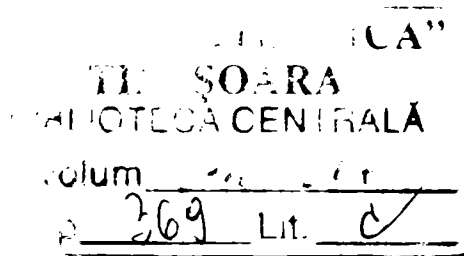


TEZĂ DE DOCTORAT

DOCTORAND

ing. ABU CHAKER ABDULRAHMAN



CONDUCĂTOR ȘTIINȚIFIC

Prof. dr. ing. Anton Policec

2004

**CERCETĂRI PRIVIND ACHIZIȚIA, PRELUCRAREA ȘI
INTERPRETAREA SEMNALELOR BIOMEDICALE
PE CALE ELECTRONICĂ**

Ing. ABU CHAKER ABDULRAHMAN

Conducător științific
Prof. Dr. Ing. Anton Policec

2004

CUPRINS

Introducere	2
Capitolul 1. EFECTELE FIZIOLOGICE ALE ELECTRICITĂȚII	4
1.1 Excitabilitatea electrică	
1.2 Efectele curentului continuu	5
1.3 Efectele curentului alternativ sinusoidal	6
1.4 Efectele curenților în impulsuri.	10
1.5 Efectele câmpului electrostatic	12
1.6 Efectele termice ale câmpului electric de radiofrecvență	13
1.7 Efectele câmpului electromagnetic	16
1.8 Absorbția UEM în țesuturi biologice	23
1.9 Concluzii	28
Capitolul 2 . EXPLORĂRI CLINICE PE CALE ELECTRICĂ	29
2.1 Circulația curentului electric prin corp	29
2.2 Măsurarea impedanței bioelectrice	31
2.3 Tomografia de impedanță electrică	40
2.4 Răspunsul electrodermal	46
2.5 Teoria răspunsului electrodermal	51
2.6 Concluzii	53
Capitolul 3 . PROPRIETĂȚILE ELECTRICE ALE PIELII	55
3.1 Tradiție și modernism în acupunctură	55
3.2 Meridianele și energia vitală	57
3.3 Interpretarea electrică a acupuncturii	58
3.4 Concluzii	65
Capitolul 4 . REALIZAREA UNUI APARAT PENTRU INVESTIGAȚII MEDICALE PE CALE ELECTRICĂ	66
4.1 Măsurarea impedanței electrice	66
4.2 O nouă soluție de realizare a impedanțmetrului medical	68
4.2.1 Circuitele de alimentare	69
4.2.2 Configurația modulului generator de tensiune sinusoidală	70
4.2.3 Modulul convertor tensiune-curent	70
4.2.4 Circuitul de pacient	72
4.2.5 Unitatea de prelucrare și afișare a rezultatelor	73
4.2.6 Obiectivele determinărilor experimentale	74
4.2.7 Calcularea parametrilor impedanței echivalente	77
4.3 Concluzii	77

Capitolul 5 CERCETĂRILE EXPERIMENTALE	78
5.1 Descrierea procedurii experimentale	79
5.2 Verificarea funcționării instalației	81
5.2.1 Cazul sarcinii rezistive	81
5.2.2 Cazul sarcinii pur reactive	82
5.2.3 Cazul unei impedanțe cu parametrii cunoscuți	83
5.2.4 Verificarea instalației pe țesutul viu	84
5.3 Prelucrarea datelor	85
5.4 Procesarea rezultatelor experimentale	95
5.4.1 Reprezentarea grafică a parametrilor echivalenți	96
5.5 Concluzii	100
Capitolul 6 CONSIDERAȚII FINALE ȘI CONTRIBUȚII PERSONALE	101
6.1 Recapitularea elementelor definatorii din teză	101
6.2 Contribuții originale	102
6.3 Perspective	103
ANEXA 1 Ordinul Ministerului Invățământului din Republica Arabă Siria	104
ANEXA 2 Articol de sinteză asupra conținutului tezei, înaintat spre publicare către Universitatea Politehnică din Damaasc, Siria	105
ANEXA 3 Liasa setului de date determinate experimental	118
BIBLIOGRAFIE	127

INTRODUCERE

Progresele biologiei și medicinei, ca urmare a descoperirii de noi principii, metode și tehnici neconvenționale de explorare a corpului viu, sunt condiționate și de elaborarea unor aparate adecvate, realizabile din punct de vedere tehnic, având la bază cele mai moderne soluții tehnologice.

În mod evident, inițierea unor cercetări în vederea realizării unor aparate electronice destinate activităților medicale presupune de la început o temeinică însușire a cunoștințelor fundamentale din domeniul vizat, pe lângă o pregătire de bază inginerască de specialitate cât se poate de largă.

Analiza fenomenelor ce însoțesc trecerea unui curent electric prin corpul uman între doi electrozi aplicați pe piele, poate furniza informații utile atât în cercetarea biomedicală, cât și în investigațiile paraclinice. Pentru a evidenția însușirile diverselor structuri biologice atunci când sunt polarizate electric, este necesar să se determine înainte de toate procedurile cele mai adecvate pentru stabilirea unui model electric echivalent. Curentul electric străbate corpul într-o distribuție a densității de curent, distribuție determinată de caracteristicile electrice specifice fiecărui element al mediului biologic. Cercetări asidue sunt consacrate în ultimul timp stabilirii unor modele care să descrie analitic distribuția curenților prin țesuturile și organele din interiorul corpului, în funcție de proprietățile lor specifice din punct de vedere electric. Identificarea și localizarea diverselor structuri biologice în urma stabilirii distribuției curenților electrici circulați între electrozii aplicați pe suprafața corpului, ar reprezenta un nou mod de investigație tomografică neinvazivă. Din păcate, singura cale de a cerceta comportamentul electric al structurilor biologice din interiorul corpului constă în măsurarea unor mărimi electrice integrale, a tensiunii și intensității curentului între electrozii aplicați din exterior pe corp. Legătura ce se stabilește între aceste mărimi reprezintă impedanța circuitului echivalent. Pentru a stabili un model fizic al comportamentului mediului biologic polarizat electric, rezultatele măsurărilor efectuate pe corpul viu se compară cu o rețea de circuite electrice ce poate fi modelată cu elemente discrete precum conductanțe, reactanțe și surse de potențial electric.

Condiția primordială ce se impune în efectuarea investigațiilor biomedicale pe cale electrică este ca polarizarea electrică produsă în procesul măsurării să nu aibă nici un efect asupra structurilor biologice investigate. În această privință, numeroase cercetări efectuate pentru definirea domeniului utilizabil, arată că singura măsură ce trebuie respectată este limitarea intensității curentului electric la valori suficient de mici. În această situație, nu s-a putut evidenția nici un efect dăunător asupra stării organismului.

În prezenta teză sunt prezentate cunoștințele acumulate și cercetările efectuate de către doctorand în vederea conceperii, proiectării și realizării unui

aparat electronic destinat identificării unor proprietăți electrice echivalente ce caracterizează mediile biologice. Astfel, autorul dorește să-și aducă contribuția la diversificarea noilor mijloace utilizate pentru obținerea unor date semnificative, ce se pot corela din punct de vedere biomedical cu alte date și constatări obținute în investigarea organismului viu.

Conținutul tezei se împarte pe șase capitole.

În capitolul întâi, denumit "Efectele fiziologice ale electricității" sunt prezentate unele proprietăți fiziologice ale structurilor biologice din organismul viu, sub acțiunea curenților și câmpurilor electromagnetice. După o scurtă introducere în electrofiziologie, sunt trecute în revistă efectele curentului continuu, curentului alternativ sinusoidal de diferite frecvențe și efectele impulsurilor de diferite funcții. În continuare, se prezintă consecințele plasării corpului în câmpuri electromagnetice și se arată riscurile inerente acestor expuneri, ca o consecință a absorbției radiațiilor în țesuturi. Capitolul întâi este tratat pe 24 de pagini.

În capitolul doi, intitulat "Explorări clinice pe cale electrică" prezintă în primul paragraf mecanismul biofizic al trecerii curentului prin medii biologice. Conducerea curentului prin corp este asemănată cu fenomenele de pe circuite electrice complexe ce sunt descrise prin mărimea numită impedanță. Se introduce o metodă originală de determinare a impedanței bioelectrice. În continuare sunt prezentate aplicații ale impedanțmetriei în medicină, precum reopletismografia, tomografia de impedanță electrică și răspunsul electrodermal. Capitolul se întinde pe 25 de pagini.

În capitolul trei, intitulat "Proprietățile electrice ale pielii", se face o prezentare a teoriei acupuncturii pe baze energetice. Se arată că în prezent, cercetările sunt orientate către explicarea acupuncturii pe baze științifice și cu aparatură de măsură a conductibilității în centrul electrodermal.

În capitolul patru, intitulat "Realizarea unui aparat pentru investigații medicale pe cale electrică" este prezentată o soluție originală de realizare a unui impedanțmetru medical performant. Este descrisă definirea, proiectarea și modul de asamblare a modulelor funcționale care constituie aparatul. În ultima parte a capitolului se prezintă metoda de calcul al parametrilor care definesc impedanța echivalentă a circuitului măsurat.

În capitolul cinci, intitulat "Cercetări experimentale", sunt prezentate testele de laborator efectuate pentru a regla și verifica funcționarea corectă a aparatului. Se arată că în acest scop au fost conectate circuite de sarcină construite cu componente discrete de valoare cunoscută. După încheierea testelor, s-au efectuat serii de determinări pe corp. Începând din paragraful 5.3 sunt prezentate datele măsurate și metodele de procesare. Pentru ușurarea interpretărilor, au fost trasate grafice și întocmite tabele comparative .

În capitolul șase al tezei, intitulat "Considerații finale și contribuții originale" se enumeră elementele definatorii din teză și se arată contribuțiile personale. În încheiere se arată perspectivele continuării cercetărilor.

