atrași spre un punct focal cât mai mic. Acest lucru este realizat prin alegerea unui filament foarte fin. Claritatea radiografiei este adesea redusă prin mișcări voluntare sau involuntare ale pacientului. Pentru reducerea acestui efect se realizează expuneri la raze x de intensitate ridicată și durată redusă. Intensitatea ridicată a razelor x presupune o rată de emisie a electronilor care poate depăși capacitatea unui filament fin. De aceea multe tuburi de raze x conțin două filamente (dual focus tube).

Relația dintre curentul de filament și curentul de tub

În tubul de raze x apar 2 tipuri de curent electric. Curentul de filament este fluxul de electroni ce trece prin filament, îi crește temperatura și acesta eliberează electroni. Al doilea tip de curent este reprezentat de fluxul de electroni eliberați de către catod, ce traversează tubul spre anod. Acest curent, denumit curent de tub variază în intensitate de la câțiva *mA* la câteva sute de *mA*.

Cele două tipuri de curenți diferă dar se influențează reciproc. Unul din factorii care îi leagă este conceptul de sarcină spațială. La o tensiune a tubului scăzută, electronii sunt eliberați de către filament mai rapid decât sunt accelerați spre țintă. Astfel se acumulează un “nor de electroni” în jurul filamentului, denumit “sarcină spațială”. Această acumulare de electroni se opune eliberării altor electroni de către filament.

Pentru curenți de filament mici, se atinge o tensiune de saturație peste care curentul din tub nu mai variază cu creșterea tensiunii. La o tensiune de saturație, curentul din tub este limitat de rata la care sunt eliberați electronii de către filament. Deasupra tensiunii de saturație curentul din tub poate fi crescut numai prin creșterea temperaturii filamentului astfel încât acesta să elibereze mai mulți electroni. În această situație curentul de tub se spune că este limitat de temperatura sau emisia filamentului. Pentru a se obține curenți de tub ridicați și raze

x cu suficientă energie pentru a putea fi folosite la diagnostic, trebuie adoptați curenți de filament ridicați și tensiuni între 40 și 140 kV. Pentru curenți de filament mari dar tensiuni de tub mai scăzute, sarcina spațială care se formează limitează curentul de tub. În acest caz se spune că tubul de raze x este limitat de sarcina spațială.

Filtrarea

Fasciculul de raze x traversează câteva materiale ce îi atenuează energia înainte de a ajunge la pacient. Printre acestea sunt învelișul de sticlă al tubului, stratul de ulei ce înconjoară tubul și fereastra de ieșire din carcasa tubului. Acești factori atenuatori determină împreună filtrarea inherentă a tubului. Un fascicul de raze x cu energie medie mare este denumit “tare” deoarece poate penetra un material mai dens (mai tare) cum este țesutul osos. Un fascicul cu energie medie mai mică este denumit “slab” deoarece poate penetra doar materiale mai puțin dense (moi) cum este țesutul muscular.

În orice mediu, probabilitatea ca razele x incidente să interacționeze fotoelectric variază proporțional cu $1/E^3$ unde E este energia fotonilor incidenți. Astfel, razele x cu energie mică sunt atenuate mai mult decât cele cu energie mare. După ce traversează un anumit material, fasciculul de raze x are o energie medie per foton mai mare (deci este mai tare) chiar dacă numărul total de fotoni este mai mic, deoarece un număr mai mare de fotoni cu energie mică nu traversează materialul.

Filtrarea inherentă a tubului, se spune că întărește fasciculul de raze x. O întărire suplimentară (adițională) a fasciculului poate fi obținută adăugând filtre cu diferite compoziții în calea fasciculului. Filtrarea totală a fasciculului x este suma dintre filtrarea inherentă și filtrarea adițională. De obicei, se dorește o întărire adițională deoarece, dacă radiația cu energie scăzută ar rămâne în fasciculul de raze x, aceasta ar duce la creșterea dozei de radiații asupra pacientului fără a contribui substanțial la formarea imaginii.

Tuburi de raze x speciale

Multe tuburi de raze x au fost construite avându-se în vedere anumite aplicații. Câteva dintre acestea sunt discutate în continuare.

