

See discussions, stats, and author profiles for this publication at: <https://www.researchgate.net/publication/318494615>

Electronica medicala – vol. I

Book · January 2002

CITATIONS

0

READS

18,183

1 author:



[Calin Simu](#)

Polytechnic University of Timisoara

11 PUBLICATIONS 8 CITATIONS

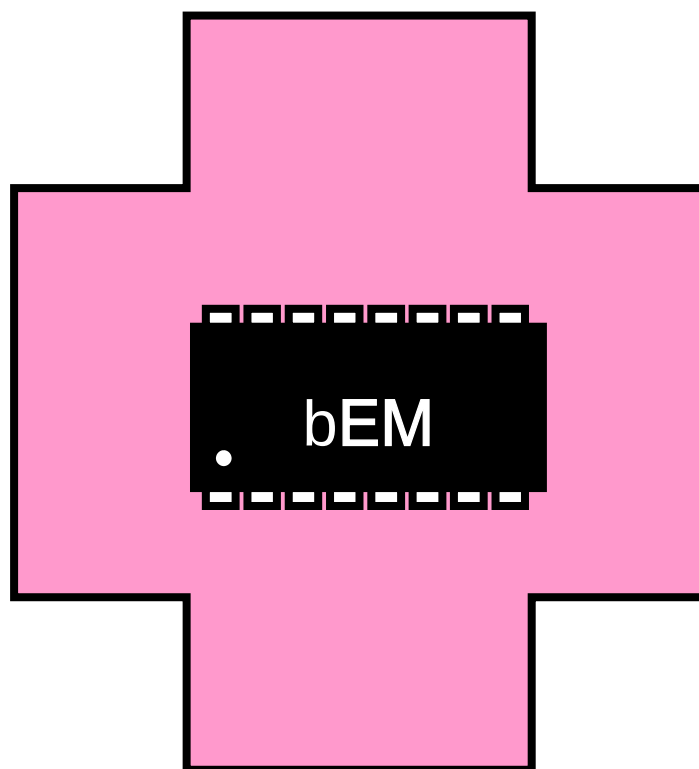
SEE PROFILE

**UNIVERSITATEA “POLITEHNICA” DIN TIMIȘOARA
FACULTATEA DE ELECTRONICĂ ȘI TELECOMUNICAȚII**



Simu Călin - Mihai

**ELECTRONICĂ MEDICALĂ
- Vol. I -**



Timișoara, 2002

CAP.1. INTRODUCERE ÎN ELECTRONICA MEDICALĂ

1.1. ORGANISMUL UMAN

Organismul uman este un ansamblu unitar de celule, organe, sisteme și aparate. **Celula** este elementul fundamental constituent al organismului viu. **Organul** reprezintă o grupare de celule, după originea embrionologică și după funcție. **Sistemul** reprezintă o grupare de organe după originea embrionologică și după funcția principală. **Aparatul** reprezintă o entitate anatomică complexă, după funcția biologică desfășurată.

Corpul uman cuprinde: © **aparatul de susținere și locomoție** (sistemele: osos, articular, muscular); © **aparatul de transport al materiei** (sistemele: cardiovascular, nervos periferic); © **aparatul de import al materiei** (sistemele: respirator, digestiv); © **aparatul de export al materiei** (sistemele: urinar, genital); © **aparatul de corelație a organismului** (sistemele: glandular, nervos central).

1.2. CELULA

Celula este forma fundamentală de organizare a materiei vii. Organismul uman este alcătuit din aproximativ 75 *trilioane* de celule, care diferă între ele prin funcție, formă și dimensiuni (0,2 mm ... 5 mm ... 20mm ... cm). Însă toate celulele au aceleași elemente constitutive (fig.1.1). **Citoplasma**, materia conținută în celulă, este folosită în reacțiile chimice ce mențin funcționarea celulei. Este înconjurată de o **membrană semipermeabilă**, care permite circulația substanțelor în ambele sensuri, dar selectiv. Cele mai multe celule au în interior un **nucleu**, care conține codul genetic al celulei reproductibile.

Caracteristicile celulelor sunt: **organizare, iritabilitate, metabolism, nutriție, respirație** și, pentru unele, **reproducere**.

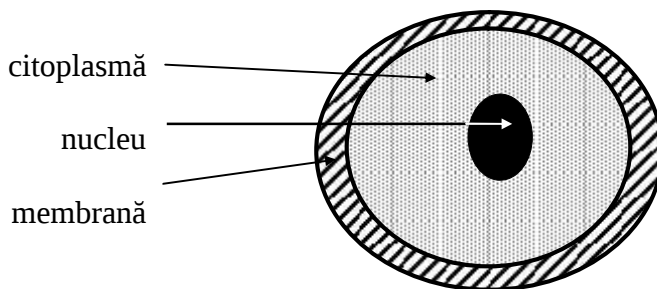


Fig.1.1. Structura tipică a celulei

Celula vie prezintă anumite proprietăți electrice, deoarece o mare parte din moleculele componente ale **spațiilor intracelular** (*interiorul celulei*) și **extracelular** (*exteriorul ei*) se află în stare disociată, sub formă de ioni. Astfel, în mediul extracelular predomină ionii de Na^+ și cei de Cl^- ; în cel intracelular, cei de K^+ și anionii organici, A^- . Membrana celulară este permeabilă pentru ioni, în ambele sensuri, mai mult sau mai puțin, în funcție de tipul și numărul de ioni din fiecare spațiu, precum și de o multitudine de alți factori. În general, permeabilitatea este mare pentru K^+ și Cl^- , moderată pentru Na^+ și nulă pentru anioni (datorită dimensiunilor mari ale acestora).

Din punct de vedere pasiv, celula se comportă ca un **conductor electrolitic**, membrana celulară fiind caracterizată printr-o **impedanță transmembranară**.

Din punct de vedere activ, celula se comportă ca un **generator de tensiuni electromotoare**.

În starea de repaus al celulei (“echilibru metabolic stabil”), datorită asimetriei distribuției ionice intra- și extra- celulare, peste membrană (între spațiul intracelular și cel extracelular) apare o diferență de potențial electric, constantă. Aceasta se numește **potențial de repaus**, $PR = -90 \text{ mV} \dots -70 \text{ mV}$, valoare dependentă de tipul de celulă.

Valoarea potențialului de repaus (U) se poate măsura cu aproximație utilizând doi microelectrozi, unul introdus în celulă, celălalt în mediul extracelular (fig.1.2). Măsurarea este aproximativă, deoarece microelectrodul introdus în celulă modifică echilibrul metabolic al celulei.

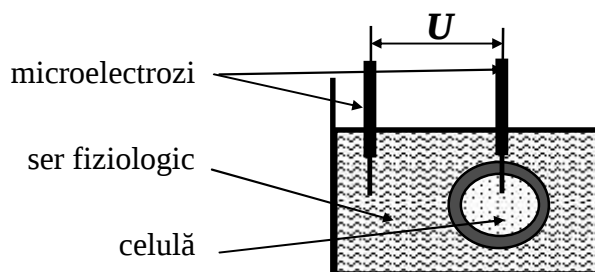


Fig.1.2. Determinarea experimentală a PR

De asemenea, valoarea aproximativă a potențialului de repaus se poate calcula cu ajutorul **legii lui Nernst**:

$$U = \frac{R \cdot T}{n \cdot F} \cdot \ln \frac{C_{\text{interior}}}{C_{\text{exterior}}}, \quad (1.1)$$

unde: $R = 8.312 \text{ [J/Kmol]}$ este constanta universală a gazelor, $T \text{ [K]}$ este temperatura absolută; n este valența ionului ($n = 1$ pentru Na^+ și K^+ , $n = -1$ pentru Cl^-); $F = 96.500 \text{ [C]}$ este constanta lui Faraday; C_{interior} și $C_{\text{exterior}} \text{ [mM]}$ sunt concentrațiile ionului în interiorul, respectiv exteriorul celulei. Această relație trebuie aplicată fiecărui tip de ioni participanți, după care se aplică anumite corecții (**legea Goldman**, intervenția **pompei sodiu - potasiu**).

Fiecare tip de celulă răspunde la anumite tipuri de stimuli (mecanici, chimici, termici etc.), dar toate celulele pot fi stimulate electric.

Dacă asupra celulei acționează un stimul extern adecvat, transferând celulei o anumită energie, aceasta crește valoarea potențialului de repaus până la o valoare critică numită **potențial de prag**, $PP \approx 60 \text{ mV}$ (valoare dependentă de tipul de celulă). Urmează un fenomen chimic în avalanșă, numit **depolarizare**: → se modifică permeabilitatea membranei pentru fiecare tip de ioni, într-o anumită succesiune; → aceasta duce la o circulație transmembranară a ionilor, într-o anumită succesiune; → aceasta produce o variație a diferenței de potențial transmembranar, până la o valoare de aproximativ $+20 \text{ mV}$ (valoare dependentă de tipul de celulă). După atingerea acestui maxim, membrana revine la starea inițială, se reface echilibrul anterior și diferența de potențial revine la valoarea de repaus, fenomen numit **repolarizare**. Această variație a diferenței de potențial, cu forma tipică din fig.1.3, se numește **potențial de acțiune**, PA și reprezintă răspunsul electric al celulei la un stimul adecvat.

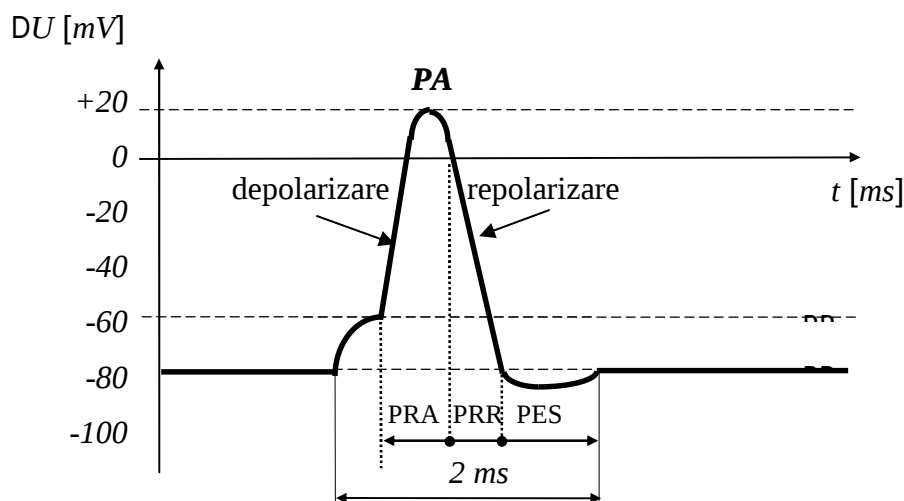


Fig.1.3. Forma tipică a PA

Potențialul de acțiune poate fi privit ca un proces binar, deoarece odată atins pragul de stimulare, indiferent de valoarea stimulului, procesul se desfășoară de sine stătător, întotdeauna la fel, indiferent de stimul (*în principiu*) - **legea "tot sau nimic"**.

O caracteristică importantă este inexcitabilitatea periodică: după excitarea celulei, aceasta intră într-o fază refractară până la sfârșitul repolarizării, cu următoarele faze (fig.1.3): ♥ **perioada refractară absolută** (PRA), în care celula nu răspunde la nici un nou stimul; ♥ **perioada refractară relativă** (PRR), în care celula răspunde incomplet și numai la stimuli de intensitate mare; ♥ **perioada de excitabilitate supranormală** (PES), în care celula răspunde la stimuli de intensitate mai mică decât pragul de excitație (*această perioadă poate fi vulnerabilă*).

1.3. ELECTRONICA MEDICALĂ

Celulele au anumite proprietăți electrice, măsurabile fie pe celula individuală, fie pe grupuri de celule.

Electronica medicală reprezintă o parte a ingineriei biomedicale ("Biomedical Engineering", BME) care aplică electronica în domeniul medical, pentru diagnostic sau tratament.

În diagnostic, aparatura electronică oferă informații generale și / sau dedicate despre pacient, cu ajutorul cărora medicul poate evalua starea de sănătate sau de boală. Uneori aparatura este capabilă și să evalueze informațiile, furnizând direct diagnosticul. Informația poate fi de natură electrică (**semnal bioelectric**) și atunci culegerea ei se face prin intermediul unor electrozi, sau poate fi de natură neelectrică (*de exemplu temperatura*) și atunci culegerea ei se face prin intermediul unor traductoare, care convertesc semnalul neelectric în semnal electric.

În tratament, aparatura electronică acționează printr-un transfer de energie de diverse tipuri asupra pacientului, sau contribuie la alte procese în scopuri terapeutice.

Câteva exemple de semnale bioelectrice:

♥ **Inima**, având rolul de pompare a sângelui prin circuitul sanguin, are o activitate electrică și una mecanică. Miocardul este comandat electric de un țesut nervos specific inimii. Inima este astfel o sursă de semnal electric, caracterizat prin amplitudini de $100\text{ mV} \dots 4\text{ mV}$ și spectru de frecvențe de $0,1\text{ Hz} \dots 100\text{ Hz}$. Tehnica medicală de prelevare, prelucrare și reprezentare a acestui tip de semnale se numește **electrocardiografie (ECG, EKG)**.

♥ **Creierul**, datorită depolarizărilor și repolarizărilor neuronilor componenți, este o sursă de semnal electric de ansamblu, caracterizat prin amplitudini de $10\text{ mV} \dots 100\text{ mV}$ și spectru de frecvențe de $0,1\text{ Hz} \dots 100\text{ Hz}$. Tehnica medicală de prelevare, prelucrare și reprezentare a acestui tip de semnale se numește **electroencefalografie (EEG)**.

♥ **Sistemul neuromuscular**, prin depolarizările ce preced contracțiile musculare, este o sursă de semnal electric, caracterizat prin amplitudini de $100\text{ mV} \dots 4\text{ mV}$ și spectru de frecvențe de $5\text{ Hz} \dots 2\text{ KHz}$. Tehnica medicală de prelevare, prelucrare și reprezentare a acestui tip de semnale se numește **electromiografie (EMG)**.

1.4. EFECTE FIZIOLOGICE ALE CURENTULUI ELECTRIC

Deoarece aproximativ 70% din organismul uman este apă, acesta este un conductor de tip electrolitic. Fiecare țesut este caracterizat printr-o anumită conductivitate, cu atât mai mare cu cât țesutul este îmbibat cu mai mult sânge.

Conductivitatea crește în ordinea: os-cartilagiu-nerv-tendon-glande-plămân-splină-epicard-miocard-creier-mușchi-rinichi-ficat.

Conductivitatea depinde și de intensitatea (de fapt densitatea) curentului care parcurge aceste țesuturi.

Efectele fiziologice ale curentului electric aplicat corpului uman depind de: forma, durata, intensitatea, frecvența și modul de aplicare a curentului, precum și de vârsta și starea de sănătate a subiectului.

Curentul continuu are efect galvanic (produce un transfer de ioni în organism - *exemplu: introducerea de medicamente în organism*). De asemenea, poate produce stimulare în momentele conectării și deconectării.

Curentul alternativ poate produce stimulare, efectul stimulator depinzând de frecvența, intensitatea și durata de aplicare a curentului. Stimularea unui nerv senzorial produce durere. Stimularea unui nerv motor produce contracție și căldură.

Efectul de stimulare al curentului aplicat la suprafața corpului uman între un braț și celălalt în funcție de frecvență este reprezentat în fig.1.4. **Pragul senzației** este cel la care curentul este perceput. **Pragul contracției persistente** este cel la care încetează controlul voluntar al mușchilor. Se observă că:

- ♥ efectele curentului sunt maxime în jurul frecvenței de 50 Hz, frecvența rețelei;
- ♥ pentru frecvențe mai mari de 200 KHz, curentul electric nu mai are efect stimulator.

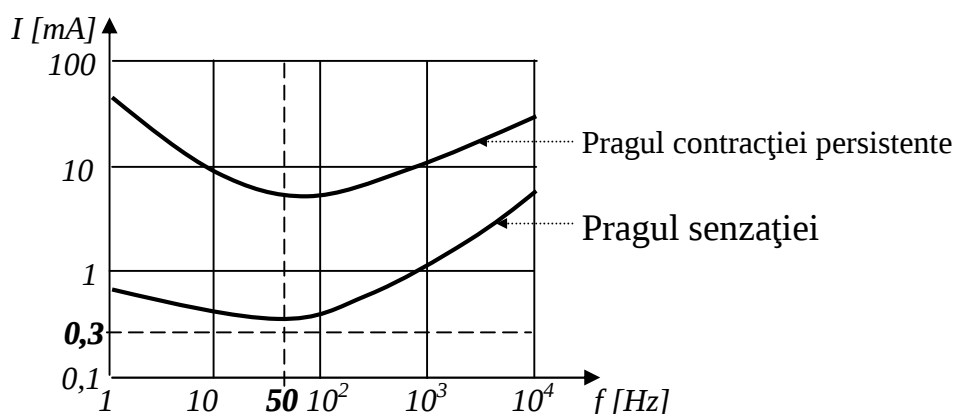


Fig.1.4. Efectele curentului alternativ (aplicare între brațe)

Efectele curentului de 50 Hz (șocul de curent) aplicat între cele două brațe timp de 1 s, funcție de intensitatea acestuia:

- ♥ 1mA – pragul senzației;
- ♥ 5 mA – pragul acceptat ca intensitate de curent maximă, nedăunătoare;
- ♥ 10 mA ... 20 mA – pragul contracției permanente;
- ♥ 50 mA – durere, eventual leșin, vătămare mecanică; activitățile cardiace și respiratorie continuă;
- ♥ 100 mA ... 300 mA – fibrilație ventriculară; respirația continuă;
- ♥ 6 A – paralizie respiratorie temporară; contracție miocardică persistentă, urmată de un ritm normal; arsuri dacă densitatea de curent este mare.

În plus, contează foarte mult punctele de aplicare ale curentului. Valoarea limită maximă a unui curent cu frecvența între 0 Hz ... 1 KHz aplicat musculaturii cardiace este de doar 10 mA.

În timpul utilizării aparaturii electromedicale pot apărea curenți de scurgere la pământ, prin carcasa aparatului, prin utilizator (operator) sau prin pacient. De aceea, este foarte importantă cunoașterea efectelor fiziologice ale curentului electric și a riscurilor de apariție a unor curenți nedorți, în scopul asigurării securității atât a pacientului conectat la aparatură, cât și a personalului medical care o deservește.

CAP.2. REALIZAREA UNUI SISTEM ELECTRONIC MEDICAL

2.1. CONFIGURAȚIA DE PRINCIPIU

Un sistem de achiziție, prelucrare, transmitere, afișare etc. de date biomedicale trebuie astfel structurat și realizat încât să prezinte o imunitate cât mai mare la perturbații, să ofere o compatibilitate electromagnetică cât mai bună și să realizeze o protecție cât mai bună a pacientului și a medicului.

Configurația de principiu a unui sistem electromedical de achiziție și prelucrare a biosemnalelor este prezentată în fig.2.1.

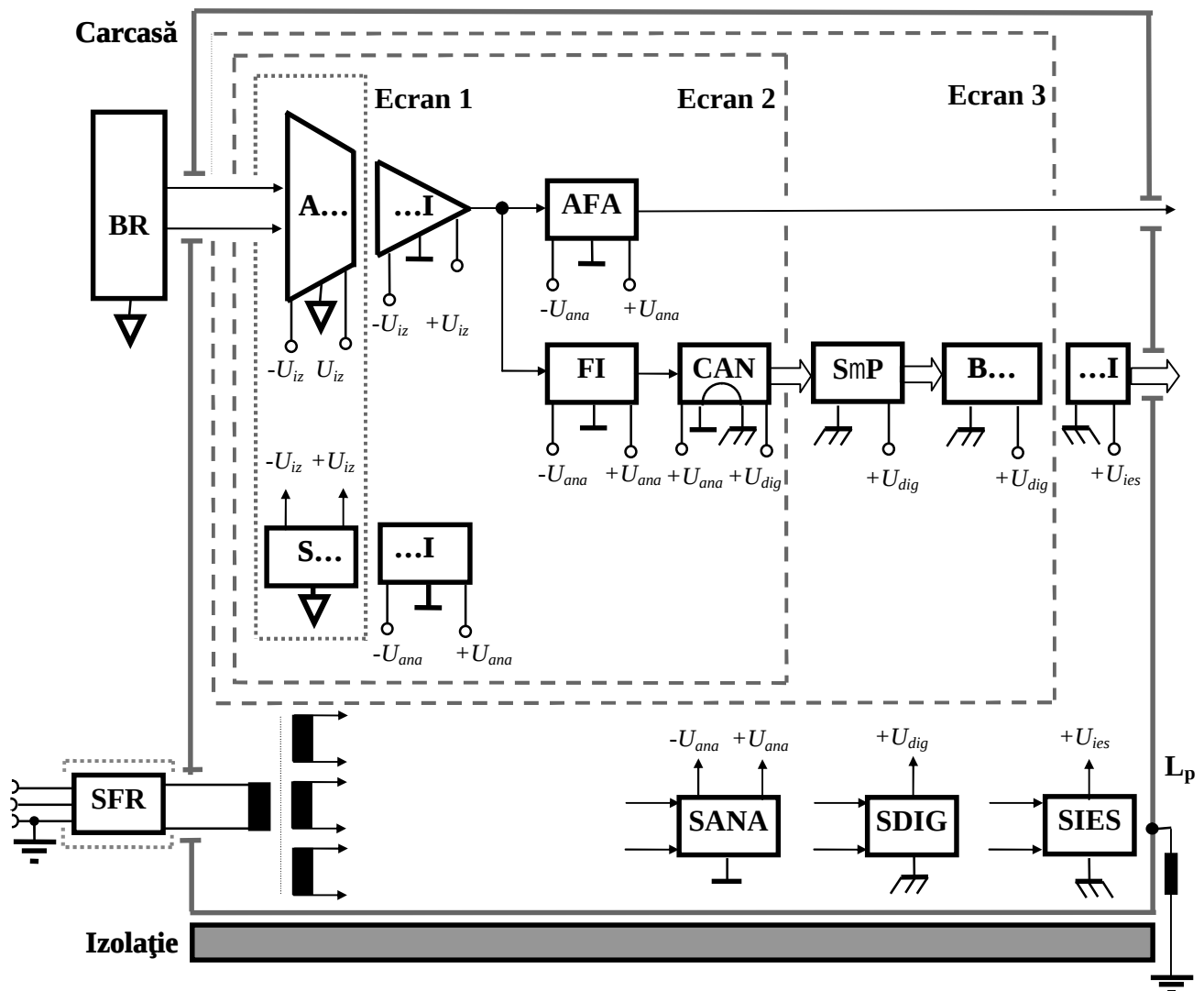


Fig.2.1. Structura de principiu a unui sistem de achiziție de semnal biomedical

Blocul de recoltare (**BR**) cuprinde electrozii / traductoarele amplasate pe corpul subiectului, precum și firele de legătură. Semnalul electric este transmis

amplificatorului izolator (**A...I**), care realizează amplificarea semnalului util și izolarea galvanică a părții de intrare, conectată la pacient, de restul sistemului, conectat la rețea. *Acest bloc izolează pacientul de curenții accidentali provenind de la rețea, care s-ar putea scurge prin pacient, punându-i viața în pericol; de asemenea, izolează aparatul de curenții aplicați pacientului, în scopuri terapeutice, curenți care ar putea distruge aparatul. Exemplu: impulsul defibrilator (zeci de amperi, milisecunde) aplicat pacientului poate distruge monitorul ECG conectat la acesta.* Sursa izolată (**S...I**) alimentează separat partea flotantă (izolată) a sistemului.

Pe cale analogică, semnalul reconstituit după izolare este amplificat și filtrat analogic (**AFA**), pentru a fi vizualizat, înregistrat grafic și / sau memorat. *Aceste blocuri (de vizualizare etc.) pot face sau nu parte din sistem; pot exista una sau mai multe ieșiri analogice.*

Pe cale numerică, semnalul reconstituit suferă o filtrare de încadrare (**FI**), apoi este digitalizat în convertorul analog - numeric (**CAN**), prelucrat numeric în sistemul de calcul cu microprocesor (**SmP**) și pregătit în blocul de ieșire (**B...I**) pentru aplicare la echipamentele periferice de afișare, tipărire sau la o unitate de calcul "master". *Aceste blocuri pot face parte sau nu din sistem; pot exista una sau mai multe ieșiri numerice.*

Alimentarea se realizează separat pentru părțile analogică, digitală și de ieșire: sursele analogică (**SANA**), digitală (**SDIG**), de ieșire (**SIES**).

Separarea și filtrarea de rețea (**SFR**), ecranarea, izolarea, interconectarea diferitelor mase de semnal sunt necesare pentru a asigura o cât mai bună protecție a pacientului și a personalului de deservire, precum și o cât mai bună reducere a interferențelor.

2.2. BLOCUL DE RECOLTARE

Cele mai multe instrumente de măsurare medicale sunt instrumente electronice, deci necesită un semnal electric de intrare: dacă se măsoară un semnal bioelectric, se folosesc electrozi plasați la suprafața corpului sau în interiorul lui; dacă se măsoară un parametru neelectric, se folosește un traductor pentru a-l converti în semnal electric.

2.2.1. Probleme ridicate de electrozii de suprafață

Circuitul electric echivalent în măsurătorile cu electrozi la suprafața corpului este prezentat în fig.2.2.

♥ **Canalul biologic** reprezintă zonele din organism pe care biosemnalul (E_t) le parcurge pentru a ajunge la suprafața corpului. În general există o bună conductibilitate electrică prin țesuturile irigate de sânge (R_t , C_t).

♥ **Pielea** este caracterizată de o conductibilitate electrică redusă (R_p) și, mai ales, variabilă sub influența a numeroși factori (*cantitatea de lichid tisular, activitatea glandelor sudoripare, irigația sanguină, cornificarea stratului superficial*). *De fapt, nu este o rezistență pură, ci are și o componentă capacitivă.*

♥ **Interfața piele - electrod** este cea mai restrictivă zonă de traversare, putând fi echivalată cu o sursă de tensiune, numită **potențial de jumătate de celulă**, E_i , înseriată cu o grupare paralel: un condensator, C_i , și un rezistor, R_i , în paralel cu o rezistență de fugă, R_{fi} . Potențialul de jumătate de celulă este o sursă de semnal perturbator și trebuie redus cât mai mult.

♥ **Electrodul** are o comportare rezistivă, R_e .

♥ **Intrarea diferențială** în amplificator are o comportare rezistivă, R_d .

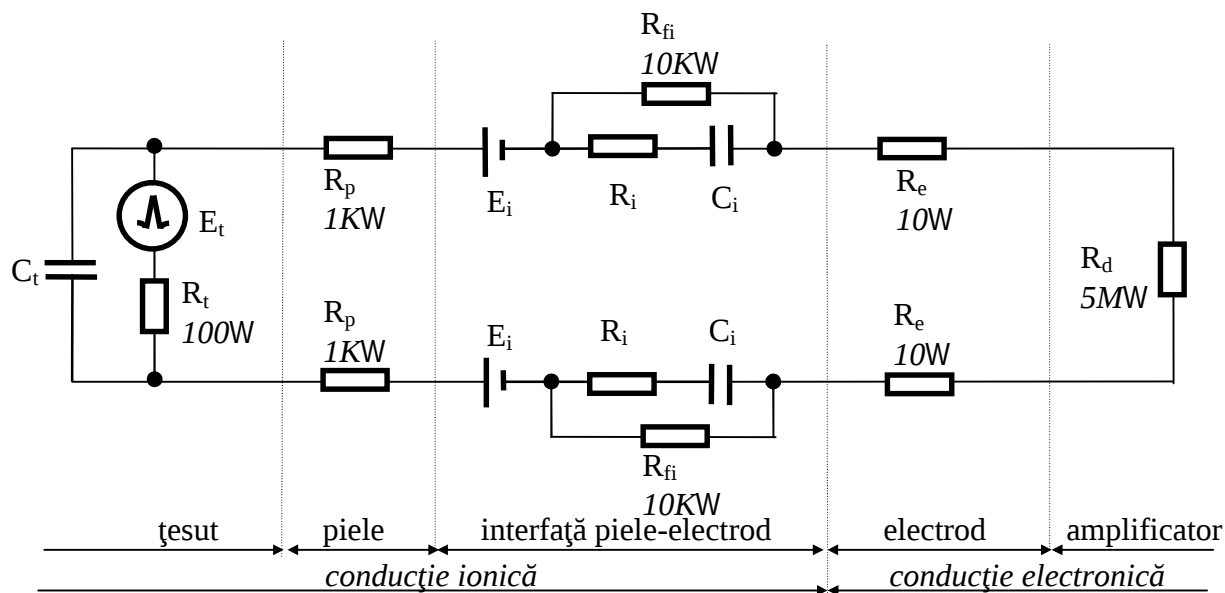


Fig.2.2. Circuitul electric echivalent în măsurătorile cu electrozi plasați la suprafața corpului

Corpul uman este un cvasielectrolit, în care conducția este ionică. Electrodul este metalic, deci conducția este electronică. La interfață au loc fenomene ce transformă conducția ionică în conducție electronică și invers. La suprafața de contact electrod - electrolit există tendința de difuzie a ionilor în metal și a electronilor în electrolit, în sensul stabilirii echilibrului chimic. Aceasta provacă apariția unor reacții de **oxidare** (pierdere de electroni) și de **reducere** (primire de electroni), dependente de tipul de metal utilizat la realizarea electrodului. La un **electrod ireversibil** este favorizată sau oxidarea, sau reducerea. La un **electrod reversibil** probabilitățile reacțiilor de oxidare și de reducere sunt egale, de aceea acest tip de electrod este preferat. Exemple de electrozi reversibili: Pt/PtCl, Ag/AgCl, Zn/ZnCl - ultimul este însă toxic, deci nu se utilizează. Din cauza circulației amintite anterior, la interfață apare un dublu strat de sarcini electrice, +, respectiv -, cu comportament de condensator. Deoarece prin interfață trece totuși un curent, se consideră și o rezistență de fugă (R_{fi}) în paralel cu condensatorul.

Electrodul metalic aplicat direct pe piele se numește **electrod uscat**. Electrodul metalic aplicat pe piele prin intermediul unui electrolit se numește **electrod umed**. Se preferă utilizarea electrozilor umezi. Ca electrolit interpus se poate utiliza fie o soluție salină care îmbibă un tifon sau o hârtie de filtru, fie o

pastă de electrod. **Pasta de electrod** conține în general o substanță bună conductoare (*soluție de NaCl sau KCl*), o substanță higroscopică (*glicerolat de amidon*), un liant (*caolin sau argilă de sculptură*) și, uneori, un microabraziv și degresant (*praf de piatră ponce, praf de cuarț, săpun*).

Cerințe impuse electrozilor:

- ♥ neinfluențarea procesului biologic,
- ♥ preluarea optimală a semnalului util și rejecția artefactelor din canalul biologic și a perturbațiilor electrice externe,
- ♥ stabilitatea în timp a caracteristicilor la perturbații mecanice, fizice și chimice,
- ♥ realizare robustă, ușoară, nederanjantă pentru pacient,
- ♥ manevrabilitate simplă, rapidă,
- ♥ cost redus.

Recomandări generale în alegerea electrozilor:

- © se folosesc electrozi cu potențial de 1/2 celulă cât mai redus,
- © se aleg zone ale corpului cât mai imobile și nesupuse la deformări,
- © se realizează zone de contact cu pielea cât mai mari,
- © se curăță pielea înaintea aplicării electrozilor,
- © se folosește ca intermediar un tampon îmbibat cu lichid conductor, gel sau pastă de electrod.

2.2.2. Exemple de electrozi

Electrozi de suprafață mare (fig.2.3), dreptunghiulari sau circulari: de obicei au dimensiunea de $3,5\text{ cm} \times 5\text{ cm}$, respectiv $\approx 5\text{ cm}$ și sunt realizați din oțel inoxidabil. Se fixează cu o bandă de cauciuc. Se utilizează în ECG, amplasați pe membre, cu pastă de electrod.

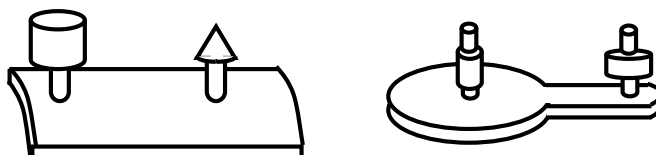


Fig.2.3. Electrozi de suprafață mare

Electrozi cu sucțiune (fig.2.4): se utilizează în ECG, amplasat pe torace, cu pastă de electrod.

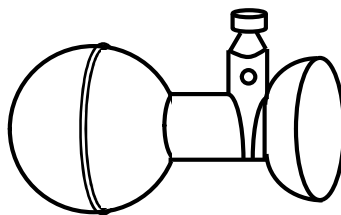


Fig.2.4. Electrod cu sucțiune

Electrozi cu joncțiune lichidă (fig.2.5): sunt formați dintr-un electrod metalic (1), sub formă de plasă, bară sau placă, din Ag stabilizat electric și mecanic, aflat în pasta de electrod (2) ce umple portelectrodul (3) (o cavitate din material plastic), care este fixat cu o bandă adezivă (4) pe piele (5); firul conductor (6) permite conectarea electrodului la aparat. Se utilizează de obicei în ECG.

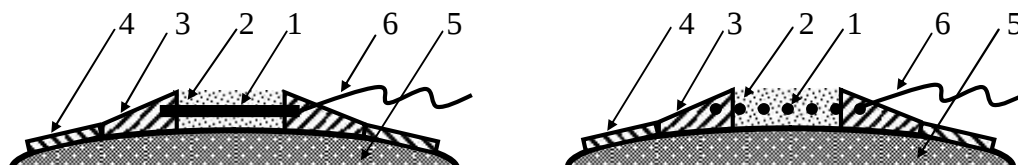


Fig.2.5. Electrozi cu joncțiune lichidă

Matricea de electrozi (fig.2.6) cuprinde: (1) electrod din Ag/AgCl cu diametrul de 2 mm, (2) pastă de electrod, (3) adeziv, (4) suport din material plastic flexibil, (5) orificiu de aerisire, (6) fir de legătură cu aparatul. Distanța între doi electrozi succesivi este de 5 mm, grosimea este de 5 mm. Se utilizează în mapping precordial, amplasat pe torace și în EMG, amplasat pe piele în apropierea mușchiului.

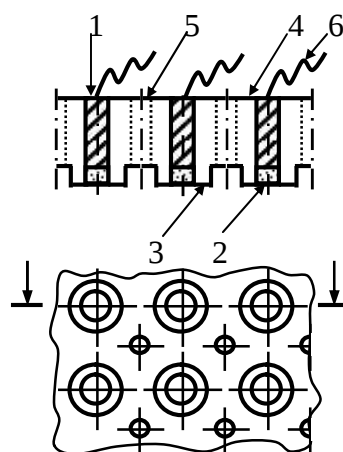


Fig.2.6. Matrice de electrozi

Electrod disc (fig.2.7): are diametrul de 7 mm ... 10 mm, este din Ag, necesită un sistem de fixare. Se utilizează în EEG, amplasat pe scalp, cu pastă de electrod.



Fig.2.7. Electrod disc

Electrod ac (fig.2.8): este un ac de seringă, cu unul (**unipolar**) sau două (**bipolar**) fire în interior; firele sunt izolate, doar vârful lor este neizolat. Se utilizează în EMG, introdus în mușchi.

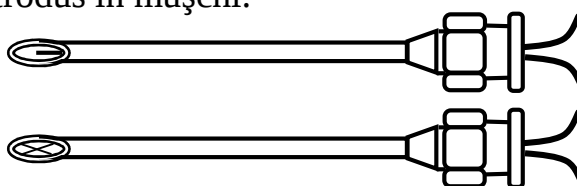


Fig.2.8. Electrozi ac

Electrod fir (fig.2.9): este fir cu diametru de zeci de micron, din Ag sau Cu argintat, cu vârful liber și restul izolat, introdus cu un ac de seringă în mușchi. Se utilizează în EMG.

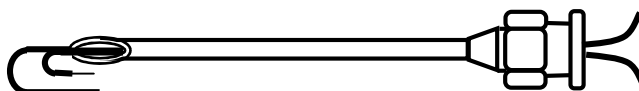


Fig. 2.9. Electrozi fir

Electrozii de suprafață mare se comportă aproximativ la fel, indiferent de metalul sau aliajul utilizat (*aur, platină, platină-iridiu, oțel inoxidabil, nichel-argint, etc*).

Experimental s-a stabilit că o densitate de curent de maxim 15 mA/cm^2 prin interfața țesut - electrod nu provoacă fenomene ireversibile.

Mai există o multitudine de alți electrozi, cum ar fi:

- © **electrod de masă mică** – pentru subiecți în mișcare;
- © **electrod uscat** – o depunere metalică direct pe piele, acoperită cu un ciment izolator, utilizat în cercetări aerospațiale;
- © **electrod pentru zone cu pilozitate mare**;
- © **electrod activ** – are incorporat un cip preamplificator;
- © **microelectrozi** – sunt destinați măsurărilor intracelulare; trebuie să fie de dimensiune mai mică decât a celulei în care se introduce și să nu o distrugă; se folosesc micropipete din sticlă umplute cu electrolit sau fire metalice cu diametrul de 0,1 mm ... 10 mm, ascuțite la capăt, din Au, Ag, oțel inoxidabil sau tungsten, acoperite cu material izolator până la porțiunea introdusă în celulă.

2.2.3. Traductoare

Traductorul este un dispozitiv ce convertește o anumită formă de energie produsă de un parametru sau stimul nonelectric (*fizic sau chimic*) într-un semnal electric proporțional cu mărimea acestuia.

Exemple de traductoare utilizate în medicină:

♥ **Traductoarele potențiometrice** sunt potențiometre de construcție specială. O sârmă calibrată (cu diametrul de zeci de μm), dintr-un material cu rezistivitate foarte mare și coeficient de temperatură foarte mic (constantan sau manganină) este bobinată pe un suport izolator. Cursorul (perie din Ag sau bronz fosforos) se deplasează peste sârmă liniar sau circular, sub acțiunea mărimii de măsurat (fig.2.10).

Rezistența potențiometrului, R , este:

$$R = r \cdot \frac{l}{A} = r \cdot \frac{2 \cdot p \cdot r \cdot n}{A}, \quad (2.1)$$

unde: r este rezistivitatea sârmei, A este aria secțiunii sârmei, l este lungimea sârmei, n este numărul de spire care alcătuiesc rezistența (6 spire în figură), $2\pi r$ este diametrul unei spire.

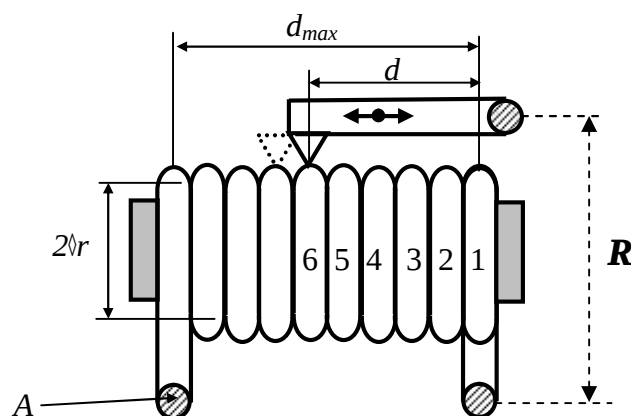


Fig.2.10. Traductorul potențiometric

Se poate scrie:

$$R = R_{\max} \cdot \frac{d}{d_{\max}} \text{ sau } R = R_{\max} \cdot \frac{a}{a_{\max}}, \quad (2.2)$$

unde $R_{\max}$ este valoarea maximă a rezistenței; d , respectiv a , este deplasarea curentă liniară, respectiv unghiulară; $d_{\max}$, respectiv $a_{\max}$, este deplasarea maximă liniară, respectiv unghiulară.

Se observă că apare o eroare de discontinuitate la trecerea cursorului de pe o spiră pe alta.

Utilizare: detecția ritmului respirator prin modificarea diametrului toracic; transformarea mișcării clopotului spirometrului în semnal electric; măsurarea contracției mușchilor scheletici.

© **Traductoarele tensiometrice rezistive** sunt elemente rezistive ale căror rezistență se modifică datorită întinderii / comprimării lor.

Timbrul tensiometric (fig.2.11) este format dintr-un fir rezistiv lipit pe un suport de hârtie, sub formă de grilaj pentru a realiza o lungime mai mare, deci o sensibilitate mai mare. În locul firului rezistiv, poate fi utilizată o folie rezistivă, decupată cu mijloace fotochimice.