La sfârșitul tezei se află trei anexe. Prima anexă este scrisoarea din partea Ministerului Învățământului din Siria cu acceptul articolului de sinteză privind realizările în cadrul tezei spre a fi publicat la Facultatea politehnică din Damasc. Anexa a doua este articolul trimis spre publicare, redactat în limba arabă. În anexa a treia se prezintă o liasă cu tabele conținând datele experimentale primare și rezultatele finale, în urma cercetărilor efectuate în diferite condiții de lucru cu aparatul realizat.

Autorul apreciază cu recunoștință faptul că în toată perioada studiilor la Universitatea Politehnică Timișoara s-a bucurat de cele mai bune condiții de muncă și cercetare.

Activitățile desfășurate în cadrul tezei, și în primul rând lucrările de cercetare experimentală pentru obținerea rezultatelor scontate nu ar fi fost posibile fără permisiunea accesului în laboratoare și sprijinul material acordat de către conducerea Departamentului de Comunicații al Facultății de Electronică și Telecomunicații. Finalizarea cu succes a tezei a fost posibilă în mare parte și datorită colaborării strânse cu cadrele didactice și personalul tehnic din Facultate.

Autorul aduce mulțumiri în primul rând conducătorului științific pentru îndrumarea permanentă și competentă, în toată perioada elaborării tezei. Autorul mulțumește de asemenea domnului profesor Filip Aurel pentru sugestiile valoroase privind metodele de tratare a datelor și proiectarea aparaturii necesare în teză. Autorul s-a bucurat de sprijinul competent al domnului asistent Petru Papazian în faza elaborării programelor de procesare a datelor și este recunoscător domnului tehnician Virgil Popovici pentru sprijinul efectiv în realizarea instalației experimentale și contribuția activă la efectuarea măsurărilor.

CAPITOLUL 1.

EFECTELE FIZIOLOGICE ALE ELECTRICITĂȚII

Corpul omenesc conduce curentul electric datorită faptului că toate structurile biologice ale organismului conțin soluții apoase de săruri dissociate în ioni. În consecință, corpul prezintă proprietățile unui conductor de speța doua - cu conducție ionică. Dacă corpul omenesc se află într-un circuit electric sau într-un câmp electric, magnetic respectiv electromagnetic (staționar, sau radiant -inclusiv fonic), se pot declanșa diferite efecte fiziologice cu consecințe benefice sau dăunătoare.

În cazul trecerii prin corp al unui curent electric, între două puncte de contactare, intensitatea curentului rezultă egală cu raportul dintre tensiunea aplicată între electrozi și impedanța echivalentă a segmentului de corp - parte a circuitului electric considerat. Partea majoră a impedanței acestui circuit este datorată trecerii curentului prin piele - așa cum se va arăta mai târziu. Distribuția densității de curent prin diferitele țesuturi din interiorul corpului este practic imposibil de stabilit analitic

Consecințele trecerii curentului sunt determinate evident de intensitatea curentului - mai precis de valorile densității de curent în fiecare punct al mediului biologic implicat în proces, cât și de funcția de timp a curentului (continuu, alternativ sinusoidal, în impulsuri etc.), de durata aplicării, modul de contactare și de starea de sănătate a persoanei supuse acestor acțiuni. Efectele curenților electrici alternativi depind în mare măsură și de frecvența acestora.

1.1 Excitabilitatea electrică.

Excitabilitatea este proprietatea unor structuri biologice de a-și modifica starea, ca răspuns la o variație energetică din exterior cu acțiune de stimul. [1]. Pentru ca agentul excitant să aibă efecte fiziologice trebuie să îndeplinească anumite condiții și anume, să persiste un anumit timp și să depășească un anumit prag de intensitate, cu o viteză de creștere suficient de mare. Este important de subliniat că excitația prin curenți electrici are efect asupra tuturor structurilor biologice excitabile. Cercetările în domeniul electrofiziologiei arată că avantajele stimulării pe cale electrică constau în faptul că aplicarea curentului poate fi controlată cu precizie în intensitate (pentru a evita orice leziune), în durată și ca funcție de timp, și acțiunea se localizează prin amplasarea electrozilor exact în zona dorită.

Curenții de intensitate redusă, ce se află sub un anumit prag valoric, nu sunt perceptibile (sunt valori subliminare). Peste pragul percepției senzoriale, efectele curentului electric crescător se clasifică în funcție de urmările produse, și anume: - stimularea electrică progresivă a țesuturilor excitabile (cu precădere nervi și mușchi) până la blocarea musculaturii cu consecințe majore; - încălzirea

țesuturilor prin disiparea energiei electrice (conform legii lui Joule) și arsuri grave, la intensități ridicate ale curentului electric.

1.2 Efectele curentului continuu.

Excitabilitatea neuromusculară la valoarea de prag a curentului continuu apare la închiderea curentului. Pentru valori moderate mai mari (supraliminare) efectul se produce numai în momentele închiderii, respectiv al întreruperii curentului. S-a constatat că la închiderea circuitului efectul se produce în dreptul catodului (polului negativ), iar la întrerupere, în dreptul anodului.

Curentul electric continuu circulat prin corpul omenesc în mod controlat poate avea efecte benefice și ca atare reprezintă posibilitatea unor aplicații în scop terapeutic.[2]. Printre efectele curenților continui se menționează [5]:

- Electroliza. Trecerea curentului electric prin structurile electrolitice deplasează ioni. Dacă între electrozi și corp se interpun tampoane îmbibate cu soluții conținând componente solubile, ionii acestora vor penetra prin piele. Datorită acestui fapt, procedurile care folosesc curenți continui se numesc galvanizări.

- Electroforeza. Moleculele organice nedisociate, celulele libere, dar și bacteriile, polarizate electric superficial, pozitiv, vor fi transportate către catod.

- Electroosmoza. Circulația curentului prin membranele vii semipermeabile, poate cauza dezechilibre prin modificarea distribuției componentelor datorită transportului selectiv.

- Ionoforeza. Curentul electric continuu poate facilita penetrarea prin piele a unor substanțe medicamentoase către spații mai profunde.

- Activarea circulației capilare, periferice cu efecte benefice în tratarea unor cazuri de paralizie flască de diverse origini.

- Activarea proceselor metabolice locale, urmată de o ușoară creștere a temperaturii în zonele activate.

- Reducerea stărilor dureroase în sciatică, lumbago, nevralgiile nervului trigemen, durerilor intercostale sau de Herpes Zoster.

- Galvanizarea aduce ameliorări și în cazurile de artroză, mialgii și miogeloze, în unele cazuri de hipo- și parestezie postoperatorie sau transplant de piele.

Numeroase date bibliografice se referă la efecte remarcabile ale curenților electrici în osteogeneză, sau de accelerare a consolidării fracturilor osoase.[6].

În figura 1.1 sunt arătate diverse moduri de aplicare a curenților continui pentru galvanizări în balneoterapie. [5]. Electrozii (E), figurați în detaliile (a) și (b), sunt confecționați din metale moi sau din cauciuc conductor, ce apasă tampoanele îmbibate cu ser fiziologic sau soluții de săruri conținând ionii unor substanțe medicamentoase. Electrozii se fixează cu ajutorul unor benzi elastice (B) pe suprafața corpului. Dacă suprafața electrozilor este suficient de mare

(>200 cmp), curentul continuu circulat poate atinge 30 mA fără efecte neplăcute.

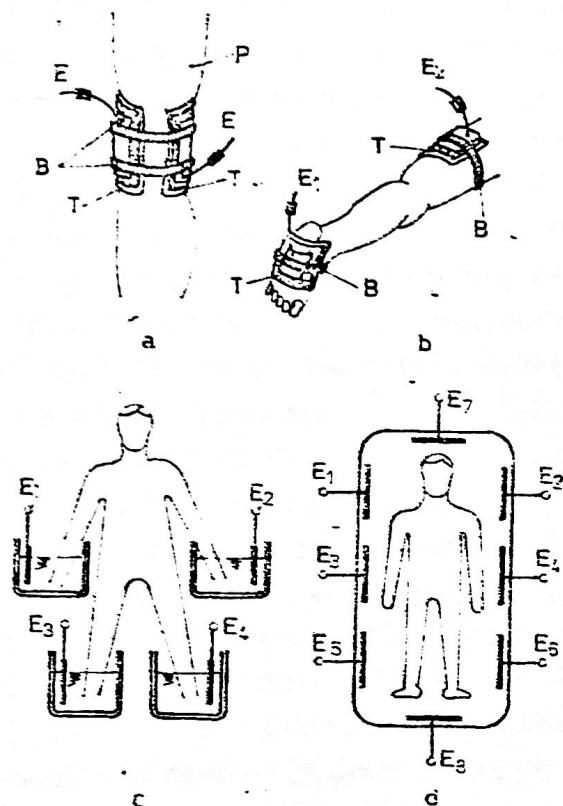


Fig. 1.1 Diverse proceduri de galvanizare în scop terapeutic [5]

Pentru tratarea simultană a mai multor membre sau a întregului corp, se recurge la metoda celor patru cuve - ca în detaliul (c). Prin aplicarea unei diferențe de potențial între electrozi - de exemplu plusul la E1 și E4 iar minusul la E2 și E3, se obține tratarea întregului corp. În detaliul (d) electrozii, protejați de atingeri directe, se află scufundați într-o vană izolatoare, conținând apă și diverse substanțe medicamentoase. Conexiunile la sursă asigură circulația transversală a curenților: de ex. electrozii din stânga la plus iar cei din dreapta la minus. După 10 minute, polaritatea se inversează. Baia electrică este recomandată în caz de neuropatii, scleroză multiplă, sechele poliomielitice, poliartrite spondiloze, poliartrite etc

1.3 Efectele curentului alternativ sinusoidal.

Pragul percepției senzoriale este atins de aceea intensitate minimală a curentului, care are ca efect stimularea unor nervi sau mușchi. Pragul este sensibil diferit la diverși indivizi, locul stimulării și condițiile măsurării. Ca exemplu, la atingerea cu mâini ude a firelor unui circuit de curent alternativ de 50 Hz, efectul se produce la intensitatea de circa 0,5 mA. În alte condiții pot fi stabilite praguri ale senzației perceptibile până la 10 mA. (Datele indicate se referă la valori efective ale curentului alternativ). [3].