- Tuburi controlate de grilă – În cazul lor cupa de focalizare din ansamblul catodic este menținută la un potențial negativ de câteva sute de volți față de filament. În aceste condiții, potențialul negativ al cupei previne apariția fluxului de electroni de la filament spre țintă. Doar când potențialul negativ este înlăturat electronii se pot deplasa în interiorul tubului spre anod. În acest fel, dacă se aplică și se înlătură succesiv potențial negativ între cupa de focalizare și filament razele x sunt produse cu întreruperi corespunzătoare. Acest tip de tuburi este foarte folositor pentru expuneri foarte scurte cum sunt cele necesare radiografiei și angiografiei.
- Tuburi cu anod de molibden – Pentru investigații cu tensiune joasă ale țesuturilor moi, tuburile cu țintă de molibden sunt preferate celor cu ținta de tungsten. În intervalul de tensiuni de 25-45 kVp razele x caracteristice sunt produse de anodul din molibden dar nu și de cel din tungsten. Acești fotoni caracteristici oferă o concentrație a razelor x în spectrul de energie scăzută (Figura 3.8) care este utilă în cazul vizualizării țesuturilor moi.
- Tuburi cu emisie de câmp – În cazul lor, catodul este metalic și are un vârf ascuțit de aproximativ 1μm diametru. Electronii sunt extrași din catod de către un câmp electric intens și nu prin emisie termică. Pentru tensiuni obișnuite rata de extracție a electronilor este prea mică pentru a oferi curenți de tub adecvați. Se utilizează când curenții de tub mici pot fi tolerați sau când trebuie folosite tensiuni de tub foarte mari (radiografia toracelui 300kVp). Sunt puțin răspândite în radiografia clinică.

Subiect 22.

Enunț

Descrieți principiul fluoroscopiei clasice menționând tubul convențional de amplificare a imaginii obținute cu raze x precum și amplificarea și eficiența de conversie a acestor amplificatoare.

Soluție

Fluoroscopia și intensificarea imaginii

În cazul primelor tehnici fluoroscopice apărute, razele x de la pacient veneau în contact direct cu un ecran fluoroscopic. Lumina era emisă de fiecare regiune a ecranului în funcție de rata la care energia era transferată de razele x incidente. Imaginea luminoasă de pe ecranul fluoroscopic era urmărită de radiolog de la o distanță de 25 – 40 cm. Radiologul era protejat împotriva radiației x de către un ecran subțire de sticlă plasat în spatele ecranului fluoroscopic.

Utilizând această tehnică, radiologul percepea o imagine foarte neclară fără a putea face o bună distincție a detaliilor. Radiologul trebuia să-și adapteze vederea la întuneric rămânând o perioadă îndelungată în camera întunecată, pentru a putea să vadă imaginile. A devenit evidentă necesitatea obținerii unor imagini fluoroscopice luminoase, în acest scop s-a încurajat dezvoltarea unor intensificatoare (amplificatoare) de imagine. Acestea au scopul de a amplifica strălucirea imaginii. Utilizând amplificatoarele de imagine nu mai este necesară etapa de adaptare a vederii la întuneric. Prin folosirea lor, complexitatea și costul sistemelor fluoroscopice au crescut, dar cu toate aceste inconveniente, sistemele fără amplificare nu mai sunt utilizate în imagistica actuală.

Tuburi pentru amplificarea imaginii obținute prin raze x

Un amplificator al imaginii obținute prin raze x, intensifică luminozitatea imaginii prin 2 procese: (1) minimizare, în care același număr dat de fotoni sunt eliberați de o suprafață mai redusă, și (2) creșterea fluxului, unde electronii sunt accelerați prin tensiuni înalte pentru a produce mai multă lumină când lovesc ecranul fluorescent.

Un exemplu de tub de amplificare a imaginii este prezentat în figura 1.