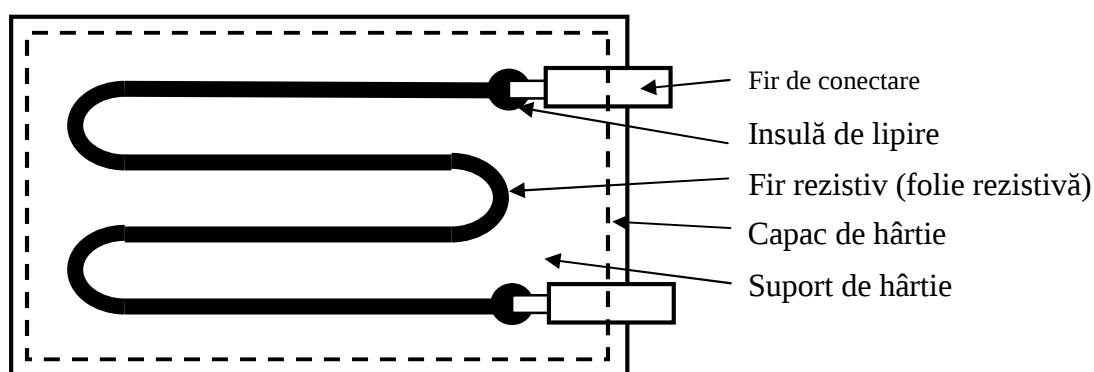


Fig.2.11. Timbrul tensiometric

Mai există și alte variante de traductoare tensiometrice (cu fir rezistiv nelipit, cu rezistor elastic, tub elastic cu Hg sau electrolit).

În stare de repaus, rezistența timbrului este dată de relația:

$$R = r \cdot \frac{l}{A} ; \quad (2.3)$$

după întindere:

$$R + DR = r \cdot \frac{l + Dl}{A - DA} ; \quad (2.4)$$

după comprimare:

$$R - DR = r \cdot \frac{l - Dl}{A + DA} . \quad (2.5)$$

Utilizare: detecția ritmului respirator, măsurarea forței musculare etc.

© **Traductoarele inductive** sunt traductoare parametrice la care mărimea de măsurat produce o variație a uneia sau mai multor inductanțe sau a permeabilității magnetice.

Utilizare: detecția ritmului respirator, măsurarea contracției musculare, măsurarea presiunilor etc.

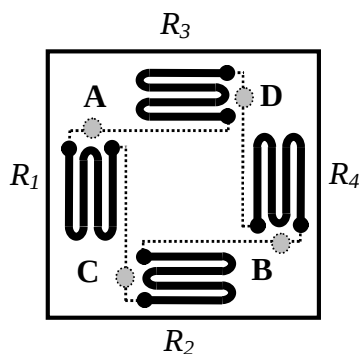
© **Traductoarele capacitive** sunt traductoare parametrice la care mărimea de măsurat produce o variație a uneia sau mai multor capacități.

Utilizare: măsurarea tremurului mâinii. Sunt mai rar utilizate.

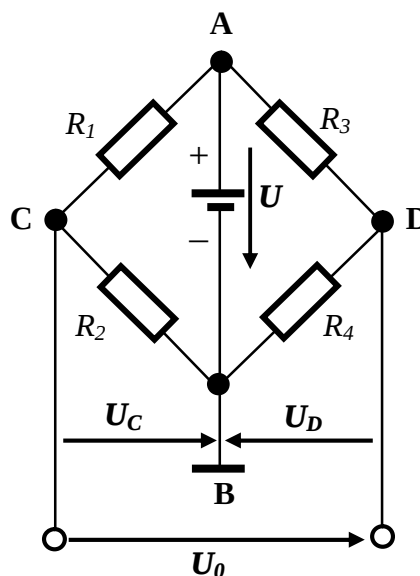
© **Traductoarele de temperatură** sunt traductoare parametrice care la variația temperaturii își modifică un parametru. Se folosesc termistoare, termorezistențe, termocuple.

Utilizare: măsurarea temperaturii, detecția ritmului respirator etc.

Puntea Wheatstone: de multe ori elementele traductoare se utilizează într-o punte Wheatstone, excitată în curent continuu sau în curent alternativ. Puntea Wheatstone rezistivă este formată din patru rezistoare (de exemplu patru timbre tensiometrice, ca în fig.2.12.a), fiecare în câte un braț al punții. Schema electrică realizată este prezentată în fig.2.12.b. O baterie (U) excită puntea în două noduri opuse (**A**, **B**). Tensiunea de ieșire (U_0) se culege între celelalte două noduri (**C**, **D**).



a.



b.

Fig.2.12. Puntea Wheatstone

Tensiunea de ieșire este:

$$U_0 = U_C - U_D, \quad (2.6)$$

unde:

$$U_C = U \cdot \frac{R_2}{R_1 + R_2} \quad (2.7)$$

$$U_D = U \cdot \frac{R_4}{R_3 + R_4}$$

și rezultă:

$$U_0 = U \cdot \left(\frac{R_2}{R_1 + R_2} - \frac{R_4}{R_3 + R_4} \right). \quad (2.8)$$

Puntea se numește **echilibrată** atunci când, pentru $U \neq 0$, $U_0 = 0$, ceea ce necesită: $R_1/R_2 = R_3/R_4$. De obicei, pentru echilibru se alege:

$$R_1 = R_2 = R_3 = R_4. \quad (2.9)$$

Dacă la echilibru $R_1 = R_2 = R_3 = R_4 = R$ și o forță aplicată timbrului comprimă R_1 și R_4 , respectiv întinde R_2 și R_3 , atunci:

$$R_1 = R_4 = R - DR,$$

$$R_2 = R_3 = R + DR \quad (2.10)$$

și:

$$U_0 = U \cdot \left(\frac{R + DR}{2 \cdot R} - \frac{R - DR}{2 \cdot R} \right) = U \cdot \frac{DR}{R}, \quad (2.11)$$

deci tensiunea de ieșire este proporțională cu variația rezistenței.

2.3. AMPLIFICAREA SEMNALULUI

2.3.1. Surse de interferență

Preamplificarea semnalelor bioelectrice este impusă de amplitudinea redusă la nivelul blocului de recoltare (maxim $10 \text{ mV}_{vv} \dots 100 \text{ mV}_{vv}$). Banda de frecvențe a acestora ($0 \text{ Hz} \dots 5.000 \text{ Hz}$) impune utilizarea amplificatoarelor de curent continuu. Datorită performanțelor superioare, se preferă utilizarea de amplificatoare de curent continuu diferențiale.

Configurația tipică a circuitului de măsurare cu electrozi și amplificator este prezentată în fig.2.13.a. O schemă echivalentă este prezentată în fig.2.13.b.

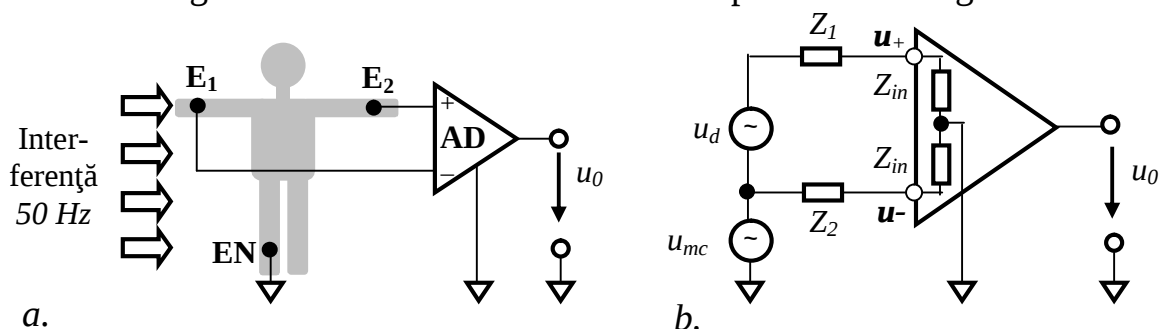


Fig.2.13. Configurația tipică a circuitului de măsurare cu electrozi și amplificator (a) și o schemă echivalentă (b)

Semnalul de ieșire, u_0 , poate avea mai multe componente:

♥ O componentă utilă, $u_{0,1}$, datorată amplificării, A_d , a biosemnalului, u_d :

$$u_{0,1} = A_d \cdot u_d ; \quad (2.12)$$

(exemplu: $u_d = 10 \text{ mV}$, $A_d = 10^5$ fi $u_{0,1} = 1 \text{ V}$).

♥ O componentă nedorită, $u_{0,2}$, datorată amplificării, A_{mc} , a semnalului de mod comun, u_{mc} ; pentru amplificatorul diferențial ideal, legând împreună intrările ($u_+ = u_-$), semnalul de ieșire este nul; în realitate însă, semnalul de ieșire nu este nul, datorită amplificării semnalului de mod comun; acesta este semnalul de interferență ce apare între cele două intrări ale amplificatorului diferențial, legate împreună și masă:

$$u_{mc} = \frac{u_+ + u_-}{2} ; \quad (2.13)$$

se definește **raportul de rejecție a modului comun** ca fiind raportul dintre amplitudinea semnalului de mod comun și amplitudinea unui semnal diferențial echivalent care produc o aceeași tensiune de ieșire:

$$CMRR = \frac{u_{mc}}{u_0(u_{mc})=u_0(u_d)} \text{ sau } CMRR_{[dB]} = 20 \cdot \lg(CMRR); \quad (2.14)$$

rezultă **amplificarea de mod comun**, A_{mc} , ca fiind:

$$A_{mc} = \frac{u_o(u_{mc})}{u_{mc}} = \frac{u_o(u_d)}{u_{mc}} = \frac{A_d \cdot u_d}{u_{mc}} = \frac{A_d}{CMRR} ; \quad (2.15)$$

componenta nedorită este:

$$u_{0,2} = A_{mc} \cdot u_{mc} = \frac{A_d}{CMRR} \cdot u_{mc} . \quad (2.16)$$

(exemplu: $u_d = 10 \text{ mV}$, $u_{mc} = 1 \text{ V}$ fi $CMRR = 10^5$, $CMRR_{[dB]} = 100 \text{ dB}$).

♥ O componentă nedorită, $u_{0,3}$, datorată amplificării, A_d , a artefactelor, u_d' :

$$u_{0,3} = A_d \cdot u_d' ; \quad (2.17)$$

artefactul biologic este orice semnal electric generat de alt organ decât cel studiat, care apare în măsurare (în medicină, *artefact reprezintă orice perturbație care însoțește semnalul util în măsurare*); (exemple: respirația "modulează" semnalul ECG, semnalul EMG perturbă semnalul ECG).

♥ O componentă nedorită, $u_{0,4}$, datorată dezechilibrului dintre impedanțele interfețelor piele - electrozi, Z_1 și Z_2 :

$$u_{0,4} = A_d \cdot u_{mc} \cdot \frac{Z_2 - Z_1}{Z_{in}} ; \quad (2.18)$$

(exemplu: $Z_{in} = 1 \text{ MW}$, $|Z_2 - Z_1| = 5 \text{ KW}$, $u_{mc} = 1 \text{ mV}$, $A_d = 10^5$ fi $u_{0,4} = 0,5 \text{ V}$).

♥ O componentă nedorită, $u_{0,5}$, datorată tensiunii electromotoare indusă de câmpul magnetic de 50 Hz în bucla formată de firele de legătură și corp:

$$u_{0,5} = A_d \cdot K \cdot B \cdot S , \quad (2.19)$$

unde B este inducția magnetică, S este suprafața buclei, K este o constantă;

(exemplu: într-o sală de monitorizare, pentru $S = 0,1 \text{ m}^2$ fi $u_{0,5} = 20 \text{ mV}$).

♥ O componentă nedorită, $u_{0,6}$, datorată curenților de deplasare prin firele de legătură și corp, care apar datorită variației câmpului electric ambiental prin capacitățile parazite dintre firele de legătură, corp și mediu:

$$u_{0,6} = A_d \cdot (I_{D1} \cdot Z_1 - I_{D2} \cdot Z_2 + I_D \cdot Z_I), \quad (2.20)$$

unde I_{D1} , I_{D2} , I_D sunt curenții de deplasare prin cele două fire, respectiv corp, Z_I este impedanța corpului între electrozi;

(exemplu: $I_{D1} = I_{D2} = 6 \text{ nA}$, $I_D = 1 \text{ mA}$, $|Z_2 - Z_1| = 5 \text{ KW}$, $Z_I = 20 \text{ W (tors)}$, $A_d = 10^5$ fi $u_{0,6} = 5 \text{ V}$).

Măsurile recomandate pentru reducerea componentelor nedorite:

♥ **pentru reducerea lui $u_{0,2}$:** utilizarea de amplificatoare cu CMRR cât mai mare, izolarea părții de intrare față de restul circuitelor;

♥ **pentru reducerea lui $u_{0,3}$:** poziționarea electrozilor cât mai departe de alte organe, limitarea benzii de frecvență la strictul necesar;

♥ **pentru reducerea lui $u_{0,4}$:** reducerea dezechilibrului impedanțelor piele - electrozi (Z_1 a Z_2), mărirea impedanței de intrare asimetrice a amplificatorului (Z_{in} mare);

♥ **pentru reducerea lui $u_{0,5}$:** răsucirea firelor de legătură și amplasarea lor pe lângă corp (S mic), scurtarea firelor de legătură (S mic);

♥ **pentru reducerea lui $u_{0,6}$:** utilizarea de electrozi identici, cu pastă de electrod (Z_1 a Z_2), utilizarea de fire identice, ecranate (I_{D1} a I_{D2}), plasarea electrozilor cât mai aproape unul de altul (Z_I mic), utilizarea unui filtru “ac” pe frecvența rețelei.

2.3.2. O structură tipică de preamplificator diferențial

Un exemplu de preamplificator diferențial (*variantă simetrică*) realizat cu trei amplificatoare operaționale, este prezentată în fig.2.14.

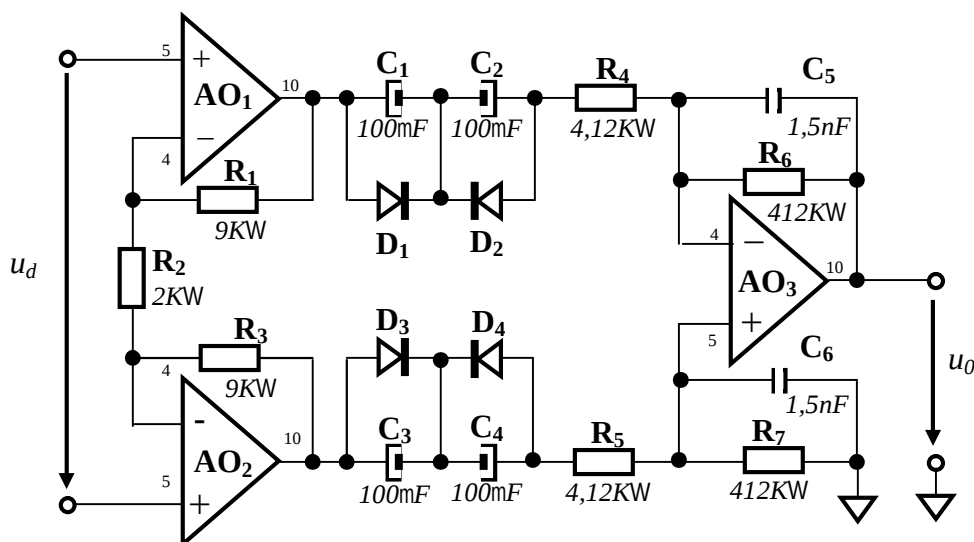


Fig.2.14. Preamplificator diferențial realizat cu trei amplificatoare operaționale

Amplificatoarele operaționale AO_1 și AO_2 , în regim neinversor, formează un amplificator cu intrare și ieșire diferențială, cu impedanță de intrare mare și câștig

A_{d1} . Amplificatorul operațional AO_3 formează un amplificator cu intrare diferențială și ieșire unipolară, cu câștig A_{d2} .

De obicei, se aleg $R_1 = R_3$, $R_4 = R_5$, $R_6 = R_7$. Se mai aleg $C_1 = C_2 = C_3 = C_4$, $C_5 = C_6$ și $D_1 \equiv D_2 \equiv D_3 \equiv D_4$.

R_2 reglabil permite modificarea câștigului. R_7 reglabil permite obținerea unui CMRR maxim.

Grupul C_1 , D_1 , C_2 , D_2 realizează un condensator nepolarizabil de valoare mare. *Exemplu:* $C_1 = C_2 = 100$ mF. Dacă potențialul la ieșirea lui $AO1$ este pozitiv, D_1 conduce (C_1 este scurtcircuitat) și D_2 este blocat (C_2 este polarizat corect), deci capacitatea totală este $C = C_2 = 100$ mF. Dacă potențialul la ieșirea lui $AO1$ este negativ, D_1 este blocat (C_1 este polarizat corect) și D_2 conduce (C_2 este scurtcircuitat), deci capacitatea totală este $C = C_1 = 100$ mF. Idem grupul C_3 , D_3 , C_4 , D_4 .

Relații de proiectare:

Dacă $R_1 = R_3$, $R_4 = R_5$, $R_6 = R_7$; $C_1 = C_2 = C_3 = C_4$; $C_5 = C_6$; $D_1 \equiv D_2 \equiv D_3 \equiv D_4$, atunci amplificarea totală este:

$$A_d = A_{d2} \cdot A_{d1} = -\frac{R_6}{R_4} \cdot \left(1 + \frac{2 \cdot R_1}{R_2}\right). \quad (2.21)$$

Banda de trecere la 3 dB este determinată de relațiile:

$$f_{inf} = \frac{1}{2 \cdot p \cdot R_4 \cdot C_1} \cdot \frac{1}{2 \cdot p \cdot R_6 \cdot C_5}. \quad (2.22)$$

Rejecția de mod comun totală este:

$$CMRR = CMRR_{AO1,AO2} \cdot CMRR_{AO3} = \left(1 + \frac{2 \cdot R_1}{R_2}\right) \cdot CMRR_{AO3}. \quad (2.23)$$

Exemplu: parametri necesari unui preamplificator de semnal ECG: $A_d \geq 10^2$, $f_{inf} \leq 1$ Hz, $f_{sup} \geq 40$ Hz, $CMRR \geq 60$ dB, impedanța de intrare diferențială $Z_d \geq 5$ MW..

Preamplificatoarele de semnale bioelectrice folosesc o serie de scheme auxiliare pentru protecția preamplificatorului și îmbunătățirea performanțelor lui.

2.4. IZOLAREA

2.4.1. Generalități

Experimental s-a constatat că legarea corpului prin intermediul unei rezistențe de valoare mică la masa preamplificatorului duce la scăderea brumului. Însă astfel apare un circuit electric în care pot lua naștere, în anumite situații, curenți periculoși pentru pacient. De aceea, acest circuit trebuie “rupt”, introducând un circuit flotant.

Un circuit se numește **flotant** dacă este separat față de masa aparatului de măsurare printr-o impedanță care asigură în curent continuu o **rezistență de**

izolație, R_{iz} . La joasă frecvență, impedanța este caracterizată printr-o **capacitate de izolație**, C_{iz} .

Configurația de principiu a circuitului flotant este prezentată în fig.2.15. Pacientul, electrozii plasați pe el (E_1 , E_2 , E_N) și amplificatorul diferențial de intrare (AD) alcătuiesc circuitul flotant. Masa flotantă este izolată galvanic de restul maselor aparatului. Alimentarea părții flotante ($\pm U_{izo}$) se face separat de restul aparatului, folosind o sursă izolată (**S...IZ**) (convertor c.c. – c.c., baterii, etc).

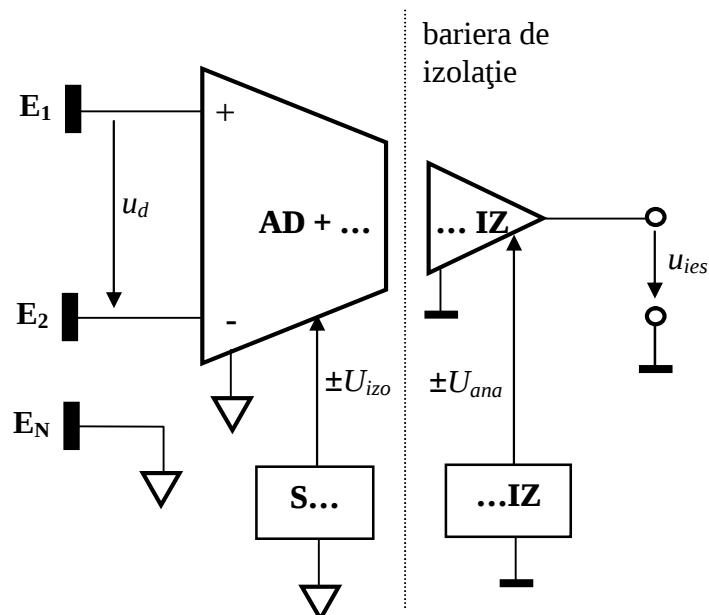


Fig.2.15. Reprezentarea unui circuit flotant

Principalii parametri ai circuitului flotant sunt (fig.2.16):

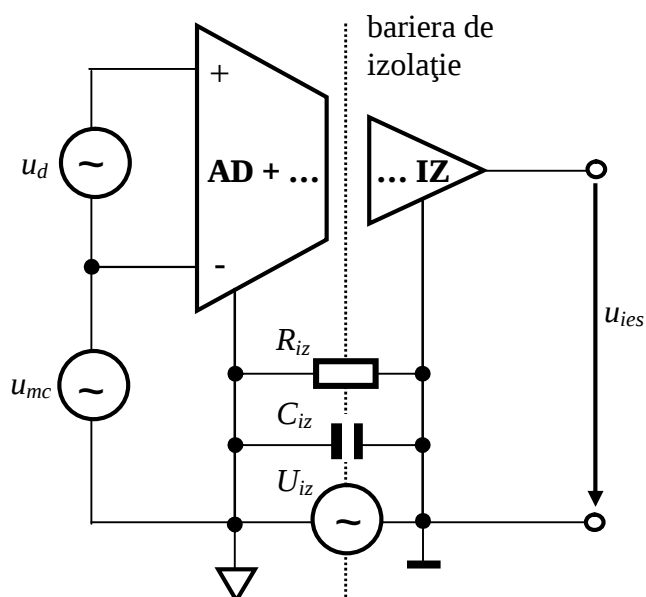


Fig.2.16. Parametrii circuitului flotant

- ♥ rezistența de izolație $R_{iz} = 10^{12} \text{ W} \dots 10^{14} \text{ W}$,
- ♥ capacitatea de izolație $C_{iz} = 1 \text{ pF} \dots 6 \text{ pF}$,

♥ **tensiunea de izolație** este tensiunea maximă care se poate aplica peste bariera de izolație fără ca aceasta să străpungă, $U_{iz} = 10^3 \text{ V} \dots 5 \cdot 10^3 \text{ V}$,

♥ **raportul de rejecție a modului izolat** este raportul între tensiunea aplicată peste bariera de izolație și tensiunea diferențială care dau aceeași tensiune de ieșire:

$$IMRR = \frac{u_{iz}}{u_d} \bigg|_{u_{ies}(u_{iz})=u_{ies}(u_d)}$$

sau :

$$IMRR_{[dB]} = 20 \cdot \lg(IMMR) = 100 \text{ dB} \dots 160 \text{ dB}$$

Modalități de realizare a izolării:

- ♥ cu cuplaj **inductiv** (folosește cuplajul prin transformatoare),
- ♥ cu cuplaj **optic** (folosește cuplajul în domeniul optic sau infraroșu, cu un emițător – LED și un receptor – fotodiodă sau fototranzistor),
- ♥ cu cuplaj **capacitiv** (semnalul preamplificat este transformat în două semnale MF complementare, care sunt transferate părții neizolate prin intermediul a două condensatoare cu rol de barieră de izolație, după care semnalul este demodulat folosind o buclă PLL),
- ♥ **telemetrie** (prin transformare în semnal radio, US, telefonic, etc).

2.4.2. Circuit flotant cu cuplaj inductiv

Schema bloc de principiu este prezentată în fig.2.17.

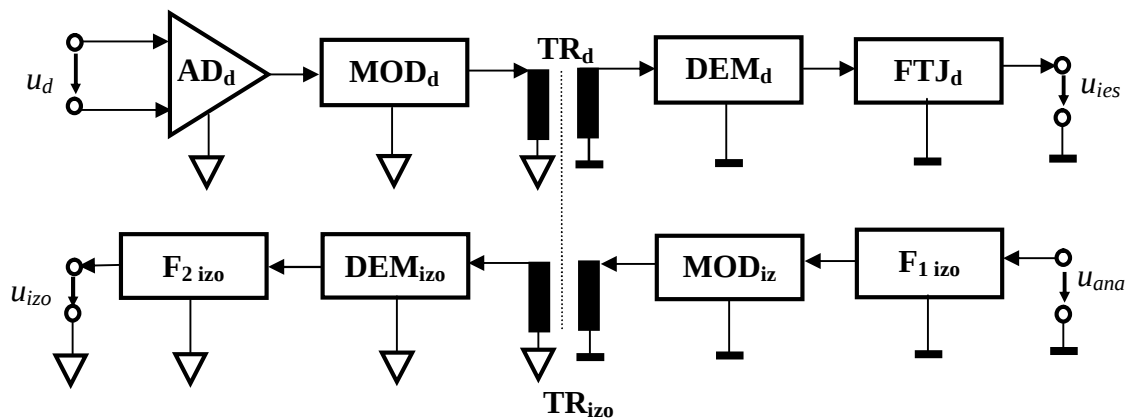


Fig.2.17. Circuit flotant cu cuplaj inductiv

Pe partea de **transmitere a biosemnalului** (u_d): acesta este amplificat de amplificatorul diferențial (AD_d); apoi este modulat (MOD_d) în amplitudine cu purtătoare suprimată (MA-PS); semnalul modulat este transmis, fără legătură galvanică, prin intermediul unui transformator (TR_d); urmează demodularea (DEM_d); în final, se face o filtrare trece-jos (FTJ_d) pentru extragerea semnalului util (u_{ies}) și rejecția celorlalte componente.

Pe partea de **alimentare a circuitului flotant** (u_{izo}): semnalul de alimentare pe parte analogică este filtrat ($F1_{izo}$) pentru rejecția zgomotului provenit de la sursa

aparaturii și a semnalului reflectat de blocul care urmează filtrului; apoi este transformat în tensiune alternativă prin modulare (**MOD_{izo}**); semnalul modulat este transmis, fără legătură galvanică, prin intermediul unui transformator (**TR_{izo}**); urmează demodularea (**DEM_{izo}**); în final, se face o filtrare (**F_{2izo}**) pentru netezirea tensiunii de ieșire (u_{izo}). Ansamblul formează un **convertor c. c. - c. c.**

2.4.3. Circuit flotant cu cuplaj optic

În principiu, separarea galvanică între partea conectată la pacient și cea conectată la rețeaua de alimentare se poate realiza utilizând un **optocuplor**, care permite transmiterea informației de la partea izolată la cea neizolată prin intermediul unui fascicul de lumină în spectrul vizibil sau infraroșu.

Fiind un dispozitiv cu caracteristică neliniară, optocuplorul trebuie utilizat în regiunea în care intensitatea luminoasă depinde liniar de curentul aplicat. Pentru a mări domeniul de liniaritate al circuitului, se preferă utilizarea unei reacții negative de liniarizare, ca în fig.2.18; fotodiodele **FD₁** (în circuitul de intrare flotant) și **FD₂** (în circuitul de putere) trebuie împerechiate.

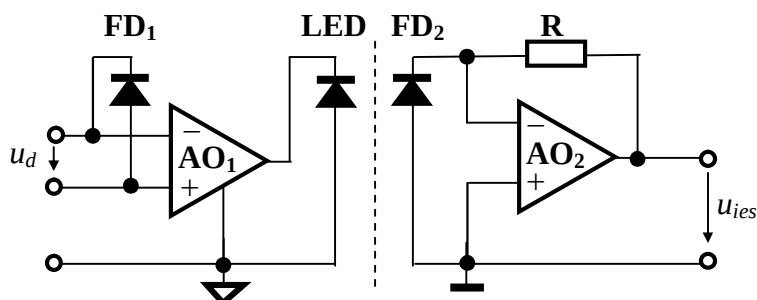


Fig.2.18. Circuit flotant cu cuplaj inductiv

2.4.4. Circuit flotant cu cuplaj capacitiv

Schema bloc a circuitului, prezentată în fig.2.19, utilizează transmisia informației peste bariera de izolație în formă digitală.

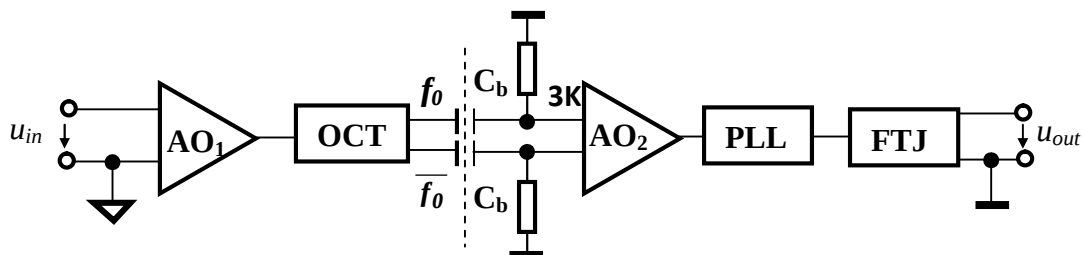


Fig.2.19. Circuit flotant cu cuplaj capacitiv

Pentru aceasta, utilizează un oscilator comandat în tensiune (frecvența de ieșire este direct proporțională cu valoarea tensiunii de intrare), **OCT**, la ieșirea din

partea flotantă, respectiv o buclă **PLL** (“Phase-Locked Loop”) la intrarea în partea neizolată. **OCT** furnizează la ieșire două semnale digitale MF complementare, f_0 și $\overline{f_0}$, care sunt transferate părții neizolate prin intermediul a două condensatoare cu rol de barieră de izolație (tipic, $C_b = 3\text{ pF}$), după care semnalul este demodulat folosind o buclă PLL (OCT al buclei este identic cu cel din partea flotantă).

CAP.3. INVESTIGAREA ȘI TRATAMENTUL SISTEMULUI CARDIOVASCULAR

3.1. NOȚIUNI DE ANATOMIE ȘI FIZIOLOGIE

3.1.1. Sistemul cardiovascular

Transportul substanțelor nutritive spre celulă și al celor reziduale dinspre aceasta, în întregul organism, este realizat de **sânge** prin ansamblul de artere, capilare și vene ce alcătuiesc **arborele vascular**.

Traseul parcurs de sânge se împarte în două circuite distincte (fig.3.1): **marea circulație (circulația sistemică)**, în care se realizează aportul de substanțe nutritive spre celulele organismului și evacuarea celor reziduale de la acestea; respectiv **mica circulație (circulația pulmonară)**, în care se realizează aportul de oxigen și evacuarea de bioxid de carbon la nivelul plămânilor.

Arterele sunt vasele sanguine care pleacă de la inimă spre organe și țesuturi (inclusiv plămânii). **Venele** sunt vasele sanguine care ajung la inimă dinspre organe și țesuturi (inclusiv plămânii). **Capilarele** sunt vase sanguine care leagă arterele de vene, cu diametrul de ordinul mm (*celulele sanguine sunt obligate să treacă prin ele una câte una*), răspândite în întregul organism (*astfel încât nici o celulă din organism nu este mai departe de o capilară decât propriul său diametru*).

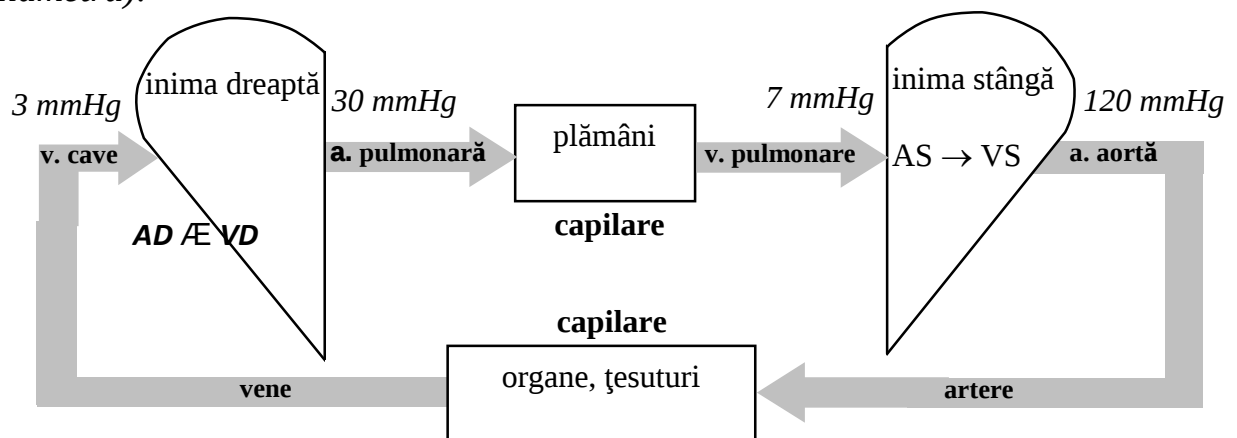


Fig.3.1. Circulația sistemică și circulația pulmonară

Sângele are ca principale componente: 60 % **plasmă** și 40 % celule (*din care 99 % **celule roșii** și, neglijabil ca număr, **celule albe***).

Circulația sângelui prin arborele vascular are loc datorită diferențelor de presiune între diferitele puncte ale acestuia, întreținute de **inimă (cord)**, un organ cu rol de pompă aspiro - respingătoare.

3.1.2. Configurația externă a cordului

Cordul este un organ muscular, cavită, situat în cavitatea toracică între plămâni, deasupra diafragmului, în spatele plastronului sterno-costal și în fața coloanei vertebrale.

*Inima are forma unui trunchi de con, situat cu baza în sus - dreapta - înapoi și vârful în jos - stânga - înainte. Orientarea precisă a axului trunchiului de con, numit **axul anatomic al inimii**, depinde de configurația toracelui. Dimensiunile și greutatea inimii depind de sex, vârstă și individ. În general, inima are dimensiunile pumnului strâns al individului.*

3.1.3. Configurația internă a cordului

Cordul este împărțit în patru cavități de doi pereți numiți **septuri** (fig.3.2). **Septul longitudinal** împarte inima în două părți: **inima dreaptă (venoasă)**, respectiv **inima stângă (arterială)**. **Septul transversal** împarte fiecare inimă în două cavități: **atriu** - spre baza inimii, respectiv **ventricul** - spre vârful inimii. Partea septului longitudinal dintre atri se numește **sept interatrial** (sept ia) și cea dintre ventriculi, **sept interventricular** (sept iv). Septul transversal se numește **sept atrio-ventricular** (sept av).

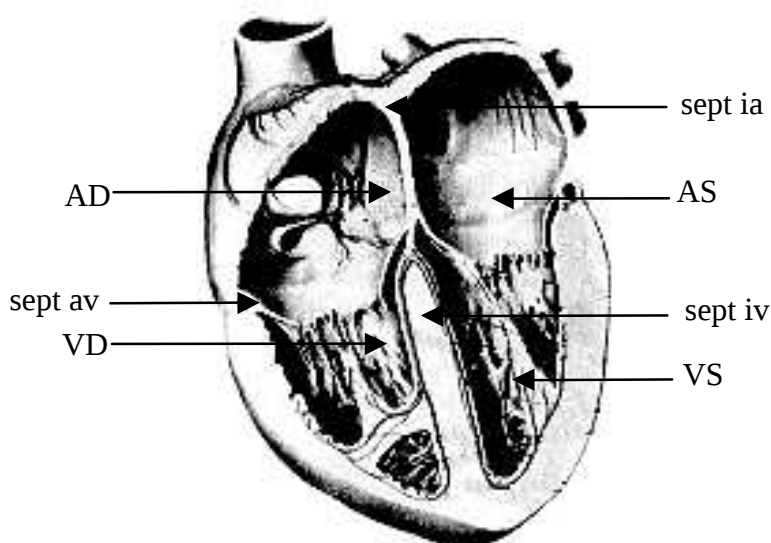


Fig.3.2. Configurația internă a cordului

Circulația sângelui în inimă se face prin: © două orificii de legătură între venele cave și atriul drept (AD), © **ostiul atrio-ventricular drept** între atriul drept și ventriculul drept (VD) (menținut închis sau deschis de un dispozitiv valvular numit **valvula tricuspidă**), © un orificiu de legătură între ventriculul drept și artera pulmonară (menținut închis sau deschis de **valvulele semilunare ale pulmonare**), © patru orificii de legătură între venele pulmonare și atriul stâng (AS), © **ostiul atrio-ventricular stâng** între atriul stâng și ventriculul stâng (VS) (menținut închis sau deschis de un dispozitiv valvular numit **valvula bicuspidă** sau

mitrală), © un orificiu de legătură între ventriculul stâng și artera aortă (menținut închis sau deschis de **valvulele semilunare ale aortei**).

3.1.4. Structura pereților cordului

Pereții cordului sunt alcătuiți din trei straturi: ♥ **endocardul** reprezintă stratul intern, ♥ **miocardul** reprezintă stratul mijlociu și este format din două tipuri de țesut: țesut contractil și țesut specific și ♥ **epicardul** reprezintă stratul extern.

Țesutul contractil sau țesutul muscular cardiac sau miocardul contractil este un țesut muscular propriu-zis și alcătuiește sistemul contractil al cordului. Este format din fibre musculare de tip particular cardiac, numite **fibre miocardice de lucru**. Acestea au rolul de a se contracta atunci când sunt stimulate. Ele au ca suport un schelet fibros și formează două grupe musculare independente: ♥ **musculatura atrială**, mai puțin dezvoltată datorită travaliului redus pe care îl efectuează și ♥ **musculatura ventriculară**, mai dezvoltată datorită unui travaliu mai amplu.

Țesutul specific sau țesutul excito-conductor sau țesutul nodal este un țesut muscular embrionar și alcătuiește sistemul excito-conductor al cordului. Este format din grupări de celule automate dispuse sub formă de noduri, fascicule, tracte și rețele în diferite puncte din masa miocardului. Țesutul specific are rolul de a produce și conduce stimulii spre întregul țesut contractil. Principalele grupări de țesut specific sunt (fig.3.3):

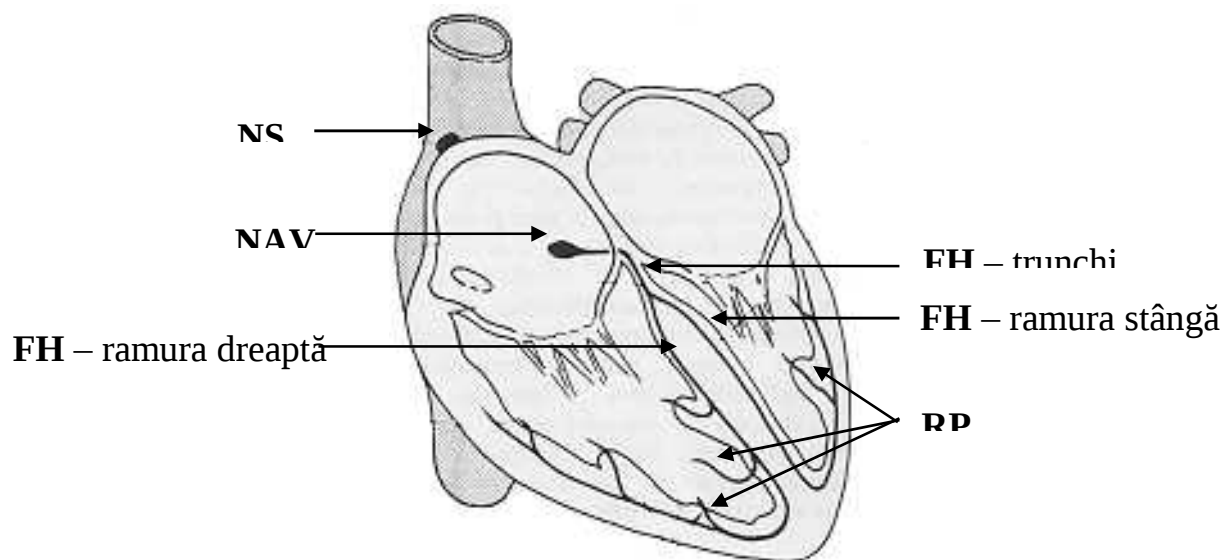


Fig.3.3. Componentele sistemului excito-conductor

♥ **Nodulul sino-atrial (NSA)** are forma unui triunghi isoscel cu vârful în jos și este plasat sub epicard, în apropierea orificiului de deschidere a venei cave superioare. Este alcătuit din fibre formatoare de stimul automat, fibre de conducere a acestuia spre atri și fibre de izolare electrică.

♥ **Nodulul atrio-ventricular (NAV)** are o formă alungită și este plasat în partea inferioară a atriului drept, între septul interatrial și ostiul atrio-ventricular. Este alcătuit dintr-o zonă compactă de celule formatoare și conducătoare de stimul

și o zonă periferică. O particularitate o constituie zona superioară a nodulului, formată dintr-un labirint de fibre scurte în care stimulul suferă o serie de redirectionări, ceea ce face ca viteza de propagare să fie foarte mică (**zona de întârziere fiziologică a conducerii**).

♥ **Fasciculul His** (FH) continuă capătul inferior al nodulului atrio-ventricular, străbate septul atrio-ventricular și pătrunde prin septul interventricular în etajul ventriculilor. Are un trunchi comun, o ramură dreapta și o ramură stânga. Este format din pachete de fibre lungi, paralele, fiind caracterizat printr-o viteză de conducere mare.

♥ **Rețeaua Purkinje** (RP) face legătura între arborizațiile fasciculului His și țesutul contractil ventricular. Ea se anastomozează cu țesutul contractil ventricular.