Creșterea treptată a intensității curentului de 50 Hz peste pragul percepției provoacă efecte tot mai severe de stimulare, însoțite de durere și oboseală. Constrațiile provoacă mișcări necontrolate. La limită, subiectul nu mai poate controla volitiv musculatura supusă stimulării. În general, valorile limită ale controlului volitiv se situează peste 6 mA.

Consecințele curenților peste limita controlului voluntar sunt constrații puternice, având consecințe majore. Astfel, intensități de curent peste 22 mA circulante între brațe, pot conduce la blocarea musculaturii intercostale,

respectiv la încetarea ventilației pulmonare, având drept consecință asfixierea individului, dacă curentul nu este întrerupt la timp.

Musculatura inimii este susceptibilă la acțiunea curenților electrici, motiv pentru care pot apărea situații extrem de periculoase în caz de electrocutare. Dacă o parte din curentul transtoracic traversând inima, depolarizează unele porțiuni ale miocardului, propagarea influxului nervos autonom este dereglat și ca urmare, se instalează o stare vicioasă de contracții dezordonate cu o rată de până la 300 de bătăi pe minut, fără un efect de pompaj sangvin. Starea se numește fibrilație ventriculară și duce inevitabil la deces. Din nefericire, întreruperea curentului provocator nu anulează fibrilațiile ventriculare. Nivelul curentului transtoracic care declanșează fibrilații ventriculare este cuprins în intervalul 75 - 400 mA. Restabilirea unui ritm normal al bătăilor este posibilă prin aplicarea unui șoc electric defibrilator de mare intensitate și durată scurtă, care are ca efect depolarizarea tuturor celulelor miocardului, cu o șansă de revenire la normalitate.

Un caz particular al curenților transtoracici cu efecte periculoase asupra inimii apare în cazul persoanelor purtătoare de stimuloare de ritm cu electrod cateterizat în ventricul. S-a constatat că injecția unui curent concentrat de circuitul stimulatorului mai mare de 16 μ A poate declanșa fibrilații ventriculare. În figura 1.2 este ilustrată comparativ distribuția densității de curent în toracele unui subiect normal în comparație cu situația în cazul unui purtător de stimulator de ritm implementat în torace.

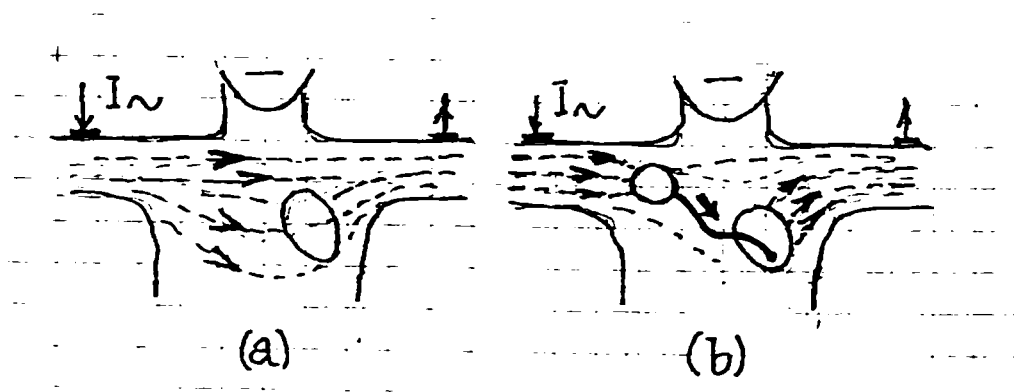


Fig. 1.2 Distribuția densității de curent în torace
(a) - subiect sănătos;
(b) - purtător de stimulator implantat

În cazul unor curenți alternativi de mare intensitate de 50 Hz ce traversează corpul, întreaga musculatură a inimii se contractă, toate celulele se depolarizează și inima încetează să mai bată. În acest caz, după întreruperea curentului de scurtă durată, este posibil ca inima să reia spontan activitatea normală, în mod asemănător cu efectul impulsului singular defibrilator.

Experiențe făcute pe animale au arătat că valorile minimale de intensități ale curentului de 50 Hz care provoacă contracția globală a miocardului, ca urmare a depolarizării totale, sunt cuprinse între 1 și 6 A.

În tabelul 1.1 sunt indicate efectele curenților de 50 Hz ce străbat corpul omenesc de la o mână la alta sau de la un picior la celălalt, cu durata acțiunii de o secundă.

Tabelul 1.1

Efectele curentului de 50 Hz ce străbate corpul de la un braț la celălalt

<i>Intensitatea curentului</i>	<i>Efectul</i>
1 mA	Prag de percepție senzorială
5 mA	Prag acceptat ca intensitate maximă nedăunătoare
10-20 mA	Pragul contracției persistente
50 mA	Durere. Oboseală. Leșin posibil. Funcțiile vitale continuă
100-300 mA	Declanșarea fibrilației ventriculare. Respirația funcționează
peste 6 A	Contracție a miocardului persistentă. Paralizie respiratorie. la întreruperea curentului funcțiile vitale se normalizează Apar arsuri

Numeroase accidente de electrocutare au fost semnalate în vecinătatea liniilor de înaltă tensiune în caz de avarii, prin punerea sub tensiune a stâlpului de susținere, sau în cazul conductorilor sub înaltă tensiune căzuți la pământ. În aceste situații, curenții de fugă prin sol produc însemnate diferențe de potențial cu efecte de electrocutare pe circuitul format de la un picior la celălalt în timpul mersului, dacă încălțăminte nu este izolatoare. În același mod, și animalele patrupede mari pot fi electrocutate în spațiul proxim.

Curenții de mare intensitate provoacă încălzirea țesuturilor, prin efectul disipativ al rezistenței electrice echivalente a acestora. Arsurile provocate, mai pronunțate, se produc la suprafața corpului, până la perforarea tegumentului (la valori efective mai ridicate ale tensiunii decât 240 V, timp de câteva secunde), deoarece pielea prezintă o rezistență relativ mai ridicată. Trecerea curentului intens prin părți ale sistemului nervos (creier, măduva spinării, nervi) blochează toate funcțiile excitabilității fiziologice. Stimularea electrică excesivă provoacă contracții musculare atât de puternice încât se pot produce rupturi ale tendoanelor la inserțiile pe os. Tensiunile electrice ridicate pe circuitele de mare putere (de exemplu 27 kV în tracțiunea electrică feroviară), pot da naștere la descărcări în arc electric și curenți de intensitate ridicată ce provoacă carbonizarea corpului.

Experiențe efectuate privind limita controlului voluntar și prag al contracției persistente, la frecvențe sub 10 Hz, au arătat valori mai mari ale

intensității, probabil datorită relaxării parțiale a fibrelor musculare în răstimpul trecerilor de la o fază la alta. De asemenea, începând cu frecvențe ce depășesc sute de Hz, nivelul limită al controlului voluntar crește progresiv.

S-a constatat că pragul percepției senzoriale devine din ce în ce mai mare, odată cu creșterea frecvenței curentului. Dacă frecvența depășește aproximativ 200 kHz, percepția senzorială respectiv stimularea fiziologică nu se mai manifestă, indiferent de intensitatea curentului alternativ. În această situație, densitățile tot mai mari de curent produc doar încălzirea, arderea sau pulverizarea țesuturilor. Ca urmare, curenții intenși de frecvență ridicată găsesc aplicații în realizarea echipamentelor utilizate în tehnici chirurgicale pentru tăiere, cauterizare și coagulare.

Reprezentarea grafică dată în figura 1.3 arată efectele fiziologice ale curentului în funcție de frecvență. Se remarcă vulnerabilitatea pronunțată a structurilor biologice față de frecvențele joase, apropiate de frecvența rețelei de alimentare electrică cât și lipsa răspunsului stimulativ peste câteva sute de kiloherti.

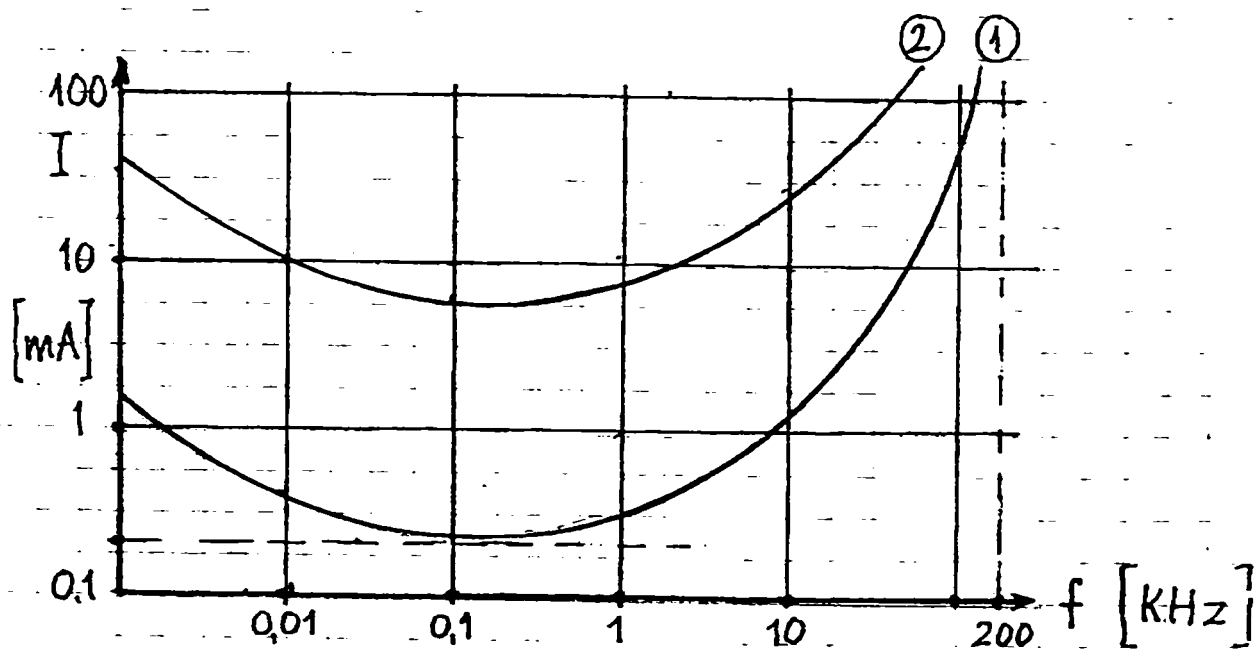


Fig. 1.3 Pragul excitabilității musculare (1) și limita controlului voluntar, în contracție persistentă (2), în funcție de frecvența curentului alternativ sinusoidal

O prezentare detaliată a efectelor curenților electrici alternativi de rețea asupra organismului viu și normele de protecție impuse se prezintă în capitolul următor.