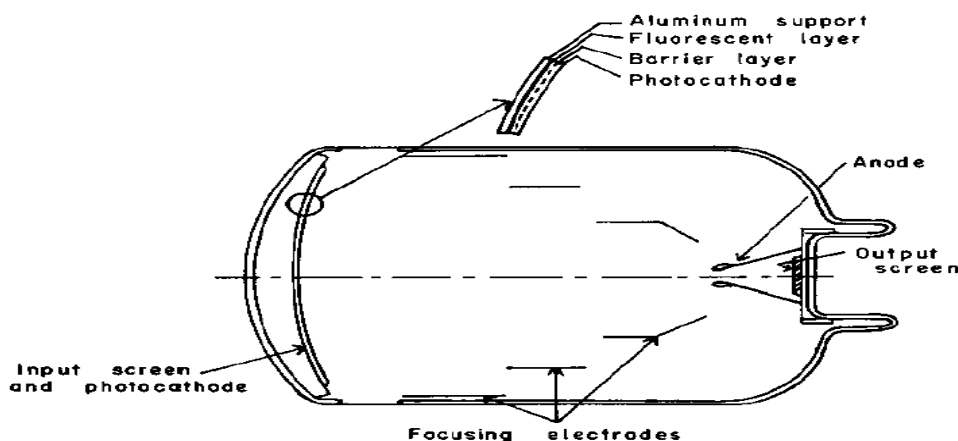


Figura 1 – Secțiune printr-un tub convențional de amplificare a imaginii obținute cu raze x

Razele x cad pe un ecran fluorescent cu diametru între 10cm și 40cm de formă convexă. Acest ecran este acoperit cu o substanță fluorescentă. Pentru fiecare foton din fasciculul de raze x incident, ecranul emite între 2000 și 3000 de fotoni. Aceștia nu sunt vizualizați în mod direct, ci sunt orientați spre un fotocatod. Fotonii emiși în altă direcție sunt reflectați spre fotocatod de un strat de aluminiu depus pe exteriorul suprafeței ecranului de intrare. Dacă sensibilitatea spectrală a fotocatodului este adaptată la lungimea de undă a luminii emise de ecran, atunci pentru fiecare 100 de fotoni de lumină recepționați, fotocatodul

emite 15 până la 20 electroni. Numărul de electroni eliberați de orice regiune a fotocathodului depinde de numărul fotonilor de lumină incidenti pe acea regiune. Electronii sunt accelerați printr-o diferență de potențial de 25-35 kV între anodul și fotocathodul tubului de amplificare a imaginii. Electronii trec printr-un orificiu mare din anod și lovesc un mic ecran fluorescent (ecran de ieșire) montat pe un suport plat de sticlă. Stratul ce acoperă ecranul de ieșire seamănă cu cel de pe ecranul de intrare, cu deosebirea că granulele fluorescente sunt mult mai mici. Diametrul majorității ecranelor de ieșire este cuprins între 1.5 cm și 3 cm. Amplificatoarele cu diametre mici ale ecranelor de ieșire sunt folosite pentru fluoroscopia TV deoarece diametrul ecranului de intrare al unei camere TV este, de asemenea, mic. Un înveliș de metal, de obicei aluminiu, este depus pe ecranul de ieșire pentru a preveni pătrunderea luminii din exteriorul amplificatorului de imagine. Stratul metalic înlătură, de asemenea, electronii acumulați de ecranul de ieșire. Electronii de la fotocathod sunt focalizați pe ecranul de ieșire de către niște electrozi cilindrici plasați între fotocathod și anod. De obicei sunt utilizați trei electrozi de focalizare.

Carcasa metalică atenuează câmpurile magnetice ce provin din exteriorul amplificatorului și previn influența acestor câmpuri asupra mișcării electronilor din interiorul tubului. Mișcarea electronilor și, deci, imaginea formată pe stratul din fosfor, pot fi totuși influențate de către un câmp magnetic puternic din vecinătatea amplificatorului. De asemenea, un câmp magnetic intens în vecinătatea amplificatorului de imagine, poate magnetiza carcasa metalică (aliaj denumit Mumetal) și electrozii de focalizare și poate cauza distorsiuni permanente ale imaginii fluoroscopice. În consecință, amplificatoarele de imagine nu vor fi plasate în apropierea câmpurilor magnetice permanente sau tranzitorii, cu intensitate ridicată, care sunt produse frecvent de sistemele imagistice bazate pe rezonanța magnetică.