3.1.5. Ciclul cardiac

Cordul poate fi considerat un sistem electric care generează stimuli, plus un sistem mecanic care răspunde la stimuli prin contracții. Aceste două sisteme lucrează ritmic.

Ciclul cardiac (revoluția cardiacă) reprezintă totalitatea proceselor ce decurg sinergic în sens transversal și succesiv în plan longitudinal în inimă, pornind de la un moment dat și până la apariția unui moment identic.

Activitatea electrică a inimii pe parcursul unui ciclu cardiac cuprinde generarea unui stimul în nodulul sino-atrial și transmiterea lui în întregul miocard, având ca efect depolarizarea și apoi repolarizarea țesutului contractil într-o secvență bine precizată: **depolarizarea atrială, repolarizarea atrială, conducerea excitației** prin sistemul joncțional atrio-ventricular, **depolarizarea ventriculară, repolarizarea ventriculară, diastola electrică generală** (*repausul electric general*).

Activitatea mecanică a inimii pe parcursul unui ciclu cardiac cuprinde contracția și apoi relaxarea țesutului contractil atrial și ventricular, într-o secvență bine precizată, având ca efect forțarea circulației sângelui în arborele vascular: **sistola atrială, diastola atrială, sistola ventriculară, diastola ventriculară, diastola generală** (*relaxarea mecanică generală*).

3.1.6. Activitatea electrică a cordului

Activitatea electrică a cordului este determinată de activitatea țesutului specific (ca și cauză) și a țesutului contractil (ca efecte), bazat pe o parte a proprietăților fundamentale ale cordului.

1) **Funcția cronotropă (automatismul)** constă în capacitatea țesutului specific de a se autoexcita, generând spontan și ritmic stimuli.

Evoluția potențialului de acțiune al celulelor de țesut specific prezintă o fază suplimentară (fig.3.4): după încheierea repolarizării apare o creștere spontană, lentă, a diferenței de potențial de la valoarea potențialului de repaus spre valoarea potențialului de prag, numită **depolarizare diastolică spontană** (DS); la atingerea valorii de prag apare depolarizarea - repolarizarea; apoi fenomenul se repetă ritmic.

Automatismul este prezent la toate nivelele țesutului specific, dar cu ritmuri diferite (60 ori/min ... 80 ori/min pentru nodulul sino-atrial; 40 ori/min ... 60 ori/min pentru nodulul atrio-ventricular; aproximativ 40 ori/min pentru fasciculul His; 20 ori/min ... 30 ori/min pentru rețeaua Purkinje). În cazul funcționării corecte a centrului de ritm superior, acesta impune ritmul și centrilor inferior. În cazul nefuncționării / funcționării incorecte a centrului de ritm superior sau al întreruperii conducerii stimulului, se impune ritmul următorului centru.

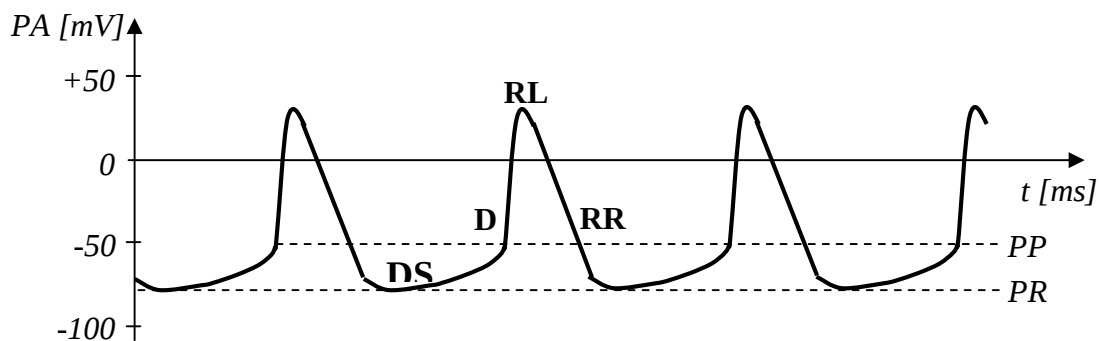


Fig.3.4. Potențialul de acțiune al celulelor de țesut specific

2) **Funcția dromotropă (conductibilitatea)** constă în capacitatea țesutului specific de a conduce stimulii spre țesutul contractil: 200 mm/s în nodulul sino-atrial; (800 mm/s ... 1000 mm/s prin musculatura atrială, sub formă de undă sferică); 12 mm/s ... 50 mm/s în zona superioară a nodulului atrio-ventricular (zona de întârziere fiziologică); 200 mm/s în zona inferioară a acestuia; 1500 mm/s ... 4000 mm/s în fasciculul His; 4000 mm/s ... 5000 mm/s în rețeaua Purkinje; (400 mm/s prin musculatura ventriculară).

3) **Funcția batmotropă (excitabilitatea)** constă în capacitatea țesuturilor specific și contractil de a răspunde la stimuli naturali și electrice, depolarizându-se. Potențialul de acțiune PA pentru o fibră miocardică este prezentat în fig.3.5.

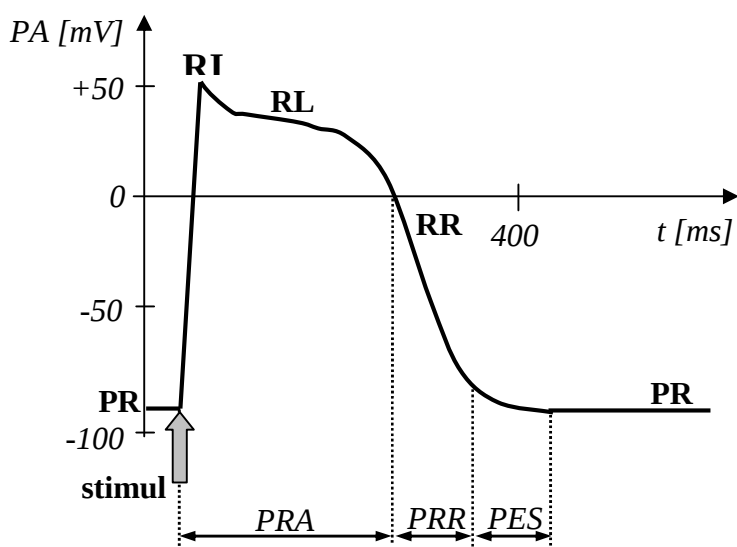


Fig.3.5. Potențialul de acțiune al fibrei miocardice

O caracteristică foarte importantă este inexcitabilitatea periodică: după excitarea celulei miocardice, aceasta intră într-o fază refractară până la sfârșitul repolarizării, cu următoarele faze (fig.3.5):

♥ **perioada refractară absolută** (PRA), în care celula nu răspunde la nici un nou stimul, indiferent de intensitatea acestuia;

♥ **perioada refractară relativă** (PRR), în care celula răspunde incomplet, numai la stimuli de intensitate mare;

♥ **perioada de excitabilitate supranormală** (PES), în care celula răspunde la stimuli de intensitate mai mică decât pragul de excitație; această perioadă este vulnerabilă, un stimul aplicat pe durata ei putând produce tulburări grave.

Pe ansamblul inimii rezultă următoarele faze de activitate electrică, identificabile pe electrocardiograma normală (fig.3.6):

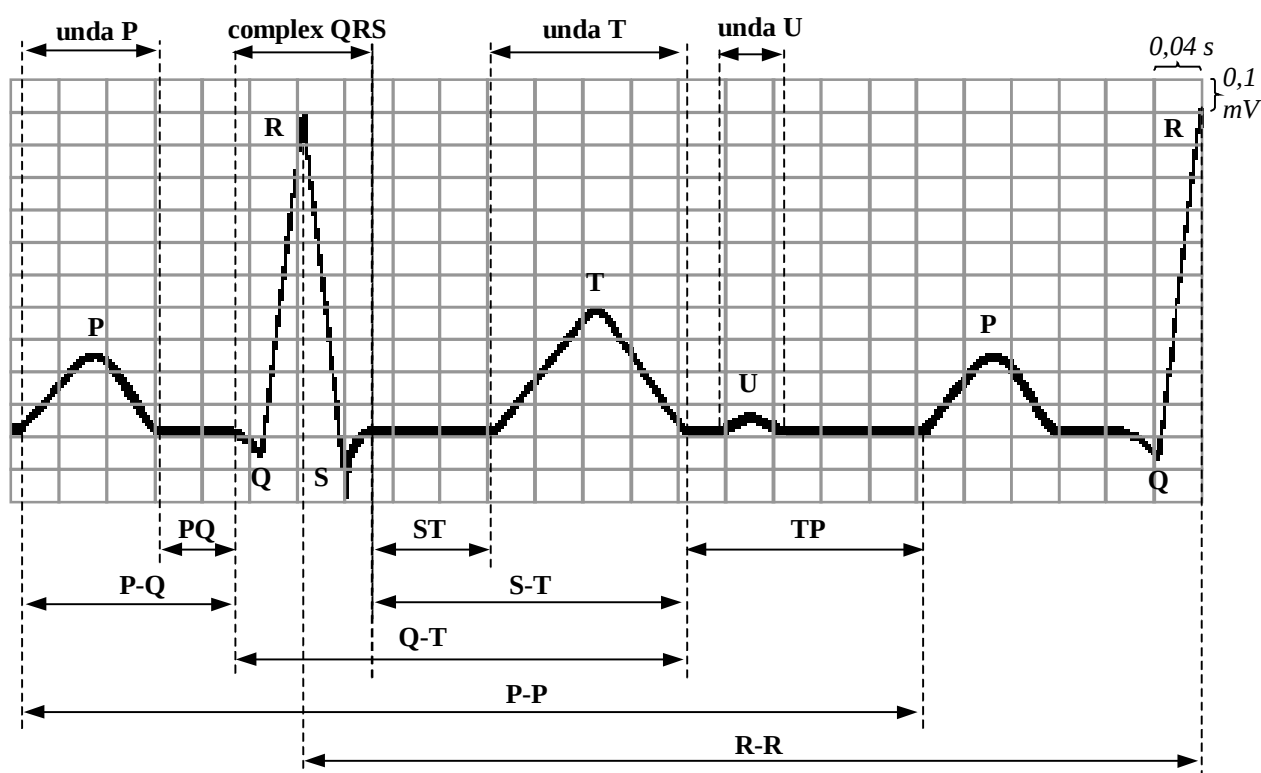


Fig.3.6. Electrocardiograma normală tipică

♥ depolarizarea atrială este reprezentată de **unda P**;

♥ depolarizarea ventriculară este reprezentată de **complexul QRS** (undele Q, R și S);

♥ repolarizarea atrială este mascată de complexul QRS;

♥ repolarizarea ventriculară este reprezentată de **unda T**;

♥ din cauze necunoscute poate să mai apară **unda U**.

Între două unde succesive se definesc **segmente**: PQ, ST, TP.

Între două repere ale traseului ECG se definesc **intervale**: P-Q, Q-T, S-T, P-P (semnifică un ciclu cardiac), R-R (se utilizează la măsurarea ritmului cardiac instantaneu).

3.1.7. Activitatea mecanică a cordului

Depolarizarea fibrei miocardice de lucru provoacă un transport ionic specific care are ca rezultat scurtarea fibrei relativ la lungimea ei de repaus. Fenomenul mecanic urmează cu o oarecare întârziere celui electric, întârziere numită **timp de latență electromecanică**.

4) **Funcția inotropă (contractilitatea)** constă în capacitatea țesutului contractil de a se contracta atunci când este excitat.

Pe ansamblul inimii rezultă următoarele faze de activitate mecanică a inimii pe durata unui ciclu cardiac:

♥ **sistola atrială** reprezintă punerea sub tensiune a atriilor, apoi expulzarea sângelui din atri în ventriculi;

♥ **sistola ventriculară** reprezintă punerea sub tensiune a ventriculilor, apoi expulzarea sângelui din ventriculi în artere;

♥ **diastola atrială** reprezintă relaxarea atriilor, apoi umplerea lor cu sânge din vene;

♥ **diastola ventriculară** reprezintă relaxarea ventriculilor, apoi umplerea lor cu sânge din atri;

♥ **diastola generală** reprezintă suprapunerea dintre cele două diastole.

3.1.8. Activitatea “acustică” a cordului

Este determinată de activitatea mecanică a inimii: contracția / relaxarea musculaturii cardiace, închiderea / deschiderea valvelor inimii și curgerea sângelui prin inimă și vasele mari produc vibrații sonore care se propagă prin torace spre suprafața lui, de unde pot fi ascultate cu un stetoscop (“**auscultație**”) sau pot fi transformate în semnal electric folosind un microfon (“**fonocardiografie**”, FCG).

Fonocardiograma normală (fig.3.7) cuprinde patru zgomote:

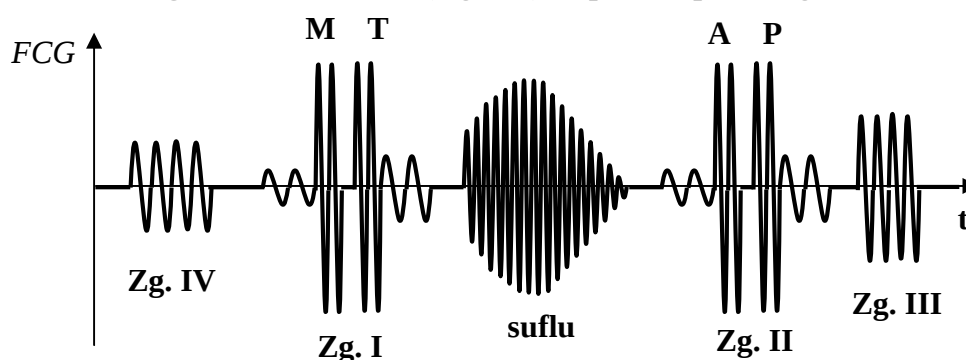


Fig.3.7. Fonocardiograma

♥ **zgomotul I**, cu amplitudine mare, spectru de frecvențe 30 Hz ... 100 Hz, debut la 0,03 s după începutul unde Q și durată 0,12 s, semnifică începutul sistolei ventriculare (închiderea valvelor mitrală, M și tricuspidă, T);

♥ **zgomotul II**, cu amplitudine mare, spectru 100 Hz ... 150 Hz, debut la 0,03 s

după sfârșitul undei T și durată 0,12 s, semnifică sfârșitul sistolei ventriculare (închiderea valvelor aortică, A și pulmonară, P);

♥ **zgomotul III**, cu amplitudine mică sau medie, spectru 20 Hz ... 30 Hz, debut la 0,20 s după sfârșitul undei T și durată 0,04 s, semnifică tensionarea valvelor mitrală și tricupidă și a ventriculilor în timpul umplerii rapide ventriculare;

♥ **zgomotul IV**, cu amplitudine mică, spectru 0,5 Hz ... 20 Hz, debut la 0,06 s după începutul undei P și durată 0,06 s, semnifică contracția atrială.

Fonocardiograma patologică cuprinde:

♥ **modificări ale zgomotelor** (accentuări, dedublări, etc);

♥ **sufluri cardiace**, cu amplitudini medii, spectru 150 Hz ... 1000 Hz, durate mari, cu anvelope de diferite forme, situate între zgomotele I și II (exemplu în fig.3.7).

Aceste vibrații se propagă prin torace spre suprafața acestuia, toracele având o comportare de filtru acustic “taie-sus”, cu o pantă de -12 dB/octavă (“octavă” înseamnă dublarea frecvenței).

Concluzii: ♥ analiza semnalului fonocardiografic se poate face pe benzi de frecvență; ♥ este necesară compensarea caracteristicii de filtru acustic a toracelui.

3.2. ELECTROCARDIOGRAFIE

Electrocardiografia (ECG, EKG) reprezintă tehnica de investigare a activității electrice cardiace în timp (“grafie” - reprezentare grafică a semnalului, “scopie” - vizualizare).

Semnalul ECG este un semnal bioelectric cu amplitudini în domeniul 0,1 mV_v ... 4 mV_v (pentru măsurători la suprafața corpului) și spectru de frecvențe de 0,05 Hz ... 100 Hz (valori aproximative, dependent de aplicația dorită).

3.2.1. Generalități

Într-o primă aproximație, inimia poate fi reprezentată printr-o sursă de tensiune variabilă în timp sau ca un dipol variabil (**vectorul cardiac**) într-un mediu conductor. Vectorul cardiac este considerat cu origine fixă (în **centrul electric al inimii**) și cu direcție, sens și mărime variabile în timp.

Vectorul cardiac este studiat prin proiecții ale sale într-un sistem de trei planuri ortogonale numite **planuri fundamentale** (fig.3.8): **frontal** (x0y), **transversal** (x0z) și **sagital** (y0z).

În ECG proiectarea vectorului cardiac se face pe anumite drepte, numite **derivații**, situate în planurile fundamentale și determinate de cele două puncte ale corpului în care se plasează electrozii.

Tipuri de derivații:

1) **Derivații**: ♥ **bipolare** (se măsoară diferența dintre două potențiale ale câmpului electric cardiac), ♥ **unipolare** (se măsoară diferența dintre un potențial al câmpului electric cardiac și un potențial considerat nul sau de referință).

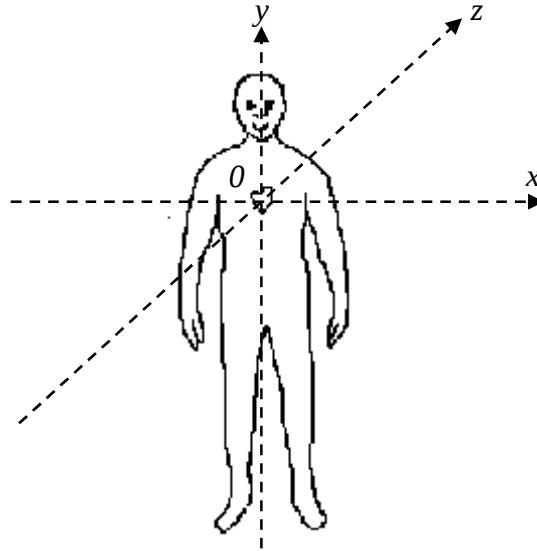


Fig.3.8. Definirea planurilor fundamentale

2) **Derivații: ♥ directe** (electrozii sunt plasați pe / în inimă), **♥indirecte** (electrozii sunt plasați pe suprafața corpului).

3) Derivații: ♥ **frontale** (în planul xOy), © **transversale** (în planul xOz), © **sagitale** (în planul yOz).

4) **Derivații: ♥ ale membrelor** (electrozii sunt aplicați pe membre, potențialul este același, indiferent de punctul de aplicare al electrodului pe membru), ♥ **ale toracelui** (electrozii sunt aplicați pe torace, potențialul depinde de punctul de aplicare al electrodului).

3.2.2. Derivațiile standard

Derivațiile standard (fig.3.9) sunt derivații bipolare, indirecte, în planul frontal, ale membrelor:

♥ derivația $D_I = LA - RA$, între brațul stâng și brațul drept, (3.1)

♥ derivația $D_{II} = LF - RA$, între piciorul stâng și brațul drept, (3.2)

♥ derivația $D_{III} = LF - LA$, între piciorul stâng și brațul stâng. (3.3)

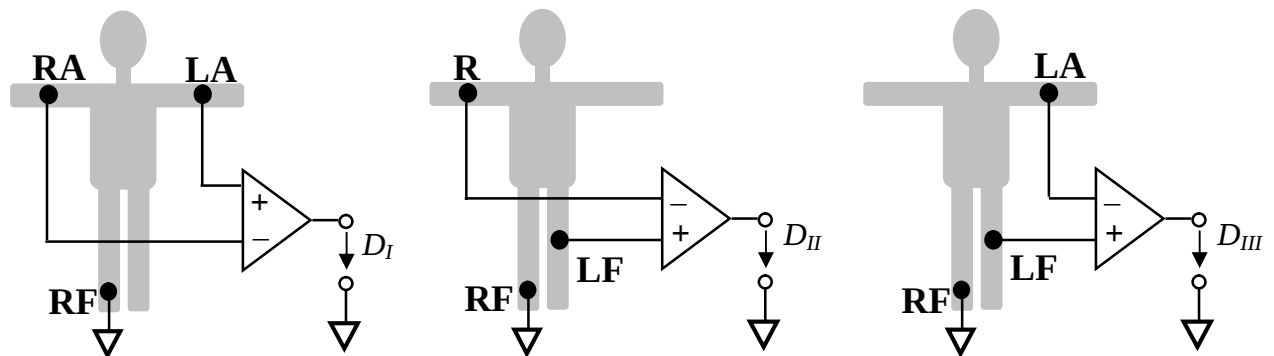


Fig.3.9. Derivațiile standard

Idealizat, cele trei derivații standard reprezintă proiecțiile vectorului cardiac (V_c) pe laturile **triunghiului lui Einthoven**, un triunghi echilateral situat în planul frontal, cu centrul în centrul electric (CE) al inimii și vârfurile în punctele RA, LA, LF (fig.3.10). În realitate, inima nu este situată în centrul toracelui, toracele nu este omogen și izotrop, deci triunghiul lui Einthoven nu este echilateral.

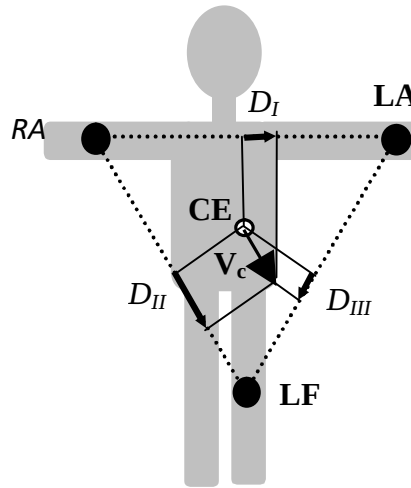


Fig.3.10. Derivațiile standard în triunghiul lui Einthoven

3.2.3. Derivațiile unipolare ale membrelor

Derivațiile unipolare ale membrelor (fig.3.11) sunt derivații unipolare, indirecte, în planul frontal, ale membrelor:

♥ derivația $VR = RA - V_w$, între brațul drept și V_w ; (3.4)

♥ derivația $VL = LA - V_w$, între brațul stâng și V_w ; (3.5)

♥ derivația $VF = LF - V_w$, între piciorul stâng și V_w . (3.6)

Potențialul de referință V_w (**Wilson**) se obține prin medierea celor trei potențiale ale membrelor:

$$V_w = \frac{RA + LA + LF}{3}. \quad (3.7)$$

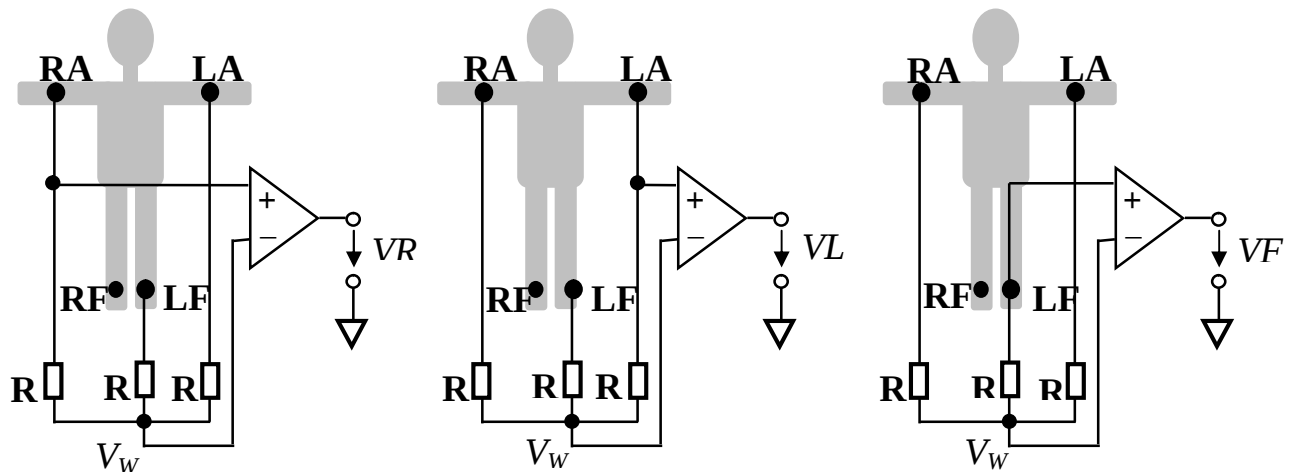


Fig.3.11. Derivațiile unipolare ale membrelor

Rezultă:

$$\begin{cases} VR = RA - \frac{RA + LA + LF}{3} = \frac{2 \cdot RA - LA - LF}{3} = \frac{-D_I - D_{II}}{3} \\ VL = LA - \frac{RA + LA + LF}{3} = \frac{2 \cdot LA - RA - LF}{3} = \frac{D_I - D_{III}}{3} \\ VF = LF - \frac{RA + LA + LF}{3} = \frac{2 \cdot LF - RA - LA}{3} = \frac{D_{II} + D_{III}}{3} \end{cases} \quad (3.8)$$

3.2.4. Derivațiile unipolare ale membrelor, augmentate

Derivațiile unipolare ale membrelor, augmentate (fig.3.12) sunt derivații unipolare, indirecte, în planul frontal, ale membrelor:

♥ derivația $aVR = RA - V_{WGR}$, între brațul drept și V_{WGR} ; (3.9)

♥ derivația $aVL = LA - V_{WGL}$, între brațul stâng și V_{WGL} ; (3.10)

♥ derivația $aVF = LF - V_{WGF}$, între piciorul stâng și V_{WGF} . (3.11)

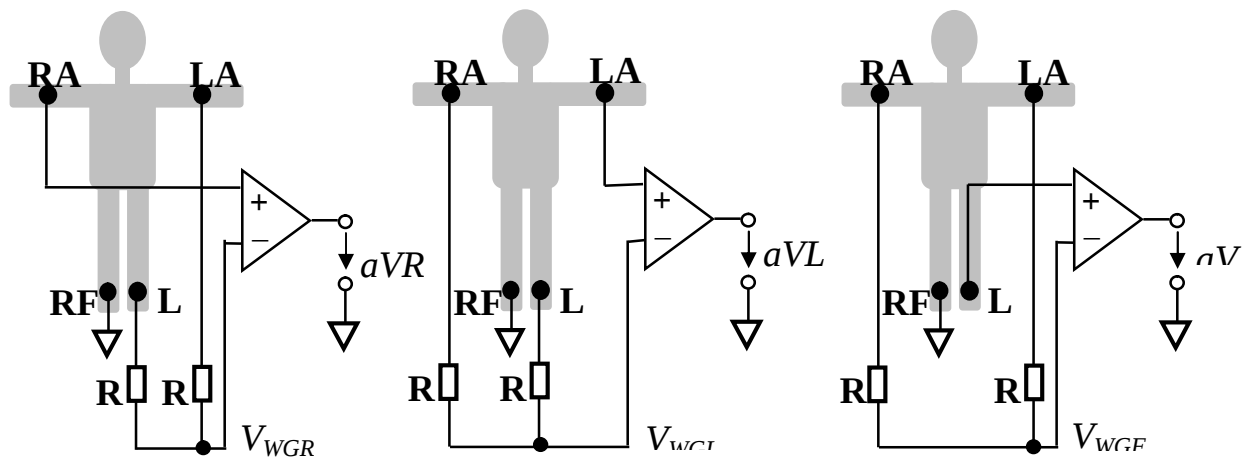


Fig.3.12. Derivațiile unipolare ale membrelor, augmentate

Potențialele de referință V_{WGR} , V_{WGL} , V_{WGF} , (**Wilson - Goldberger**) se obțin prin medierea celor două potențiale ale membrelor care nu sunt aplicate la intrarea “+” a amplificatorului. Rezultă:

$$\begin{cases} aVR = RA - \frac{LA + LF}{2} = \frac{2 \cdot RA - LA - LF}{2} = \frac{-D_I - D_{II}}{2} = \frac{3}{2} \cdot VR \\ aVL = LA - \frac{RA + LF}{2} = \frac{2 \cdot LA - RA - LF}{2} = \frac{D_I - D_{III}}{2} = \frac{3}{2} \cdot VL \\ aVF = LF - \frac{RA + LA}{2} = \frac{2 \cdot LF - RA - LA}{2} = \frac{D_{II} + D_{III}}{2} = \frac{3}{2} \cdot VF \end{cases} \quad (3.12)$$

de unde rezultă că proiecțiile acestor derivații în triunghiul lui Einthoven sunt pe aceleași direcții ca VR , VL , VF (fig.3.13), dar “augmentate” (amplificate), din care cauză sunt preferate.

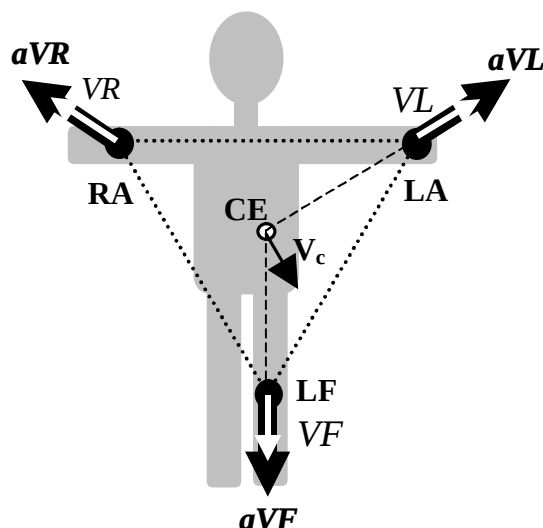


Fig.3.13. Derivațiile unipolare ale membrelor în triunghiul lui Einthoven

În triunghiul lui Einthoven, derivațiile sunt drepte determinate de cele două puncte de aplicare a electrozilor. În cazul derivațiilor unipolare, în care unul din potențiale este de referință, punctul de aplicare corespunzător este centrul electric al inimii.

3.2.5. Derivațiile precordiale

Derivațiile precordiale (fig.3.14) sunt derivații unipolare, indirecte, în planul transversal, ale toracelui:

$$V_i = E_i - V_W = E_i - \frac{RA + LA + LF}{3}, i = 1, 2, \dots, 6, \quad (3.13)$$

între electrodul E_i și potențialul Wilson, V_W .

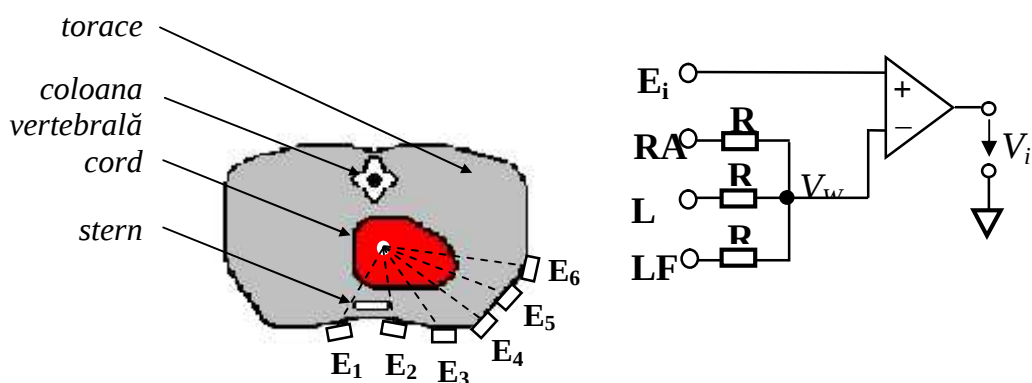


Fig.3.14. Derivațiile precordiale

Și în acest caz derivațiile sunt determinate de locul de plasare a electrodului activ și de centrul electric al inimii.

3.2.6. Derivațiile esofagiene

Derivațiile esofagiene sunt derivații unipolare, indirecte, în plan sagital, ale toracelui:

$$DOe_x = E_x - V_W = E_x - \frac{RA + LA + LF}{3}, \quad (3.14)$$

între electrodul E_x și potențialul Wilson, V_W , unde x reprezintă distanța, exprimată în centimetri, de la arcada dentară până la electrodul - sondă, introdus prin esofag. (Sub 28 cm – nivel supraatrial, 28 cm ... 34 cm – nivel atrial, 34 cm ... 38 cm – nivel ventricular, 38 cm ... 40 cm – nivel subventricular).

Toate aceste sisteme de derivații au fost determinate experimental, pentru ca informația obținută să fie maximă. Standardizarea derivațiilor este necesară pentru a permite compararea înregistrărilor obținute de la un pacient, în timp, precum și a înregistrărilor obținute de la diferiți pacienți, de medici diferiți. În general se folosesc derivațiile **D_I**, **D_{II}**, **D_{III}**, **aVR**, **aVL**, **aVF**, **V₁**, **V₂**, **V₃**, **V₄**, **V₅** și **V₆**.

Mai există și alte sisteme de derivații standardizate (plasarea electrozilor este bine definită pe considerente anatomice), mai rar folosite. De asemenea, se mai folosesc sisteme de derivații nestandard, dedicate anumitor aplicații, dar la care, în general, semnalele recoltate sunt transformate în semnale standard.

3.2.7. Schema bloc a electrocardiografului

Schema bloc de principiu a unui **electrocardioscop** / **electrocardiograf** este prezentată în fig.3.15 (un canal de culegere).

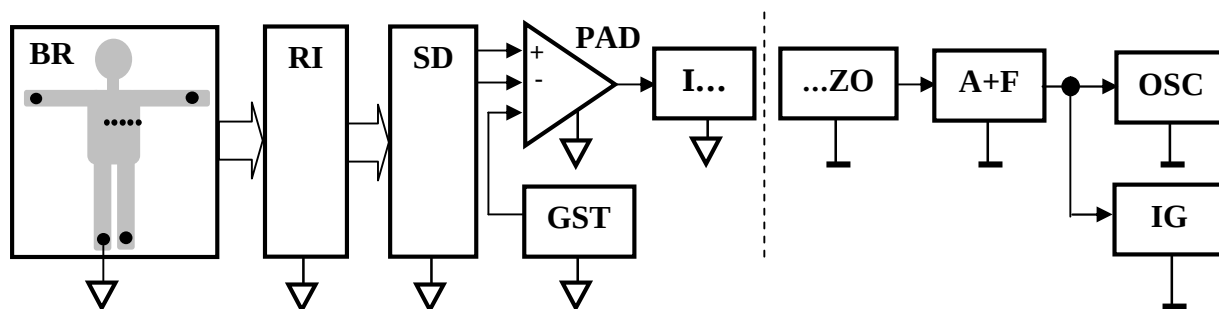


Fig.3.15. Schema bloc a electrocardiografului

Blocul de recoltare, **BR**, cuprinde electrozii amplasați pe corpul subiectului și firele de legătură. Repetorii de intrare, **RI**, asigură o impedanță de intrare mare. Selectorul de derivații, **SD**, selectează una dintre derivațiile realizate. Generatorul de semnal de test, **GST**, furnizează un impuls dreptunghiular de 1 mV utilizat pentru etalonare. Preamplificatorul diferențial, **PAD**, realizează o primă amplificare a semnalului util. Blocul de izolare, **I...ZO**, asigură izolarea galvanică a circuitului de pacient de restul echipamentului. Blocul de amplificare și filtrare, **A+F**, realizează amplificarea necesară comandării blocului următor (reglabilă în trepte și continuu), încadrarea semnalului în banda de frecvențe semnificativă (0,05

Hz ... 250 Hz) și rejecția zgomotului (filtrare oprește-bandă pe 35 Hz ... 40 Hz pentru rejecția artefactelor musculare, filtru ac pe 50 Hz pentru rejecția rețelei). Osciloscopul, **OSC**, respectiv înregistratorul grafic, **IG**, permit vizualizarea, respectiv înregistrarea pe hârtie a traseului ECG.

3.3. VECTOCARDIOGRAFIE

Vectocardiografia (VCG, VKG) este tehnica de reprezentare în spațiu a locului geometric al vârfului vectorului cardiac instantaneu, pe durata unui ciclu, loc geometric numit **vectocardiogramă spațială**.

În VCG proiectarea dipolului cardiac se face pe axele sistemului de planuri fundamentale, după care se construiesc **proiecțiile** vectocardiogramei spațiale pe planurile fundamentale.

De obicei, vectocardiograma cuprinde trei bucle: **bucla undei P**, **bucla QRS** și **bucla undei T**, așa cum se exemplifică în fig.3.16 (proiecția în planul frontal). Buclele se caracterizează prin: viteză și sens de desfășurare, formă și mărime, diametrele longitudinal și transversal etc.

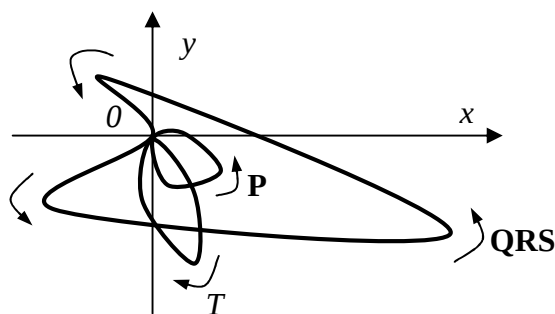


Fig.3.16. Exemplu de vectocardiogramă în planul frontal

Cel mai utilizat sistem de derivații VCG este **sistemul Frank**, care folosește 8 electrozi și o rețea corectoare rezistivă pentru a obține proiecțiile vectorului cardiac pe axele sistemului ortogonal ce definește planurile fundamentale (fig.3.17).

Schema bloc de principiu a unui vectocardioscop este prezentată în fig.3.18. Blocul de recoltare, **BR**, cuprinde electrozii plasați pe corpul subiectului conform sistemului de derivații Frank (I, A, ... , RF). Rețeaua de corecție rezistivă, **RC**, transformă potențialele recoltate în trei tensiuni reprezentând proiecțiile dipolului cardiac pe axele fundamentale (u_x , u_y , u_z). Selectorul de plan, **SP**, alege două (u_1 , u_2) dintre cele trei tensiuni măsurate pentru a reprezenta vectocardiograma în planul fundamental dorit. Amplificatoarele izolatoare, **AI**, reprezintă două canale ECG ce amplifică, filtrează și izolează semnalele. Osciloscopul, **OSC**, permite vizualizarea vectocardiogramei.

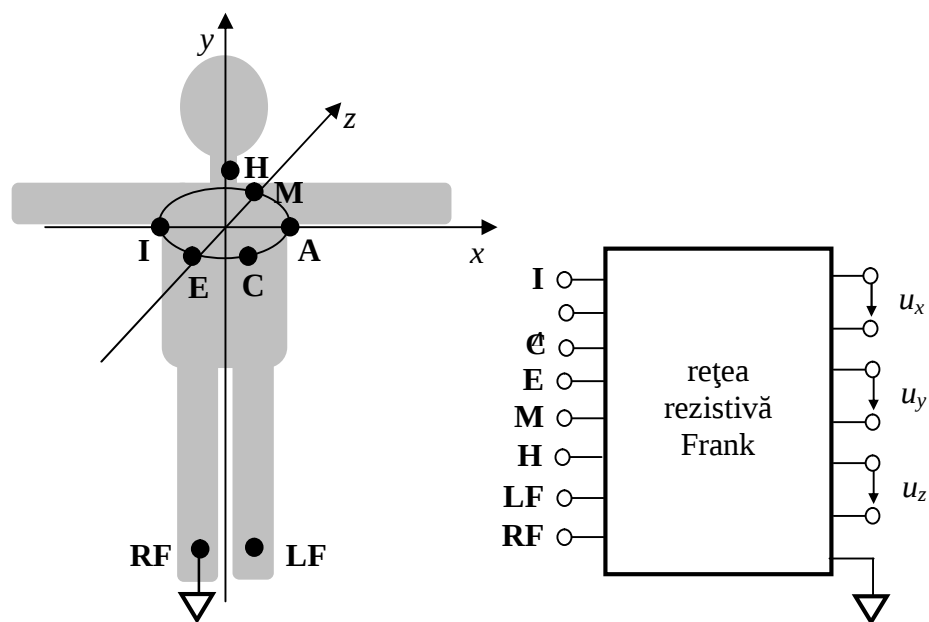


Fig.3.17. Sistemul de derivații Frank

Detectorul de undă R, **DR**, generatorul de “săgeată”, **GS** și sumatorul **S** permit, prin suprapunerea peste tensiunea pe grilă a unei tensiuni “săgeată” de forma din fig.3.19.a, modularea în intensitate a spotului. Astfel se poate evidenția sensul de parcurgere a buclei VCG și se poate introduce variabila timp pe ecran, ca în fig.3.19.b. Comandarea de către DR a GS este necesară pentru a asigura stabilitatea imaginii și un număr întreg de “săgeți” în cadrul buclei (o “săgeată” reprezintă aproximativ 2,5 ms).