1.4 Efectele curenților în impulsuri.

Numeroase cercetări biomedicale au scos în evidență posibilitatea tratării unor afecțiuni prin stimularea cu impulsuri de curent electric. Efectele obținute sunt benefice în atenuarea unor stări dureroase (analgezie), în reducerea edemelor și umflăturilor, suprimarea contracțiilor musculare spastice, stimularea circulației sângelui, în activarea unor mușchi pentru tonifiere sau recuperare funcțională, în stimularea ritmică a inimii, în tratamentul unor afecțiuni neuropsihice, pentru masaj, ionoforeză, în balneoterapie etc..

În figura 1.4 sunt reprezentate diferite funcții de impulsuri și în continuare se menționează efectele terapeutice scontate.

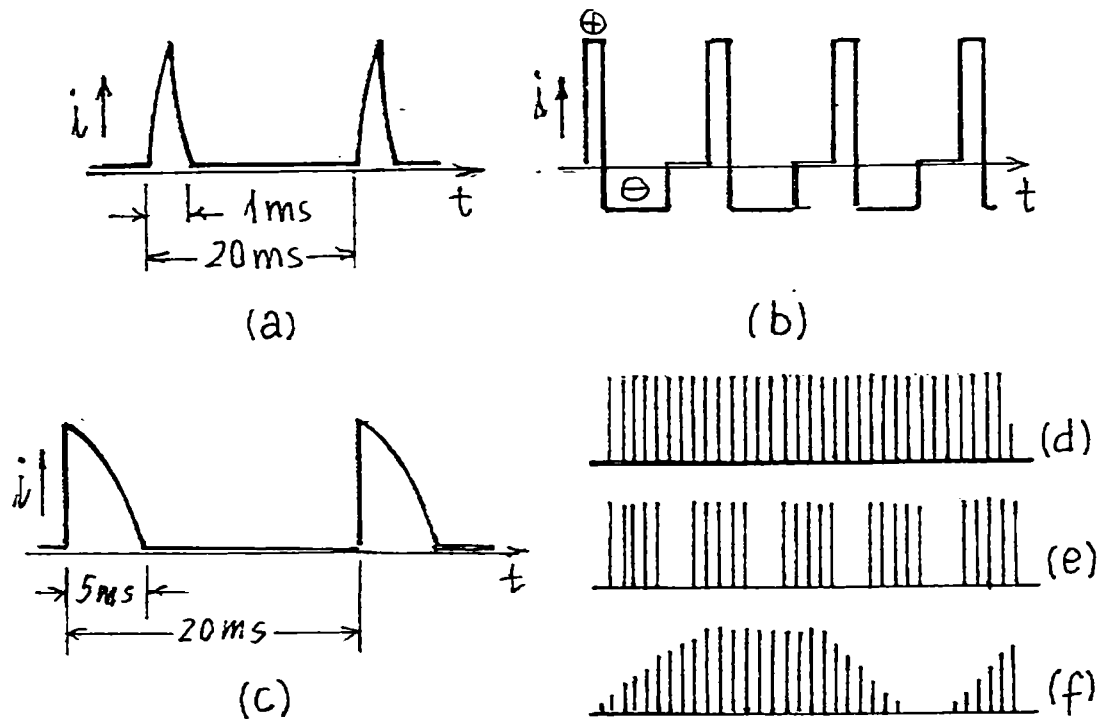


Fig. 1.4 Diverse tipuri de impulsuri utilizate în electroterapie
(a) - impulsuri neofaradice; (b) - impulsuri bifazice;
(c) - unde de șoc cerebral; (d) - șir de impulsuri pentru tonusul muscular; (e) și (f) șiruri modulate pentru electrogimnastică și recuperare musculară

Șirul impulsurilor bifazice (b), realizează efectul scontat cu faza pozitivă (+), iar faza negativă (-), de amplitudine redusă, reface distribuția inițială a ionilor.

Efectul stimulator al curenților electrici a fost stabilit experimental prin aplicarea unor impulsuri de formă dreptunghiulară pe un segment de nerv motor sau circulând printr-un mușchi striat. Observațiile au scos în evidență faptul că stimularea liminară (pragul unui efect de contracție musculară) este declanșată

de un impuls de curent, având intensitatea I cu atât mai mică, cu cât durata impulsului τ este mai lungă. S-a stabilit astfel o relație între durata impulsului și intensitatea sa. Locul geometric al perechilor de valori $I - \tau$ definește o curbă cu o alură aproximativ hiperbolică, așa cum se arată în figura 1.4. Graficul ilustrează pragul excitabilității neuromusculare, asociat cu nervul motor sau cu mușchiul investigat și este o ilustrare a stării de funcționalitate fiziologică a acestuia. Alterarea stării de normalitate neuromusculară se reflectă în modificări ale graficului. Valoarea cea mai mică a amplitudinii curentului, $I = I_R$, ce corespunde unei durate τ suficient de lungi (> 200 ms) se numește Reobază. Durata unui impuls $\tau = T_C$, asociat cu o amplitudine a impulsului $I = 2I_R$ este un parametru semnificativ al investigației și poartă denumirea de Cronaxie sau timp caracteristic. Orice asociație a valorilor $I - \tau$ ce se situează deasupra pragului excitabilității definită conform graficului, reprezintă un stimul supraliminar, cu efect stimulator cert.

Cercetările experimentale au arătat, deasemena, că aplicarea unui impuls cu frontul progresiv crescător (în dinte de fierăstrău) scoate în evidență o proprietate de natură fiziologică numită acomodare. Acomodarea constă în adaptarea structurilor biologice excitabile, la prezența curentului, dacă acesta crește suficient de lent. În limbajul consacrat, viteza de creștere a intensității curentului este descrisă prin cuvântul "bruschețe". În figura 1.5 a fost ilustrată și curba pragului de excitabilitate la impulsuri triunghiulare.

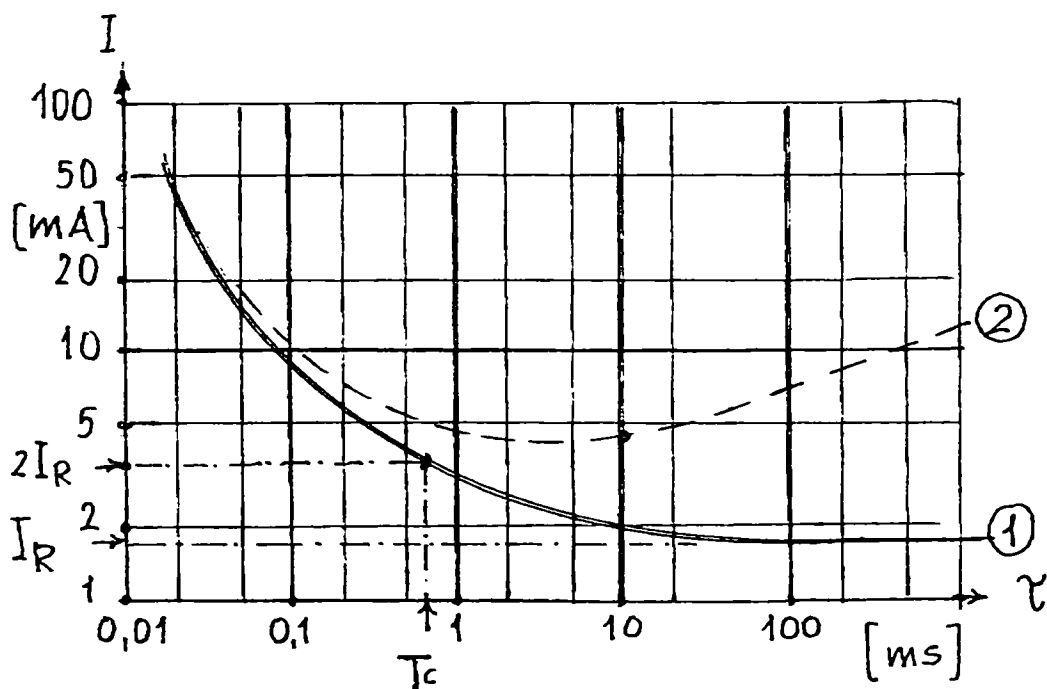


Fig. 1.5 Pragul excitabilității neuromusculare stabilit cu impulsuri dreptunghiulare (1) și cu impulsuri "dinte de fierăstrău" (2), evidențiind acomodarea la stimul

Explicația constă în faptul că o creștere prea lentă în timp a intensității curentului stimulator permite structurilor biologice o adaptare la prezența curentului - asemănător acceptării curentului continuu (având creștere zero), fără un efect stimulator. Există deci o viteză critică de creștere a intensității curentului, la care stimularea mai are loc. Viteza critică de creștere a curentului stimulator, exprimată în $mA / msec$, poate fi dedusă din raportul $\Delta I / \Delta \tau$ al variațiilor extrase din dreapta a curbei (2), monoton crescătoare..