În cazul unui amplificator de imagine obținută prin raze x, există 4 tipuri de purtători de informație despre pacient transmisă medicului radiolog. Fasciculul de raze x transmite informație de la pacient la ecranul de intrare al amplificatorului de imagine. La nivelul acestuia, purtătorul informației se schimbă de la radiația x la fotonii radiației luminoase vizibile. Pe măsură ce fotonii radiației luminoase sunt absorbiți de către fotocathod, informația este transferată fasciculului de electroni care este direcționat pe ecranul de ieșire al amplificatorului. Informația este transmisă sub forma unei imagini luminoase de la ecranul de ieșire spre observator.

Amplificarea și eficiența de conversie a amplificatoarelor de imagine

Luminozitatea imaginii obținute pe ecranul de ieșire al unui amplificator de imagine poate fi comparată cu imaginea obținută de la un ecran fluoroscopic fără amplificare a imaginii. Amplificatorul de imagine și ecranul fluoroscopic recepționează expuneri la radiație identice, raportul dintre luminozitatea celor două imagini este denumit *factor de amplificare a luminozității*.

Amplificarea luminozității rezultă din două procese independente care apar în interiorul amplificatorului de imagine. Aceste procese sunt denumite *minimizarea imaginii* respectiv *amplificarea fluxului*.

Imaginea luminoasă produsă pe măsură ce razele x sunt absorbite de ecranul de intrare al unui amplificator de imagine este reprodusă sub forma unei imagini minimize pe ecranul de ieșire al amplificatorului. Datorită faptului că ecranul de ieșire este mult mai mic decât cel de intrare, cantitatea de lumină pe unitatea de suprafață a ecranului de ieșire este mai mare decât cantitatea de lumină pe unitatea de suprafață a ecranului de intrare. Creșterea luminozității datorată minimizării imaginii este denumită *factor de minimizare* f_m și este egal cu raportul dintre suprafețele ecranelor de intrare respectiv ieșire

$$f_m = (\text{aria ecranului de intrare}) / (\text{aria ecranului de ieșire}) = \\ = (\text{diametrul ecranului de intrare})^2 / (\text{diametrul ecranului de ieșire})^2$$

Luminozitatea imaginii pe ecranul de ieșire este, de asemenea, mărită datorită electronilor de la fotocathod care sunt accelerați în timp ce traversează tubul spre ecranul de ieșire. Când acești electroni sunt stopați de ecranul de ieșire, numărul fotonilor eliberați variază în funcție de energia electronilor incidenti. Factorul de amplificare a luminozității datorată accelerării electronilor este denumit factor de amplificare a fluxului f_f . Un amplificator de imagine obișnuit are un factor de amplificare a fluxului de cel puțin 50.

Amplificarea totală a luminozității unui amplificator de imagine este dată de produsul celor doi factori: de minimizare și de flux: $f = (f_m) \cdot (f_f)$.

Subiect 23.

Enunț

Electrozi utilizați la culegerea semnalelor bioelectrice.

Soluție

Electrodul reprezintă un conductor electric căruia i se asigură un contact cu un electrolit. La interfața electrod-electrolit există fenomene care transformă conducția ionică (a electrolitului) în conducție electronică (a metalului) și invers. Există deci o migrare a electronilor din metal spre electrolit și a ionilor din electrolit spre metal în sensul realizării unui echilibru chimic. Această interacțiune metal-electrolit determină o schimbare locală a concentrației ionilor în soluție în imediata apropiere a suprafeței metalice, astfel apare o diferență de potențial între electrod și electrolit denumită potențial de electrod. Acest potențial de electrod poate fi măsurat având la dispoziție un electrod de referință din platină platinată. Valoarea acestui potențial este funcție de materialul electrodului (pentru AgCl este 0,233 V).

Pentru a elimina neajunsurile legate de variațiile potențialului de electrod și de utilizarea electrozilor la măsurarea semnalelor de curent continuu sau de joasă frecvență este bine:

- să se utilizeze metale cu potențiale de electrod mici
- culegerile să se facă cu electrozi din același material
- să se utilizeze electrozi realizați din metale acoperite cu o sare greu solubilă având un ion comun cu electrolitul (electrozi de speța a doua).