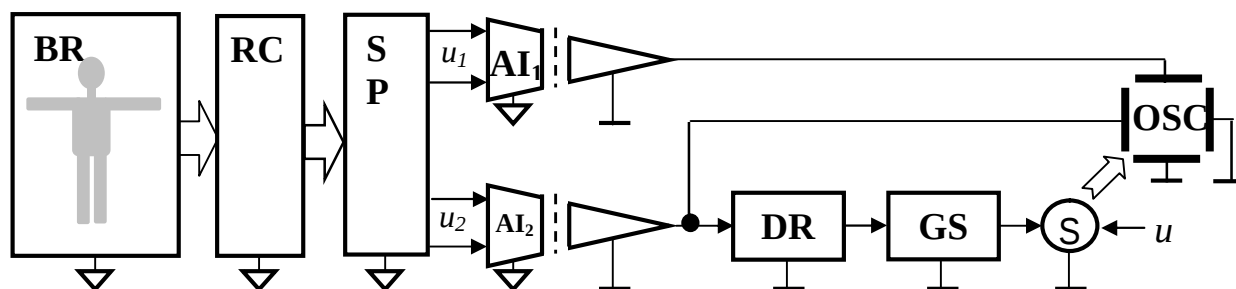
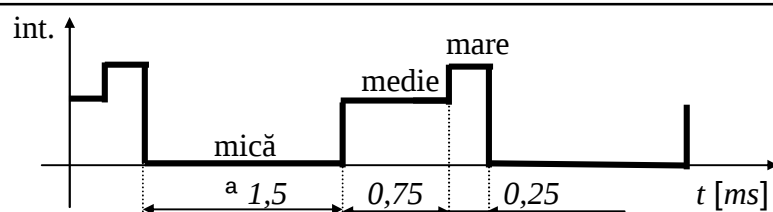


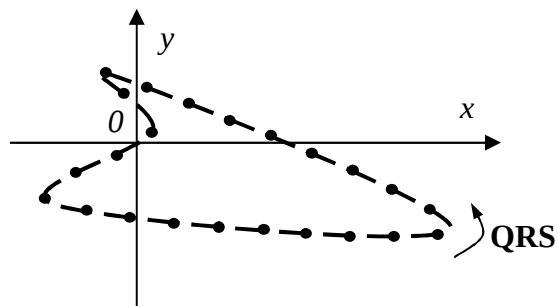
Fig.3.18. Schema bloc a vectocardioscopului

3.4. MAPPING CARDIAC

Mappingul cardiac (“Body Surface Potential Mapping” **BSPM**) reprezintă tehnica de reprezentare a potențialelor electrice datorate activității electrice a inimii din diferite puncte ale corpului. Se obțin hărți izopotențiale, prin care se reprezintă punctele de pe suprafața corpului (BSPM) sau de pe suprafața externă a inimii (**mapping epicardic**) sau de pe suprafața internă a inimii (**mapping endocardic**) în care potențialul are aceeași valoare, la anumite momente ale ciclului cardiac.



a.



b.

Fig.3.19. Forma tensiunii “săgeată” (a) și aspectul buclei QRS (b)

Mappingul cardiac oferă un plus de informație, utilă în încercarea de a modela activitatea electrică cardiacă pe baza distribuției potențialelor pe suprafața toracelui (așa-numita “problemă inversă în electrocardiografie”). Rezolvarea acestei probleme mai necesită un model al toracelui, care evidențiază conducția în diferitele țesuturi componente.

Schema bloc de principiu a unui sistem BSPM este prezentată în fig.3.20.

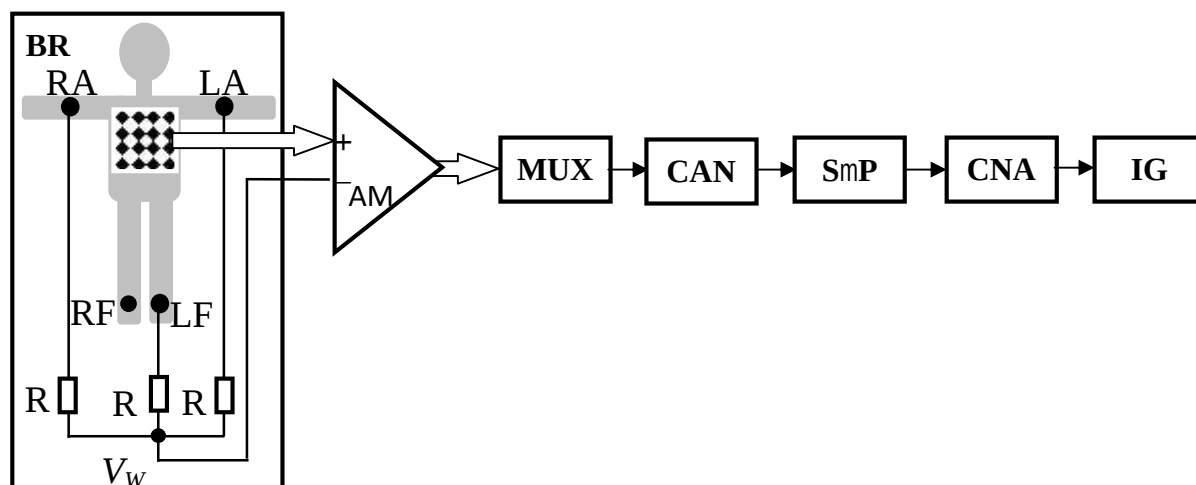


Fig.3.20. Schema bloc de principiu a unui sistem BSPM

Blocul de recoltare, **BR**: sistemele de derivații sunt de o mare diversitate, ca număr (32 căi ... 240 căi) și ca amplasare a electrozilor (pe partea anterioară a toracelui sau circumtoracic); electrozii sunt de tip ECG, individuali sau grupați sub formă de benzi, matrice sau vestă; de obicei se utilizează conexiuni unipolare, cu potențial de referință Wilson.

Amplificatorul ECG multicanal, **AM**, realizează izolarea galvanică, amplificarea și filtrarea semnalelor. Semnalele sunt multiplexate (**MUX**). Semnalul multiplex este digitizat (**CAN**) și prelucrat într-un sistem cu microprocesor (**SmP**).

Rezultatul este transformat în semnal analogic (**CNA**) și este tipărit de un înregistrator grafic (**IG**), sub forma unei hărți izopotențiale (exemplu în fig.3.21).

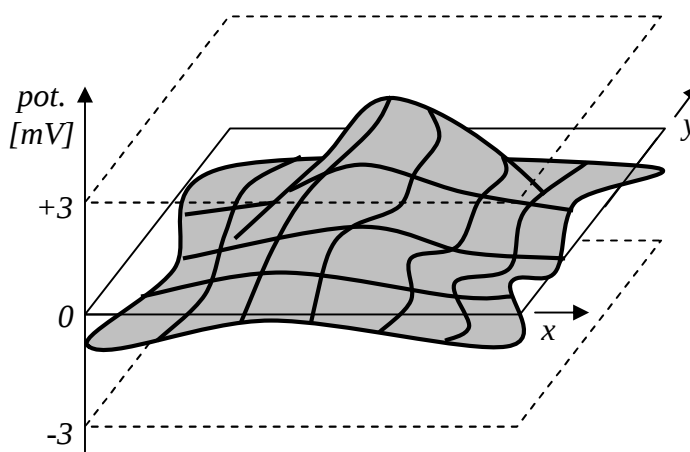


Fig.3.21. Exemplu de hartă izopotențială

De exemplu, complexul QRS poate fi reprezentat prin 40 hărți prelevate din 2 în 2 ms.

3.5. ELECTROCARDIOGRAFIE FETALĂ

Electrocardiografia fetală (FECG) reprezintă tehnica de investigare a activității electrice cardiace a fătului în timp. Semnalul fetal, FECG, se caracterizează prin amplitudini de ordinul a 10 mV (în timp ce semnalul matern, MECG, are amplitudini de ordinul a 1 mV), spectru de frecvențe de 2 Hz ...100 Hz (semnalul MECG: 0,5 Hz ...80 Hz) și ritm tipic de 158 bpm (semnalul MECG: 62 bpm).

Tehnica este aplicabilă între săptămânile 20 ... 28 și după săptămâna 32 ale sarcinii și oferă informații despre: existența activității electrice fetale (*prin detecția undei R a fătului*), eventualele anomalii (*din histograma ritmurilor fetale*), poziția fătului (*dacă unda R fetală este inversată față de cea maternă, atunci fătul stă cu capul în jos*), sarcinile duble (*dacă apar două unde R nematerne de polarități inversate, atunci sarcina este dublă*).

În general, în tehnicile neinvazive analiza FECG se limitează la detecția undelor R, deoarece semnalul FECG este acoperit de semnalul MECG și de alte artefacte materne.

Semnalul se prelevează de pe abdomenul mamei și se compară cu semnalul ECG toracic al acesteia. Exemplu: **sistemul de derivații Blondheim** folosește 8 electrozi exploratori (fig.3.22), 6 dintre ei pe abdomen, formând două triunghiuri echilaterale (A, B, ..., F) și 2 dorsali (G, H), rezultând derivațiile bipolare CF, BD, AF, AD, GF, GD, BH.

Cunoscând semnalul abdominal AECG (cu componentele fetală, FECG și maternă, MECG) și toracic al mamei, MECG', prin eliminarea componentei materne se poate obține componenta fetală. O schemă bloc de extragere a semnalului FECG este prezentată în fig.3.23.

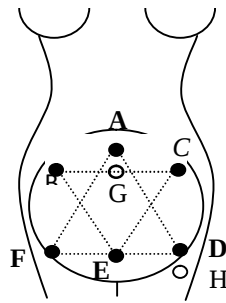


Fig.3.22. Sistemul de derivații Blondheim

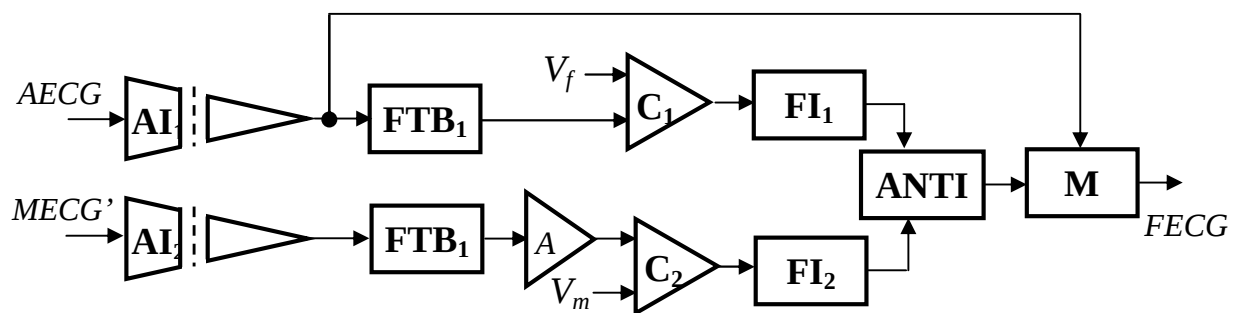


Fig.3.23. Schemă bloc de extragere a semnalului FEKG

Semnalul AECG este aplicat unui amplificator izolator (AI_1), este filtrat trece-bandă (FTB_1 , 15 Hz ... 40 Hz), apoi este comparat (C_1) cu un nivel de referință, V_f . Impulsurile ce depășesc acest nivel (unde R fetale și materne) comandă un formator de impulsuri cu durată constantă (FI_1).

Semnalul MEKG' este aplicat unui amplificator izolator (AI_2), este filtrat trece-bandă (FTB_2 , 10 Hz ... 30 Hz), este filtrat suplimentar (A), apoi este comparat (C_2) cu un nivel de referință, $V_m > V_f$. Impulsurile ce depășesc acest nivel (unde R materne, deoarece cele fetale au amplitudine foarte mică în toracele matern și $V_m > V_f$) comandă un formator de impulsuri cu durată constantă (FI_2).

Un circuit de anticoincidență (ANTI) elimină impulsurile materne și comandă un circuit mediator (M) care construiește semnalul FEKG.

3.6. FONOCARDIOGRAFIE

Fonocardiografia (FCG) reprezintă tehnica de măsurare și reprezentare în timp a efectelor acustice ale activității mecanice cardiace. Semnalul FCG este un semnal acustic cu spectrul de frecvențe în domeniul 0,5 Hz ... 1000 Hz (fig.3.7).

Datorită particularităților semnalului acustic FCG și ale transmisiei lui prin torace, acesta se culege cu un microfon și se studiază pe benzi de frecvență, compensându-se caracteristica toracică. Schema bloc de principiu a echipamentului este prezentată în fig.3.24.

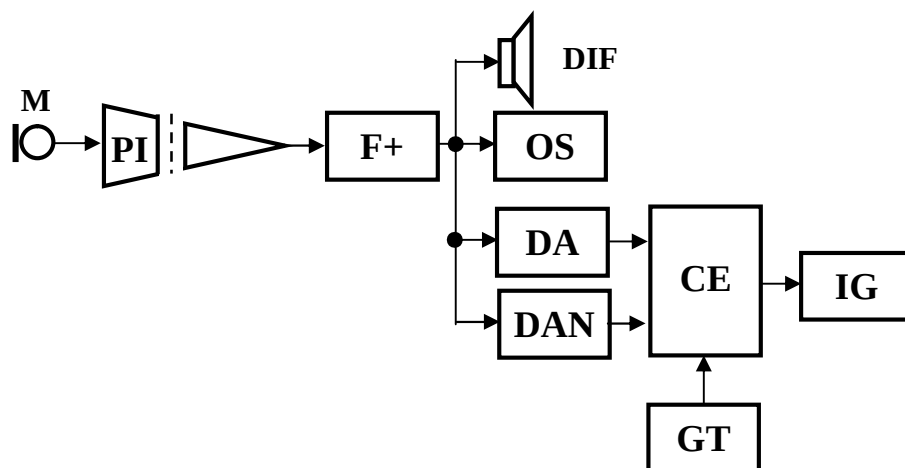


Fig.3.24. Schema bloc a fonocardiografului

Microfonul, **M**, este de construcție specială, prezentând o sensibilitate mare la vibrațiile din torace și practic nulă la vibrațiile aeriene provenite de la alte surse. Este compus (fig.3.25) dintr-un corp masiv (masă inerțială) care se sprijină pe torace prin intermediul a trei tălpi din material izolator, două solidare cu masa inerțială și una mobilă, legată la elementul sensibil (traductor piezoelectric) și la o lamelă elastică ce readuce talpa la poziția de echilibru. Prin plasarea microfonului într-o zonă a toracelui în care vibrațiile cardiace sunt accesibile (“**zonă de auscultație**”), aceste vibrații sunt preluate de talpa mobilă, elementul sensibil și lamela elastică, ansamblul vibrând față de masa inerțială, considerată fixă. Prin aceasta se elimină influența respirației subiectului, aceasta afectând și masa inerțială, și ansamblul sensibil. Traductorul piezoelectric transformă deplasarea în semnal electric.

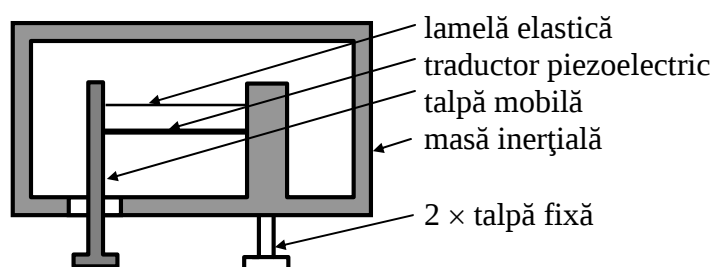


Fig.3.25. Microfonul utilizat în fonocardiografie

Preamplificatorul izolator, **PI**, realizează o primă amplificare, cu câștig reglabil, a semnalului electric FCG precum și izolarea circuitului de pacient. Nu este necesară o etalonare a aparatului, deoarece aprecierile asupra intensității zgomotelor și suflurilor se fac relativ. Izolarea mărește protecția subiectului, dar nu este neapărat necesară, deoarece subiectul nu ajunge în contact galvanic cu aparatul.

Filtrele și amplificatoarele, **F+A**, permit analiza repartiției spectrale a intensității zgomotelor și suflurilor, realizând și compensarea caracteristicii de transfer a toracelui. Caracteristicile de transfer globale (torace + filtre) sunt standardizate, de exemplu sistemul Maas-Weber în Germania și sistemul Mannheimer (fig.3.26.a) în Suedia. În fig.3.26.b se prezintă modul de realizare a caracteristicilor globale, dorite, pe 25 Hz (**cg1** cu pante de +12 dB/oct înainte și -12 dB/oct după 25 Hz), respectiv 50 Hz (**cg2** cu pante de +12 dB/oct înainte și -12 dB/oct după 50 Hz), ținând cont de caracteristica toracelui (**ct** cu panta de -12 dB/oct) și de cele ale filtrelor trece-sus, realizate fizic, pe 25 Hz (**cf1** cu pante de +24 dB/oct înainte și 0 dB/oct după 25 Hz), respectiv 50 Hz (**cf2** cu pante de +24 dB/oct înainte și 0 dB/oct după 50 Hz).

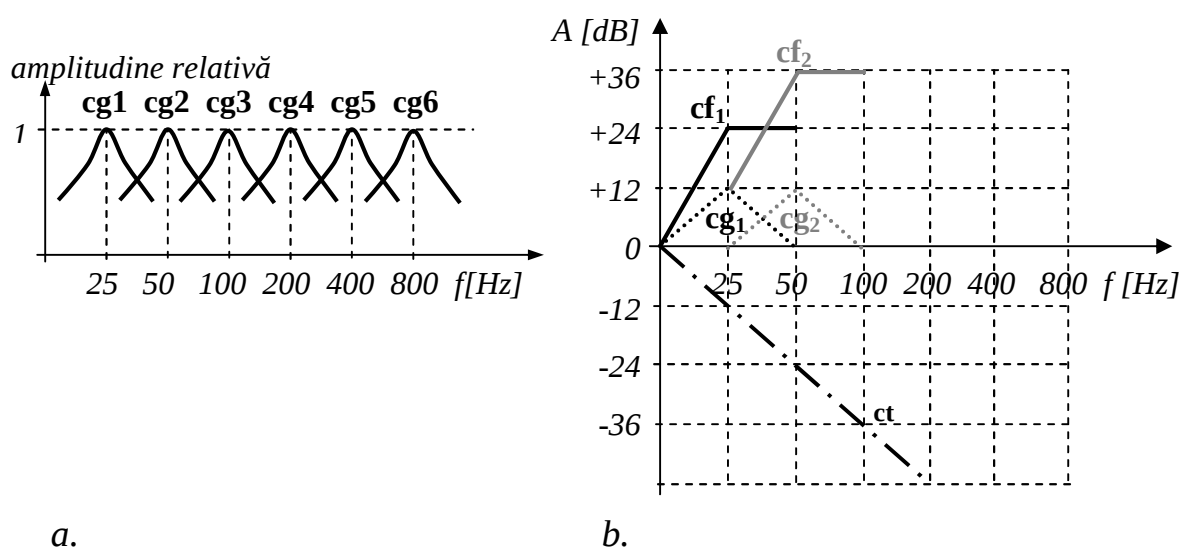


Fig.3.26. Sistemul Mannheimer (a) și modul de realizare a caracteristicilor globale (b)

Semnalul de ieșire din blocul **F+A**, s_1 , se aplică unui difuzor, **DIF** pentru ascultare, unui osciloscop, **OSC**, pentru vizualizare sau unui înregistrator grafic, **IG**, pentru înregistrare pe hârtie. Pentru înregistrarea grafică a unui semnal s_1 de relativ înaltă frecvență (suflu), este necesară utilizarea unui sistem de detecție, alcătuit din două detectoare de anvelopă: pozitivă, **DAP** (semnal de ieșire s_2), respectiv negativă, **DAN** (semnal de ieșire s_3) și un sistem de choppare - sumare, reprezentat de comutatorul electronic **CE** (semnal de ieșire s_5), comandat de generatorul de tact **GT** (semnal de ieșire s_4). Semnalele ce apar în cazul în care s_1 este un suflu sunt reprezentate în fig.3.27.

3.7. MĂSURAREA PRESIUNII SANGUINE

Presiunea sângelui este o funcție periodică, în legătură cu ciclul cardiac (fig.3.28).

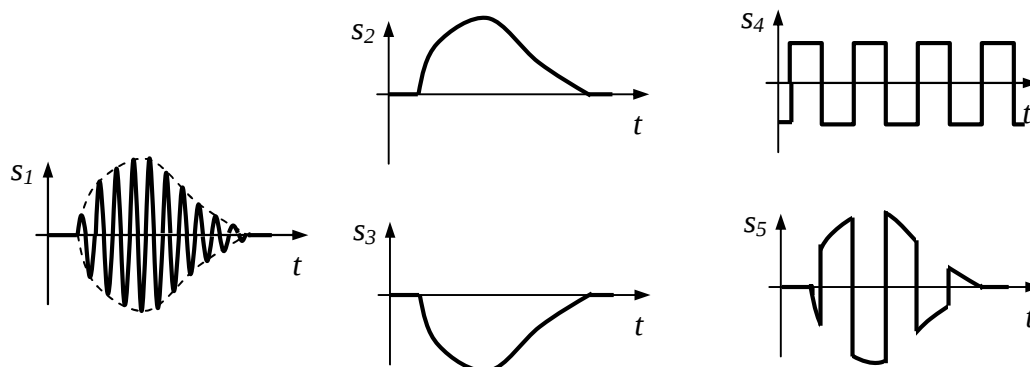


Fig.3.27. Pregătirea semnalului FCG pentru înregistrare grafică

Contractia musculaturii ventriculare mărește presiunea sângelui în aortă, de unde unda de presiune se propagă mai departe prin artere, capilare, vene, cu amplitudini din ce în ce mai mici.

În artere, valoarea maximă a presiunii sanguine se numește **presiune sistolică** (aproximativ 120 mmHg), cea minimă - **presiune diastolică** (aproximativ 70 mmHg). În practica medicală se folosește ca unitate de măsură a presiunii sanguine **milimetrul coloană de mercur** ($1 \text{ mmHg} = 133,4 \text{ Pa} = 133,4 \text{ N/m}^2$ și reprezintă presiunea capabilă să suporte o coloană verticală de mercur cu înălțimea de 1 mm).

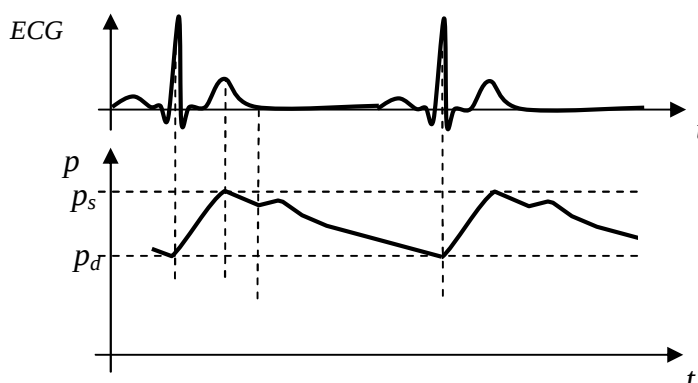


Fig.3.28. Legătura semnal ECG - presiune sanguină

Măsurarea presiunii sanguine prin **metode directe** (“sângerânde”):

1) **Metoda lui Hales** (1775): Hales a introdus un tub de sticlă cu capetele deschise, suficient de lung pentru ca greutatea coloanei de sânge să echilibreze presiunea arterială, într-o arteră din gâtul unui cal anesteziat. El a observat că sângele urcă în tub, pulsând, după care se stabilizează pulsând în jurul unei valori.

2) **Metoda lui Hales actualizată**: cu un cateter sau un ac hipodermic se face legătura cu un tub subțire, din plastic, calibrat în cmH_2O ; se utilizează la măsurarea presiunii venoase centrale.

3) **Traductoare de presiune cateterizate**: se utilizează, de exemplu, un traductor de tip transformator diferențial liniar variabil (vezi Cap.2), cateterizat.

Măsurarea presiunii sanguine prin **metode indirecte**:

1) Metoda auscultației, cu sfigmomanometru.

Sfigmomanometrul este format dintr-un manșon gonflabil, un ansamblu pară + valvă și un manometru (cu mercur sau cu arc) pentru măsurarea presiunii din manșon.

Metoda: se plasează manșonul în jurul brațului stâng, între cot și antebrăț; se plasează stetoscopul sub manșon, pe arteră (fig.3.29); se umflă manșonul astfel încât presiunea din el este mai mare decât p_s și astfel artera este comprimată pe os, iar sângele nu mai poate trece; se scade încet (cu aproximativ -3 mmHg/s) presiunea din manșon; în momentul în care presiunea din manșon devine $p_{\text{manșon}} = p_s$ (fig.3.30), sângele trece pentru un scurt timp prin artera comprimată și în stetoscop se aud niște zgomote, numite **zgomote Korotkoff**; presiunea se scade în continuare, iar zgomotele se aud atunci când sângele poate trece prin arteră; când presiunea din manșon devine $p_{\text{manșon}} = p_d$, sângele trece liber prin arteră și zgomotele Korotkoff dispar sau se transformă într-un murmur înăbușit; presiunile la apariția, respectiv la dispariția zgomotelor reprezintă presiunile sistolică, respectiv diastolică.

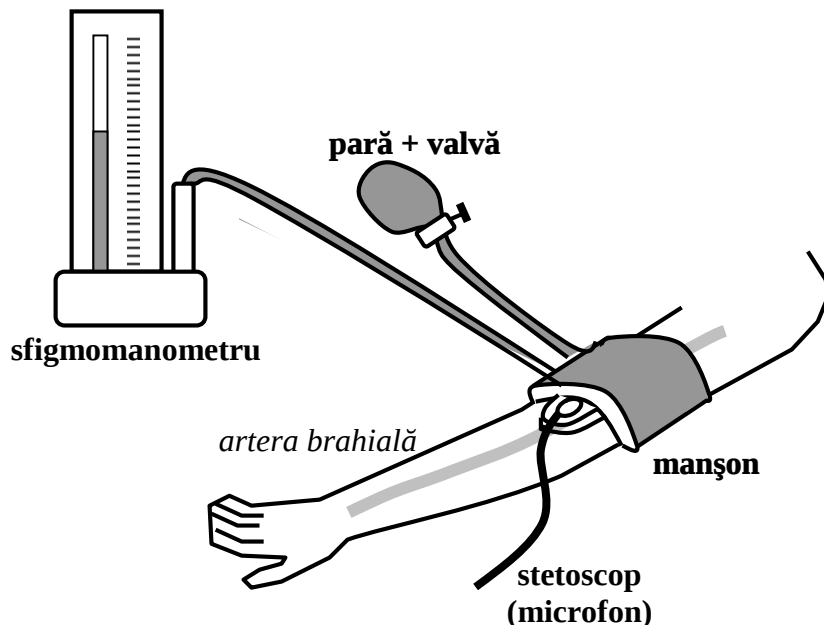


Fig.3.29. Măsurarea presiunii arteriale cu sfigmomanometru

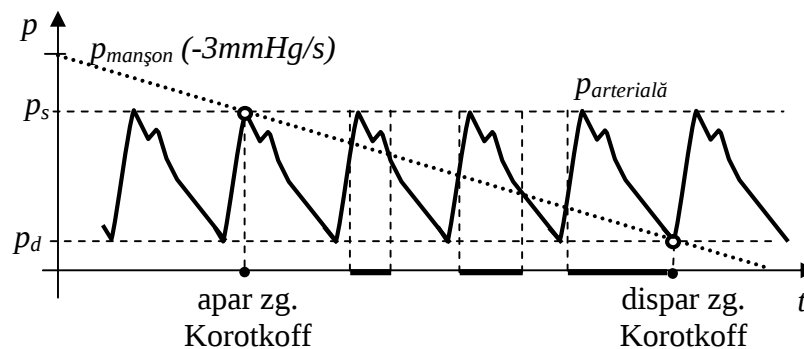


Fig.3.30. Apariția / dispariția zgomotelor Korotkoff

2) Pletismografia fotoelectrică.

Pletismografia reprezintă urmărirea schimbărilor unei mărimi fizice a unei părți din corp ca urmare a curgerii sângelui.

Pletismografia fotoelectrică urmărește variația în opacitate a țesutului, asociată dilatării ce urmează pulsului arterial. Senzorul utilizează o sursă de lumină, **SL** și un fotodetector, **FD** (fig.3.31). Lumina emisă străbate țesuturile și se reflectă pe os; unda reflectată care ajunge la fotodetector pune în evidență pulsația sângelui.

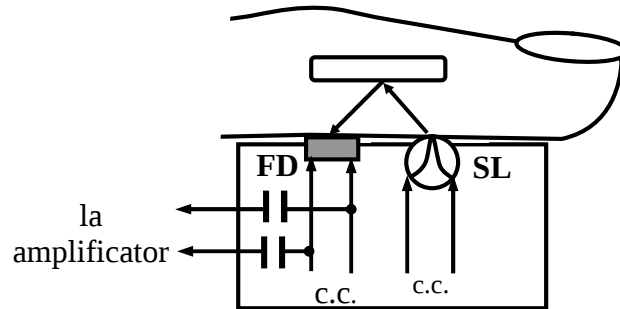


Fig.3.31. Pletismografia fotoelectrică

3) Pletismografia de impedanță.

Impedanța măsurată între brațe are o componentă rezistivă sensibilă la acțiunea cardiacă și o componentă capacitivă care reflectă modificările de volum asociate respirației.

Se utilizează o punte Wheatstone excitată în curent alternativ ($f < 25 \text{ KHz}$), astfel încât curentul prin subiect să fie $i = 0,1 \text{ mA}$ (fig.3.32). $C_0 = 0,05 \text{ mF}$ reduce efectul respirației. R, C echilibrează impedanța subiectului.

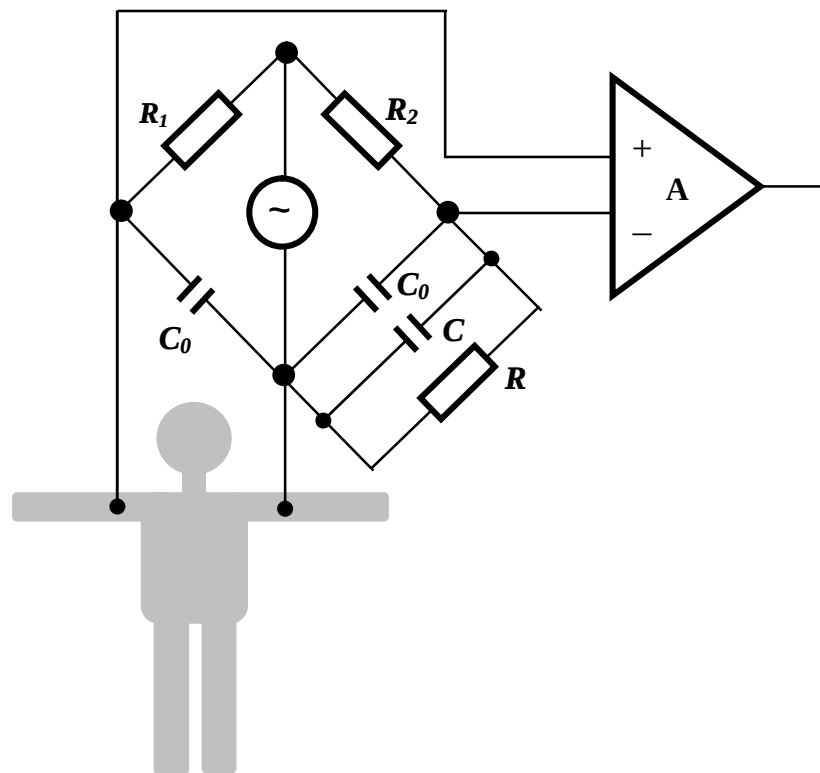


Fig.3.32. Pletismografia de impedanță

4) Cu ultrasunete (vezi Cap.6).

3.8. STIMULATOR DE RITM CARDIAC

Stimulatoarele de ritm cardiac (“pacemakers”) sunt în esență generatoare electrice de mică putere utilizate în cazul unor aritmii cardiace pentru a corecta **funcția de inițiere** (în cazul tulburărilor de ritm, când nodulul sino-atrial nu funcționează corect) sau **funcția de conducere** (în cazul blocurilor atrio-ventriculare, când stimulul produs de nodulul sino-atrial nu ajunge la ventriculi).

Stimulatoarele cardiace pot fi **externe** (atunci când sunt temporar necesare - până la 30 zile) sau **implantabile** (atunci când sunt permanent necesare).

Un stimulator cardiac cuprinde în principal trei blocuri:

1) **Circuitul de generare a impulsului stimulator:** generează un tren de impulsuri dreptunghiulare cu amplitudinea de $4,5\text{ V} \dots 5,1\text{ V}$, durata de $0,5\text{ ms} \dots 2\text{ ms}$ și cu o perioadă de repetiție fixă sau dictată de inimă.

2) **Sursa de alimentare:**

- ♥ la stimulatoarele externe fixe se folosește o sursă izolată;
- ♥ la cele portabile, baterii obișnuite și un condensator de mare capacitate conectat în paralel cu ele, pentru a asigura o funcționare independentă de până la 2 min pentru schimbarea bateriilor;
- ♥ la stimulatoarele implantabile se folosesc pile cu litiu, având o durată de viață de $7\text{ ani} \dots 10\text{ ani}$.

3) **Circuitul de electrozi:** în general se folosește conexiunea unipolară:

- ♥ un electrod activ cateterizat (*cateterul este un fir elastic foarte subțire, care poate fi împins prin vasele mari*), introdus în atriul drept sau ventriculul drept, în contact cu peretele inimii;
- ♥ un electrod neutru (de obicei carcasa stimulatorului) în contact cu țesutul toracelui.

Circuitul de electrozi și carcasa trebuie realizate din materiale care să nu fie respinse de organism; firele trebuie să fie flexibile și să nu se rupă în timpul funcționării mecanice a inimii.

Tipuri de stimulatoare de ritm cardiac:

1) **Stimulatoarele asincrone** furnizează impulsuri de stimulare ritmice, indiferent de activitatea electrică a inimii. Durata și amplitudinea stimulului sunt fixe, de asemenea ritmul cardiac impus este fix, dar presetabil la implantare sau ajustabil din exterior între limitele $70\text{ bpm} \dots 74\text{ bpm}$. Ele se utilizează **la și numai la** pacienți cu bloc atrio-ventricular complet (*în alte cazuri stimularea ar putea surprinde musculatura ventriculară în perioada refractară, ceea ce ar declanșa fibrilația ventriculară*).

Schema bloc de principiu este prezentată în fig.3.33 și cuprinde un generator

de impuls, **GI**, un emițător de impuls, **EI**, un electrod activ ventricular, **EV** și un electrod neutru, **EN** (nu a fost reprezentată sursa de alimentare).

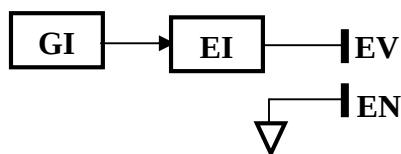


Fig.3.33. Stimulator asincron

2) **Stimulatoarele cu comandă atrială** (sincrone cu unda P) furnizează impulsuri de stimulare ventriculară comandate de activitatea electrică atrială. Ele se utilizează **la și numai la** pacienți cu bloc atrio-ventricular complet, **dar** cu funcționare atrială normală.

Schema bloc este prezentată în fig.3.34. Un electrod plasat pe peretele atrial, **EA**, culege stimulul produs de nodulul sino-atrial. Amplificatorul **A** mărește nivelul semnalului cules. Detectorul de undă P, **DUP**, identifică unda de depolarizare atrială. Circuitul de întârziere **CI1** întârzie impulsul generat de detector cu 0,12 s, corespunzând duratei de conducție atrio-ventriculară normală. Generatorul de impuls **GI** produce impulsul de stimulare ventriculară. Circuitul de inhibare **CI2** inhibă generatorul după emiterea impulsului pe o durată de 330 ms, corespunzând perioadei refractare ventriculare. Emițătorul de impuls **EI** îl aplică electrodului ventricular **EV**. **EN** reprezintă electrodul neutru.

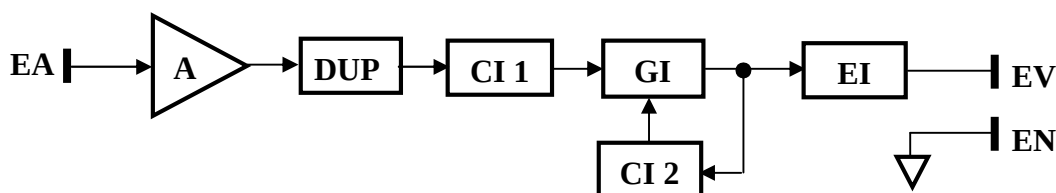


Fig.3.34. Stimulator cu comandă atrială

3) **Stimulatoarele “demand”** (sincrone cu unda R) completează activitatea electrică naturală a inimii. Ele se utilizează la pacienți cu bloc atrio-ventricular parțial și sunt de două tipuri:

a) **Stimulatorul sincron pozitiv (“sincronizat”)** folosește un electrod activ ventricular cu rol dublu: de detecție a undei R și de stimulare. Dacă într-un interval de timp prestabilit de la ultima depolarizare ventriculară (0,86 s) nu se detectează o undă R spontană, stimulatorul emite un impuls care declanșează depolarizarea ventriculară. Dacă se detectează o undă R spontană, stimulatorul emite după câteva milisecunde un impuls care, fiind situat la începutul repolarizării ventriculare, nu are efecte fiziologice. Funcționarea este prezentată în fig.3.35, unde **DS** reprezintă depolarizare spontană, **DP** - depolarizare provocată, **IA** - impuls asociat undei R și **IS** - impuls stimulator.

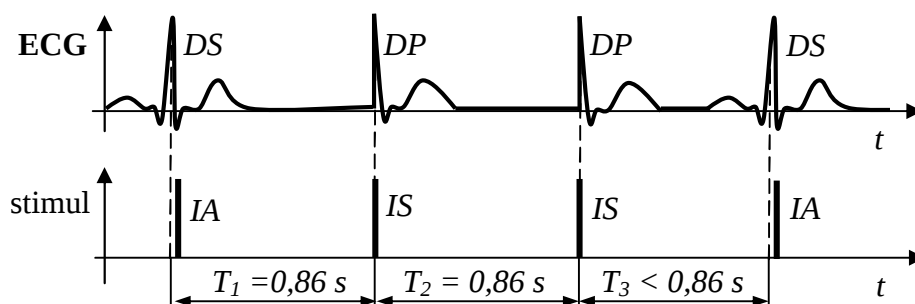


Fig.3.35. Stimulator sincron pozitiv

b) **Stimulatorul sincron negativ** (“inhibat”) folosește de asemenea un electrod ventricular cu rol dublu. Dacă într-un interval de timp prestabilit de la ultima depolarizare ventriculară nu se detectează o undă R spontană, stimulatorul emite un impuls care declanșează depolarizarea ventriculară. Dacă se detectează o undă R spontană, stimulatorul este inhibat și nu mai emite impuls. Funcționarea este prezentată în fig.3.36, unde *II* reprezintă impuls inhibat.

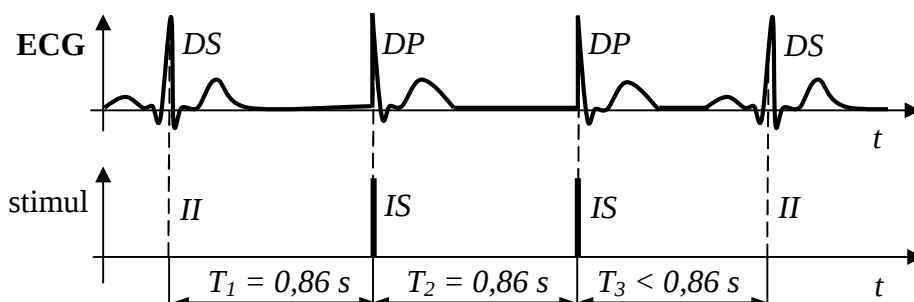


Fig.3.36. Stimulator sincron negativ

3.9. DEFIBRILATOARE CARDIACE

În caz de anestezie, asfixie, electrocutare sau spontan, există pericolul ca mușchiul cardiac să fie deprivat de sânge prin restricție atrială (**infarct miocardic**). În acest caz, mai multe zone ale inimii inițiază nesincronizat depolarizarea, ceea ce provoacă **fibrilația ventriculară**, urmată de o activitate mecanică inefficientă. Sistemul nervos central este afectat primul: după 5 s ... 10 s pacientul devine inconștient și uneori are o activitate musculară violentă; după aproximativ 5 min apar modificări ireversibile în sistemul nervos.

Suprimarea fibrilației și revenirea la o funcționare normală se numește **restabilire cardiacă** și se poate realiza prin stimulare:

- ♥ chimică – este eficace doar după oprirea fibrilației;
- ♥ mecanică – reușește rareori, se realizează prin masaj puternic, sincron, prelungit;
- ♥ electrică – se aplică inimii în fibrilație un impuls (asincron) de înaltă tensiune și scurtă durată, în sensul vectorului cardioac natural (tehnică numită **defibrilare**).

Pe de altă parte, corectarea unor aritmii (de exemplu fibrilația atrială) se poate realiza prin aplicarea unui șoc electric **sincron cu unda R** (o corectare

*asincronă – șoc aplicat în timpul perioadei refractare ventriculare, adică aproximativ vârful undei T pe electrocardiogramă – poate duce la fibrilație ventriculară); șocul are o eficiență maximă dacă se aplică la 30 ms după vârful undei R. Aplicarea șocului și culegerea semnalului ECG se face cu aceeași pereche de electrozi. Tehnica se numește **cardioversie**.*

♥ **Defibrilatorul cu acumulare capacitivă** (utilizat în practică) are schema din fig.3.37.