1.5 Efectele câmpului electrostatic

În mod asemănător oricărui corp conductor plasat într-un câmp electrostatic și corpul omenesc se polarizează electric, adică, în spațiul unui câmp electric la suprafața corpului apar sarcini electrice induse ce reduc la zero intensitatea câmpului electric în interiorul acestuia. Câmpul electrostatic nu "pătrunde" în interiorul corpului. Un prim exemplu îl constituie prezența omului într-un spațiu deschis, stând în picioare. Este cunoscut faptul că Planeta Pământ este puternic electrizată, globul pământesc fiind încărcat cu o sarcină negativă generată de trăsnete, la circa 540000 coulombi.[4]. În consecință, intensitatea câmpului electrostatic în vecinătatea solului este de circa 120 V/m, încât la înălțimea creștetului unui om potențialul este de aproape 200 volți. Conductibilitatea și polarizarea electrică amintită mai sus face însă ca de la sol până la creștetul capului corpul să fie echipotențial, iar liniile de câmp electrostatic să se distorsioneze înconjurându-l.

Pe măsură ce intensitatea câmpului rezultă mai mare, unele efecte devin sesizabile. Astfel, firele de păr acționate de forțele electrostatice se ridică, dând o ușoară senzație de vânt, așa cum se poate constata în vecinătatea ecranului unui televizor, știut fiind că pe partea interioară a ecranului de sticlă există un potențial de ordinul a + 25 kV. Aproape de corpurile puternic electrizate sunt posibile descărcări electrice sub formă de scânteie. Astfel de situații apar la frecarea unor suprafețe din plastic, periatul părului uscat etc. Diferența de potențial în aceste cazuri poate atinge valori de 5-10 kV, suficientă pentru producerea descărcării prin scânteie. Dacă sarcina electrică acumulată este destul de mare, impulsul curentului de descărcare poate avea un efect de șoc perceput ca o lovitură. Fenomenul poate deveni dramatic dacă sarcina disponibilă este însemnată. Un caz cunoscut este efectul trăsnetului atmosferic.

Trăsnetul este o scânteie electrică de foarte mare intensitate, ca urmare a acumulării masive de sarcini electrice negative la baza norilor de furtună, generate de procesele fizice ce au loc în interiorul norilor.[4]. Marele condensator electric format de suprafața pământului, pe de o parte și norul puternic electrizat, pe de altă parte, înainte de formarea descărcării, se află la o diferență de potențial de sute de milioane de volți. În această stare, descărcarea

prin trăsnet, sub forma unui imens arc electric, transportă un curent electric ce atinge instantaneu o intensitate de 200-400 kA. Trebuie însă menționat că fenomenul se consumă într-un timp foarte scurt, de zeci de milionimi de secundă și ca atare energia degajată este redusă. Cu toate acestea, dacă trăsnetul lovește o ființă vie, consecințele sunt extrem de severe, cauzând de cele mai multe ori decesul, arderea și carbonizarea victimei.

Tensiunile electrostatice înalte generează efecte luminescente în gaze aflate la presiune redusă. Descărcarea luminoasă se datorește ionilor produși prin ciocnirile atomilor sau moleculelor de gaz cu particule electrizate, ce se pun în mișcare cu mare viteză sub acțiunea câmpului electric intens. Descărcarea se poate transforma în arc electric, dacă sursa de tensiune este de putere iar circuitul are rezistență mică. Dacă rezistența circuitului este mare, curentul nu poate să crească și efectul luminos persistă. Culoarea luminii produse este determinată de natura gazului (de exemplu, Neonul luminează roșiatic, vaporii de Sodiu în galben etc.). Imaginea înregistrată prin fotografiere se numește electrografie.

Emanările gazoase produse prin funcția excretorie a pielii, prezintă o luminescență dacă în spațiul proxim se crează un câmp intens pe un circuit cu rezistență electrică ridicată. În acest scop, pe porțiunea cercetată a pielii se așează o placă de sticlă izolatoare acoperită pe suprafața opusă cu un strat translucid conductor (prin argintare) sau o grilă. Creind o diferență de potențial suficient de mare între corp și grilă, vor apare pete luminoase în dreptul porilor pielii datorită descărcării luminescente, de culoare corespunzătoare naturii gazului și cu o strălucire determinată de rata cantității de gaz emanat. Pe de altă parte, pe suprafața corpului există numeroase puncte, numite electrodermale sau centri de acupunctură, ce prezintă o rezistență mai scăzută de trecere prin piele. Conform teoriei acupuncturii, punctele electrodermale sunt interconectate, prin meridiane ce împânzesc tot corpul, cu diverse organe interne și reflectă prin proprietăți specifice starea lor de sănătate a organelor respective. [20]. Studii teoretice și experimentale au arătat că în cazul unor afecțiuni, leziuni ale pielii sau modificări fiziologice ale structurilor interne, desenul, localizarea și culoarea petelor de lumină se modifică. Metoda și tehnicile explorării clinice cu efecte luminescente pe suprafața corpului cu ajutorul câmpului electric, se numește electronografie.

1.6 Efectele termice ale câmpului electric de radiofrecvență

Dacă între armăturile unui condensator se aplică o tensiune alternativă de frecvență ridicată, ia naștere un câmp electric. În acest spațiu, un corp cu proprietăți conductoare va disipa sub formă de căldură o energie electrică proporțională cu pătratul valorii efective a intensității câmpului și invers proporțională cu rezistivitatea corpului, definită la frecvența câmpului. Acumularea energiei termice în volumul considerat va duce implicit la creșterea

temperaturii acelu corp. In acest mod se realizează o creștere dorită a temperaturii în anumite părți ale corpului, pentru tratamente numite diatermice.

Să considerăm un element ΔV în volumul mediului disipativ având o rezistivitate electrică ρ , supus unui câmp electric alternativ cu intensitatea efectivă E . Puterea electrică disipată în volumul elementar, p_E , egală cu E^2/ρ , se transformă în căldură. Energia termică degajată în volumul elementar crește în decursul timpului. Sub formă diferențială, energia termică acumulată, notată cu Q este

$$\Delta^2 Q = p_E \Delta V \cdot \Delta t \quad (\text{rel. 1.1})$$

Acumularea energiei termice mărește treptat temperatura elementului de volum. In răstimpul scurt Δt , temperatura va crește cu $\Delta \Theta$. Dacă masa elementului de volum este Δm , având capacitatea termică specifică notată cu k , relația dintre energia înmagazinată și creșterea de temperatură va fi $\Delta^2 Q = k \cdot \Delta m \cdot \Delta \Theta$. Din cele arătate mai sus, viteza de creștere a temperaturii în mediul considerat va avea expresia

$$\Delta \Theta / \Delta t = (k \cdot \rho)^{-1} \cdot p_E \quad (\text{rel. 1.2})$$

Unitățile de măsură ce stau la baza relațiilor de mai sus, sunt :

$$[\Delta V] = m^3 ; [\rho] = \Omega m ; [E] = V/m ; [p_E] = J(m^3 \cdot s)^{-1} ; \\ [Q] = J ; [\Delta m] = Kg ; k = J(Kg \cdot ^\circ C)^{-1} ; [\Theta] = ^\circ C$$

Efecte asemănătoare se obțin în câmpuri magnetice alternative. Dacă printr-un solenoid circulă un curent de radiofrecvență, spațiul din solenoid devine sediul unui câmp magnetic variabil. Intr-un mediu conductor plasat în acel spațiu, câmpul magnetic va induce curenți electrici turbionari ce vor produce o disipare de energie. In consecință, temperatura corpului va crește prin acumulare termică. Efectele termice locale sunt proporționale cu pătratul valorii efective a intensității câmpului magnetic generat, multiplicată cu pătratul frecvenței, și invers proporțională cu rezistivitatea mediului la aceea frecvență. Astfel, puterea disipată într-un mediu caracterizat prin rezistivitatea electrică ρ , câmpul magnetic cu intensitatea efectivă H și frecvență f va fi

$$p_M = (f H)^2 / \rho \quad (\text{rel. 1.3})$$

Din graficul redat în figura 1.6 rezultă că efectele termice ale câmpurilor de radiofrecvență sunt dependente și de schimbările rezistivității mediului cu frecvența.

Conform standardelor, frecvența alocată pentru aparatura de diatermie electrică în radiofrecvență este de 27,12 MHz.

Datorită faptului că energia termică se acumulează în decursul timpului, temperatura corpului crește progresiv (rel.1.2). Din această cauză, durata unei ședințe de tratament diatermic trebuie strict delimitată, pentru a evita atingerea

temperaturii critice de circa 44 grade Celsius în organism, la care sângele se coagulează.

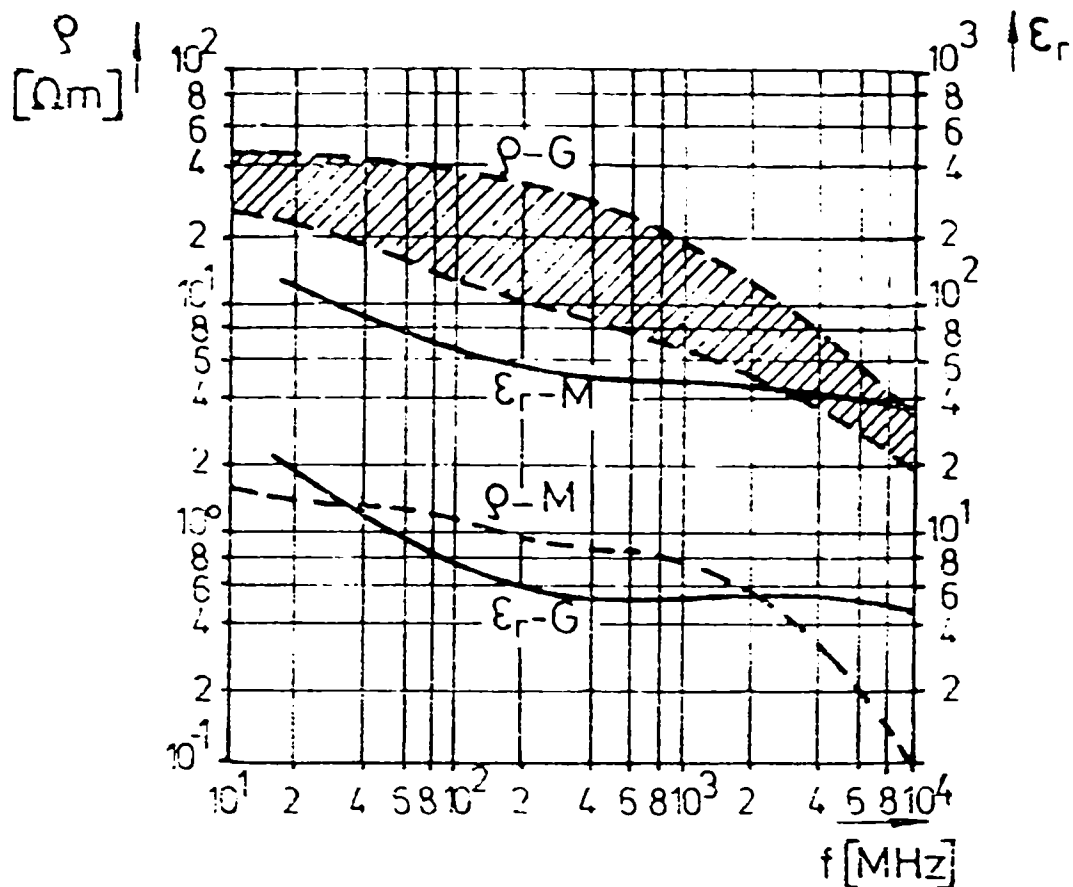


Fig. 1.6 Reprezentarea grafică a valorilor rezistivității în funcție de frecvență, pentru:

mușchi - ($\rho - M$) și strat adipos (grăsime) - ($\rho - G$)