Dacă între electrod și electrolit nu circulă nici un curent, la ieșirea electrodului vom avea potențialul de electrod. În momentul în care există o circulație de curent rezultă o modificare a distribuției de sarcină în soluția ce se află în contact cu electrozii și deci se modifică potențialul de măsurat. Acest efect se numește polarizare și poate modifica performanțele electrodului.

Există din acest punct de vedere două categorii de electrozi:

- a) polarizabile; la care trecerea curentului determină schimbarea distribuției de sarcini la interfață determinând modificarea curentului
- b) nepolarizabile, care permit trecerea curentului prin ei fără să se modifice distribuția de sarcină la interfață deci fără să apară o modificare a curentului.

În practică se preferă să se utilizeze electrozi nepolarizabili deoarece:

- artefactul de mișcare este redus
- modificarea impedanței electrodului cu frecvența este mică
- zgomotul electrodului este mic.

În figura 1. se prezintă electrozi din Ag/AgCl cu secțiuni diferite, electrozi cu performanțe foarte apropiate de a celor perfect nepolarizabile.

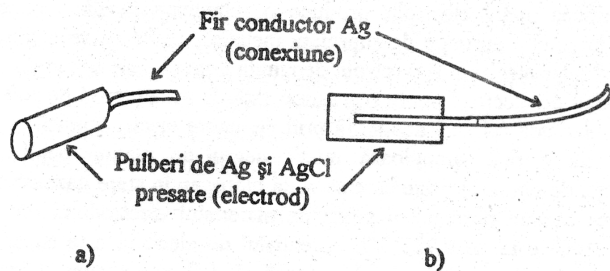


Fig. 1. Electrozi din Ag/AgCl

La funcționarea la tensiuni și curenți mici electrozii pot fi reprezentați prin circuitul echivalent din fig. 2.

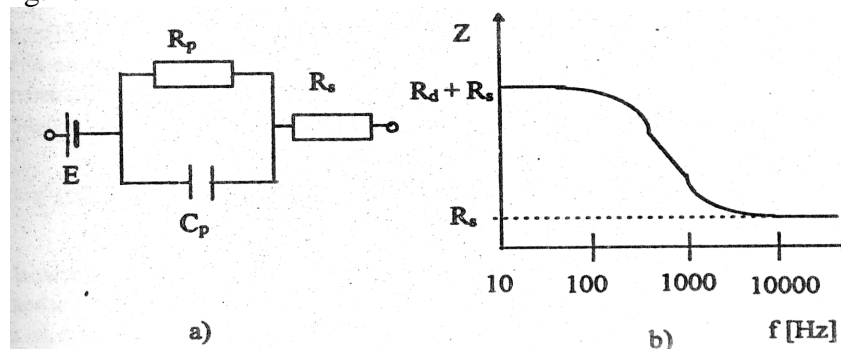


Fig. 2. a) Schema echivalentă a unui electrod de biopotențial ;b) impedanța electrodului funcție de frecvență

În schema echivalentă avem:

- sursa E reprezintă potențialul de electrod
- R_p și C_p reprezintă impedanța asociată efectelor de la interfața electrolit-electrod și polarizării la această interfață
- R_s este rezistența asociată efectelor de la interfață și rezistenței materialului electrodului.

Deoarece chiar în condițiile în care se utilizează doi electrozi identici datorită contactelor diferite pe care aceștia le fac cu suprafața pe care se aplică va apărea o tensiune continuă egală cu $E_1 - E_2$, tensiune ce reprezintă o sursă de perturbare.

Electrozii utilizați pentru culegerea de semnale biologice sunt din argint clorurat. Pentru stimulare electrozii trebuie să fie din metale sau aliaje cu tensiuni de polarizare cât mai mici la densități de curent mari, și să nu prezinte probleme de toxicitate. Aliajul din platină și iridiu satisface aceste cerințe.

În scopul stabilirii potențialului de electrod, între electrodul metalic și piele se introduce o hârtie de filtru sau chiar tifon îmbibate cu electrolit, fie o pastă electroconductivă astfel încât dacă se degresează pielea cu alcool se poate obține o rezistență scăzută la nivelul interfeței pastă electroconductivă – piele iar impedanța devine mai stabilă.