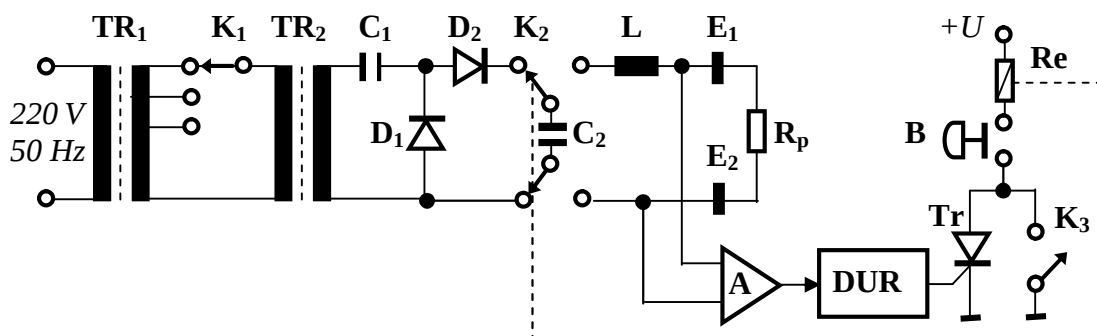


Fig.3.37. Defibrilatorul cu acumulare capacitivă

Comutatorul K_1 selectează treapta de energie acumulată pe C_2 în domeniul 50 Ws ... 450 Ws. TR_2 este un transformator ridicător de tensiune. Grupul C_1 , C_2 , D_1 , D_2 este un dubler de tensiune. C_2 are rolul de acumulator de energie. K_2 este o cheie dublă comandată de releul Re . L lungește durata impulsului de descărcare. E_1 și E_2 sunt electrozi (de suprafață mare - pentru a reduce densitatea de curent și a evita astfel riscul de arsură la suprafețele de contact cu pielea). R_p reprezintă rezistența pacientului.

Dacă comutatorul K_3 este închis (**regim asincron**), atunci la apăsarea butonului B releul este alimentat și comandă comutarea cheii K_2 spre pacient, deci se realizează defibrilarea (asincronă).

Dacă comutatorul K_3 este deschis (**regim sincron**), atunci la detecția primei unde R a pacientului după apăsarea butonului B , tiristorul Tr este deschis și releul este alimentat și comandă comutarea cheii K_2 spre pacient, deci se realizează cardioversia (sincronă).

Energia acumulată pe C_2 :

$$W_C = \frac{1}{2} \cdot C_2 \cdot U_{\max}^2 \quad (3.15)$$

se dezvoltă în impulsul de curent:

$$W_C = R_p \cdot \int_T I^2(t) \cdot dt. \quad (3.16)$$

Forma impulsului depinde de valoarea R_p (și de C_2 , L) – fig.3.38.

♥ **Defibrilatorul cu acumulare inductivă** (soluție teoretică) are schema din fig.3.39. Schema de principiu utilizează o bobină (de inductanță L , rezistență serie R_L) ca acumulator de energie. E_1 și E_2 sunt electrozii de defibrilare, R_p este rezistența pacientului.

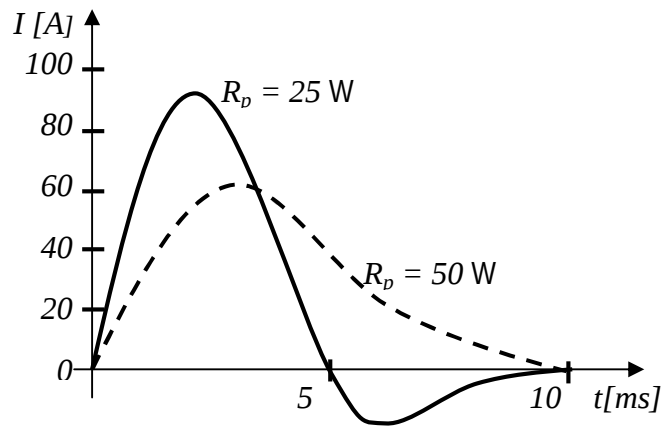


Fig.3.38. Forma impulsului de curent

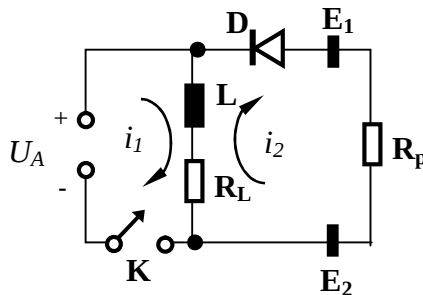


Fig.3.39. Defibrilatorul cu acumulare inductivă

Defibrilatorul funcționează în două faze:

1) **K** este închis. Curentul în **L** crește exponențial:

$$i_1(t) = \frac{U_A}{R_L} \cdot (1 - e^{-t/t_1}), \quad (3.17)$$

unde:

$$t_1 = L/R_L. \quad (3.18)$$

Deoarece:

$$i_1(4 \cdot t) = \frac{U_A}{R_L} \cdot (0,98), \quad (3.19)$$

se poate considera că prima fază durează:

$$T_1 = 4 \cdot t_1 \quad (3.20)$$

(fig.3.40). Deoarece **D** este blocată, circuitul de pacient este întrerupt.

2) **K** este deschis. Pe **L** ia naștere o tensiune autoindusă care deschide dioda și închide circuitul de pacient, deci curentul scade exponențial:

$$i_2(t) = \frac{U_A}{R_L} \cdot e^{-t/t_2}, \quad (3.21)$$

unde:

$$t_2 = L/(R_L + R_p). \quad (3.22)$$

Analog, a doua fază durează:

$$T_2 = 4 \cdot t_2 \quad (3.23)$$

(fig.3.40).

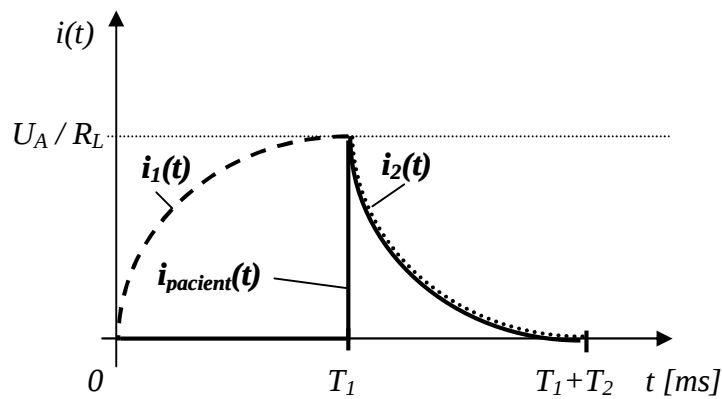


Fig.3.40. Forme de curenți în defibrilatorul cu acumulare inductivă

Energia impulsului defibrilator este dată de relația:

$$W_L = \frac{1}{2} \cdot L \cdot I_{\max}^2 = \frac{1}{2} \cdot L \cdot \left(\frac{U_A}{R_L} \right)^2. \quad (3.24)$$

(Exemplu: pentru $U_A = 600 \text{ V}$, $R_L = 10 \text{ W}$, $R_p = 100 \text{ W}$, $T_2 = 10 \text{ ms}$, se obțin $I_{\max} = 60 \text{ A}$, $L = 275 \text{ mH}$, $W_L = 495 \text{ Ws}$, $t_2 = 2,5 \text{ ms}$).

Dezavantaj: energia nu poate fi stocată pe inductanța L , deci cele două faze trebuie să se succedă imediat.

CAP.4. INVESTIGAREA ȘI TRATAMENTUL SISTEMULUI RESPIRATOR

4.1. NOȚIUNI DE ANATOMIE ȘI FIZIOLOGIE

Respirația este o funcție vegetativă (de nutriție) a organismului, prin care se realizează schimbul de gaze între organism și mediul extern, cu două etape: respirația internă și respirația externă.

1) **Respirația internă (celulară)** reprezintă schimbul de O_2 și CO_2 între fiecare celulă a corpului și sângele dintr-o capilară adiacentă, pe baza diferențelor de presiuni parțiale ale gazelor între cele două regiuni (fig.4.1).

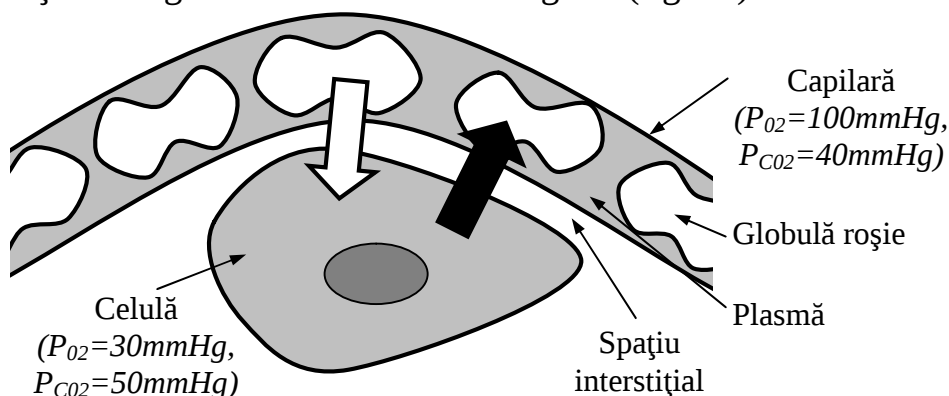


Fig.4.1. Respirația celulară

Hemoglobina din celulele roșii transportă 95% din O_2 și 30% din CO_2 . Restul este transportat de plasmă.

2) **Respirația externă (pulmonară)** reprezintă schimbul de O_2 și CO_2 între capilarele pulmonare și aerul din plămâni.

Organele respirației pulmonare se grupează în:

♥ **Compartimentul conducător** (pereții groși, fără schimb de gaze cu sângele), format din: nas și cavitățile nazale (*realizează filtrarea, umezirea și încălzirea aerului, plus funcția olfactivă*), faringe (*este calea comună pentru hrană și aer*), laringe (*conține corzile vocale*), trahee (*este o cale protejată cu un schelet cartilaginos*), bronhiile primare (*sunt ramificațiile spre plămâni*).

♥ **Compartimentul respirator** (pereții subțiri, cu schimb de gaze cu sângele), format din: bronhiole (*sunt ultimele ramificații ale arborelui bronșic*), alveole pulmonare (*reprezintă ultima unitate structurală a plămânului; ele "prind în cursă" aerul și permit schimbul de gaze cu capilarele; au pereți cu grosimea de o celulă și realizează o suprafață totală de contact de $80\text{ m}^2 \dots 120\text{ m}^2$*).

♥ **Compartimentul mecanic** (cel care permite ventilația), format din: mușchii respiratori (diafragul și mușchii intercostali), coaste, stern.

Funcția pulmonară implică procese fizice (mecanica respirației) și procese chimice (reacția gazelor cu lichidele / schimbul de gaze) și are două etape:

♥ **inspirația:** creșterea volumului toracic provoacă reducerea presiunii intrapulmonare la -3 mmHg relativ la presiunea atmosferică, deci introducerea aerului în plămâni (79% N, 20,96% O₂, 0,04% CO₂);

♥ **expirația:** scăderea volumului toracic provoacă creșterea presiunii intrapulmonare la $+3 \text{ mmHg}$ relativ la presiunea atmosferică, deci ieșirea aerului din plămâni (79% N, 17% O₂, 4% CO₂).

4.2. PARAMETRII RESPIRAȚIEI

Principalii parametri ai respirației sunt (fig.4.2):

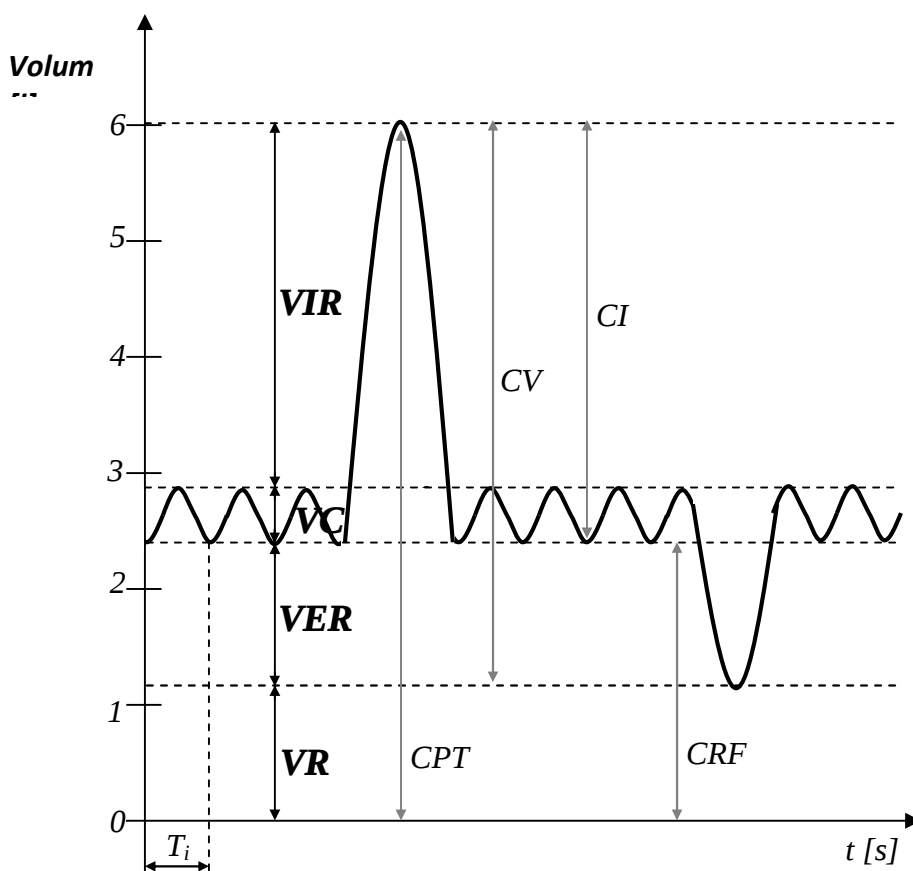


Fig.4.2. Principalii parametri ai respirației

♥ **ritmul respirator instantaneu:**

$$r_i = \frac{60}{T_i} \text{ respirații / min,} \quad (4.1)$$

unde T_i reprezintă perioada instantanee a respirației;

♥ **volumul curent** (tipic $VC = 0,5 \text{ l}$) este volumul de aer vehiculat în respirația normală (inspirație sau expirație);

♥ **volumul inspirator de rezervă** (tipic $VIR = 3,1 \text{ l}$) este volumul de aer ce mai poate fi inspirat după o inspirație normală;

♥ **volumul expirator de rezervă** (tipic $VER = 1,2 \text{ l}$) este volumul de aer ce mai poate fi expirat după o expirație normală;

♥ **volumul rezidual** (tipic $VR = 1,2 \text{ l}$) este volumul de aer ce rămâne în plămâni după o expirație maximală;

♥ **capacitatea pulmonară totală:**

$$CPT = VR + VER + VC + VIR = 6,0 \text{ l (tipic);} \quad (4.2)$$

♥ **capacitatea vitală:**

$$CV = VER + VC + VIR = 4,8 \text{ l (tipic);} \quad (4.3)$$

♥ **capacitatea inspiratorie:**

$$CI = VC + VIR = 3,6 \text{ l (tipic);} \quad (4.4)$$

♥ **capacitatea reziduală funcțională:**

$$CRF = VR + VER = 2,4 \text{ l (tipic).} \quad (4.5)$$

Alți parametri: debitele inspirator / expirator maxime, rezistența pulmonară, rezistența căilor aeriene, complianța pulmonară, presiunea intrapulmonară, presiunea alveolară, gazul sanguin etc.

Stări de dezechilibru: **hiperventilație** (ventilație alveolară în exces față de nevoi), **hipoventilație** (ventilație alveolară insuficientă față de nevoi).

Stări de boală: **apnee** (oprire temporară a respirației), **hipoxie** (conținut scăzut de O_2 în sânge) etc.

4.3. INVESTIGAREA SISTEMULUI RESPIRATOR

Cea mai mare parte a aparaturii de investigare a sistemului respirator se ocupă de respirația pulmonară: **pneumotahimetrie** (măsurarea ritmului respirator instantaneu), **spirometrie** (măsurarea volumelor și a capacităților), **debitmetrie** (măsurarea debitelor respiratorii), măsurarea altor parametri ai respirației.

4.3.1. Pneumotahimetrie

Pneumotahimetria are ca obiectiv măsurarea ritmului respirator instantaneu, folosind un parametru care depinde de, deci descrie respirația.

În continuare se prezintă câteva metode de măsurare a ritmului respirator.

1) **Temperatura aerului într-un punct al căilor respiratorii:**

♥ **Pneumotahimetrul cu un termistor** utilizează un termistor în formă de perlă, plasat într-o nară a pacientului. Acesta sesizează variația de temperatură între aerul inspirat și cel expirat (*dacă temperatura mediului este mai mică decât cea a corpului, nu apar probleme; dacă aceasta este aproximativ egală cu cea a corpului (^a 37°C), atunci termistorul este încălzit ușor peste 37°C și astfel va sesiza și inspirația și expirația ca răcirii*).

De obicei, termistorul este introdus într-o punte Wheatstone (fig.4.3), asigurându-se un curent de autoîncălzire ($5 \text{ mA} \dots 10 \text{ mA}$). Disipația de putere se limitează la 40 mW pentru a nu leza sau deranja subiectul.

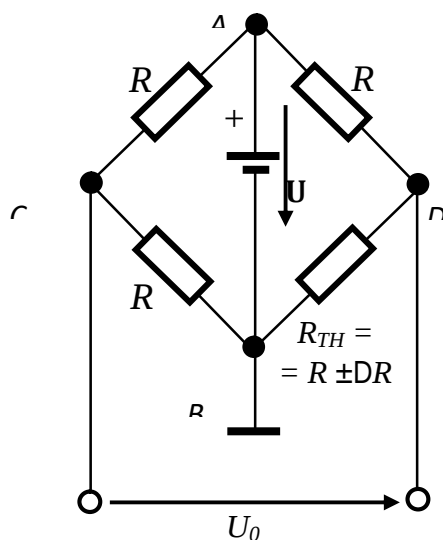


Fig.4.3. Pneumotahimetrul cu un termistor în punte Wheatstone

Intervalul de timp dintre două maxime sau două minime succesive ale curbei de temperatură permite determinarea ritmului respirator (*informația despre amplitudinea respirației este relativă, deoarece depinde de debitul respirator*). Comutarea respirației de pe o nară pe alta sau pe gură, precum și contactul termistorului cu mucoasa nazală alterează informația de ritm.

♥ **Pneumotahimetrul cu două termistoare** se utilizează în cazul respirației artificiale (cu mască, muștiuc, tub endotraheal).

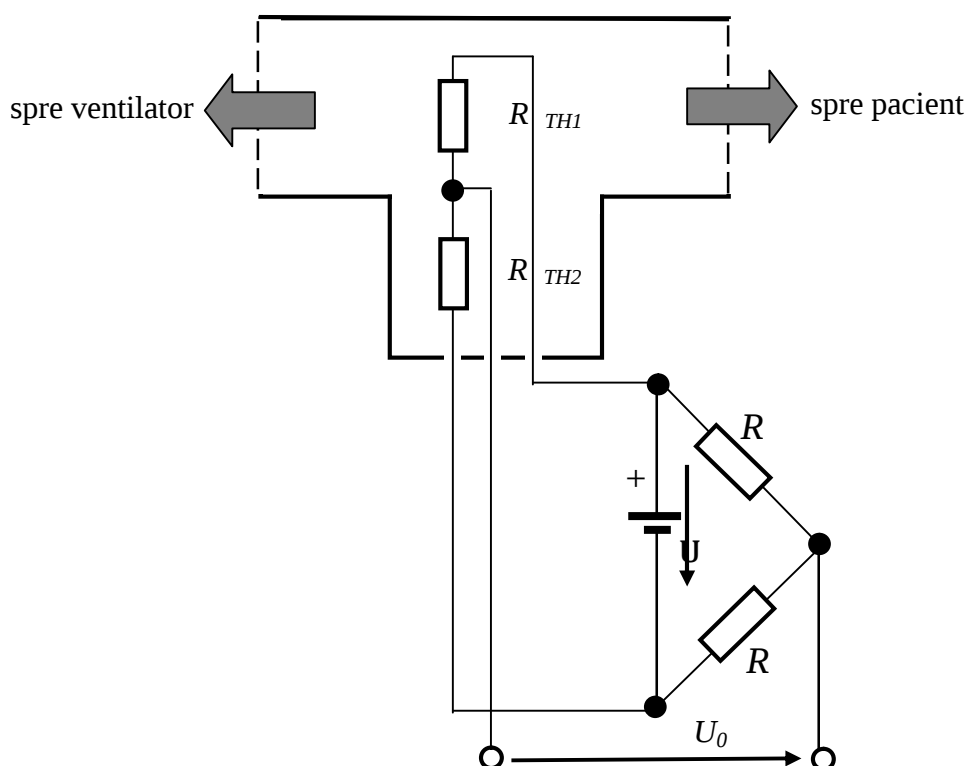


Fig.4.4. Pneumotahimetrul cu două termistoare în punte Wheatstone

Termistoarele sunt montate într-o piesă în formă de T (fig.4.4) astfel încât R_{TH1} este în curentul de aer și R_{TH2} este în aer staționar (ca referință). Curentul este limitat la valoarea de autoîncălzire a termistoarelor.

Semnalul obținut poartă informația de ritm respirator (*informația despre amplitudinea respirației este de asemenea relativă*).

♥ **Pneumotahimetrul cu fir de platină** utilizează în locul termistorului un fir subțire de platină, întins pe un diametru al unui tub scurt, introdus pe traseul respirației (fig.4.5). Firul este tratat ca un termistor la punctul de autoîncălzire.

Semnalul obținut poartă informația de ritm respirator (*informația despre amplitudinea respirației este de asemenea relativă*).

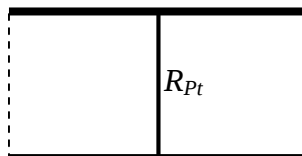


Fig.4.5. Pneumotahimetrul cu fir de platină

2) Impedanța toracică

♥ **Pneumotahimetrul de impedanță toracică** folosește faptul că impedanța toracelui depinde de respirație.

Un oscilator pilot, **OP**, aplică o tensiune de excitație, u , de mică amplitudine și de frecvență în domeniul $50\text{ KHz} \dots 500\text{ KHz}$, pe pieptul pacientului prin intermediul a doi electrozi ECG (fig.4.6). Deoarece $DR \ll R + 200\text{ KW}$, rezultă că curentul alternativ, i , este de valoare mică și aproximativ constant, deci:

$$u_0 = i(R \pm DR) \quad (4.6)$$

cu i constant, adică semnalul de ieșire poartă informația de variație a impedanței toracice datorată respirației, deci informația de ritm respirator.

A_{ca} este amplificator de curent alternativ, **DS** este demodulator sincron, **FTJ** este filtru trece-jos, **A_{cc}** este amplificator de curent continuu (*informația despre amplitudinea respirației este de asemenea relativă*).

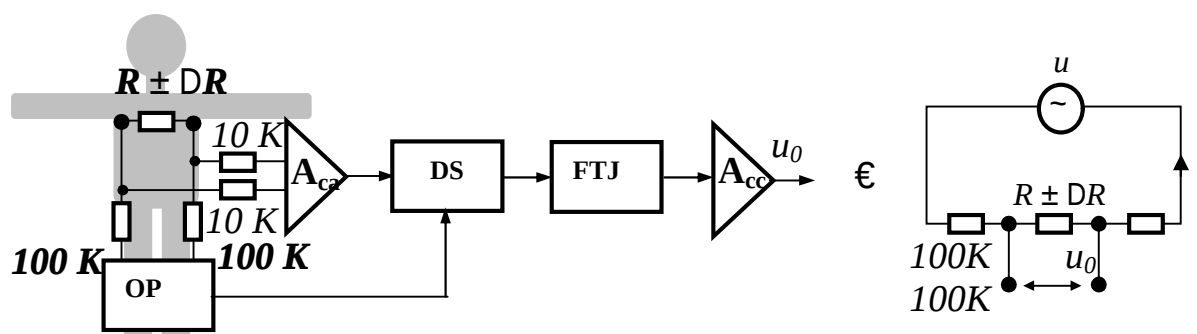


Fig.4.6. Pneumotahimetrul de impedanță toracică

3) Circumferința toracică

♥ **Pneumotahimetrul cu traductor cu mercur** folosește faptul că circumferința toracelui depinde de respirație. Circumferința toracică modifică

lungimea, deci și rezistența unui traductor cu Hg, CuSO₄ sau pastă electrolică. Oferă informația de ritm respirator și, la o plasare corectă (*respirație costală sau abdominală*) și pe cea de amplitudine.

♥ **Pneumotahimetrul cu traductor de deplasare** folosește un timbru tensiometric, un traductor capacitiv diferențial sau un transformator diferențial liniar variabil, fixat cu o bandă elastică peste pieptul pacientului. Oferă informația de ritm respirator (*informația despre amplitudinea respirației este de asemenea relativă*).

4.3.2. Spirometrie și debitmetrie

Spirometrul convențional (fig.4.7) utilizează un clopot de sticlă suspendat într-un rezervor cu apă. Muștiucul și tubul permit circulația aerului între gura pacientului și clopotul de sticlă. O greutate suspendată cu o sfoară menține clopotul în echilibru. Greutatea comandă penița unui înregistrator grafic sau cursorul unui traductor potențiometric.

Atunci când pacientul nu este conectat la spirometru, presiunea de sub clopot este egală cu presiunea atmosferică și clopotul este în poziția de referință, cu un volum conținut de aer de valoare cunoscută.

Atunci când pacientul este conectat la spirometru și inspiră / expiră, clopotul coboară / se ridică (presiunea de sub clopot este constantă), ceea ce modifică poziția greutății, deci poziția peniței înregistratorului sau a cursorului traductorului. Spirometrul oferă informațiile ritm respirator, volume, capacități.

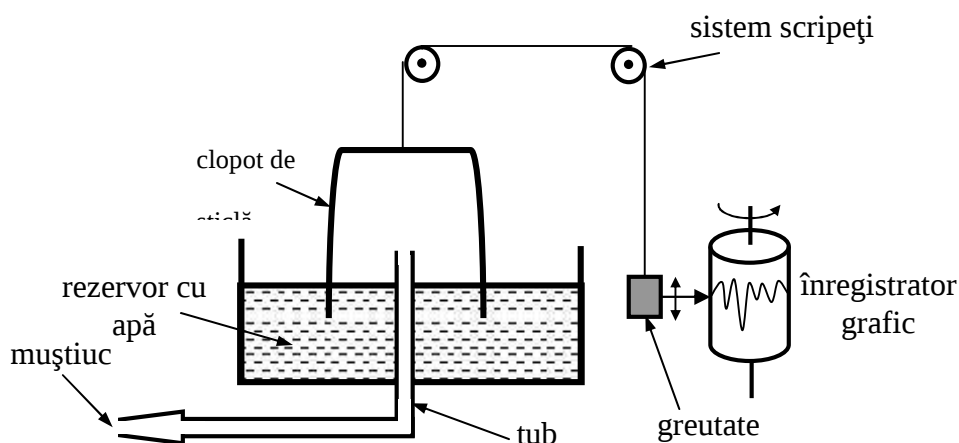


Fig.4.7. Spirometrul convențional

Debitmetre:

1) **Debitmetrul cu traductor de debit** folosește o obstrucție pe calea de aer (fig.4.8) formată dintr-o rețea de fire (cu un diametru de 50 mm și o densitate de fire de 158 fire/cm). Această rețea nu împiedică respirația și produce o diferență de presiune între o parte și cealaltă, D_p , proporțională cu debitul de aer, D :

$$D = a \Delta D_p .$$

(4.7)

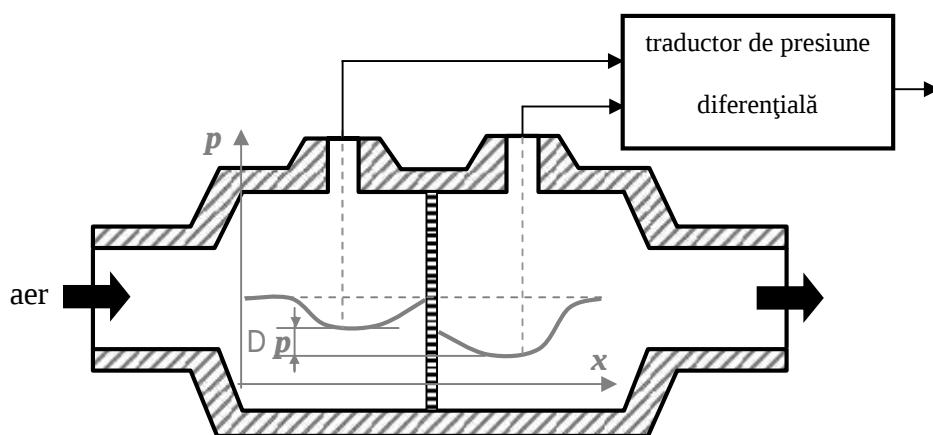


Fig.4.8. Traductor de debit

2) **Debitmetrul cu ultrasunete** se bazează pe efectul Doppler:

$$f_r - f_e = 2 \cdot \frac{v_a}{v_{US}} \cdot f_e \cdot \cos \alpha, \quad (4.8)$$

unde: f_r este frecvența ultrasonoră recepționată, f_e este frecvența ultrasonoră emisă, v_a este viteza aerului, v_{US} este viteza ultrasunetelor, α este unghiul format de cele două viteze.

Se obține o deviație de frecvență proporțională cu debitul de aer:

$$Df = f_r - f_e \sim v_a \sim D. \quad (4.9)$$

Aparat pentru măsurarea volumelor și capacităților pulmonare:

Se măsoară debitele de aer în timpul respirației normale, forțate și maxime utilizând un traductor de debit. Semnalul este amplificat, convertit în formă numerică, apoi se calculează volumele pe baza relației:

$$V = \int_{t_1}^{t_2} D(t) \cdot dt, \quad (4.10)$$

unde V este volumul vehiculat, $D(t)$ este variația în timp a debitului, t_1 este începutul inspirației / expirației, t_2 este sfârșitul acesteia. Apoi se calculează capacitățile, se memorează și se afișează datele, eventual se afișează semnalul analogic de volum.

4.4. TERAPIE RESPIRATORIE

Echipamentul pentru terapie respiratorie ajustează ventilația alveolară la nevoile curente.

În acest scop se utilizează un sistem pneumatic care impune automat respirația sau doar inspirația. Ritmul, precum și volumele sau presiunile sau debitele sunt reglabile. În plus, în mod automat, echipamentul permite preluarea volitivă de către pacient a controlului respirației.

Echipamentul mai poate cuprinde un spirometru de monitorizare, circuite de alarmare, filtre antibacteriene, un umidificator, “sumatoare” de O_2 și alte gaze (*de exemplu CO_2 , He în caz de obstrucții, oxid de azot pentru anestezie*).

CAP.5. INVESTIGAREA ȘI TRATAMENTUL SISTEMULUI NEUROMUSCULAR

5.1. NOȚIUNI DE ANATOMIE ȘI FIZIOLOGIE

5.1.1. Generalități

Sistemul nervos este o componentă a aparatului de corelație a organismului, reprezentând sistemul electric de comunicare și control, care coordonează fenomenele rapide din organism. (Cealaltă componentă este **sistemul glandular**, compus din sistemele **hematopoietic** - refacerea elementelor sanguine, respectiv **endocrin** - sistemul chimic de comunicare și control, care coordonează fenomenele lente din organism prin intermediul unor substanțe chimice numite **hormoni**, secretate de cele 8 mari glande endocrine).

Sistemul nervos este astfel organizat încât prin componentele sale (creier, măduva spinării, ganglioni nervoși, nervi) asigură relația cu mediul înconjurător și conduce activitatea organelor interne și schimbul de substanțe la nivelul țesuturilor și celulelor.

Sistemul nervos poate fi privit ca având trei componente:

♥ **sistemul nervos central (SNC)**, format din encefal (*creier*) și măduva spinării, are ca funcții principale transmiterea de informație de la un punct la altul și prelucrarea acesteia pentru a fi corespunzătoare utilizării avantajoase de către organism;

♥ **sistemul nervos periferic (SNP)** are ca funcții: intrarea informațiilor (prin receptorii senzoriali), transmiterea acestora la SNC (prin fibrele nervoase aferente) și transmiterea comenzilor de la SNC la organele efectoare, conform informației prelucrate în SNC (prin fibrele eferente); SNP realizează legătura între SNC și periferia corpului (*piele, musculatura scheletică*).

♥ **sistemul nervos vegetativ (SNV)** intervine automat, la nivelul subconștientului, pentru a menține stabilitatea stărilor interne ale organismului ("**homeostaza**") (prin două sisteme antagoniste: **simpatic** sau **excitator** - produce modificări care ajută organismul să reziste în condiții de efort, respectiv **parasimpatic** sau **inhibitor** - menține funcționarea normală, conservând resursele organismului).

Receptorii senzoriali sunt celule specializate în detectarea unor stimuli specifici: lumină (*celulele pigmentate din retină, cuprind 83,0 % din informația percepută din mediul înconjurător*), sunet (*celulele ciliare din urechea mediană, cuprind 11,0 % din informația percepută din mediul înconjurător*), miros (*celulele olfactive din fosa nazală, cuprind 3,5 % din informația percepută din mediul înconjurător*), gust (*papilele caliciforme din cavitatea bucală cuprind 1,0 % din informația percepută din mediul înconjurător*), mesaje tactile (*corpusul lui Pacini la nivel cutanat, cuprind 1,5 % din informația percepută din mediul*

înconjurător); de asemenea, mesaje de poziție și mișcare, mesaje ale sensibilității interne (*variații de presiune internă, dureri interne etc*).

5.1.2. Celula nervoasă

Celula nervoasă se numește **neuron** și reprezintă unitatea fundamentală a sistemului nervos, îndeplinind funcțiile: ♥ primește informații de la alți neuroni, ♥ însumează temporal și spațial potențialele de stimulare excitatorii și inhibitorii ce sosesc la el, ♥ conduce PA de-a lungul lui, ♥ transmite informații la alți neuroni sau la celule efectoare.

La om, neuronii au diametre de $1\text{mm} \dots 100\text{mm}$ și lungimi de $1\text{mm} \dots 1\text{m}$. Un neuron este format din (fig.5.1): **dendrite** (proeminențe de intrare), **somă** (corp), **axon** (canal de propagare) cu **ramificații terminale** (ieșiri).

Neuronii sunt de două tipuri:

♥ **neuroni mielinizați** (fig.5.1), la care axonul este învelit într-o **teacă de mielină** (un înveliș izolator, segmentat, formând **celule Schwan** și **noduri Ranvier**);

♥ **neuroni nemielinizați**, la care teaca de mielină lipsește.

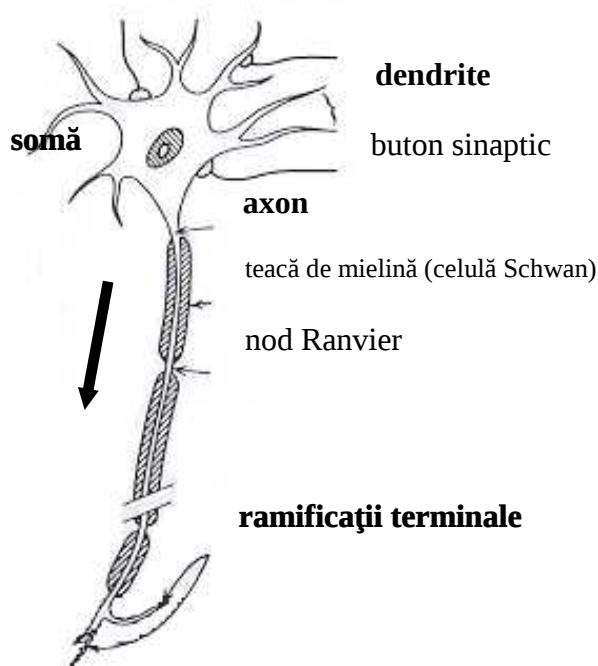


Fig.5.1. Structura neuronului

Informația, având aspect electric, circulă întotdeauna într-un singur sens: de la dendrite, prin somă, axon, spre terminațiile lui:

♥ la neuronii nemielinizați, PA se propagă sub forma unei unde progresive, cu o viteză constantă, direct proporțională cu diametrul fibrei ($0,6\text{ m/s} \dots 2,3\text{ m/s}$); starea de depolarizare a unei porțiuni de membrană se transmite din aproape în aproape suprafețelor învecinate datorită unei circulații ionice “ciclice” (fig.5.2.a);

♥ la neuronii mielinizați, teaca de mielină izolează electric axonul de lichidul extracelular, astfel că se realizează contactul membrană - lichid numai la nodurile

Ranvier; de aceea, curenții locali nu se mai închid prin membrană pe toată suprafața acesteia, ci “sar” din nod în nod (fig.5.2.b); conducția este saltatorie, cu o viteză de propagare a PA mult mai mare (3 m/s ... 120 m/s).

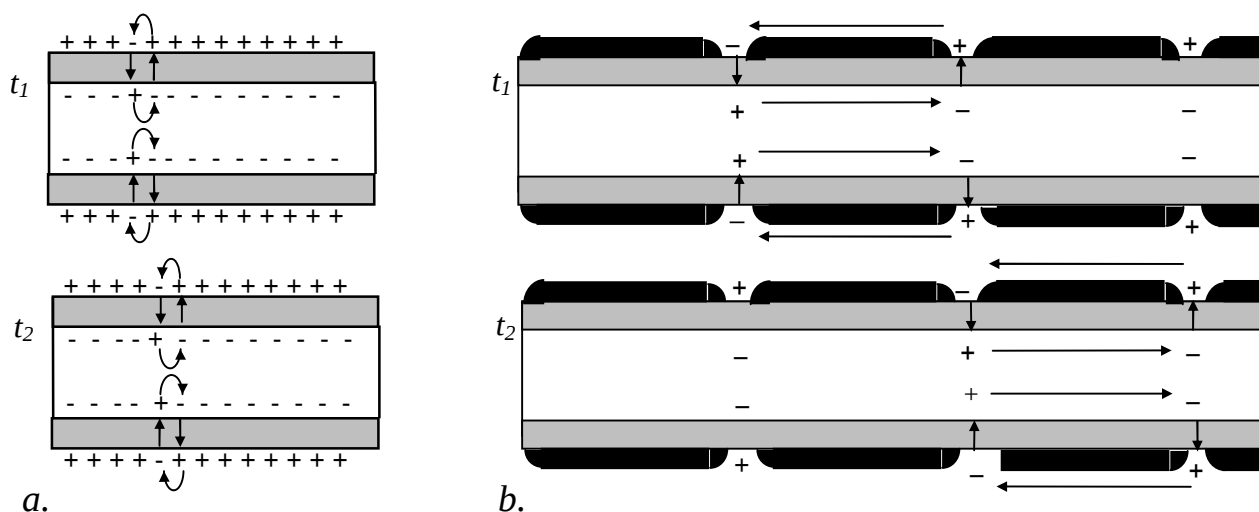


Fig.5.2. Propagarea PA la neuronii nemielinizați, (a), respectiv mielinizați (b)

Transmiterea informației între doi neuroni se face tot într-un singur sens, de obicei pe cale biochimică (uneori pe cale electrică), între terminația **neuronului presinaptic** și dendrita sau soma **neuronului postsinaptic**, la nivelul **sinapsei** (spațiul de contact între terminația axonului presinaptic și dendrita postsinaptică, de grosime 120 Å ... 200 Å).

În stare de repaus $PR = -110 \text{ mV} \dots -70 \text{ mV}$. Potențialul de prag este dat de relația:

$$PP^a PR + 10 \text{ mV}. \quad (5.1)$$

Un **stimul inhibitor** scade momentan PR cu 1 mV ... 4 mV. Un **stimul excitator** crește momentan PR cu 1 mV ... 4 mV. O serie de stimuli excitatori cu o frecvență de repetiție adecvată poate provoca depășirea potențialului de prag și declanșarea PA, care este transmis spre ramificațiile terminale ale axonului.

5.1.3. Celula musculară

Celula musculară se numește **fibră musculară** și reprezintă unitatea fundamentală a sistemului muscular. Are proprietatea de a se depolariza la apariția unui stimul adecvat, depolarizare urmată de o tensionare mecanică (**secusă**).

Fibra musculară striată este o celulă cu diametrul de 10 mm...100 mm și lungimea de 5 cm...12 cm.

Este mărginită de o membrană numită **sarcolema**, care învelește un mănunchi de **miofibrile** separate între ele de un sistem de tubuli și cisterne membranoase, aparținând reticulului sarcoplasmic. În fibră există, de asemenea, și un mare număr de nuclee, precum și organele celulare.

O fibră musculară striată este formată din 10 ... 100 miofibrile (fig.5.3.a).

O miofibrilă are diametrul de 1 mm.