și a permitivității electrice : ($\epsilon - M$) respectiv ($\epsilon_r - G$) [5]

câmpului magnetic generat, multiplicată cu pătratul frecvenței, și invers proporțională cu rezistivitatea mediului la aceea frecvență. Astfel, puterea disipată într-un mediu caracterizat prin rezistivitatea electrică ρ , câmpul magnetic cu intensitatea efectivă H și frecvență f va fi

$$p_M = (fH)^2 / \rho \quad (\text{rel. 1.3})$$

Din graficul redat în figura 1.6 rezultă că efectele termice ale câmpurilor de radiofrecvență sunt dependente și de schimbările rezistivității mediului cu frecvența.

Conform standardelor, frecvența alocată pentru aparatura de diatermie electrică în radiofrecvență este de 27,12 MHz.

Datorită faptului că energia termică se acumulează în decursul timpului, temperatura corpului crește progresiv (rel.1.2). Din această cauză, durata unei ședințe de tratament diatermic trebuie strict delimitată, pentru a evita atingerea temperaturii critice de circa 44 grade Celsius în organism, la care sângele se coagulează.

1.7 Efectele câmpului electromagnetic

Câmpul electromagnetic (EM) are un caracter ondulatoriu, unda se propagă în timp cu viteza luminii și se desfășoară în spațiu. Astfel, unda electromagnetică poate fi descrisă analitic cu patru dimensiuni, în spațiu și timp. În propagare, unda transportă energie radiantă electromagnetică. Undele EM provin din surse naturale, ca urmare a unor transformări ce eliberează energie radiantă, sau sunt generate artificial, cu instalații construite de către oameni. Un criteriu de clasificare a UEM este indicarea surselor din care provin. Se indică de asemenea, domeniul frecvențelor în care se situează, respectiv al lungimilor de undă.

În ordinea crescătoare a frecvenței, un spectru larg este ocupat de undele radio, obținute cu instalații generatoare alimentate electric (< 300 GHz). Posibilitățile de generare artificială a undelor cu frecvențe tot mai ridicate sunt însă limitate de caracteristicile dispozitivelor electronice tehnic realizabile. Progresele tehnologice extind însă neîntrerupt limitele acestor posibilități.

În natură, diverse fenomene fizice terestre cât și cosmice generează unde EM, începând cu valori foarte mici ale frecvenței.

În spectrul larg al undelor EM se menționează, în ordine crescătoare a frecvenței, undele radio, radiația fonică precum cea termică, radiația infraroșie, radiația vizibilă, ultravioletă, radiația roentgen și radiația nucleară gamma.

În al doilea deceniu al secolului trecut A. Gosset [7] a descoperit un efect biologic important al UEM când a reușit să distrugă o formațiune tumorală prin iradiere în unde scurte radio. În același timp s-a constatat experimental pe animale că UEM pot avea efecte ucigătoare.

Tratamentul tumorilor canceroase prin hipertermie indusă electromagnetic se dovedește eficient deoarece la temperaturi de 42 - 43,5 °C deoarece celulele canceroase sunt mai puțin rezistente efectului termic decât celulele sănătoase.[21]. Este important să se menționeze modul de propagare atenuată a undelor electromagnetice prin diverse țesuturi. Se știe că funcția intensității undei scade exponențial datorită atenuării de propagare. Atenuarea undelor EM este mai mare în mediile în care prezența apei este mai bogată. Astfel, trecerea undei printr-un mușchi reduce mai efectiv energia transportată pe aceeași distanță decât printr-un țesut adipos (gras). Pe de altă parte, undele de frecvență mai ridicată prezintă un coeficient de atenuare mai mare decât cele de frecvență mai joasă. Cu cât adâncimea la care trebuie acționat este mai mare, cu atât frecvența de utilizat trebuie să fie mai scăzută. Energia pierdută în procesul de propagare a undei prin țesuturi este cedată sub formă de căldură. Căldura astfel degajată mărește temperatura locală. Radiatorul EM adecvat (antena de emisie) așezat în proximitatea corpului, trebuie să focalizeze undele în formațiunea tumorală, intensitatea de radiație atingând astfel o valoare de vârf.

Antenele directive, concentratoare, au însă dimensiuni cu atât mai mari, cu cât frecvența de lucru este mai mică. Trebuie stabilită relația optimă adâncime-frecvență. Radiofrecvențele alocate tratamentelor diatermice cu unde electromagnetice sunt în valoare crescătoare, 13,56 ; 27,12 ; 40,68 ; 915 și 2450 KHz. Pentru a determina experimental efectele termice ale iradierii a fost conceput un model fizic, alcătuit din două straturi de întindere infinită. Primului strat, cu o adâncime de doi centimetri - având proprietățile absorbante ale stratului adipos - i s-a alăturat un mediu de mare adâncime cu proprietățile absorbante ale țesutului muscular. Blocul astfel constituit a fost iradiat cu o undă plană, de intensitate și durată neschimbate, pe rând, cu frecvențele menționate mai sus. Folosind o tehnică de măsură adecvată, s-au măsurat de fiecare dată temperaturile finale la diferite adâncimi. Rezultatele experienței sunt arătate în figura 1.7.

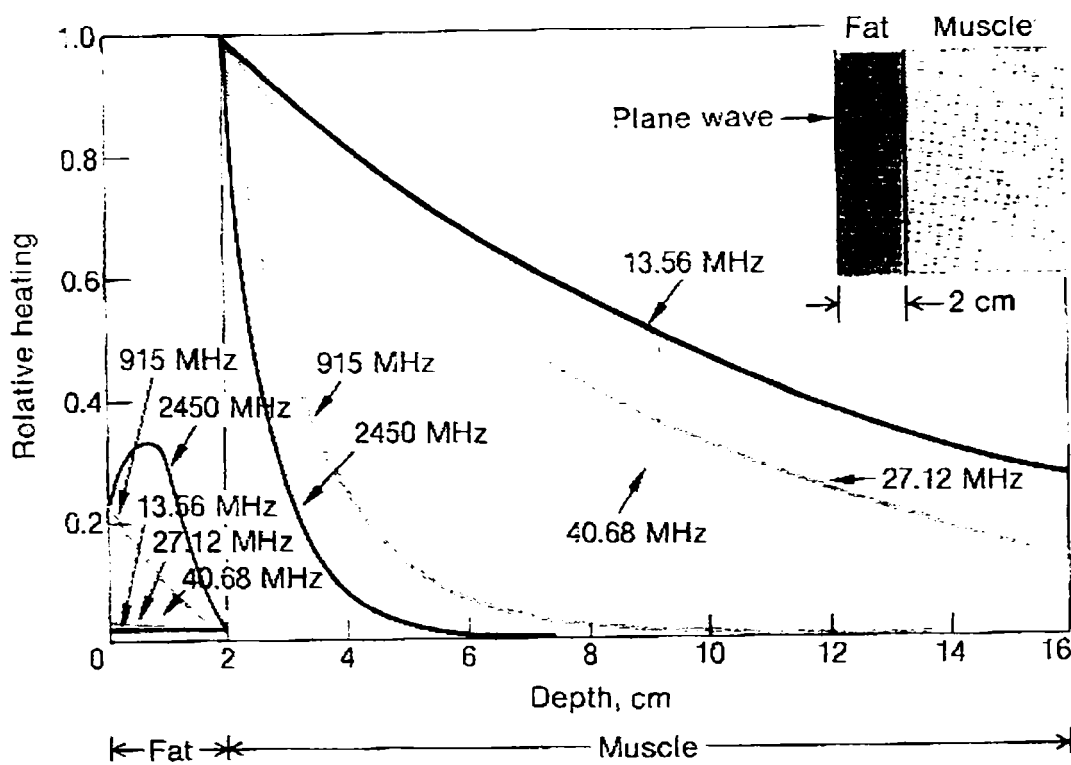
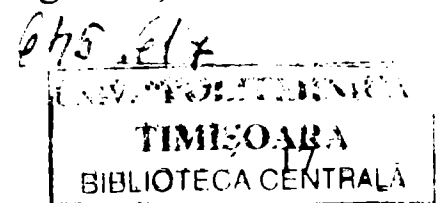


Fig. 1.7 Atenuarea intensității UEM cu adâncimea, funcție de frecvență [21]

Efectele termice ale UEM au fost aplicate cu succes nu numai în tratamentul cancerului sau terapia fiziologică, dar și în alte domenii, precum tratarea alimentelor, încălzirea industrială sau uscarea lemnului.

În practica medicală, radiațiile EM au fost aplicate pe scară tot mai largă. Se pot da ca exemple diversele metode și tehnici utilizând pe lângă efectele termice ale undelor, obținerea imaginilor radiologice, tomografia X asistată de calculator, tomografia RMN, tratarea prin iradiere cu radiația X și gamma a afecțiunilor de natură canceroasă, aplicațiile radiațiilor nucleare în scintigrafie etc. Instituțiile abilitate să analizeze efectele undelor electromagnetice, acordă o



atenție deosebită efectelor biologice ale radiațiilor, deoarece peste anumite limite, ele sunt dăunătoare organismelor vii.