Schema electrică a circuitului pentru culegerea semnalelor biomedicale este prezentată în fig. 3. Se prezintă situația în care se utilizează doi electrozi de suprafață conectați la un amplificator de măsură. S-au luat în considerare și sursele de perturbații.

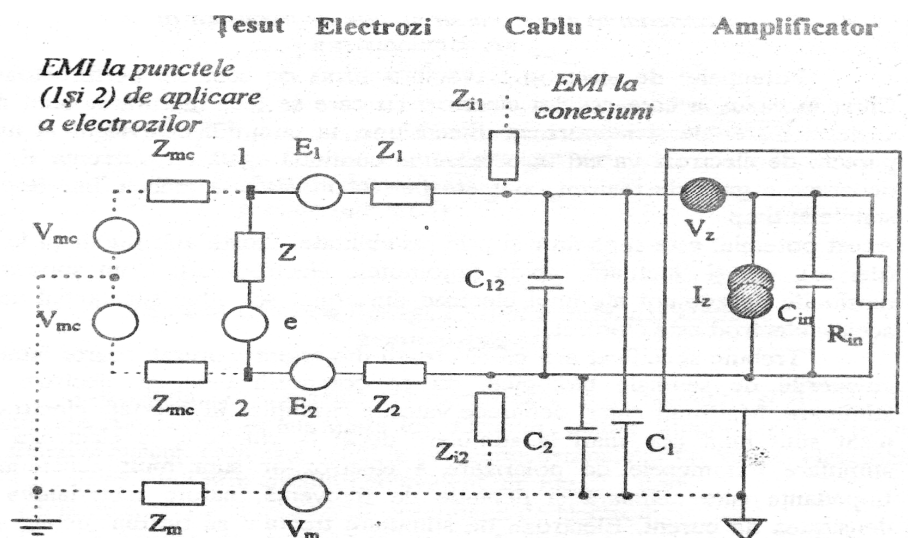


Fig. 3. Schema echivalentă pentru culegerea semnalelor bioelectrice.

În punctele 1, 1' se aplică electrozii la țesut. În figură sunt următoarele notații făcute:

- Z și e reprezintă impedența și tensiunea “generatorului de semnal bioelectric”
- E_1 și E_2 reprezintă potențialele de electrod (inclusiv și fluctuațiile lor adică deriva și zgomotul electrozilor)
- Z_1 și Z_2 reprezintă impedențele electrozilor și a interfețelor cu țesutul
- V_{mc} și Z_{mc} reprezintă tensiunea și impedențele de mod comun față de sursa de semnal.
- Z_m și V_m reprezintă impedența și tensiunea circuitului de masă
- Z_{i1} și Z_{i2} reprezintă impedențele de cuplare a cablului de electrozi cu sursele de perturbații externe
- C_1, C_2, C_{12} reprezintă capacitățile parazite ale cablului de electrozi și variațiile lor.
- V_z și I_z reprezintă sursele de zgomot echivalente la intrarea amplificatorului.
- C_{in} și R_{in} sunt capacitatea și rezistența de intrare a amplificatorului.

Subiect 24.

Enunț

Amplificatoare de izolație.

Soluție

Un *amplificator de izolație* (cu separare galvanică) este un circuit a cărui primă funcție este de a asigura izolarea ohmică (întreruperea continuității ohmice) între semnalele și circuitele de intrare și cele de ieșire.

În principiu, un AI este format dintr-un amplificator diferențial de intrare (amplificator operațional sau amplificator de instrumentație), urmat de un etaj de izolare (separare) cu câștig unitar. Unicul scop al etajului de separare este de a izola complet intrarea de ieșirea circuitului. În mod ideal, continuitatea ohmică a semnalului este întreruptă (la nivelul barierei de izolație) și totuși, după etajul de separare cu câștig unitar, semnalul se transferă cu acuratețe și fără atenuare. O caracteristică importantă a AI este aceea că au intrare complet flotantă, ceea ce contribuie la eliminarea unor conexiuni complicate la masa surselor în multe aplicații.

În figura 1 se prezintă schema - bloc tipică a unui amplificator de izolație.