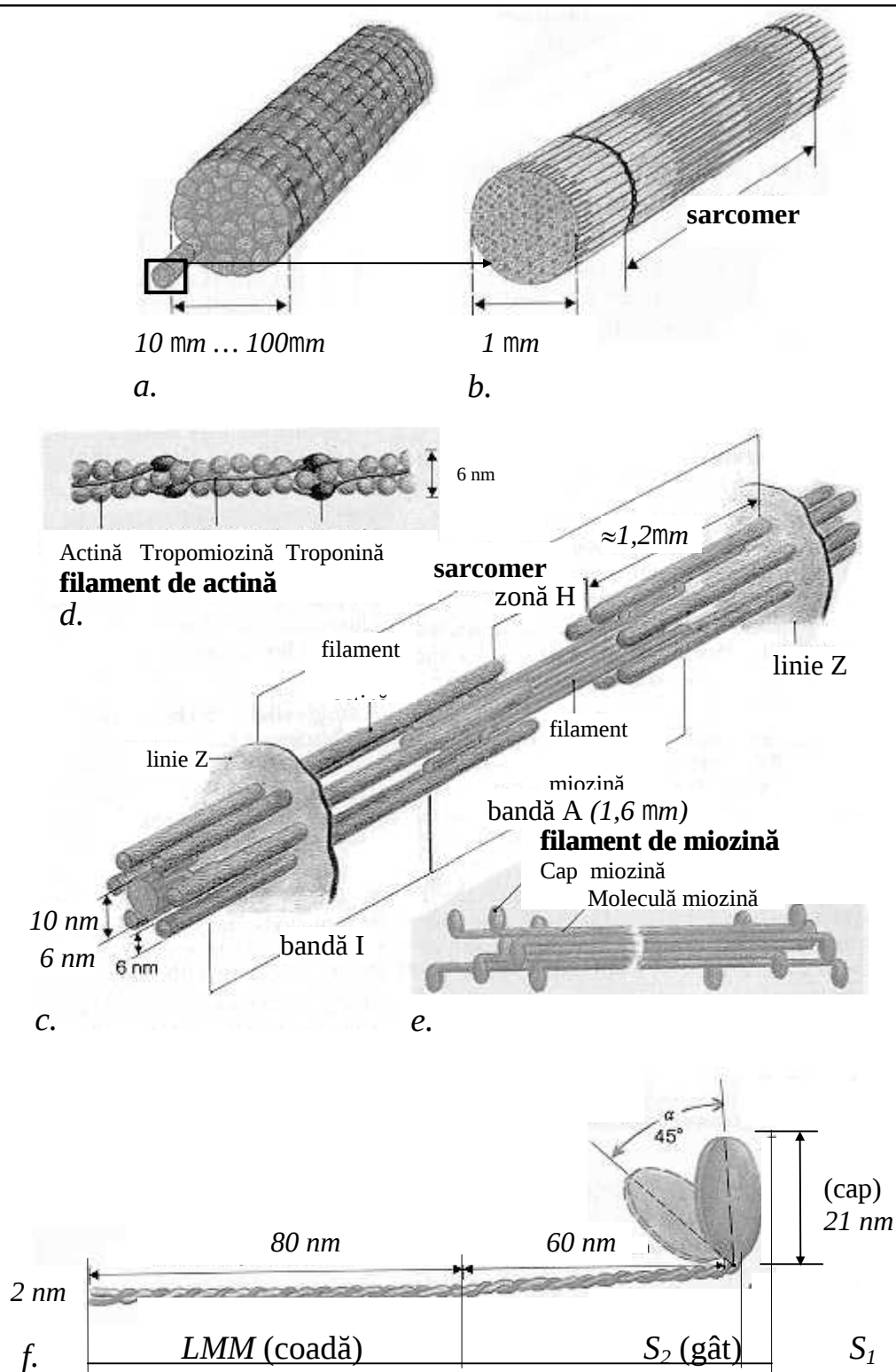


Fig.5.3. Fibra musculară striată și componentele ei: miofibrila (a), sarcomerul (b, c), filamentul de actină (d), filamentul de miozină (e, f).

Caracteristica morfologică fundamentală a miofibrilei o constituie alternanța de discuri clare (numite **benzi I**) și discuri întunecate (numite **benzi A**), așezate la același nivel în toate miofibrilele unei fibre. În mijlocul benzilor I se găsește o linie întunecată, numită **linia Z**. În mijlocul benzilor A se găsește o zonă mai puțin întunecată, numită **zona H**. O miofibrilă este formată dintr-o succesiune

de unități similare, cuprinse între două linii Z succesive, numite **sarcomeri** (fig.5.3.b).

Filamentele de actină și de miozină sunt aranjate astfel încât pot aluneca unul peste celălalt.

Un sarcomer are o lungime de aproximativ 2,2 mm. Este alcătuit dintr-un pachet de filamente de două tipuri: **filamente groase** (care dau aspectul mai puțin întunecat al zonei H) și **filamente subțiri** (care dau aspectul întunecat al zonei A) (fig.5.3.c).

Un filament subțire (**filament de actină**) are diametrul de 6 nm și lungimea de 1,2 mm. Este alcătuit din molecule de actină, troponină și tropomiozină. **Actina – G** este o moleculă proteică globulară. 400 de astfel de molecule formează prin polimerizare un “șirag” de **actină – F**. **Tropomiozina** este o moleculă sub formă de filament. Câte două astfel de molecule sunt legate între ele printr-o moleculă de **troponină**, de formă globulară, formând un “fir”. Două astfel de “șiraguri” și un “fir”, răsucite între ele, formează filamentul subțire (fig.5.3.d).

Un filament gros (**filament de miozină**) are diametrul de 10 nm și lungimea de 1,6 mm. Este alcătuit din aproximativ 400 molecule de miozină (fig.5.3.e).

Molecula de miozină poate fi scindată prin procedee chimice în două fracțiuni numite **meromiozine**: LMM (“light meromyosin” adică meromiozină ușoară) și HMM (“heavy meromyosin” adică meromiozină grea). La rândul ei, HMM poate fi desfăcută în două segmente, S_1 și S_2 . Segmentul S_1 constă din două fracțiuni globulare la nivelul cărora sunt concentrate principalele proprietăți chimice ale miozinei: capacitatea de a fixa și hidroliza ATP (adenozin tri-fosfat) și capacitatea de a lega actina. LMM formează **coada** moleculei, S_2 formează **gâtul**, iar S_1 formează **capul**. Unghiul dintre S_1 și S_2 este, în repaus, de 90° (fig.5.3.f).

Filamentele de actină și de miozină sunt aranjate astfel încât pot aluneca unul peste celălalt.

Fibra musculară striată, cu un diametru de 10 mm ... 100 mm și o lungime de 5 cm ... 12 cm, are o serie de componente și subcomponente, ultima fiind **sarcomerul** (fig.5.4). Acesta este format dintr-un pachet de **miofilamente groase** și **miofilamente subțiri**, la acest nivel având loc contracția.

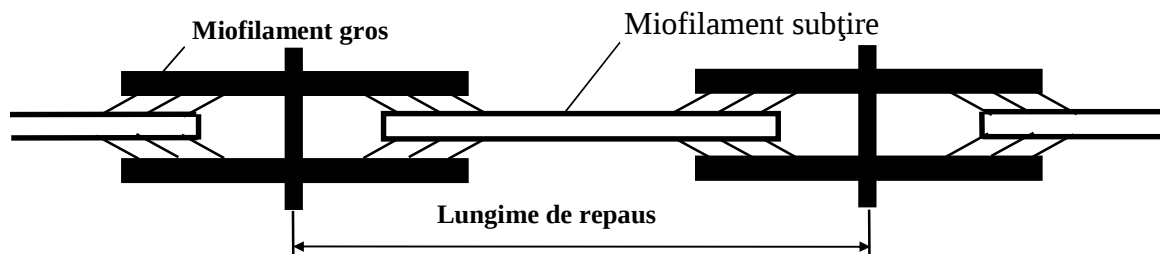


Fig.5.4. Sarcomerul (reprezentare schematică)

5.1.4. Joncțiunea neuromusculară

Fiecare fibră musculară este conectată la o terminație a unui neuron motor printr-o joncțiune neuromusculară numită **placă motorie** (fig.5.5).

În stare de repaus, la nivelul terminației nervoase este sintetizată **acetilcolina** (Ach), o substanță cu rol de **mediator chimic** (aceasta transformă transmiterea electrică a potențialului de acțiune în transmitere chimică de la un neuron la altul sau la o celulă efectorie, la nivelul **sinapsei**; la nivelul celulei următoare, transmisia redevine electrică). Aceasta este depozitată în vezicule atașate de **membrana presinaptică**.

Sosirea unui potențial de acțiune prin axon la terminația nervoasă reprezintă un influx de ioni de Ca^{2+} . Aceștia provoacă spargerea masivă de vezicule și eliberarea acetilcolinei în **spațiul sinaptic**. Ach se combină cu receptorii de pe **membrana postsinaptică** (sarcolemma), producând un potențial local de câteva zeci de mV, numit **potențial al plăcii motorii** (PPM). Dacă acesta depășește o valoare de prag, determină apariția PA al fibrei musculare. Între timp, Ach este recuperată și depozitată în vezicule.

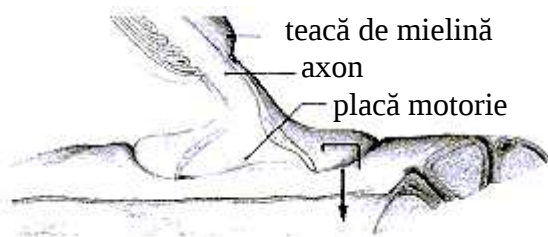


Fig.5.5. Joncțiune neuromusculară

5.1.5. Cuplajul excitație - contracție

PA se propagă de-a lungul fibrei musculare și în sens transversal. Depolarizarea membranei permite eliberarea ionilor de Ca^{2+} stocați în și trecerea lor în miofibrile. Ajuns în preajma filamentelor, un ion se fixează pe o moleculă de troponină, modificându-i conformația. Aceasta modifică poziția tropomiozinei față de filamentul de actină-F, care devine capabil să se lege de un segment S_1 (complex actină - miozină). Molecula de ATP fixată pe S_1 se disociază în ADP și P, ceea ce provoacă micșorarea unghiului dintre S_1 și S_2 la 50° , deci alunecarea filamentului de miozină relativ la cel de actină. Urmează eliberarea ADP, ceea ce provoacă micșorarea unghiului la valoarea minimă, de 45° . Acesta este sfârșitul alunecării. Complexul actină - miozină este stabil până la captarea unei noi molecule de ADP de către S_1 , când segmentul S_1 se desprinde de filamentul de actină și revine la poziția de repaus (90°). În prezența ionilor de Ca^{2+} , procesul se repetă.

Efectul final este scurtarea sarcomerului (fig.5.6).

Deci la apariția unui stimul la nivelul fibrei, aceasta se depolarizează (PA din fig.5.7), au loc unele procese biochimice complexe, având ca efect (dacă fibra

este liberă) alunecarea miofilamentelor subțiri printre cele groase. Întârzierea dintre PA și secusă se numește **timp de latență electromecanică**.

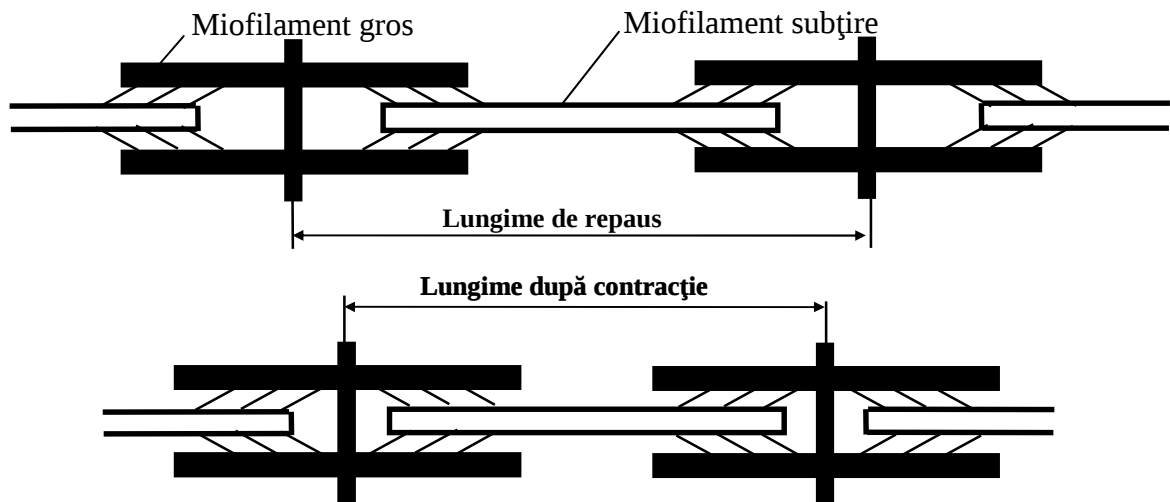


Fig.5.6. Scurtarea sarcomerului

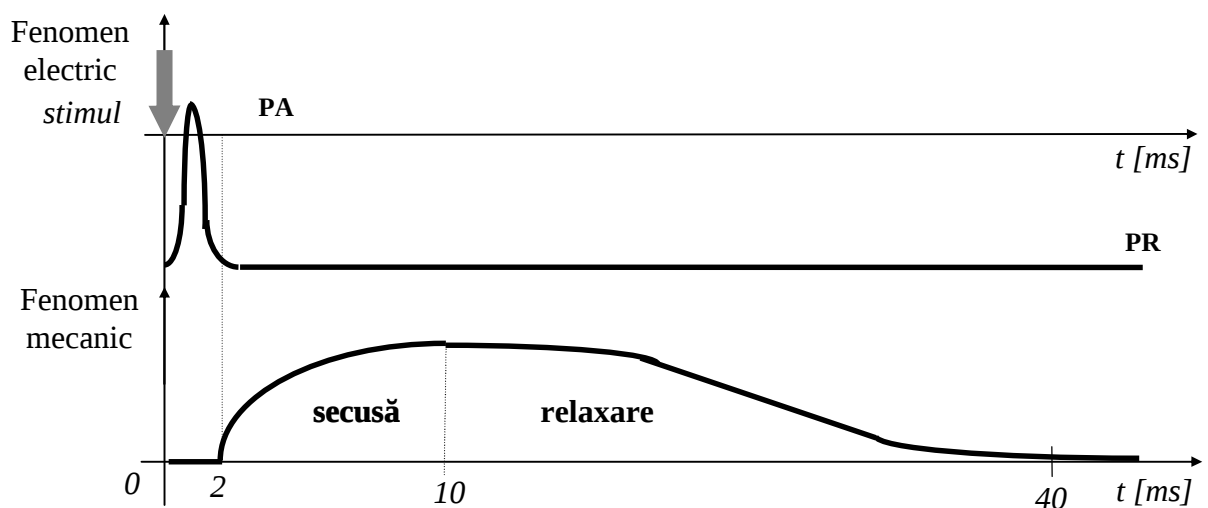


Fig.5.7. Întârzierea dintre PA și secusă

Fibra musculară se contractă, la un stimul singular, după principiul “totul sau nimic”, adică nu există gradație în desfășurarea secusei.

După lucrul mecanic efectuat, contracția poate fi: ♥ **izometrică** - fără scurtare, ♥ **izotonică** - cu scurtare.

5.1.6. Unitatea motorie

Ansamblul de fibre (5 ... 1000) comandate de un singur neuron se numește **unitate motorie**. Un mare număr de unități motorii alcătuiesc un **mușchi**.

Gradarea contracției se realizează la nivelul mușchiului, prin numărul de unități motorii stimulate.

Funcțiile mușchilor sunt: ♥ **excitabilitate** – răspund la excitanți fizici, chimici, termici, electrici, influx nervos; ♥ **contractilitate** – își modifică forma sau tensiunea, fără a-și modifica volumul; ♥ **extensibilitate** – se pot întinde; ♥ **elasticitate** – revin la forma inițială după contracție.

După particularitățile structurale și funcționale, mușchii se împart în: ♥ **striati** – cei ai scheletului, ♥ **netezi** – cei ai viscerelor, ♥ **miocardul** – musculatura inimii (vezi Cap.3).

5.2. ELECTROENCEFALOGRAFIE

5.2.1. Generalități

Electroencefalografia (EEG) este tehnica de investigare a activității electrice a creierului. Semnalul EEG are amplitudini de $n \neq \text{mV} \dots n \neq 100 \text{ mV}$ și frecvențe în domeniul $0,5 \text{ Hz} \dots 50 \text{ Hz}$ (pentru măsurători pe scalp).

Activitatea electrică a creierului reflectă procesele biochimice de la nivelul celulelor sau grupurilor de celule din creier. Această activitate este continuă, dispărând numai în comă profundă (moarte clinică).

Semnalele sunt greu de interpretat, dar apar unele elemente caracteristice care pot fi recunoscute. **Traseul EEG** (fig.5.8) se poate descompune după criteriile: ♥ **“formă”** – anumite structuri particulare; ♥ **“amplitudine”** – denumire improprie, de fapt valori vârf la vârf; ♥ **“frecvență”** – denumire improprie, de fapt număr de evenimente în unitatea de timp, pe durata unui **segment de traseu**, adică intervalul de timp în care forma se conservă.

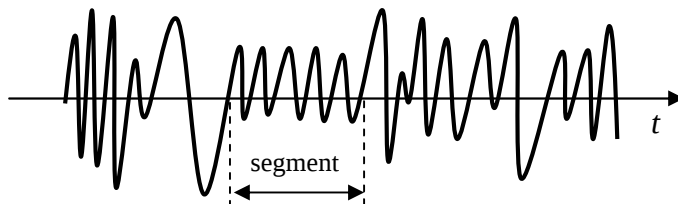


Fig.5.8. Exemplu de traseu EEG

Segmentele se clasifică după “frecvență” în:

- ♥ **unde d:** $0,5 \text{ Hz} \dots 4 \text{ Hz}$, $50 \text{ mV}_{VV} \dots 150 \text{ mV}_{VV}$; sunt normale la copil mic în stare de veghe și la adult în anumite faze ale somnului; sunt patologice la adult în stare de veghe;
- ♥ **unde q:** $4 \text{ Hz} \dots 8 \text{ Hz}$, $30 \text{ mV}_{VV} \dots 70 \text{ mV}_{VV}$; sunt normale la copil și, izolate, la adult; sunt patologice dacă sunt în pondere mare la adult;
- ♥ **unde a:** $8 \text{ Hz} \dots 13 \text{ Hz}$, $30 \text{ mV}_{VV} \dots 100 \text{ mV}_{VV}$; sunt normale în stare de relaxare (repaus fizic și psihic, cu atenția nesolicitată); în stare de relaxare avansată; în cele două treimi posterioare ale scalpului predomină undele α cu frecvența de 10 Hz și amplitudinea de $50 \mu\text{V}_{VV}$ - poate în legătură cu frecvența proprie de rezonanță a câmpului magnetic terestru de 10 Hz , de unde denumirea undelor α de “**ceas biologic**”;

♥ **unde b:** 13 Hz ... 22 Hz, mai mici de 30 mV_{VV}; sunt normale în timpul unei activități mentale, dacă lipsesc alte ritmuri majore;

♥ **unde g:** 22 Hz ... 30 Hz, mai mici de 2 mV_{VV}; sunt normale pentru atenție, stimulare senzorială.

Pe lângă acestea, mai există și alte unde, cu caracteristici tipice, dar nedefinite ca "frecvență" (*complexe K, fusuri EEG, spike-uri*).

5.2.2. Derivații EEG

În general se folosesc 8 / 16 / 32 / 64 electrozi EEG de suprafață, cu pastă de electrod, fixați într-o cască sau o structură de benzi de cauciuc pentru fixare pe scalp.

Numirea electrodului se face cu o literă dată de zona de plasare pe cap (**frontal** - F, **central** - C, **parietal** - P, **occipital** - O, **temporal** - T) și un indice numeric dat de plasarea în acea zonă (impar în stânga, par în dreapta) (fig.5.9).

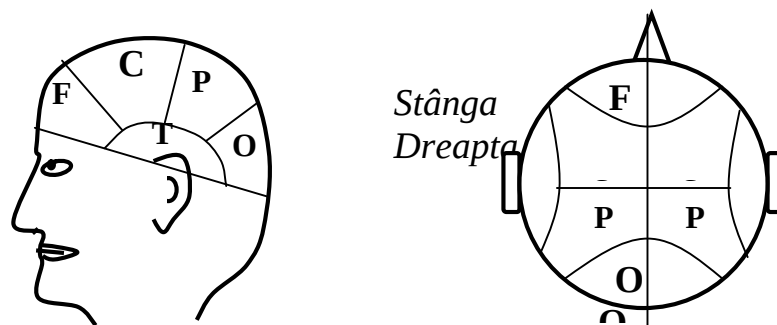


Fig.5.9. Notarea plasării electrozilor pe scalp

Tipuri de **derivații EEG** (între paranteze se dau exemple de numire a electrodului, respectiv de numire a derivației obținute):

1) **Bipolare:** (n) canale EEG necesită (n) amplificatoare și ($n+1$) electrozi (fig.5.10).

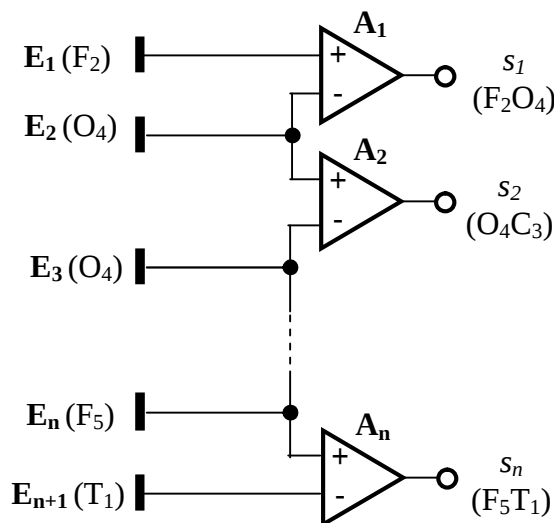


Fig.5.10. Derivații EEG bipolare

2) **Unipolare cu potențial mediat:** (n) canale EEG necesită (n) amplificatoare și (n) electrozi (fig.5.11). Potențialul de referință, V_M , se obține prin medierea celor n semnale culese de electrozi.

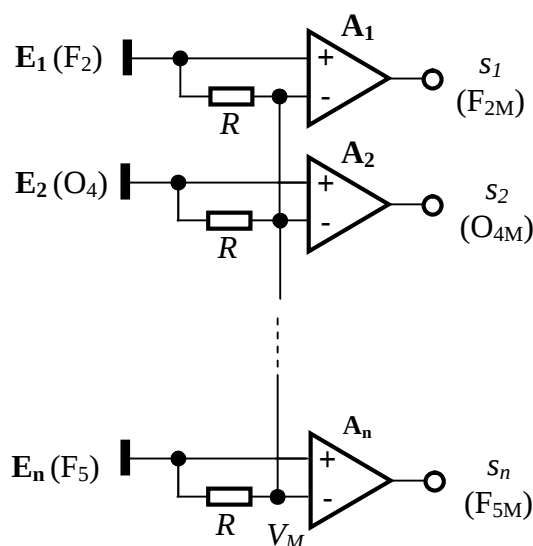


Fig.5.11. Derivații EEG unipolare cu potențial mediat

3) **Unipolare cu potențial neutru:** (n) canale EEG necesită (n) amplificatoare, (n) electrozi și două cleme metalice (fig.5.12). Potențialul de referință, V_N , se obține prin contactarea unui punct de pe suprafața corpului în care activitatea creierului nu se poate detecta (de obicei, clemele, legate împreună, se fixează pe lobul urechilor).

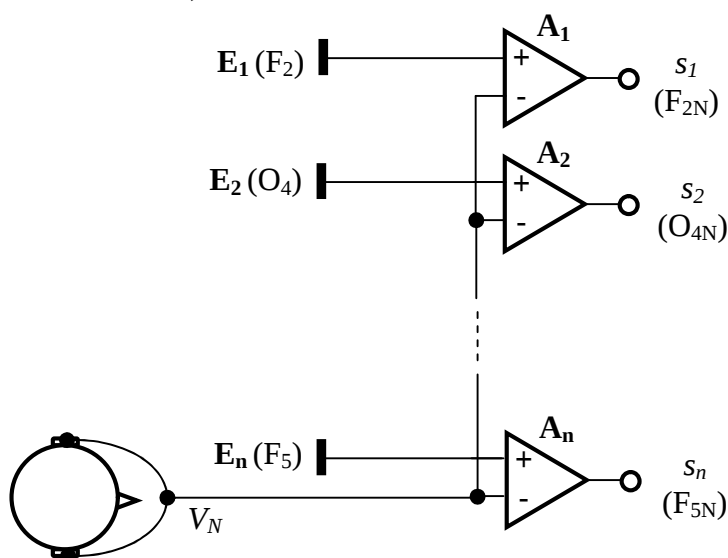


Fig.5.12. Derivații EEG unipolare cu potențial neutru

5.2.3. Schema bloc a electroencefalografului

Schema bloc a unui electroencefalograf cu n canale este prezentată în fig.5.13: blocul de recoltare, **BR**, cuprinde $m \geq n$ electrozi și firele de legătură; selectorul de derivații, **SD**, alege n derivații; blocul de verificare a rezistenței de

contact, **VRC**, alarmează operatorul în cazul unui contact imperfect între piele și electrozi; preamplificatoarele **PI** realizează o primă amplificare a celor n semnale (**RSC** reprezintă reglaj al sensibilității [mV/mm] comun pentru toate canalele), limitarea benzii de frecvență ($0,16 \text{ Hz} \dots 100 \text{ Hz}$) și izolarea circuitului de pacient; generatorul de semnal pentru etalonare, **GE**, furnizează un impuls dreptunghiular cu amplitudine reglabilă ($5 \text{ mV} \dots 100 \text{ mV}$) pentru a permite verificarea sensibilității **PI**; amplificatoarele **A** realizează o a doua amplificare a celor n semnale (**RSI** reprezintă reglaj al sensibilității individual pentru fiecare canal); amplificatoarele de putere, **AP**, realizează amplificarea finală a semnalelor pentru a fi aplicate înregistratorului grafic, **IG** (**RV** reprezintă reglaj al vitezei hîrtiei). Unele aparate permit și analiza numerică a semnalului EEG – de exemplu analiza spectrală (convertor, **CAN** și analizor, **AEEG**).

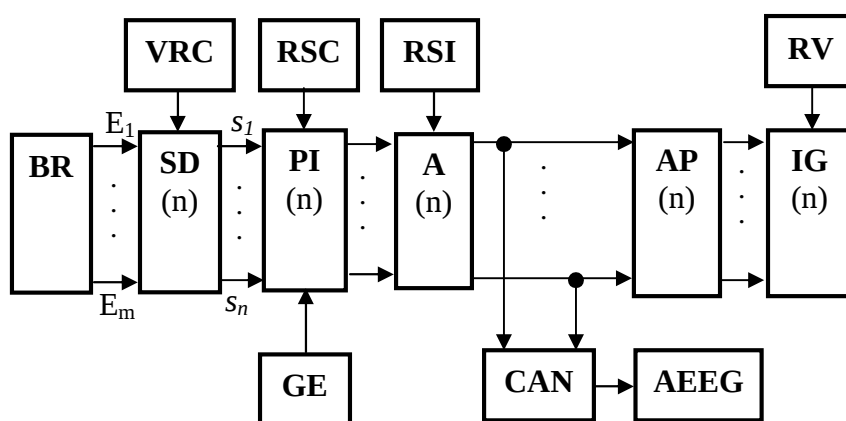


Fig.5.13. Schema bloc a electroencefalografului

5.3. POTENȚIALE EVOCATE CEREBRAL

Prin aplicarea unui stimul extern (optic, acustic sau somatosenzorial) asupra subiectului se modifică activitatea electrică de fond a creierului, deci se modifică traseul EEG prin suprapunerea peste acesta a unui **potențial evocat cerebral (PEC)** de răspuns. Acesta este o succesiune de faze pozitive și negative suprapusă peste semnalul EEG normal, a căror amplitudine și durată depind de tipul și caracteristicile stimulului și de starea funcțională a structurilor nervoase care îl produc (fig.5.14). Tipic, apar amplitudini de $0,1 \text{ mV} \dots 20 \text{ mV}$, un timp de latență (întârziere între aplicarea stimulului și apariția PEC):

$$T_L = t_i - t_o \text{ a } 10 \text{ ms} \quad (5.2)$$

și o durată a PEC:

$$T_{PEC} = t_f - t_i \quad (5.3)$$

de aproximativ: 50 ms pentru stimulare optică, 10 ms pentru stimulare acustică, 100 ms pentru stimulare somatosenzorială.

Datorită amplitudinilor mici ale PEC, extragerea lui din zgomot (*din traseul EEG*) necesită un mare număr de stimulări identice succesive și o mediere a semnalului.

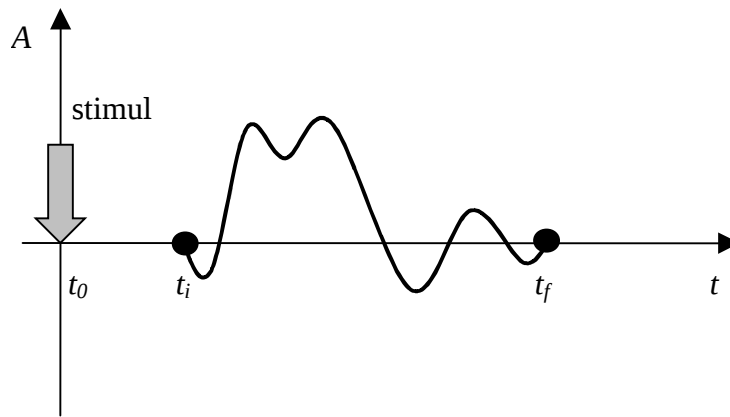


Fig.5.14. Exemplu de potențial evocat cerebral

Rezultă schema bloc de principiu a echipamentului de măsurare a PEC (fig.5.15), unde: ♥ **SA** reprezintă stimulare acustică, utilizând o casă audiometrică în care se furnizează un impuls dreptunghiular, sinusoidal sau semisinusoidal, ca impuls singular, trenuri scurte sau trenuri lungi, cu diferite intensități, perioade și durate; ♥ **SO** reprezintă stimulare optică, utilizând un monitor TV sau o matrice de LED-uri, pe care se furnizează imagini tablă de șah, bare orizontale sau bare verticale, cu mod inversare sau apariție – dispariție; ♥ **SS** reprezintă stimulare senzorială, în general de tip electric, utilizând electrozi EMG de tip ac, prin care se furnizează impulsuri de curent dreptunghiular, cu durata de $0,1\text{ ms} \dots 5\text{ ms}$ și amplitudinea de $0,1\text{ mA} \dots 5\text{ mA}$;

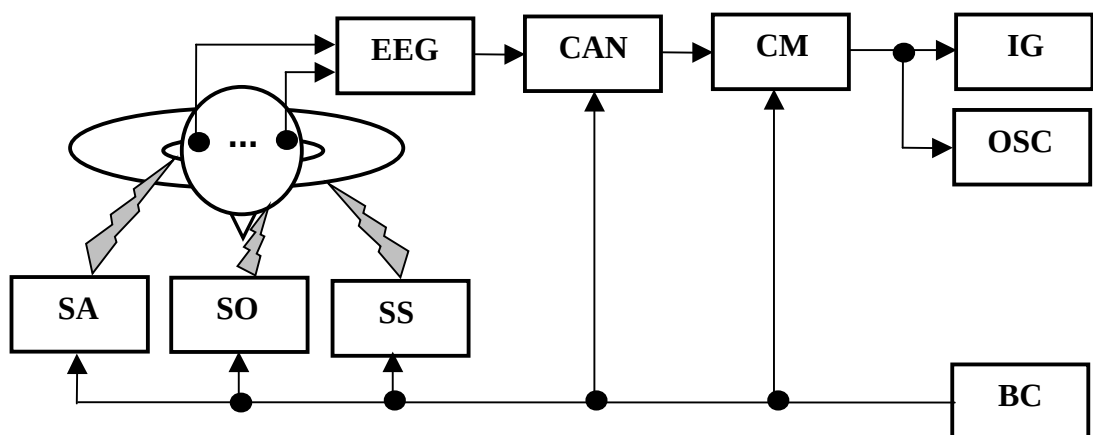


Fig.5.15. Schema bloc a echipamentului de măsurare a PEC

Urmează partea de prelucrare, reprezentare și comandă a schemei: ♥ **EEG** este un electroencefalograf cu 4 sau 8 canale; ♥ **CAN** este un convertor analog-numeric; ♥ **CM** este un circuit de mediere, care extrage PEC din zgomot prin însumarea eșantioanelor corespunzătoare din n PEC consecutive, bazat pe faptul că zgomotul este aleator și PEC este același pentru un același stimul; ♥ **IG** este înregistrator grafic, respectiv ♥ **OSC** este osciloscop; ♥ **BC** reprezintă blocul de comandă, care coordonează stimularea, conversia și medierea sincron, astfel încât să se medieze același eșantion pentru cele n stimulări.

5.4. ELECTROMIOGRAFIE (EMG)

5.4.1. Arcul reflex

Mecanismul de bază al activității nervoase îl constituie **reflexul**, adică răspunsul logic al organismului la acțiunea unui stimul din mediul extern sau intern, realizat cu participarea sistemului nervos. Substratul morfologic al actului reflex este **arcul reflex** (fig.5.16), format din receptor, calea nervoasă aferentă, centrul nervos din măduva spinării sau creier (acesta din urmă nu este reprezentat în figură), calea nervoasă eferentă și organul efector (mușchi, glandă, etc).

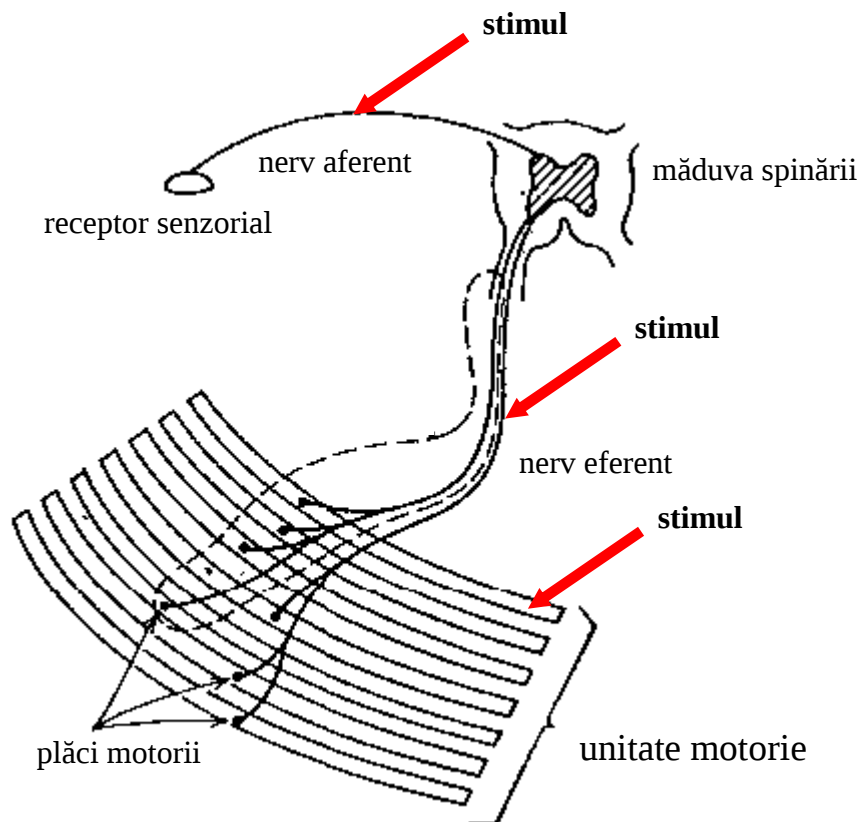


Fig.5.16. Arcul reflex

Pentru sistemul neuromuscular, receptorii senzoriali produc un semnal ce furnizează informația de poziție sau viteză. Acest semnal se transmite pe nervul senzorial (aferent) la creier. Acesta inițiază un semnal de control sau de eroare, comparând poziția măsurată cu cea dorită. Acest semnal este transmis pe nervul motor (eferent) la mușchi. Parcurgerea buclei de control prin creier durează câteva *sute de milisecunde*, timp determinat în mod esențial de gradul de atenție acordat acțiunii. Mai există o “poartă de urgență”, localizată de regulă în măduva spinării, independentă de atenție, prin care răspunsul reflex durează aproximativ *150 ms*, ceea ce protejează receptorii și organismul în general la acțiunea unor stimuli de intensitate mare, aplicați brusc (*de exemplu atingerea unui obiect fierbinte*).

Stimulul electric utilizat în EMG se poate aplica pe o fibră senzitivă, pe o fibră motoare sau direct pe nerv (fig.5.16) și are ca efect, dacă are o intensitate suficientă, contracția grupului de fibre musculare comandate (stimulate).

5.4.2. Tehnici de măsurare EMG

Electromiografia, EMG, este tehnica de explorare funcțională a activității electrice musculare. Semnalul EMG are amplitudini de 100 mV ... 4000 mV și frecvențe în domeniul 0,5 Hz ... 5000 Hz.

Se poate explora activitatea electrică a (fig.5.17):

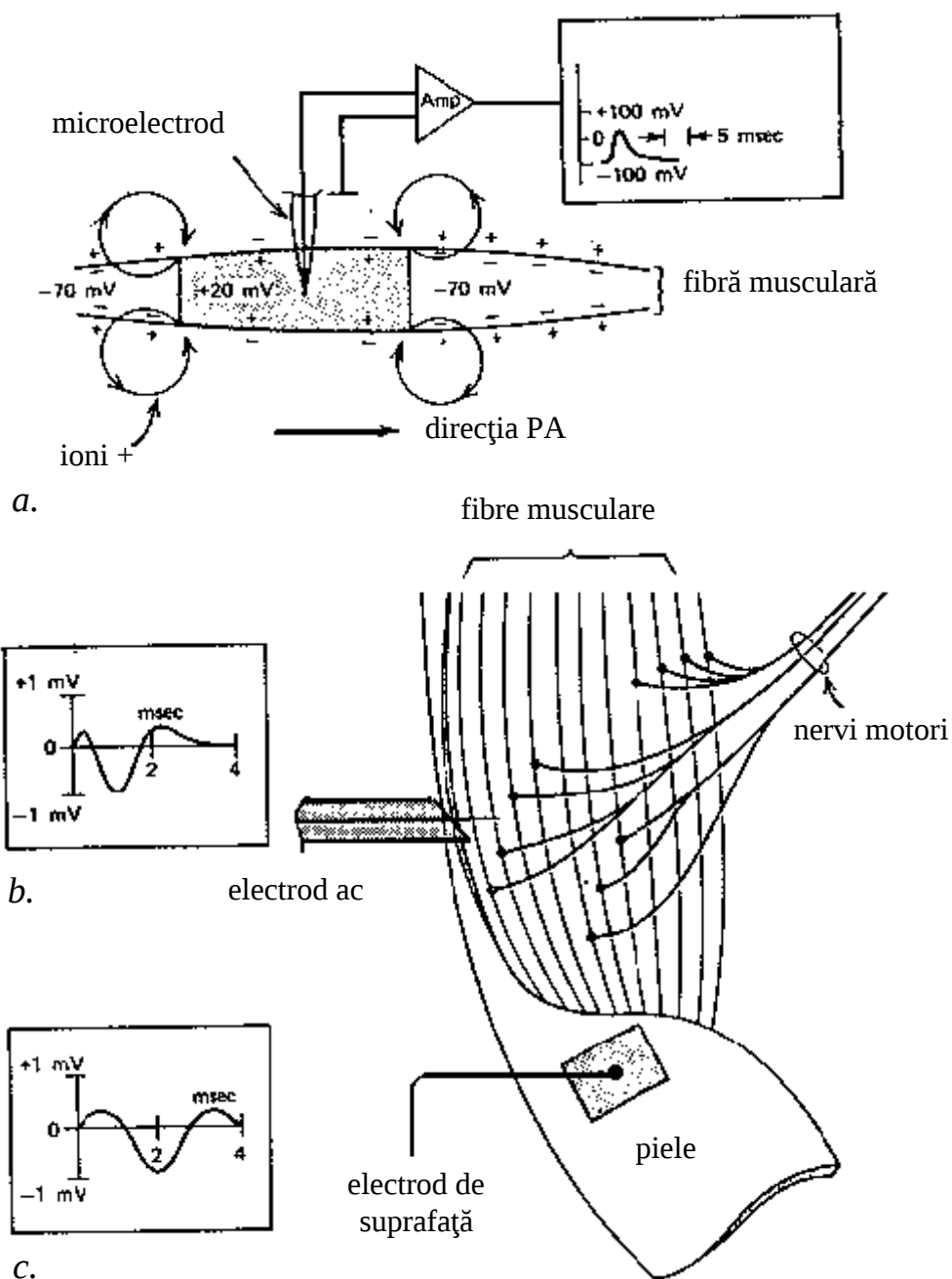


Fig.5.17. Explorarea activității electrice a fibrei musculare (a), explorarea PAM (b), EMG globală (c)

♥ **fibre musculare** (potențialul de acțiune al celulei, PA) - cu microelectrozi (fig.5.17.a);

♥ **unității motorii** (potențialul de acțiune musculară, PAM) - cu electrozi ac (fig.5.17.b);

♥ **grupurilor de unități motorii** sau **mușchiului** (EMG globală) - cu electrozi de suprafață (fig.5.17c.).