Cercetările efectuate și experiența acumulată privind riscurile expunerii organismelor la radiații EM, în domeniul undelor radio (<300 GHz), au condus la stabilirea unor delimitări standardizate. [7].[8]. O prezentare în detaliu a responsabilităților ce revin organelor administrației publice, factorilor care produc, administrează, distribuie și utilizează energie electrică, produc aparate, echipamente sau instalații de natură să afecteze siguranța și sănătatea oamenilor sunt formulate juridic în legi și norme standardizate pe plan mondial, în toate statele. [13],[14],[16]. Cunoașterea acestora este o necesitate obiectivă.

Problematica a fost considerată de mare importanță și a fost pusă în dezbaterea mediului științific, a societăților de radio și televiziune, a serviciilor utilitare, operatorilor din comunicații, multimedia, industriei producătoare de aparatură și echipamente radioelectronice, a organizațiilor militare, protecției mediului etc. Numeroasele publicații, cărți, articole din presă, dezbateri reflectă oportunitatea abordării subiectului. Legislația adoptată în state avansate (SUA, Rusia, China și altele) limitează în consens parametrii radiațiilor la valori considerate având un factor de risc acceptabil. În retrospectiva anilor '70, ANSI (American National Standards Institute) a adoptat pentru spectrul de 30-300 MHz limita de 1 mW/cm^2 . [8]. În aceeași perioadă, normele din fosta Uniune Sovietică au standardizat valoarea limită a expunerii pentru anumite intervale din spectru la un $\mu\text{W/cm}^2$. Un număr tot mai mare de cercetători au apreciat că această limitare drastică se justifică pe baza anumitor constatări teoretice și experimentale, altele decât efectele termale. În aceeași perioadă iau dezvoltare diverse tehnici bazate pe microunde (μU) în domeniul militar, comunicații și în diverse ramuri din industrie, inclusiv cuptoarele electrocasnice cu μU . Evident, expunerea populației la riscurile iradierii rezultă de sute de ori mai redusă decât a persoanelor care lucrează în mediul proxim al surselor radiante puternice. S-a apreciat totodată că, în toate cazurile, în afară de nivelul intensității radiației la care se expune persoana, trebuie să se ia în considerație și durata expunerii zilnice măsurată în ore.

Importante constatări făcute asupra riscului expunerii la radiațiile radio au rezultat după cel de-al doilea război mondial, în rândul veteranilor care au lucrat pe stațiile de radiolocație (radar). Cu toate acestea, în aceea perioadă, concluzia a fost că singurul efect al microundelor este cel termic. Pe măsura creșterii puterii instalate a generatoarelor de radiofrecvență, au apărut tot mai multe informații alarmante. Atât în SUA cât și în Uniunea Sovietică, persoane expuse la iradiere au semnalat stări de migrenă, simptome neurologice, greață, amețeală, hemoragii interne, degenerarea glandelor sexuale etc. Experiențe făcute pe animale au provocat cazuri de cataractă. Cercetătorii sovietici au ajuns la concluzia că modificări biologice certe apar după o expuneri prelungite la radiații EM chiar sub intensități de 1 mW/cm^2 , ceea ce corespunde la o

intensitate a componentei electrice de 63 V/m. Cercetări ulterioare pe animale au condus la modificarea valorilor inițiale și s-a stabilit limita la $50 \mu\text{W}/\text{cm}^2$ - (14 V/m). Iradierea Ambasadei americane la Moscova în anii '60 cu microunde având $10-15 \mu\text{W}/\text{cm}^2$, modulate în amplitudine, a amplificat din nou interesul față de consecințele iradierii EM.

Implementarea stațiilor de radioemisie în medii dens populate, utilizarea emițătoarelor mobile la diferite frecvențe, au stimulat cercetările privind efectele biologice în proximitatea antenelor. S-a constatat că în vecinătatea antenelor ce emit unde hectometrice și metrice (0,1 - 1 MHz resp. 30 -50 MHz), efectul componentei magnetice în câmpul proximal este mai puțin dăunător decât componenta electrică.

Investigațiile biomedicale cu mijloace electrice și magnetice recent puse în serviciul activităților clinice, au impus stabilirea unor eventuale efecte dăunătoare la nivelul unor organe și structuri vulnerabile. În ultimele decenii, perfecționarea tomografiei RMN a întâmpinat controverse în legătură cu eventuale efecte ale câmpurilor electrice și magnetice intense, asupra creierului.

Irigarea creierului cu sânge prin contactul intim al vaselor capilare cu țesutul cerebral este posibilă printr-o joncțiune care împiedică în același timp pasajul unor molecule hidrosolubile dăunătoare.[12]. Această proprietate se definește ca o barieră, numită "blood-brain-barrier" BBB (engl.). S-a stabilit că ruperea barierei BBB printr-o traumă cauzată de încălzire, poate fi urmată de posibile afecțiuni ulterioare, ca urmare a pătrunderii în spațiul neuronal de substanțe toxice (de ex. uree). În ultimele două decenii, numeroase cercetări au investigat proprietățile BBB. S-a stabilit că frecvența industrială nu are efecte detectabile. În schimb, s-a pus întrebarea dacă câmpul magnetic staționar de mare intensitate, de la 0,5 la 4,7 tesla peste care se suprapune un câmp de radiofrecvență (în tehnica tomografică RMN) poate provoca sau nu efecte termice semnificative la nivelul creierului. În concluzia articolului [12], se precizează că nivelul expunerii la iradierea cu microunde în cazuri accidentale sau profesionale, la câmpuri EM de joasă frecvență sau în explorarea RMN, nu conduce la slăbirea barierei BBB. În schimb, tratamentele cancerului cerebral prin hipertermie pot avea ca efect secundar asemenea consecințe.

La cealaltă extremitate a spectrului EM, în domeniul frecvențelor foarte joase, există domenii de utilizare a energiei electrice cu frecvențe sub 30 Hz urmate de efecte fiziologice. Este cazul în unele ramuri industriale sau în sisteme de tracțiune electrică feroviară (16,67 Hz), minerit etc.

Numeroase cercetări au fost efectuate pentru stabilirea efectelor undelor EM de extrem de joasă frecvență (ELF), în domeniul 10-35 Hz, asupra sistemului nervos.[12]. Toate rezultatele au statuat că în acest domeniu de frecvențe, orice radiație de peste $1 \text{mW}/\text{cm}^2$ poate avea consecințe nefaste asupra creierului. Explicarea funcționării creierului nu poate fi redusă la mecanismele modelelor cu rețele neuronale analogice. Pentru procesarea

informațiilor senzoriale, elemente de memorie ale creierului funcționează ipotetic prin cuplaje de joasă frecvență ce rezonază cu semnalele recepționate pentru a stabili tipare ale experiențelor conștiente. Există multe observații care evidențiază o corelație între tipare ale traseelor EEG și diferite percepții subiective, pe cale senzorială. Constatări făcute de neurologi atestă faptul că sistemul nervos este sensibil față de electromagnetismul din mediul înconjurător. S-a stabilit că undele lente cerebrale au intensități sub 10 mV/cm. În consecință, intensități induse de același ordin pot declanșa efecte de rezonanță. Încă în 1956, C. A. Terzuolo și colaboratorii săi au evidențiat descărcări neuronale declanșate în câmpuri sub 8 mV/m.[12]. Experiențe ulterioare au demonstrat capacitatea neuronului izolat de a recepționa și emite unde de frecvențe extrem de lente. S-a constatat că absența pulsațiilor ELF naturale, terestre, perturbă desfășurarea proceselor fiziologice dictate de ritmul circadian, de 24 ore. Experiențe făcute cu voluntari izolați în încăperi subterane, având un efect de ecranare față de câmpurile externe terestre, au arătat o încetinire a activităților obișnuite cu 20 minute față de grupul martor. Se presupune că undele terestre ELF extrem de slabe - având intensități de ordinul 1 mV/m și frecvențele de 6,8 ; 14,1 ; 20,3 ; 26,4 și 32,5 Hz , furnizează ritmuri ce se cuplează cu manifestările cerebrale EEG. Pentru demonstrarea acestei ipoteze, experiențe repetate au arătat că expunerea individului la un câmp de 10 Hz a scurtat ciclul diurn cu circa 1,3 ore.

Cercetări efectuate pe creierul unor pisici au arătat că undele de frecvență foarte ridicată produc modificări funcționale . S-a dovedit că o stimulare cu unde EM având 147 MHz, modulate cu unde cerebrale înregistrate electric, schimbă aliura traseelor EEG ca răspuns la stimulare. Expunerea unor șoareci timp de 2 ore la o iradiere de 40 MHz modulată cu frecvența rețelei, a indus profunde modificări comportamentale, evidențiate și prin EEG.

Cercetări similare [9] au fost efectuate în câmpuri de frecvență industrială, de 50 - 60 Hz , cu intensități asemănătoare spațiului apropiat de traseele liniilor electrice de înaltă și foarte înaltă tensiune, de 110, 400 și 765 (SUA) KV. Expunerea unor șoareci la intensități de 3,5 - 15 KV/m au evidențiat perturbarea creșterii osoase și chiar efecte letale. Alte experiențe în câmpuri intense au dovedit perturbarea funcționării unor glande. Se apreciază că postura bipedă a oamenilor mărește efectele liniilor de câmp pe verticală în raport cu patrupedele și ca atare intensități de câmp peste 15 KV/m se consideră periculoase și pentru om.

Este îngrijorător faptul că expunerea în câmpuri de frecvență industrială poate provoca, mai ales la copii, cazuri de cancer. [10]. Explorarea datelor din literatura de specialitate caută să coreleze expunerea în câmpuri EM și incidența îmbolnăvirilor de leucemie la copii. Consecințele observațiilor acumulate rezultă din faptul că în Finlanda de exemplu, rezidențele la mai puțin de 500 metri sub liniile de 100-400 KV sunt monitorizate și fac obiectul unor observații medicale.