Pentru acest amplificator, expresia tensiunii de ieșire V_{out} este dată de relația

$$V_{out} = \frac{R_2}{R_1} \cdot \left(V_d + \frac{V_{cm}}{CMRR} \right) + \frac{V_{iso}}{IMRR}.$$

Tensiunea de izolație V_{iso} este tensiunea ce apare pe bariera de izolație. Contribuția adusă de V_{iso} la eroarea referită la ieșire este $V_{iso} / IMRR$, unde **IMRR** este *factorul de rejecție al modului izolație* (**I**solation **M**ode **R**ejection **R**atio). V_d este tensiunea diferențială de semnal de intrare, iar V_{cm} reprezintă tensiunea de mod comun (referită la masa circuitelor de intrare). Curentul de fugă este curentul ce circulă prin bariera de izolație cu o anumită tensiune de izolație specificată aplicată între intrare și ieșire.

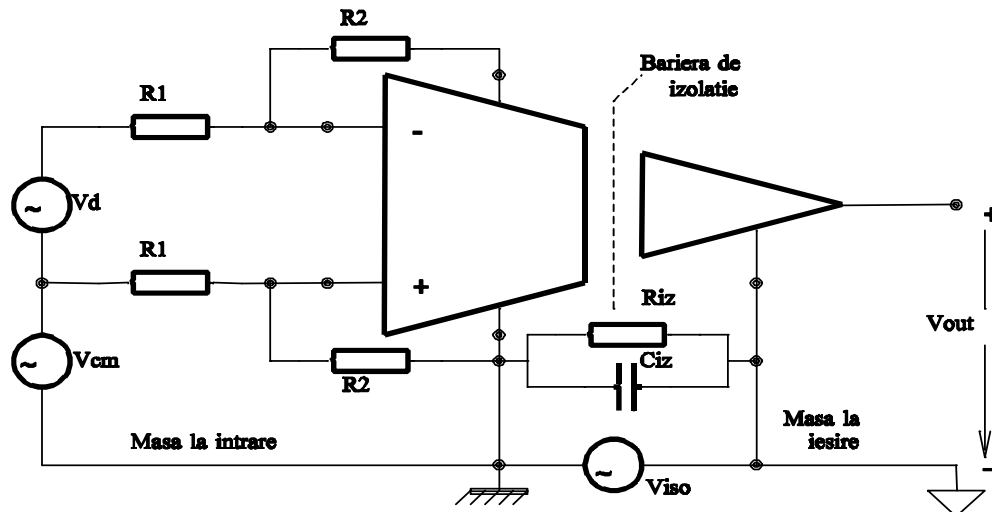


Figura 1 Schema-bloc tipică a unui amplificator de izolație

Caracteristicile amplificatoarelor de izolație

În cele ce urmează se prezintă unii termeni și caracteristici specifice AI.

- *Tensiunea de mod comun și tensiunea de izolație.* Anumiți producători tratează tensiunea de mod comun și tensiunea de mod izolație în mod identic pentru descrierea folosirii și / sau caracteristicilor AI. În principal această imprecizie în prezentare apare din nespecificarea masei circuitului în raport cu care se măsoară aceste tensiuni. Pentru aplicațiile specifice de bioinstrumentație, este esențială înțelegerea exactă a semnificațiilor acestor termeni și diferențele dintre ei. Astfel, când se fac legăturile în circuitul de intrare ca în Figura 6.21,

tensiunea diferențială de semnal de intrare V_d poate fi suprapusă peste componenta V_{cm} în raport cu *masa circuitelor de intrare*. V_{cm} este *tensiunea de mod comun* și are în general ordinul de mărime ± 10 V, limitată de gama tensiunii de mod comun a etajului diferențial de intrare.