Se pot utiliza **măsurări bipolare** sau **unipolare**.

Se poate măsura activitatea musculară voluntară sau cea prin stimulo - detecție:

♥ Schema bloc pentru măsurarea **activității musculare voluntare** cuprinde (fig.5.18): un preamplificator diferențial cu izolare galvanică, **PAD**, (amplificare de $10^4 \dots 10^5$, frecvențele de tăiere sus și jos reglabile în trepte, rejectie 50 Hz); un redresor bialternanță, **RB**, (față de linia izoelectrică); un integrator, **INT**, (integrator pe durata unei baleieri, declanșat de baza de timp); un osciloscop, **OSC**, (cu două canale: Y_1 afișează semnalul EMG, Y_2 afișează funcția integrală EMG, o măsură a sarcinii electrice implicate în procesul contracției musculare).

De interes în analiza EMG sunt: amplitudini, durate și componente EMG; funcția integrală EMG; distribuția spectrală a semnalului; funcția de autocorelație a semnalului.

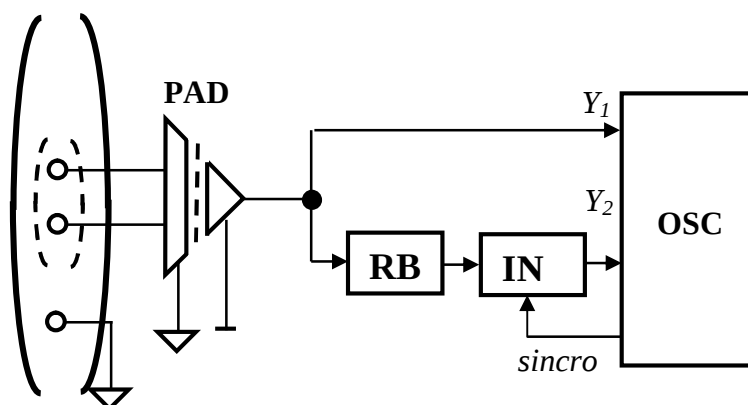


Fig.5.18. Măsurarea activității musculare voluntare

♥ **EMG prin stimulo - detecție** utilizează schema bloc din figura 5.19.a: **PAD** este preamplificator diferențial cu izolare galvanică; **OSC** este osciloscop; **BC** este bloc de comandă a stimulării și a declanșării OSC; **BS** este bloc de stimulare, care furnizează impulsuri de curent cu **fază activă** (+ în figura 5.19.b, produce stimulare) sau impulsuri de curent cu **fază activă** (+ în figura 5.19.c, produce stimulare) și **fază inversă** (– în figura 5.19.c, nu are efecte biologice, dar recuperează transportul ionic produs de faza activă):

$$I_A \cdot \tau_A = I_I \cdot \tau_I \quad (5.4)$$

și I_I nu este suficient pentru a produce stimulare (este mai mic decât reobaza).

Electrozii E_{M1} , E_{M2} sunt electrozi de măsurare, E_{S1} , E_{S2} sunt electrozi de stimulare, iar E_E este electrod ecran. Pentru ca impulsul de stimulare să nu perturbe

măsurarea, perechea E_S se plasează pe nervul motor la aproximativ 20 cm de perechea E_M .

E_{M1} , E_{M2} pot fi: electrozi ac (**BS** este flotant, E_E este conectat la masă), electrod ac concentric (**BS** este flotant, E_E lipsește) sau electrozi de suprafață (**BS** este conectat la masă, E_E este ecran).

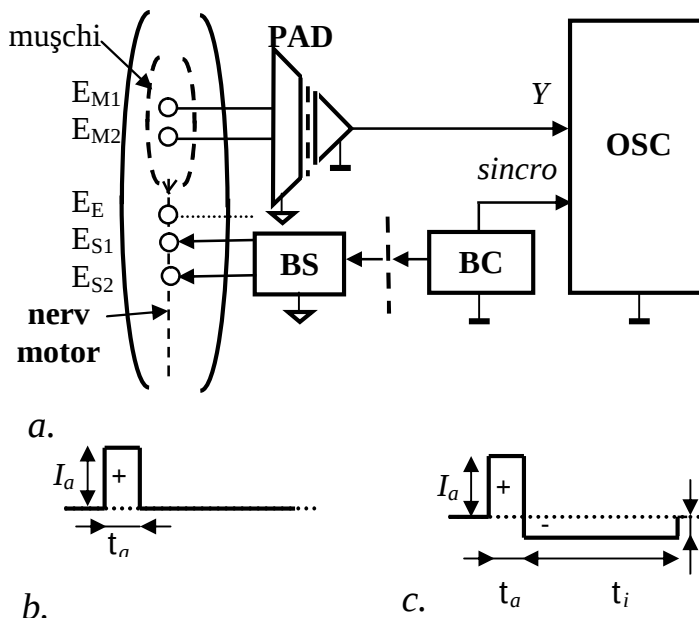


Fig.5.19. Măsurarea activității musculare prin stimulo – detecție

Semnalul EMG este un semnal aleator, cu proprietăți statistice, deci se pretează la prelucrări numerice. Analiza lui permite evidențierea unor diferențe în cazul unor leziuni ale nervilor periferici sau a gradului de oboseală musculară.

5.4.3. Analiza PAM

Prin stimularea unei unități motorii cu un stimul unic se obține o descărcare singulară, polifază, numită **potențial de acțiune musculară (PAM)** (fig.5.20).

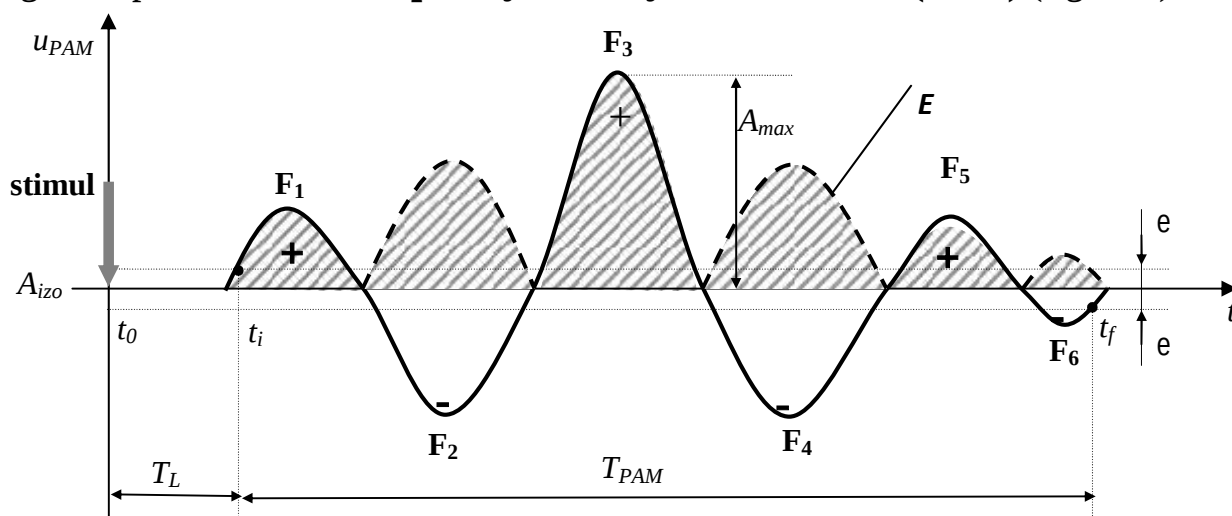


Fig.5.20. Potențialul de acțiune musculară

Analiza PAM începe cu amplificarea semnalului, de la $n\approx 10$ mV ... $n\approx 100$ mV la un nivel acceptabil. Se continuă analiza cu parcurgerea următoarelor etape:

♥ Se determină **linia izoelectrică**, A_{izo} , astfel încât să existe alternanța de faze pozitive și negative, de exemplu:

$$A_{izo} = \frac{A_1 + A_2 + \dots + A_{2 \cdot N}}{2 \cdot N}, \quad (5.5)$$

unde N este numărul de perechi de faze, A_i este amplitudinea fazei i față de o valoare de referință.

♥ Se prevede în jurul liniei izoelectrice un interval 2σ care acoperă zgomotul. Momentul în care semnalul depășește prima dată acest interval este considerat **moment de început**, t_i ; momentul după care semnalul nu mai depășește acest interval este considerat **moment de sfârșit**, t_f .

♥ Se determină **timpul de latență**:

$$T_L = t_i - t_0 \quad (5.6)$$

și **durata PAM**:

$$T_{PAM} = t_f - t_i = 10 \text{ ms} \dots 100 \text{ ms}. \quad (5.7)$$

♥ Se determină **numărul de faze** pozitive și negative, N .

♥ Se determină **semnul** primei faze și cel al fazei cu amplitudine maximă.

♥ Se determină **amplitudinea fazei cea mai amplă**, A_{max} , relativ la A_{izo} .

♥ Se determină **“frecvența” PAM**:

$$f = \frac{N}{T_{PAM}}. \quad (5.8)$$

♥ Se determină **“energia” PAM**:

$$E = \int_{T_{PAM}} |u_{PAM}(t)| dt. \quad (5.9)$$

5.4.4. Determinarea vitezei de propagare a influxului nervos

Influxul nervos se propagă cu viteză finită. Această viteză depinde de: **tipul fibrei** ($3 \text{ m/s} \dots 120 \text{ m/s}$ la cele mielinizate, $0,6 \text{ m/s} \dots 2,3 \text{ m/s}$ la cele nemielinizate), **diametrul fibrei** (este aproximativ proporțională cu acesta), **temperatură** (se triplează la o creștere cu 10°C) și **starea de sănătate / boală** a fibrei nervoase.

Determinarea vitezei de propagare este o aplicație la PAM și se poate efectua “in vivo”.

Se stimulează un nerv motor (de obicei pe braț) cu o pereche de electrozi, E_{M1} , E_{M2} plasați pe nerv în poziția (a) și o pereche de electrozi, E_{M3} , E_{M4} plasați pe nerv în poziția (b), simultan, la momentul t_0 (fig.5.21). Se detectează aparițiile PAM cu un electromiograf și perechea de electrozi E_{M5} , E_{M6} plasați pe mușchiul comandat de acel nerv, la momentele t_a , respectiv t_b .

Rezultă viteza de propagare a influxului nervos prin nerv:

$$\begin{cases} \Delta x + x = v \cdot (t_a - t_0 - T_L) \\ x = v \cdot (t_b - t_0 - T_L) \end{cases} \quad (5.10)$$

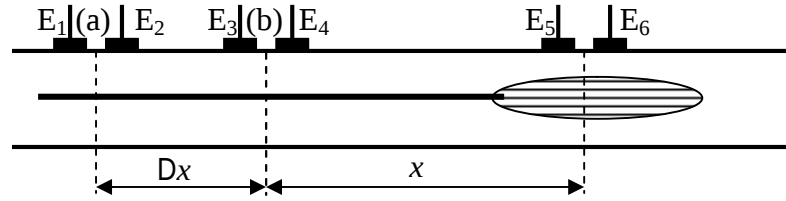


Fig.5.21. Determinarea vitezei de propagare a influxului nervos

$$\Rightarrow \Delta x = v \cdot (t_a - t_0 - T_L - t_b + t_0 + T_L) \Rightarrow v = \frac{\Delta x}{t_a - t_b} \quad (5.11)$$

unde: Δx este distanța între perechile de electrozi (a) și (b), x este distanța între perechea (b) și punctul de măsurare a PAM, T_L este timpul de latență a PAM.

5.5. LEGEA STIMULĂRII

Aplicând unei structuri normale nerv – mușchi un unic impuls dreptunghiular, se studiază excitabilitatea funcție de parametrii impulsului (intensitate, I și durată, t). Experimental se observă că limita între stimulare și menținerea stării polarizate este o curbă hiperbolică, determinată de o singură mărime: sarcina electrică furnizată de stimulator.

$$Q = (I - I_R) \cdot t = \text{const.}, \quad (5.12)$$

unde I_R se numește **reobază** și reprezintă pragul de intensitate sub care stimulul este ineficient, indiferent de durata lui. Se definește **timpul de cronaxie**, T_C , ca fiind durată minimă a stimulului cu amplitudinea $2I_R$ care produce stimulare (fig.5.22, curba a).

Rezultă **legea stimulării în impuls singular**:

$$(I - I_R) \cdot t = \text{const.} = (2 I_R - I_R) \cdot T_C \quad (5.13)$$

sau:

$$I = I_R \cdot (1 + T_C/t). \quad (5.14)$$

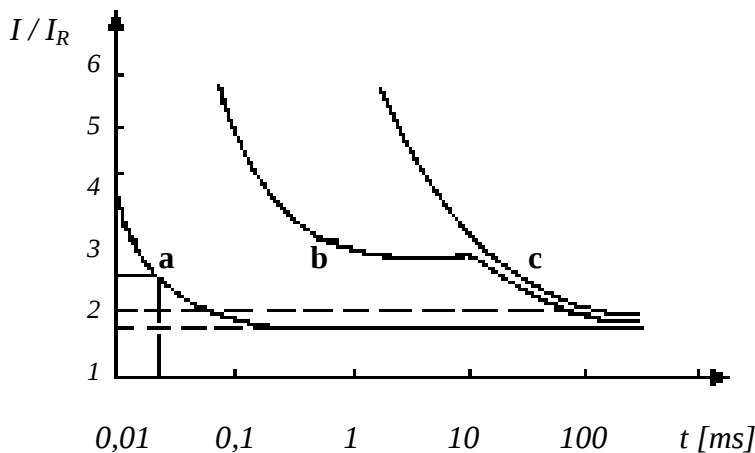


Fig.5.22. Legea stimulării: normal (a), mușchi parțial denervat (b), mușchi denervat (c)

Experimental s-au obținut și limite pentru cazuri patologice:

- ♥ fig.5.22, curba b – mușchi parțial denervat (stimulare pe nerv);
- ♥ fig.5.22, curba c – mușchi denervat (stimulare pe mușchi).

Acomodarea reprezintă proprietatea celulei de a nu mai răspunde la stimul, dacă frontul crescător al acestuia are panta prea mică. Astfel, în cazul aplicării unui stimul triunghiular, caracteristica se modifică (fig.5.23, curba b) față de cea pentru stimul dreptunghiular (fig.5.23, curba a). Proprietatea se poate utiliza pentru tratament selectiv: pentru o intensitate constantă, crescând durata impulsului, mușchiul sănătos se acomodează, în timp ce cel bolnav nu se acomodează; astfel, doar mușchiul bolnav este stimulat (fig.5.23, zona hașurată).

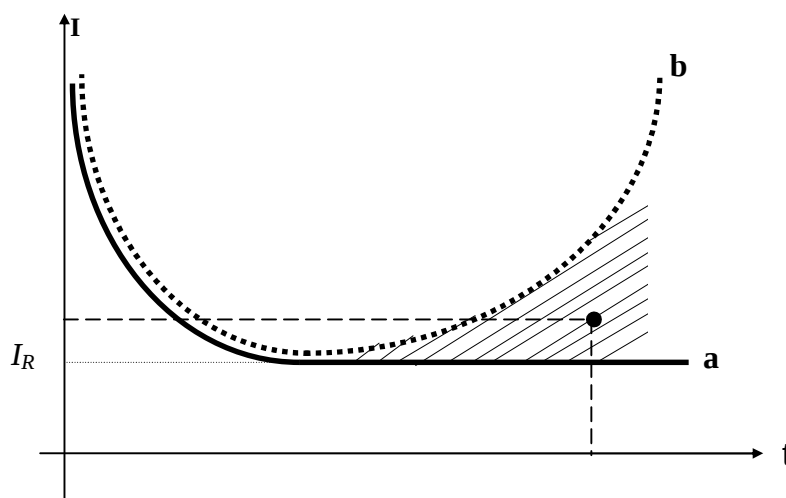


Fig.5.23. Acomodarea mușchiului sănătos (curba a), respectiv neacomodarea celui bolnav (curba b) și alegerea zonei de stimulare a mușchiului bolnav

5.6. TERAPIA PRIN CURENȚI DE STIMULARE

5.6.1. Generalități

Electroterapia reprezintă ansamblul metodelor și echipamentelor care utilizează curentul electric sau câmpul electromagnetic în scopul tratării unor afecțiuni (*în acest volum se descriu doar tehnici care utilizează curentul electric*).

Terapia prin curenți de stimulare tratează de preferință defecte ale circulației sanguine, ale musculaturii scheletice, dureri din diferite cauze. De asemenea, au aplicații în psihiatrie, eventual combinate cu alte metode. (*Stimulatoarele cardiace și defibrilatoarele reprezintă, de asemenea, aplicații ale terapiei prin curenți de stimulare - vezi Cap.3*).

Avantajele terapiei cu curent electric (stimulare electrică): ♥ stimulează universal (toate tipurile de țesuturi excitabile); excită fără a leza țesutul (sub o anumită intensitate); pot fi aplicați în mod repetat (tocmai pentru că nu lezează țesutul); pot fi dozați foarte precis (prin formă, intensitate, frecvență, durată); pot fi localizați precis (aplicare în regiuni strict delimitate ale țesutului); acționează imediat.

Se utilizează curent continuu sau curent sinusoidal sau impulsuri de curent, de obicei cu frecvențe de 30 Hz ...200 Hz – *la creșterea frecvenței, efectul de stimulare se reduce; la aproximativ 200 KHz, efectul stimulator dispare.*

Se utilizează densități de curent:

$$j_E = \frac{i}{S_E} < 50 \mu A/cm^2 \dots 200 \mu A/cm^2, \quad (5.15)$$

pentru a nu produce arsuri ale pielii: i reprezintă curentul aplicat (*zeci de mA*), S_E reprezintă suprafața electrodului. Este necesar un bun contact piele – electrod (în multe cazuri, acest contact este verificat cu detectoare de dezlipire a electrodului, care deconectează aparatul în cazul sesizării unei impedanțe prea mari).

5.6.2. Utilizarea curentului continuu

Se bazează pe efectele trecerii curentului continuu prin corp:

♥ **Electroliză:** la trecerea curentului continuu prin corp apare o deplasare de ioni dinspre zonele cu concentrație mai mare spre cele cu concentrație mai mică (din acest motiv, tratamentele care folosesc curenți continui se numesc **galvanizări**).

♥ **Electroforeză:** moleculele organice nedisociate, celulele, bacteriile etc. au o sarcină electrică pozitivă distribuită pe suprafață și, ca urmare, se deplasează spre catod (**catoforeză**). Acest fenomen de migrare diferențială, cu viteze diferite, a particulelor încărcate electric și conținute într-o soluție tampon prin care trece curent continuu se folosește pentru separarea și analiza diferitelor fracțiuni proteice din lichidele biologice (*ser, lichid cefalorahidian, urină etc.*).

♥ **Electroosmoză:** constă în trecerea unui lichid printr-o membrană cu strat dublu, care permite trecerea unor componente și reține altele.

♥ **Ionoforeză:** realizează transportul unor medicamente prin pielea intactă înspre regiuni mai adânci. Comparativ cu injectarea acestora apar avantaje: medicamentul este eliminat mult mai târziu (*începând după 24 h, în timp ce după injectare - începând după 1 h*), dar și dezavantaje: controlul dozajului este dificil de realizat.

Efectele se utilizează la:

♥ acțiunea asupra nervilor motori, pentru stimularea lor, efectul apărând la catod (“acțiune catodică”);

♥ acțiunea asupra nervilor senzitivi, pentru inhibarea lor (*pentru atenuarea senzației dureroase*), efectul apărând la anod (“acțiune anodică”);

♥ acțiunea asupra fibrelor nervoase vasomotorii, pentru provocarea vasodilatației și activarea circulației sanguine, la suprafață și în profunzime.

5.6.3. Terapie prin faradizare

Impulsurile faradice sunt impulsuri dreptunghiulare (fig.5.24.a), respectiv **impulsurile neofaradice** sunt impulsuri exponențiale (fig.5.24.b).

Terapia cu impulsuri faradice este folosită pentru excitarea mușchilor scheletici inervați normal (vezi fig.5.22), dar la care apar atrofii de inactivitate, cu scopul de a restabili inervarea normală (direct pe mușchi sau pe nervul motor).

Impulsurile dreptunghiulare se succed rapid, ceea ce realizează o contracție tetanică (persistentă). De aceea șirul de impulsuri este modulat în amplitudine – creștere, relativ scădere a amplitudinii (fig.5.24.c), iar șirul de impulsuri este întrerupt periodic (fig.5.24.d). Pentru a obține o contracție tetanică, frecvența de repetiție a trenurilor de impulsuri trebuie să fie mai mare de 30 Hz (40 Hz ...100 Hz). (Duratele, intervalele și fronturile înfășurătoare se reglează pentru fiecare pacient la valori optime).

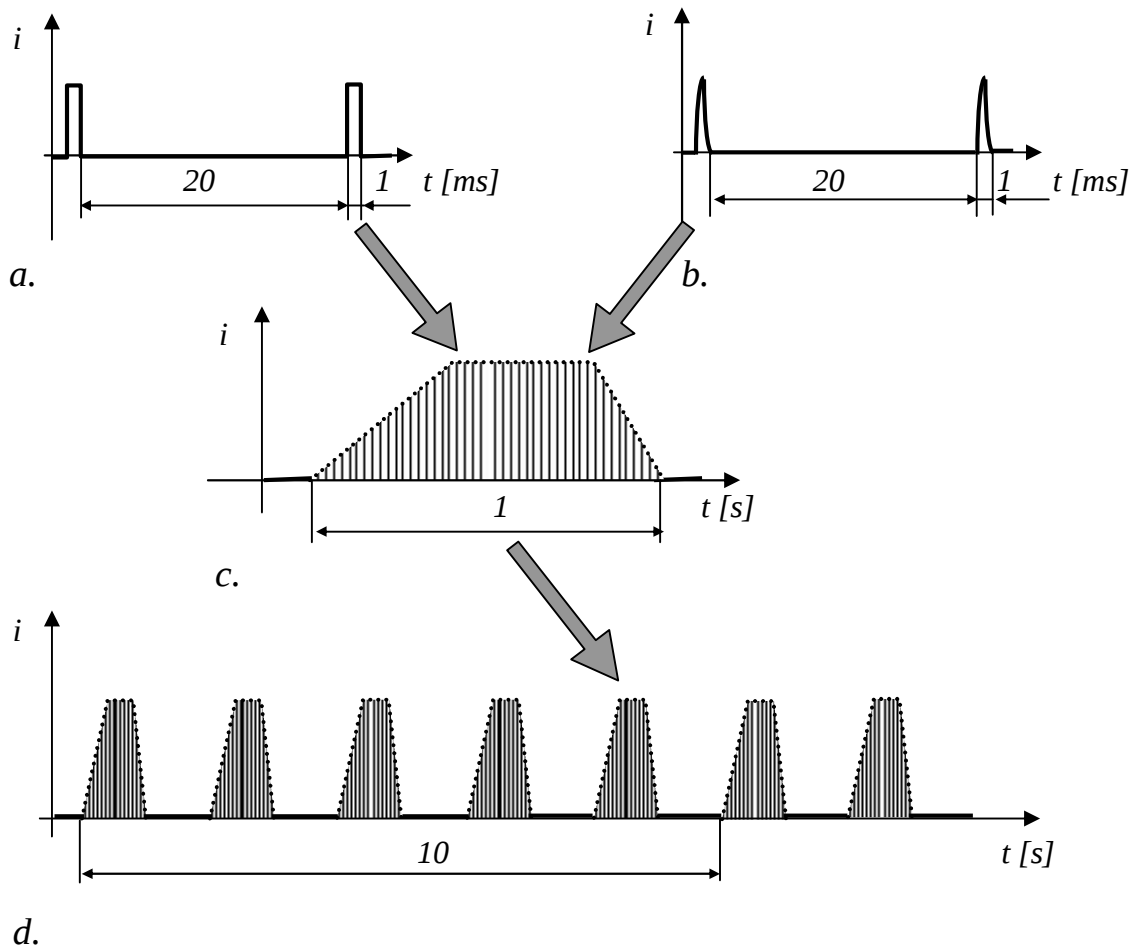


Fig.5.24. Impulsuri faradice (a) și neofaradice (b), pachetele de impulsuri (c) și succesiunea acestora (d)

Atunci când mușchiul este denervat, stimulul se aplică direct pe mușchi. Deoarece acomodabilitatea acestuia este redusă (fig.5.25), el poate fi stimulat selectiv (musculatura normală necesită un prag de stimulare mai ridicat), folosind impulsuri triunghiulare alungite sau impulsuri exponențiale care tind asimptotic către valoarea finală (durata impulsului este reglabilă până la aproximativ 1,25 s, intervalul dintre impulsuri este de 3 ... 5 ori durata impulsului). (Procesul de reinervare nu este influențat, dar se obține o întârziere a atrofiei mușchiului).

S-a constatat experimental că impulsurile faradice nu au efect terapeutic asupra musculaturii netede, în schimb, impulsurile neofaradice ajută la micșorarea tonusului muscular al sfincterelor.

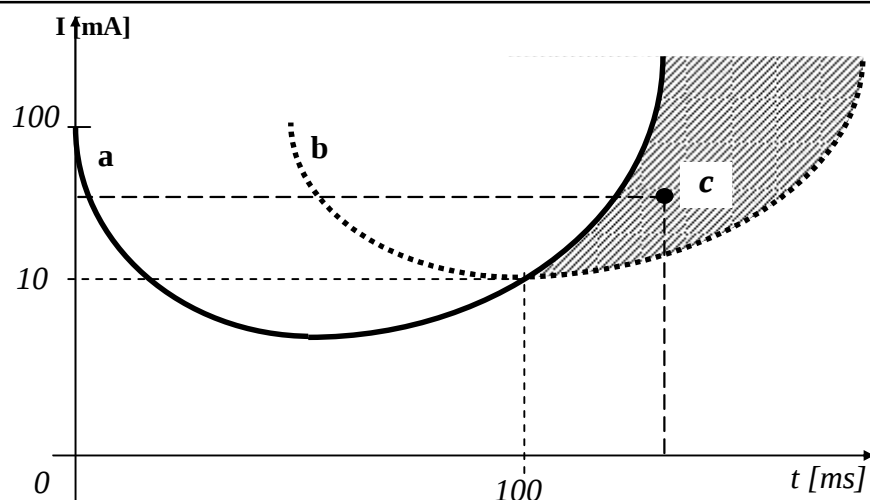


Fig.5.25. Principiul stimulării selective a musculaturii denervate: mușchi normal (a), mușchi denervat (b), exemplu de alegere a unor parametri pentru impulsul triunghiular de stimulare selectivă (c)

5.6.4. Terapie cu impulsuri Träbert

Impulsurile Träbert sunt impulsuri dreptunghiulare, de amplitudine constantă (dar reglabilă), durată impulsului de 2 ms, perioadă de repetiție de 7 ms.

Se utilizează ca analgezici, stimularea circulației sanguine, masaj (fig.5.26). (Pentru fiecare pacient se stabilește locul de aplicare a electrozilor și amplitudinea curentului, astfel încât să se obțină senzația de vibrație, prin excitație motorie - vibromasaj).

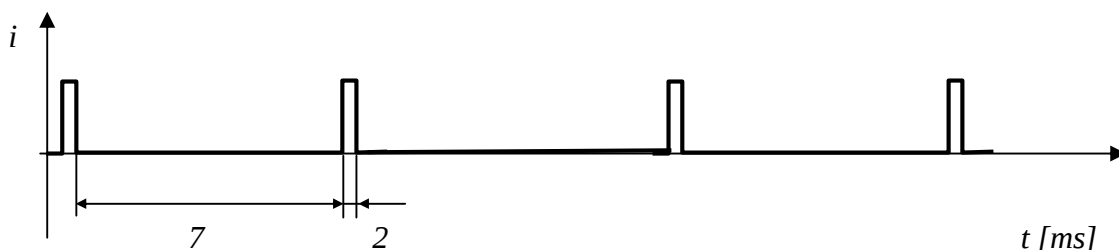


Fig.5.26. Impulsuri Träbert

5.6.5. Terapie prin electroșoc

Terapia cu electroșoc utilizează sferturi terminale de undă a rețelei de alimentare – durată de 5 ms, perioada de 20 ms (fig.5.27), aplicate ca:

- ♥ impulsuri continue;
- ♥ trenuri cu amplitudine constantă – câte patru impulsuri (80 ms), urmate de o pauză de 80 ms;
- ♥ trenuri cu amplitudine crescătoare (metoda “glissando”) – tot câte patru impulsuri (80 ms), urmate de o pauză de 80 ms, dar cu amplitudine crescătoare până la valoarea finală.

Se utilizează la stimularea electrică a sistemului nervos central, prin inhibare. Se aplică în tratamentul psihozelor, schizofreniei, stărilor depresive, narcoza de scurtă durată.

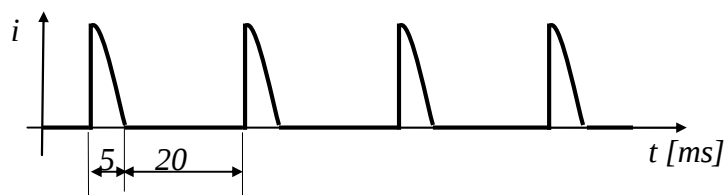


Fig.5.27. Impulsuri de curent pentru electroșoc

5.6.6. Terapie cu curenți diadinamici

Curenții diadinamici (curenții Bernard) se utilizează pentru terapia durerii și activarea circulației sanguine.

Curenții diadinamici au la bază tensiunea rețelei de alimentare, redresată monoalternanță sau bialternanță și combinată în diverse moduri (fig.5.28):

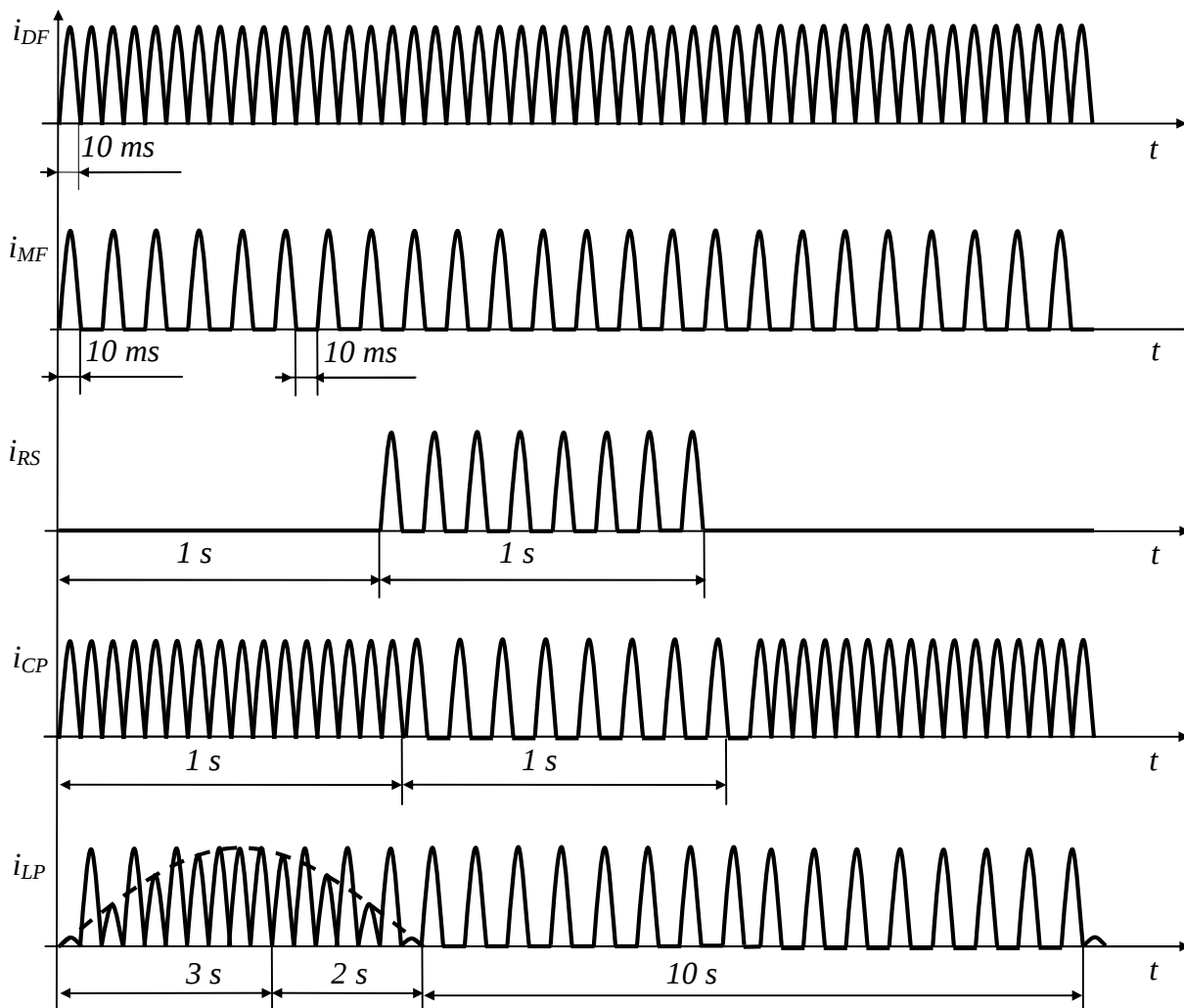


Fig.5.28. Curenții diadinamici

♥ **curentul monofazat fix (MF)** este un curent pulsator de 50 Hz , obținut prin redresarea monoalternanță a curentului alternativ de la rețeaua de alimentare; se indică în tratamentul stărilor dureroase spastice (după **DF**) și pentru electrostimularea țesutului conjunctiv;

♥ **curentul difazat fix (DF)** este un curent pulsator de 100 Hz , obținut prin redresarea bialternanță a curentului alternativ de la rețeaua de alimentare; se indică în tratamentul tulburărilor circulatorii, stărilor de simpaticotonie și analgezie temporară;

♥ **curentul ritm sincopat (RS)** se obține prin aplicarea curentului **MF** timp de 1 s și apoi întreruperea bruscă a lui, timp de 1 s , după care procesul se reia; se utilizează în cazul atrofiilor musculare ușoare;

♥ **curentul modulat în perioadă scurtă (CP)** se obține prin comutarea bruscă, din secundă în secundă, între regimurile **MF** și **DF**; se indică în tratamentul nevralgiilor, contuziilor, artritelor, tulburărilor circulatorii, radiculopatiilor, parezelor faciale;

♥ **curentul modulat în perioadă lungă (LP)** se obține prin comutarea lentă (3 s) de la regimul **MF** la regimul **DF**, comutarea lentă de la **DF** la **MF** (2 s) și aplicarea curentului **MF** timp de 10 s , după care procesul se reia; se indică în tratamentul nevralgiilor, mialgiilor, lumbago, torticolis.

5.6.7. Terapie cu curenți interferențiali

Curenții interferențiali (Nemec) reprezintă suprapunerea a doi curenți sinusoidali de medie frecvență (fig.5.29), $i_1(f_1)$ și $i_2(f_2)$ cu:

$$f_2 = f_1 + Df \text{ sau } f_2 = f_1 - Df \quad (5.16)$$

(uzual $f_1 = 4\text{ KHz}$, $Df = 100\text{ Hz}$).

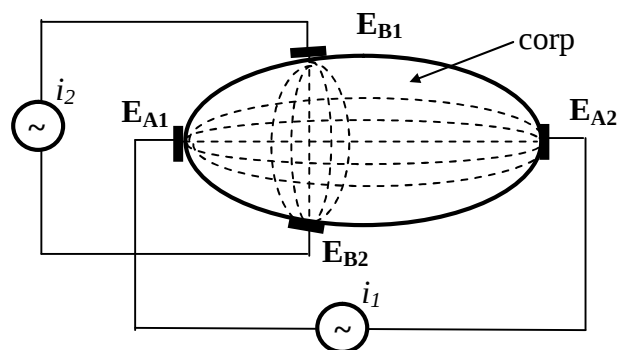


Fig.5.29. Obținerea curenților interferențiali

Interferența celor doi curenți în țesut conduce la fenomenul de bătaie, în care frecvența purtătoare este media aritmetică a celor două frecvențe, iar anvelopa are frecvența Df . Aceasta dă efecte fiziologice doar în regiunea de interferență, neafectând celelalte regiuni (*considerând volumul conductor omogen*):

♥ pe direcțiile formate de perechile de electrozi vectorul intensitate de interferență este nul, modulația de amplitudine lipsește, deci nu apar efecte fiziologice;

♥ pe bisectoarele acestor direcții vectorul intensitate de interferență este maxim, modulația de amplitudine este totală, deci efectele sunt maxime;

♥ pe direcții intermediare, vectorul intensitate de interferență are o valoare intermediară, modulația de amplitudine este parțială, deci și efectele sunt parțiale.

(Metoda nu are efect de stimulare la nivelul pielii, ci în profunzime).

Metoda descrisă utilizează un **câmp interferențial static** (amplitudinile curenților și frecvențele sunt fixe). Se mai utilizează și **câmpuri interferențiale dinamice** (variația intensității curenților în sensuri contrare, modularea în amplitudine a curenților cu o anvelopă foarte lent variabilă – sinusoidală, triunghiulară, exponențială, modulare în frecvență sincronă și contrară a celor doi curenți). Se mai utilizează și **curenți interferențiali stereodinamici** (superpoziția în țesut a câmpurilor electrice produse de trei circuite electrice parcurse de curenți de medie frecvență, cu perechile de electrozi dispuși spațial).

Se utilizează la terapie pentru: boli articulare (reumatism, artrite, anchiloze fibroase și osoase, artroze), ale sistemului muscular (atrofii, pareze), ale sistemului nervos (nevrite, hemiplegii, nevralgii, paralizii), de piele (eczeme, ulcerații varicoase), glandulare (pancreatite, prostate) etc.

CAP.6. TEHNICI BAZATE PE RADIATII

6.1. INTRODUCERE

Deși nu există o diferență în natura radiațiilor X și γ , ambele fiind radiații electromagnetice, ele diferă prin mecanismul de producere a lor: razele X sunt produse de dezexcitarea electronilor atomului instabil, care trece astfel într-o formă stabilă, iar razele γ sunt produse de descompunerea atomului instabil, care trece astfel într-o formă stabilă.

Tipic fotonii X au o energie de $80\text{ KeV} \dots 120\text{ KeV}$, iar fotonii γ au o energie de $80\text{ KeV} \dots 511\text{ KeV}$.

O deosebire esențială între radiologie și medicina nucleară este faptul că la prima sursa de fotoni este externă, iar la a doua este internă (introdusă în organism).

O altă deosebire esențială este faptul că radioactivitatea poate fi legată de substanțe active biochimic în organism, deci în radiologie se poate vizualiza structura organelor, iar în medicina nucleară se poate vizualiza funcționarea acestora.

6.2. RADIOLOGIE

6.2.1. Generalități

Razele X (Roentgen) sunt radiații electromagnetice caracterizate prin frecvențe $10^{17}\text{ Hz} \dots 10^{19}\text{ Hz}$ (lungimi de undă $10^{-9}\text{ m} \dots 10^{-11}\text{ m}$) și energie a fotonului X $80\text{ KeV} \dots 120\text{ KeV}$.

Se utilizează faptul că radiația X străbate organismul cu o absorbție parțială în anumite structuri: oasele sunt “opace” (absorb puternic radiația), țesuturile moi sunt “transparente” (absorb redus radiația).

De asemenea, se pot utiliza substanțe de contrast pentru a evidenția anumite circuite din organism (*de exemplu, sulfat de bariu în radiologia tractului digestiv*).

Tehnici care folosesc radiații X în diagnostic sau tratament:

- ♥ **Radiologie convențională** – diagnostic cu imagine fixă, pe clișeu radiologic, pentru identificarea de fracturi, tumori etc.
- ♥ **Fluoroscopie (radioscopie)** – diagnostic cu imagine continuă, cu sau fără substanță de contrast, pentru vizualizarea organelor în mișcare.
- ♥ **Angiografie** – diagnostic cu imagine intermitentă (imagini fixe, cu cadența de 5 s, reprezentate dinamic), cu substanță de contrast, pentru investigarea cordului, rinichilor, creierului.

♥ **Tomografie computerizată** (“**Computerized Tomography**”, CT) – diagnostic cu imagine fixă, pe clișeu radiologic, pentru identificarea de fracturi, tumori etc.

♥ **Terapie cu raze X** – se folosesc surse intense de radiații X, în scopul distrugerii de țesuturi canceroase, tumori. Se folosesc mecanisme de poziționare și conducere a iradierii (pentru reducerea expunerii organelor vitale și a țesuturilor sănătoase).

6.2.2. Radiologia convențională

Schema bloc de principiu utilizată în radiologia convențională este prezentată în fig.6.1.