- *Tensiunea de izolație* V_{iso} , așa după cum rezultă din Figura 6.21, reprezintă diferența de potențial între circuitul de masă de intrare și *circuitul de masă de ieșire*. Mărimea tensiunii de izolație descrie diferența de potențial pe care bariera de izolație poate să o suporte fără străpungere. Ordinul de mărime al tensiunii de izolație este de sute sau mii de volți. Această caracteristică a AI permite două conexiuni de masă distincte ce se pot realiza oricând este necesar. Ca urmare, AI se pot folosi în aplicații ce presupun tensiuni de mod comun foarte mari și în aplicații cu întreruperea buclelor de masă. În acest caz conexiunile se efectuează în așa fel încât tensiunile de mod comun să apară referite la masa circuitelor de ieșire (ca tensiune de izolație). Utilizând această conexiune, amplificatorul poate primi tensiuni de mod comun de ordinul 2000 V sau chiar mai mari.
- *Rejecția de mod comun și rejecția de mod izolație*. Rejecția de mod izolație (IMR) este un alt termen la care unii producători se referă identic cu rejecția de mod comun (CMR). Confuzia apare din același motiv cu cel precizat anterior, respectiv din cauza nespecificării circuitului de masă în raport cu care se fac determinările. Discuția de mai sus ne ajută să identificăm diferența între IMR și CMR.
- *Rejecția de mod comun, CMR*, este măsura în care etajul de intrare rejectează semnalele de mod comun referite la *masa circuitelor de intrare* în timp ce amplifică intrarea diferențială.
- *Rejecția de mod izolație, IMR*, este măsura în care amplificatorul rejectează tensiunile de mod comun referite la *masa circuitelor de ieșire* în timp ce se transmite semnal prin bariera de izolație. Factorul de rejecție al modului izolație, IMRR, este definit de ecuația (6.23). În acest fel, cunoscând capacitatea de rejecție a modului izolație a AI, acestea se pot utiliza în aplicații unde sunt necesare rejecții ale tensiunilor de mod comun foarte mari, de ordinul 100 ... 140 dB.
- *Valoarea tensiunii de izolație. Tensiune de test*. Este important să cunoaștem semnificația tensiunii de izolație de curent continuu (precizată și garantată de producător în catalog) și relația sa cu valoarea reală a tensiunii de test aplicate. Întrucât un test continuu la valoarea nominală nu este posibil în cazul produselor de consum (implicând o durată infinită), se acceptă în general realizarea testelor de înaltă tensiune (de valoare mult mai mare decât valoarea continuă nominală), dar pentru o durată scurtă (și bine precizată) de timp. Întrucât testul de înaltă tensiune este distructiv (circuitele care nu rezistă se distrug în totalitate, devenind irecuperabile), este important de știut ce relație există între condițiile reale de test și valoarea continuă minim garantată. Pentru aceasta se folosesc mai multe reguli empirice. De exemplu, firma Burr-Brown a ales o formulă foarte restrictivă:

$$V_{test} = 2 V_{continuu} + 1000 \text{ V} .$$

Relația de mai sus este folosită în aplicații în care sistemul de tensiuni tranzitorii nu poate fi precizat. Când tensiunile reale sunt bine definite sau când tensiunea de izolație nu este continuă, utilizatorul poate alege pentru testare o relație mai puțin restrictivă pentru a stabili condițiile de test, ceea ce reduce numărul circuitelor distruse prin testare, respectiv reduce costul.

Principiile fizice pe care se bazează construcția barierei de izolație determină și tipul de cuplaj utilizat. Astfel întâlnim:

- *cuplajul magnetic*, bazat în esență pe utilizarea transformatoarelor, la care nu apare conexiune între circuitul primar și cel secundar;
- *cuplajul optic*, utilizând optocuploare, transferul informației fiind asigurat prin modularea unei radiații;
- *cuplajul termic*, utilizând în circuitul de intrare o rezistență de încălzire, iar în circuitul de

ieșire o termorezistență, transferul de informație fiind asigurat prin intermediul fluxului termic.

Performanțele AI variază în mod semnificativ, funcție de tipul de aplicație. Astfel, în aplicațiile în care banda și viteza de răspuns sunt criteriile cele mai importante, cel mai bine se adaptează cuplajul optic. Pentru aplicații la care se impune acuratețe și liniaritate pentru răspuns, cuplajul magnetic este soluția cea mai bună. Cuplajul termic are avantajul celui mai redus cost, dar se poate utiliza numai pentru semnale de foarte joasă frecvență, având în vedere inerția mare a sistemelor bazate pe procese termice.