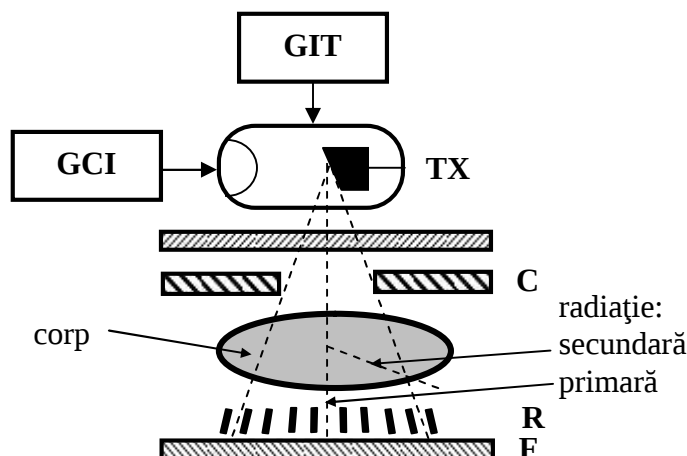


Fig.6.1. Schema bloc utilizată în radiologia convențională

Generatorul de înaltă tensiune, **GIT**, asigură tensiunea anod - catod (tipic $U_{AC} = 30 \text{ KV} \dots 200 \text{ KV}$) și permite controlul frecvenței:

$$e\hbar U_{AC} = h\hbar f_{max}. \quad (6.1)$$

Generatorul curentului de încălzire a catodului, **GCI**, asigură încălzirea catodului și permite controlul intensității radiației.

Tubul de radiație X, **TX**, este o diodă cu vid înalt (fig.6.2).

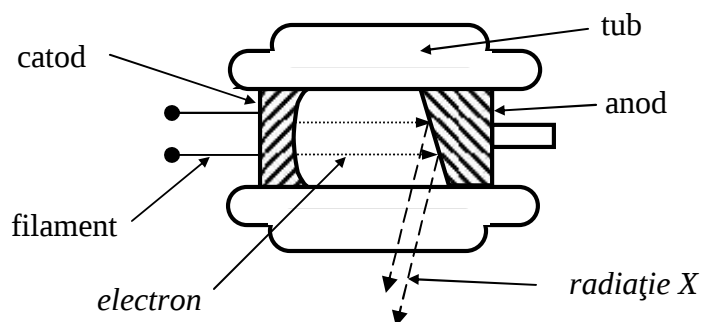


Fig.6.2. Tubul de radiație X

Încălzirea catodului produce electroni liberi. Acești electroni sunt accelerați de câmpul creat de tensiunea anod - catod. Ciocnirea lor cu anodul (realizat din tungsten, deoarece: are număr atomic mare, punct de topire ridicat, conducție termică bună, ceea ce asigură o eficiență ridicată) provoacă:

♥ pătrunderea electronului incident până în straturile cele mai adânci ale atomilor de tungsten, desprinderea unui electron de pe un nivel energetic inferior și crearea unui gol, apoi deplasarea unui electron de pe un nivel energetic superior pe cel inferior, cu eliberarea unei cuante de energie X; frecvența de emisie este determinată de variația de energie, care poate lua doar anumite valori, de aceea **spectrul rezultat este discret**;

♥ peste acesta se suprapune un **spectru cvasicontinuu**, datorat frânării electronilor incidenti (fig.6.3).

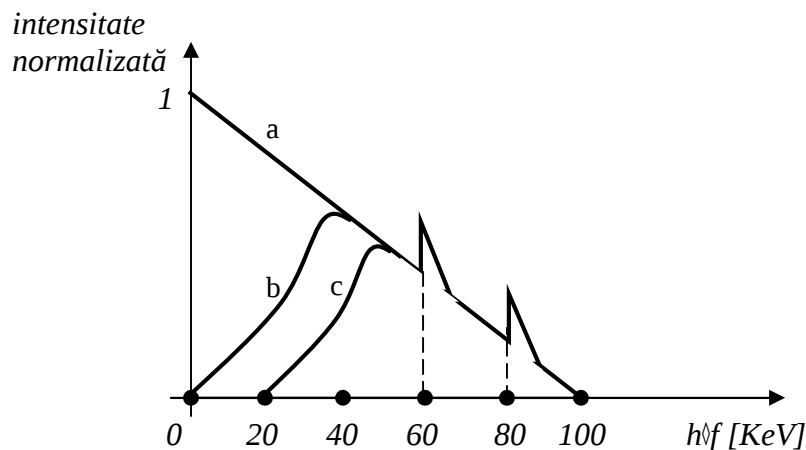


Fig.6.3. Raze X generate în anod (a), la ieșirea din anod (b) și la ieșirea din tub (c)

Doar 0,1 % din energia electronului se transformă în radiație X, de aceea apare o puternică încălzire a anodului. Măsurile: anodul este confecționat dintr-un metal greu fuzibil, este de forma unui con rotativ (*astfel, suprafața de răcire este mult mai mare decât cea care se încălzește*) și se răcește cu apă.

Filtrul de aluminiu, **FA**, elimină fotonii de joasă energie, care oricum nu ar străbate organismul, deci reduce doza de radiații în pacient.

Colimatorul, **C**, direcționează fasciculul.

Rețeaua, **R**, elimină dispersia fasciculului.

În plus, este necesar să se asigure: izolarea față de înalta tensiune, disiparea căldurii, ecranarea față de radiație a mediului nenecesar a fi expus (*medic radiolog, restul încăperii, parțial pacientul*).

Parametrul fizic vizualizat este proiecția coeficientului de atenuare a țesuturilor, pe film (**F**). **Radiografia** este o fotografie care redă imagini de mare finețe în gradația de gri. Se mai poate utiliza un **ecran fluoroscopic**, care realizează conversia fotonilor X în lumină.

6.2.3. Intensificarea imaginii radiologice

Luminanța ecranului fluoroscopic este mult mai mică decât a obiectelor văzute la lumina zilei. Un intensificator de imagine realizează conversia radiației X în lumină vizibilă, cu amplificarea luminanței prin multiplicare pe cale electronică a numărului de fotoni optici și prin reducerea dimensiunii imaginii.

Principiul amplificatorului de luminanță optică este prezentat în fig.6.4.

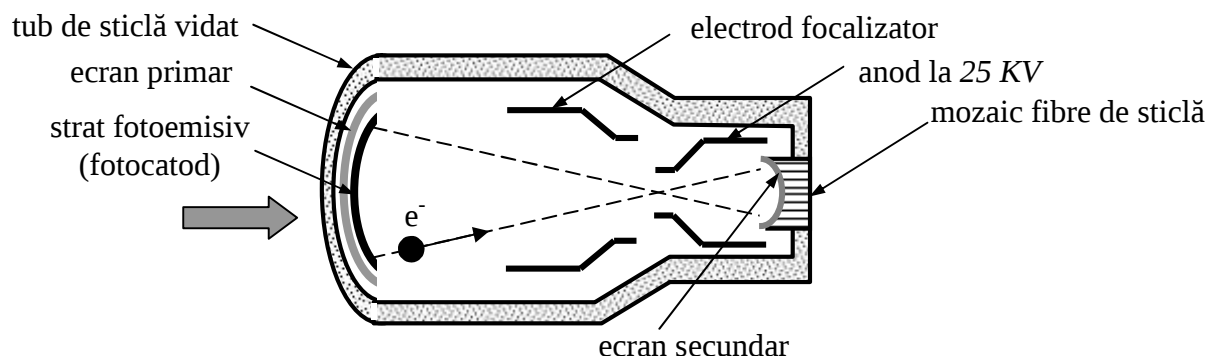


Fig.6.4. Amplificatorul de luminanță optică

Radiația X produce efecte luminescente în ecranul primar, care declanșează o fotoemisie de electroni. În fotocatod, o cantitate X poate genera până 1000 electroni. Câmpul electric din tub accelerează și focalizează electronii. Aceștia produc în ecranul secundar un efect luminos de mii de ori mai mare, datorită energiei crescute și datorită reducerii suprafeței. Imaginea este transmisă printr-un mozaic de fibre optice spre radiolog, dispozitivul de înregistrare sau cel de telemetrie.

Exemplu: dacă $N_{\text{fotoni.out}} = 500 N_{\text{fotoni.in}}$, $f_{\text{in}} = 250 \text{ mm}$, $f_{\text{out}} = 25 \text{ mm}$, atunci se obține un câștig în luminanță:

$$A = \frac{N_{\text{fotoni.out}}}{N_{\text{fotoni.in}}} \cdot \frac{p \cdot \left(\frac{f_{\text{in}}}{2}\right)^2}{p \cdot \left(\frac{f_{\text{out}}}{2}\right)^2} = 5.000. \quad (6.2)$$

6.2.4. Alte probleme în radiologie

Se pot utiliza anumite substanțe de contrast, introduse în diferite “circuite” din organism, pentru a evidenția aceste “circuite”, care în radiologia clasică nu pot fi evidențiate – sunt “transparente” la radiația X. (De exemplu, în **angiografie**, prin injectarea unei substanțe de contrast în sistemul circulator, se evidențiază vasele de sânge și funcționarea compartimentelor cordului).

Substracția informației comune din două imagini succesive (de exemplu dintre o imagine normală și o imagine modificată, cu substanță de contrast) permite evidențierea diferenței dintre cele două imagini (de exemplu a țesuturilor moi, vascularizate).

Logaritmarea funcției imagine permite modificarea rezoluției petei de gri.

Pseudocromatizarea permite obținerea de imagini color; se definește o scară de 16 gradații de cenușiu și se alocă câte o culoare fiecărei gradații.

6.3. MEDICINA NUCLEARĂ

6.3.1. Generalități

Medicina nucleară reprezintă ansamblul tehnicilor și echipamentelor care utilizează radiațiile nucleare pentru investigarea și tratamentul organismului și folosește următoarele proprietăți:

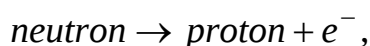
- ♥ majoritatea elementelor chimice prezintă izotopi radioactivi naturali sau artificiali;
- ♥ organele fixează selectiv diferite tipuri de izotopi, de exemplu ^{131}I în tiroidă, ^{198}Au în ficat, ^{75}Se în ficat și pancreas;
- ♥ organismul viu realizează un continuu proces de asimilație - dezasimilație.

În medicina nucleară se administrează intern (pe cale orală sau intravenos, de obicei) un produs radiofarmaceutic (medicament radioactiv).

Un izotop radioactiv se dezintegrează nuclear, trecând din starea excitată într-o stare stabilă. Se definește **timpul de înjumătățire fizic**, $T_{F1/2}$, ca fiind intervalul de timp mediu în care se dezintegrează jumătate din nucleele unei cantități oarecare dintr-un izotop radioactiv. Similar, se definește **timpul de înjumătățire biologic**, $T_{B1/2}$, ca fiind intervalul de timp mediu în care se elimină din organul studiat jumătate din nucleele unei cantități oarecare dintr-un izotop radioactiv. Cele două mărimi combinate definesc **timpul de înjumătățire**, $T_{1/2}$.

Dacă energia nucleului este mult mai mare pentru starea excitată decât pentru cea stabilă, se emit protoni, neutroni, particule α (nuclee de heliu încărcate pozitiv); dacă energia este apropiată pentru cele două stări, se emit particule β^- (electroni), β^+ (pozitroni) sau fotoni γ . Particulele grele produse în organism sunt periculoase pentru acesta, deci nu se utilizează în medicina nucleară.

Electronii se obțin prin descompunerea unui neutron:



Iar pozitronii se obțin prin descompunerea unui proton:



Prin ciocnirea unui pozitron cu un electron, masele lor sunt transformate în energie electromagnetică și se produc doi fotoni de 511 KeV (fig.6.5).

De asemenea, energia unui atom excitat se poate micșora prin emisie de fotoni γ .

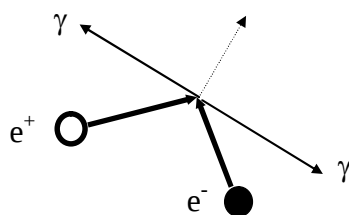


Fig.6.5. Apariția a doi fotoni γ

6.3.2. Detectoare de radiații radioactive

O parte din fotonii emiși de organism pot fi captați în scopul construirii de imagini. Pentru detecție se pot utiliza:

1) **Detectoare cu ionizarea gazului:** radiația incidentă produce ionizarea gazului dintr-o diodă tub; datorită câmpului electric, perechile de ioni produse se mișcă spre anod, respectiv catod; dacă $v_{AK} < v_1$, atunci nu toți ionii ajung la catod sau anod; dacă $v_1 < v_{AK} < v_2$, atunci toți ionii ajung la ținte; dacă $v_2 < v_{AK} < v_3$, atunci accelerația ionilor produce ioni suplimentari; dacă $v_3 < v_{AK}$, atunci se realizează ionizarea întregului gaz (fig.6.6).

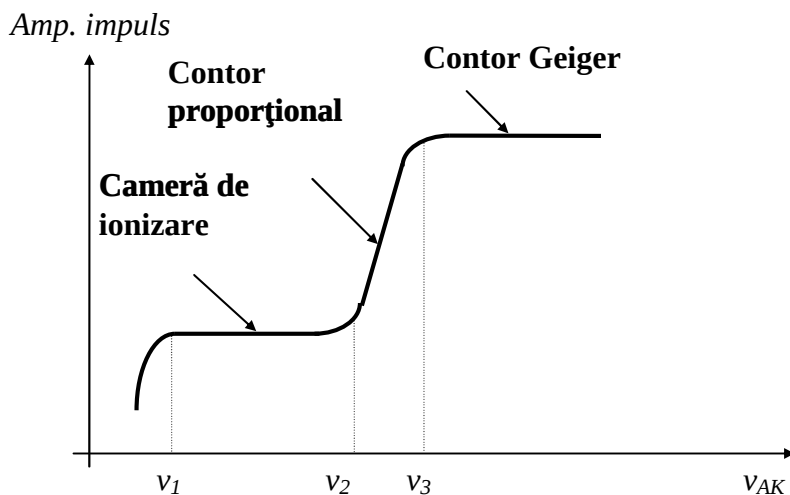


Fig.6.6. Detectoare cu ionizarea gazului

2) **Detectoare solide:** se folosesc detectoare din Ge, GeLi sau Si, în care radiația incidentă produce perechi electron – gol.

3) **Detectoare de scintilație:**

Detectorul cuprinde (fig.6.7): un tub de sticlă vidat, **TS**, impermeabil la radiație; un selector de radiație γ , **Sg**, din Al, Cu sau oțel; un bloc scintilator, **BS**, adică un cristal de NaI activat cu thaliu, care la impactul cu cuanta γ generează mai mulți fotoni optici; un cuplaj optic, **CO**, care conduce fotonii optici de la intrare spre catod; un fotomultiplicator, **FM**, care realizează multiplicarea fotonilor optici; un ecran magnetic, **EM**.

Fotonii optici sosiți la fotomultiplicator bombardează catodul, **K**, legat la masă (0 V); impactul are ca rezultat smulgerea de (foto)electroni din catod, electroni care se deplasează spre prima dinodă, **D₁**, alimentată la o tensiune $U_1 > 0$ V; la impactul electronilor cu dinoda, apare o emisie secundară cu un număr mai mare de electroni, care se deplasează spre a doua dinodă, **D₂**, alimentată la o tensiune $U_2 > U_1$; așa mai departe, până la ultima dinodă, de exemplu **D₁₀**, alimentată la o tensiune $U_{10} > U_9$; ultima emisie secundară produce electroni care se deplasează spre anod, **A**, alimentat la o tensiune $U_A > U_{10}$ (de exemplu 1300 V). La ieșirea anodului se obține un impuls cu amplitudinea proporțională cu numărul de fotoni ce lovesc catodul. Amplificarea realizată de fotomultiplicator este de ordinul $10^5 \dots 10^9$.

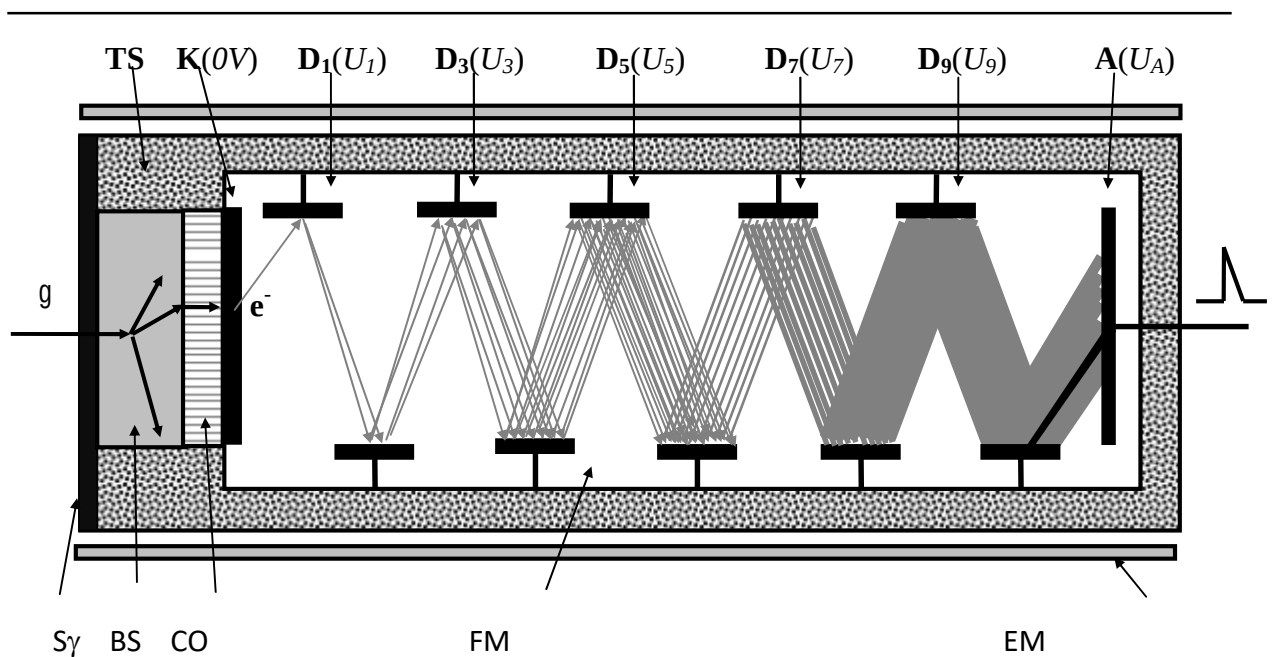


Fig.6.7. Detectorul cu scintilație și fotomultiplicator

6.3.3. Colimatoare

Pentru a controla zona de unde sunt recepționați fotonii, este necesară plasarea unui colimator în fața detectorului.

În fig.6.8 se prezintă câteva exemple de colimatoare: **cu unghi larg** (a), **cu unghi îngust** (b), **cu focalizare multicanal** (c), **colimator multicanal** (d).

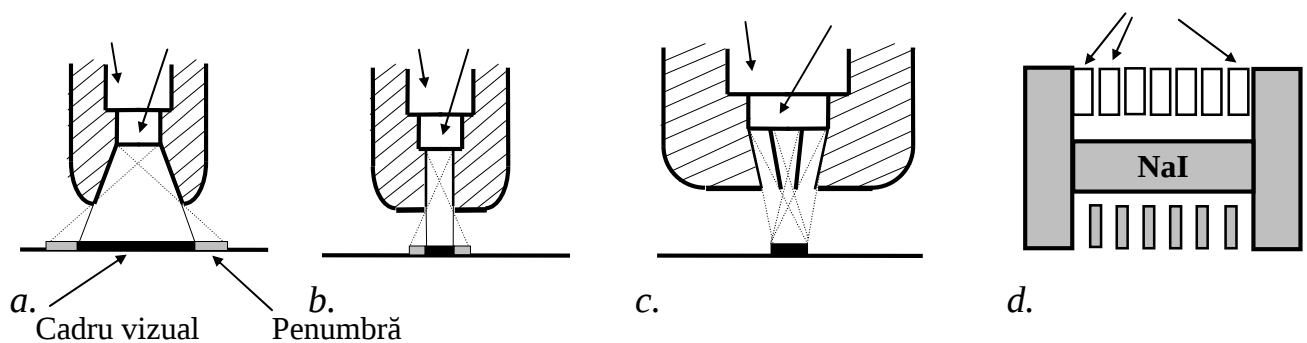


Fig.6.8. Exemple de colimatoare

6.3.4. Structura unui sistem de vizualizare

Schema bloc a unui sistem de vizualizare cuprinde (fig.6.9): un detector de radiație, format din **colimator**, blocul scintilator, **BS**, și fotomultiplicator, **FM**; o sursă de înaltă tensiune, **SIT**, pentru alimentarea fotomultiplicatorului; un preamplificator, **PA**; o linie de întârziere, **LI**, care formează impulsul de comandă (cu durată de aproximativ 1 ms); un amplificator liniar cu câștig reglabil, **A**; un discriminator de amplitudine, **DA**, care selectează impulsurile încadrate într-o anumită fereastră energetică; un numărător de impulsuri, **N**.

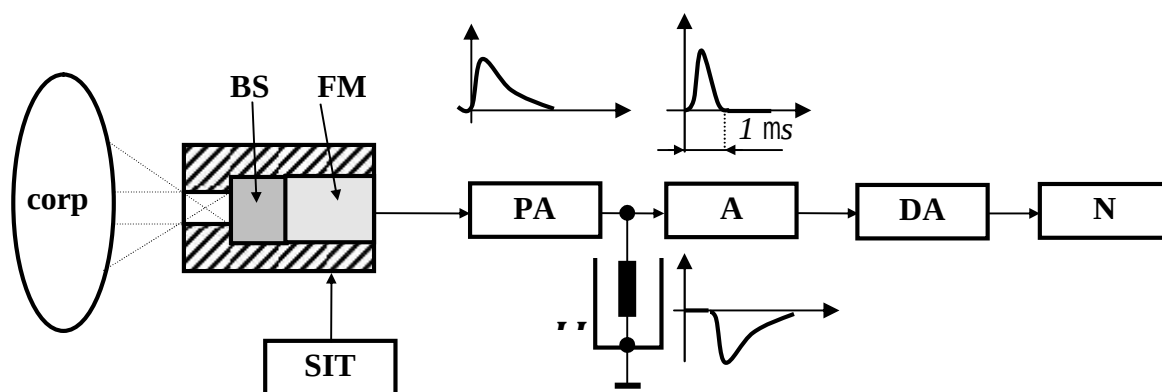


Fig.6.9. Instalație electronică conectată la un detector de radiație

Prin deplasarea detectorului în coordonate (x,y) (fig.6.10), se poate reprezenta o “hartă” a organului, intensitatea $I(x,y)$ fiind cuantizată în simboluri (0,1,2,...), nuanțe de gri sau culori.

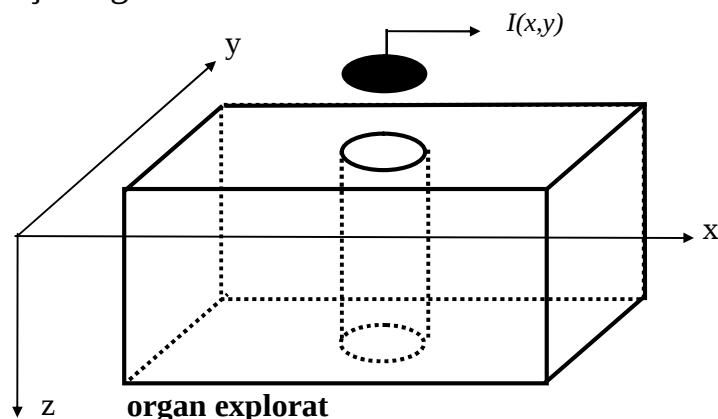


Fig.6.10. Deplasarea detectorului într-un plan

Dimensiunea pixelului în medicina nucleară este de aproximativ $5\text{ mm} \times 5\text{ mm}$.

6.3.5. Metoda substracției

Metoda substracției se utilizează la investigarea pancreasului, care este mascat de ficat în imaginea obișnuită.

Se introduc în organism izotopi de ^{75}Se și ^{198}Au . Izotopii de ^{75}Se se fixează în ficat și pancreas. Cei de ^{198}Au se fixează doar în ficat.

Se face o dublă detecție cu scintilație, cu ferestre diferite ale discriminatorului de amplitudine: de 270 KeV pentru ^{75}Se și de 411 KeV pentru ^{198}Au . Rezultă un număr de evenimente detectate pentru ^{75}Se , $N_{se(F+P)}$ și un număr de evenimente detectate pentru ^{198}Au , $N_{Au(F)}$.

Numărul de evenimente date de ^{75}Se din ficat este proporțional cu numărul de evenimente date de ^{198}Au :

$$N_{Se(F)} = k \cdot N_{Au(F)}. \quad (6.3)$$

Pe de altă parte:

$$N_{Se(F+P)} = N_{Se(F)} + N_{Se(P)}. \quad (6.4)$$

Rezultă:

$$N_{Se(P)} = N_{Se(F+P)} - k \cdot N_{Au(F)}, \quad (6.5)$$

deci prin substracție se poate construi imaginea pancreasului.

CAP.8. REZONANȚA MAGNETICĂ NUCLEARĂ

Rezonanța magnetică nucleară (RMN) utilizează câmpuri magnetice intense și radiații electromagnetice de radiofrecvență (RF) pentru a transforma distribuția nucleelor de hidrogen din organism în imagini ale structurilor anatomice, generate computerizat.

8.1. UTILIZAREA RMN ÎN MEDICINĂ

RMN permite obținerea neinvazivă de imagini bidimensionale sau tridimensionale, de înaltă rezoluție, ale structurii țesuturilor. Achiziția de imagini bidimensionale este posibilă în planurile frontal, transversal, sagital sau alte variante (oblic, radial, etc.), în secțiuni cu grosimi de *0,5 mm ... 300 mm*.

RMN se utilizează în principal la identificarea unor boli ale creierului, măduvei spinării sau a unor anomalii musculare. De asemenea, se folosește la: vizualizarea structurii pereților inimii; detecția malformațiilor vasculare, trombozelor, stenozelor, metastazei ficatului; evaluarea cancerului de prostată, vezică, uter; diagnosticarea unor boli infecțioase asociate cu SIDA.

8.2. PRECAUȚII

Nu se cunosc efecte nocive semnificative. Totuși:

- ♥ mișcarea pacientului, protezele dentare, implanturile metalice pot altera calitatea imaginii;
- ♥ câmpul magnetic intens care se utilizează poate interacționa cu alte sisteme: fotomultiplicatoare, intensificatoare de imagine, monitoare, ceea ce impune ecranarea sistemelor RMN;
- ♥ unele pacemakere pot fi derulate de câmpul magnetic utilizat;
- ♥ obiectele metalice pot fi atrase de magnet (*de exemplu, a fost raportat un caz de rănire a unui tehnician care a fost ținut de magnet cu un obiect metalic ascuțit, atras de acesta*);
- ♥ pot apărea arsuri datorită contactului pieii pacientului cu bobine sau cabluri de monitorizare neizolate sau defecte (*au fost raportate arsuri de gradul II sau III*);
- ♥ puterea de radiofrecvență emisă este de aproximativ 5 KW, la pacient ajung puteri de ordinul W, de la pacient se recepționează puteri de ordinul mW; în consecință, se impune ecranarea electromagnetică a instalației.

8.3. BAZELE FIZICE

Nucleele atomice constau din particule rotitoare – protoni și neutroni, fiecare cu propriul său moment magnetic.

Nucleele cu număr par de nucleoni nu posedă un spin global net, deoarece spinii individuali se anulează reciproc.

Nucleele cu număr impar de nucleoni posedă un spin net, deci un moment magnetic net, așadar se comportă ca niște magneți bară miniaturali (fig.8.1). Aceste nuclee sunt repartizate aleator în organism, deci nu există o magnetizare globală a acestuia.

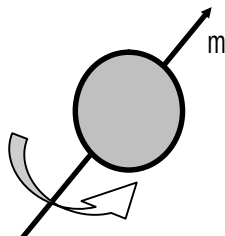


Fig.8.1. Nucleele cu număr impar de nucleoni posedă un spin net

Principalii candidați pentru RMN sunt:

♥ **protonul** este aproximativ o sferă încărcată electric, care se rotește în jurul axei proprii și produce o mică buclă de curent în jurul acesteia; H^+ există din abundență în organism, de aceea este utilizat;

♥ **neutronul** este aproximativ o sferă neutră electric, care se rotește în jurul axei proprii și poate produce o buclă de curent dacă sarcinile componente sunt neuniform distribuite; nu este utilizat;

♥ **nucleele cu număr impar de protoni sau neutroni**; nu sunt suficiente în organism, deci nu sunt utilizate.

Dacă se aplică un câmp magnetic staționar, uniform, de mare valoare (B_0 de ordinul T), protonii cu joasă energie se aliniază paralel (“**spin - sus**”), respectiv cei cu înaltă energie se aliniază antiparalel (“**spin - jos**”) cu câmpul magnetic extern (fig.8.2).

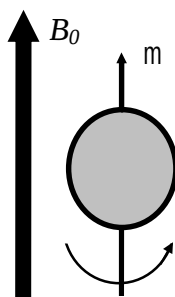


Fig.8.2. Alinierea unui proton paralel cu câmpul magnetic extern

În realitate, momentele magnetice, m , nu se alinează perfect cu axa câmpului extern, ci sunt înclinate cu un anumit unghi, θ și execută o mișcare de precesie în jurul acestei axe, cu o anumită frecvență, numită **frecvență Larmor** și dată de relația:

$$f_P = g \cdot B_0, \quad (8.1)$$

unde g este o constantă de material, numită **raport giromagnetic** [Hz / T] (fig.8.3).

Exemple: pentru $B_0 = 1 \text{ T}$ și pentru proton, $f_p = 42,57 \text{ MHz}$; pentru $B_0 = 1,4 \text{ T}$ și pentru proton, $f_p = 60 \text{ MHz}$; pentru $B_0 = 1 \text{ T}$ și pentru ^{31}P , $f_p = 17,24 \text{ MHz}$; pentru $B_0 = 1 \text{ T}$ și pentru ^{23}Na , $f_p = 11,26 \text{ MHz}$.

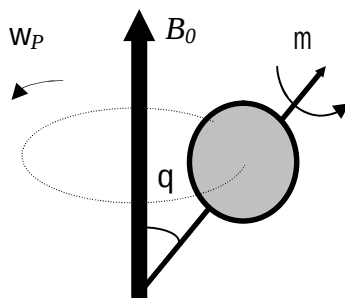


Fig.8.3. Mișcarea de precesie în jurul axei câmpului a momentelor magnetice

Dacă se aplică un impuls de RF, cu frecvența egală cu frecvența Larmor a elementului de urmărit (câmpul produs este $B_{RF} \approx 1 \text{ Gauss} = 10^{-4} \text{ T}$), utilizând un sistem de coordonate rotitor (x', y', z) cu viteza unghiulară w_p , se pot face următoarele observații (fig.8.4):

- înainte de impulsul de RF, momentul magnetic global, M , este paralel cu axa z , deci cu inducția B_0 ;
- impulsul de RF rotește vârful momentului la un unghi α față de axa z ;
- nucleele continuă mișcarea de precesie, dar cu viteze ușor diferite, datorită interacțiunilor dintre nuclee și datorită neuniformității câmpului magnetic;
- momentele magnetice individuale se distribuie uniform;
- mișcarea de precesie continuă, dar unghiul α se reduce;
- precesia datorată impulsului de RF a încetat și s-a revenit la starea inițială.

În bobina de recepție se induce un semnal produs de aceste fenomene, numit semnal de **inducție nucleară liberă** (INL). Amplitudinea inițială a acestuia este proporțională cu magnetizația transversală, deci cu numărul de elemente excitate din elementul de volum. Scăderea semnalului este exponențială, cu o constantă de timp $T_2 = 50 \text{ ms} \dots 150 \text{ ms}$ (de fapt cu o constantă de timp $T_2^* \ll T_2$, datorită inomogenităților lui B_0). Componenta lui M pe axa z crește exponențial, cu o constantă de timp $T_1 = 500 \text{ ms} \dots 1500 \text{ ms}$. T_2 se numește **timp de relaxare spin - spin**, T_1 se numește **timp de relaxare spin - rețea**.

T_1 și T_2^* poartă informația despre natura și proprietățile fizice ale țesuturilor. Metoda este eficientă deoarece hidrogenul – elementul cel mai abundent în corpul omenesc – este foarte bine detectabil prin RMN.

Apa din organism, diversele hidrocarburi, alți compuși ai hidrogenului se evidențiază oarecum diferit, încât analiza din element în element a porțiunii investigate conduce la reprezentări detaliate ale structurilor interne (oasele și eventuale punji cu gaze sărace în hidrogen nu se manifestă ca în radiografie, respectiv ultrasonografie).

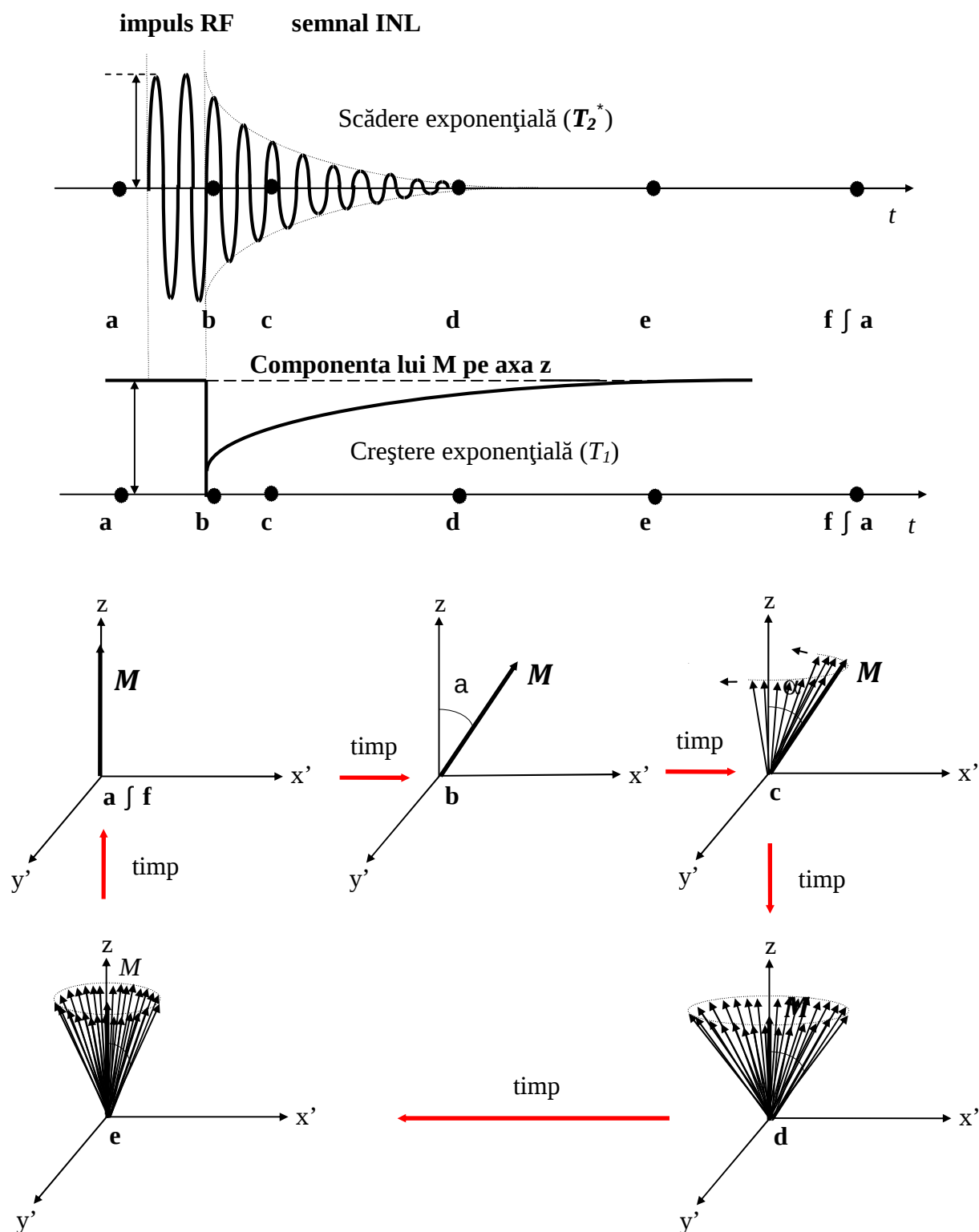


Fig.8.4. Experimentul RMN cu impuls de RF

8.4. CODAREA SPAȚIALĂ

♥ **Selectarea “feliei”** vizualizate (pe axa z) se obține prin introducerea unui gradient $B_0 + grad_z$. Dacă domeniul de frecvență al impulsului de RF este mic în

comparație cu domeniul de împrăștiere a frecvențelor de rezonanță impuse de gradient, atunci se poate selecta o singură felie pe axa z.

♥ **Codarea în fază** se obține prin introducerea unui gradient $B_0 + grad_y$. Atât timp cât gradientul este activ, diferențele relative de fază între spini din diferite poziționări cresc (durata și amplitudinea gradientului determină mărimea diferențelor de fază). După încetarea gradientului, faza spinilor conține informația spațială.

♥ **Codarea în frecvență** se obține prin introducerea unui gradient $B_0 + grad_x$. Mărimea câmpului B_0 depinde de poziția pe axa x. Semnalele obținute din fiecare poziție din câmpul magnetic sunt direct proporționale cu mărimea câmpului. Semnalul sumă obținut conține aceste diferite frecvențe. Printr-o transformare Fourier, se obține intensitatea semnalului funcție de frecvență. Deoarece mărimea câmpului magnetic în lungul axei x este cunoscută, fiecare componentă spectrală poate fi alocată unei singure poziții.

Prin combinarea celor două metode de codare, se poate realiza localizarea unui punct (cu o anumită densitate de protoni) în planul x0y, plan bine localizat pe axa z. Dimensiunea unui pixel este de aproximativ 1 mm^3 .

8.5. SCHEMA BLOC A INSTALAȚIEI RMN

Schema bloc de principiu a instalației RMN este prezentată în fig.8.5.

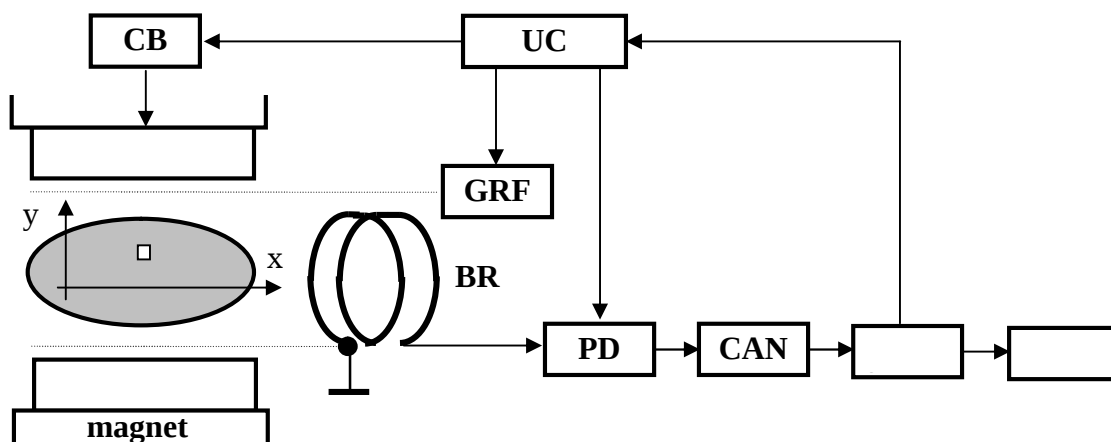


Fig.8.5. Schema bloc a instalației RMN

Un electromagnet puternic (necesită răcire cu apă și consum de energie sau: magnet permanent sau magnet permanent înconjurat de un solenoid, dar au o greutate de aproximativ 100 t; magneți supraconductori, dar sunt foarte costisitori) produce un câmp magnetic uniform, B_0 , pe toată extinderea secțiunii investigate a corpului. Circuite comdate electronic, **CB**, realizează un anumit gradient al câmpului magnetic, cu un singur pol pe valoarea nominală B_0 . Zona cu inducție B_0 , ocupă un volum mai mic de 1 mm^3 . Coordonatele punctului “sensibil” se pot modifica pe cele două axe în întreaga “felie” investigată. Generatorul de RF, **GRF**, produce excitația de RF aplicând-o întregului segment de corp plasat în

câmpul magnetic și declanșând rezonanța magnetică nucleară numai pentru protonii din zona B_0 . Cu cât concentrația acestora este mai mare, cu atât răspunsul va fi mai însemnat. Acesta este detectat de bobina de recepție, **BR**, este detectat și prelucrat (**PD**), este convertit analog / numeric (**CAN**) și se transferă calculatorului, **C**. Întregul program de explorare este condus de acesta, prin unitatea de comandă, **UC**. În final, imaginea este afișată pe sistemul de vizualizare, **SV**. O explorare RMN durează cel mult *20 min*.

Avantajele tehnicii RMN sunt: absența radiației, diferențierea diverselor faze lichide ale organelor, o rezoluție fină (*5 mm*) în toate direcțiile, un contrast foarte bun (250 % între țesutul adipos și cel muscular) și o reproductibilitate ireproșabilă.