Cercetări experimentale efectuate în cazul expunerii la câmpuri EM de 50-60 Hz urmăresc să stabilească care din componentele neionizante, electrică sau magnetică, este mai dăunătoare asupra organismului [11].

Sub o linie de înaltă tensiune, corpul este supus unei intensități electrice externe de aproximativ 1KV/m. Însă, datorită conductibilității electrolitice ridicate din corp, cu efect de ecranare, câmpul electric interior indus este de numai aproximativ 1mV/m. Această intensitate este de o mie de ori mai mică decât intensitățile câmpurilor electrice locale generate de activitățile naturale fiziologice ale organismului viu. Polarizarea miocardului, spre exemplu, evidențiată în funcțiile EKG, induce în spațiul proxim un câmp de 1-10 V/m. În creier, funcțiile EEG generează câmpuri având circa 1 V/m. În privința efectelor componente magnetice, trebuie specificat că, corpul omenesc nefiind magnetic, câmpul magnetic în corp este același cu cel exterior. Studiile epidemiologice au evidențiat că intensitatea inducției magnetice dată de curenții din linia de înaltă tensiune este de aproximativ 0,2 microtesla (μT), în timp ce câmpul magnetostatic terestru este de mai bine de 100 de ori mai mare, de 50 μT . Pulsația inducției magnetice cu 50-60 Hz induce în corp câmpuri electrice de câțiva $\mu\text{V}/\text{m}$. În concluzie, explicarea efectelor biologice provocate de câmpul EM de frecvență industrială nu poate fi atribuită intensităților mai sus prezentate. În domeniul frecvențelor radio, cuplajul între corp și câmpul exterior este mai complicat. Prin dimensiunea înălțimii sale, corpul prezintă o rezonanță electrică în câmpul plan vertical, la circa 70 MHz. În acest caz, intensitatea câmpului EM în corp este identică cu cea exterioară.

Analizând problema expunerii la radiații EM în ansamblu, trebuie făcută de la început o distincție între radiațiile ionizante și cele neionizante. Desigur, dualitatea undă-corpusul proprie oricărui tip de undă electromagnetică, asociază caracterul fonic și undelor EM de frecvență relativ redusă. Știut fiind însă faptul că energia fotonilor este proporțională cu frecvența undei, efectul ionizant nu poate să apară decât la frecvențe suficient de ridicate, pentru ca fotonii să producă ionizări în mediul iradiat. Este cazul radiației ultraviolete, a razelor X sau gamma. Iradierea mediilor biologice cu radiații ionizante produce între alte efecte radicali liberi, care devin sursa unor deteriorări majore.

Trebuie subliniat însă faptul că nici măcar radiația în microunde de frecvență ridicată nu este ionizantă, energia fotonilor fiind mult prea slabă pentru a putea rupe chiar și cele mai slabe legături moleculare.

Cercetători ruși au evidențiat faptul că, în anumite situații în care unde EM de frecvență înaltă și foarte înaltă radio sunt modulate cu semnale ELF - ca de exemplu în sistemele de radiolocație (radar) sau în transmisiunile de radiodifuziune AM și FM având ondulații lente, de la 1 până la 7 Hz datorită componente de ritm - apar efecte perceptibile, la intensități de peste 4 mW/cm². De exemplu, s-a constatat experimental că iradierea cu microunde modulate în amplitudine cu semnale acustice, având o intensitate medie de prag

sub $30 \mu\text{W}/\text{cm}^2$ se constată o percepție auditivă. Explicația ar putea consta într-un efect acusto-termal sau electromecanic în urechea internă și mai puțin într-o detecție directă în creier.

Urmărirea stării de sănătate a personalului care deservește instalații generatoare de microunde de mare putere arată efecte de luat în considerație, precum modificări comportamentale, modificări ale sistemului imunitar, ale activității EEG, mai mult decât îngrijorătoare, ce apar ca urmare a expunerii la intensități de ordinul a $50 \mu\text{W}/\text{cm}^2$ timp de câteva luni. Cercetători chinezi au constatat experimental la șobolani schimbări de ritm cardiac și EKG după o expunere, timp de câteva săptămâni, la intensități de $200 \mu\text{W}/\text{cm}^2$ [8]. Constatări asemănătoare au rezultat și din investigarea unor muncitori care au stat aproape de instalații de putere în μU , acuzând probleme neurologice, modificări ale traseelor EKG și tulburări de ritm.

Studii sistematice privind efectele termice generate în proximitatea cuptoarelor cu microunde au fost întreprinse și în cadrul Biroului de Sănătate Radiologică (Bureau of Radiological Health - BRH -). Standardul elaborat admite o intensitate maximă admisibilă de $1\text{mW}/\text{cm}^2$, pentru o distanță de 5 cm față de cuptorul cu μU . Determinările se fac calorimetric, cu un mediu standard de apă. Deoarece intensitatea radiației scade cu pătratul distanței, rezultă că la distanța de 50 cm, adică în dreptul persoanei utilizatoare, valoarea intensității radiației este de numai $10 \mu\text{W}/\text{cm}^2$.

Un capitol deosebit de actual al analizei efectelor radiațiilor EM, se referă la utilizarea pe scară tot mai extinsă a telefoanelor celulare și a altor echipamente ce emit microunde în imediata vecinătate a corpului. [18].

Deoarece intensitatea radiației electromagnetice scade cu pătratul distanței, îndepărtarea suficientă de sursă elimină orice risc. În acest context, trebuie menționate însă valorile limită pentru expunerea nepericuloasă. De exemplu, Consiliul Național Suedez al Protecției Industriale prevede ca valoare limită 60 V/m pentru componenta electrică a câmpului EM și $0,16 \text{ A/m}$ pentru cea magnetică. Referitor la efectele termice ale radiației, normele ANSI prevăd o putere disipată raportată la masa corporală a subiectului de maximum 4 W/Kg , în orice punct din interiorul corpului. Determinările efectuate în cazul unui emițător cu puterea de un watt în banda de 450 MHz, la distanța de 5 cm față de antena elicoidală, au arătat 250 V/m respectiv $0,7 \text{ A/m}$, adică de patru ori mai mult decât norma admisibilă în standardul suedez. În mod paradoxal, în același standard se admite ca o excepție la limita ANSI o putere utilizabilă de 7 W în telefonia mobilă.

În cazul în care antena de emisie se află la 5 cm de capul utilizatorului, este necesar ca să se măsoare distribuția unde radio în spațiul proxim al emițătorului pentru a trage o concluzie.

Numeroase cercetări cât și experiența a două decenii de utilizare a telefoniei mobile au condus la câteva constatări, și anume :

- În cazul utilizării unei stații cu puterea de 1 W - NMT , se apreciază că probabilitatea efectelor dăunătoare asupra organismului este redusă;

- Utilizarea unei stații NMT de 15 W nu poate fi considerată periculoasă începând de la câțiva decimetri distanță.

Cele arătate până acum reliefează însă faptul că problema iradierii nu poate fi limitată numai la efectele termice menționate în standardul ANSI.

Corpuscul omenesc este 70% apă. Molecula de apă este formată dintr-un atom de oxigen și doi atomi de hidrogen. Atomul de oxigen cedează câte un electron celor doi atomi de hidrogen, și ca urmare, atomul de oxigen, devenit ion pozitiv, se leagă prin electrovalențe cu cei doi ioni negativi. Asimetria spațială a acestui grupaj face ca molecula de apă să formeze un dipol puternic polarizat electric. Introdus într-un câmp electric, moleculele de apă sunt supuse acțiunii forțelor ce iau naștere. Într-un câmp alternativ, moleculele se rotesc și oscilează cu frecvența câmpului în care se află. Agitația moleculelor explică mecanismul de transformare a energiei electrice în căldură. Cu cât se consumă mai multă putere electrică în agitația moleculelor, cu atât mai repede se va încălzi apa expusă acțiunii câmpului alternativ (vezi relațiile A.1.1 și A.1.2). Fenomenul descris stă la baza determinării intensității unei unde EM la o anumită distanță față de antena de emisie, măsurând viteza de creștere a temperaturii unei cantități definite de apă, plasată în punctul respectiv. O aplicație a fenomenului este uscarea rapidă a materialelor lemnoase în câmpuri EM de 915 MHz. Această frecvență este învecinată cu banda NMT900. Corpurile neconductoare electric, ce nu conțin apă, nu se încălzesc în câmpurile de frecvență ridicată.

1.8 Absorbția UEM în țesuturi biologice [16]

Undele electromagnetice interacționează prin multe mecanisme. În principiu, efectele se datorează transferului de energie din undă în mediul biologic.

Interacțiunea undă-țesut este complexă și ca atare este dificil de evaluat. Sub aspect fizic, UEM este exprimat în densitatea de putere radiantă, măsurată în mW/cm^2 , sau prin valoarea amplitudinii componentei electrice a undei, în V/m . Acești parametri nu reflectă însă efectele pătrunderii undelor în mediul biologic. Pentru exprimarea consecințelor iradierii în mod adecvat, s-a introdus un parametru specific denumit "rată specifică de absorbție" (Specific Absorption Rate - SAR) ca fiind creșterea în unitatea de timp a cantității elementare de energie radiantă, dW absorbită de un element de volum dV al mediului biologic având densitatea masică ρ . Masa cuprinsă în volumul elementar este $dm = \rho dV$ măsurată în kg. Cu datele de mai sus, rata specifică de absorbție

$$SAR \text{ (vatt/kg)} = d/dt \{ dW/dm \} = d/dt \{ dW/(\rho dV) \} \quad (\text{rel. 1.4})$$

Rata specifică de absorbție se corelează cu adâncimea de pătrundere în țesuturi, notată cu δ , ce exprimă distanța de la suprafața de intrare a unde, la care amplitudinea componentei de câmp electric se reduce de 2,73 ori (baza logaritmului natural, e). La această adâncime, SAR scade la 13,5% din valoarea sa de intrare. Adâncimea de pătrundere în mediul biologic, la care intensitatea UEM scade la jumătate (50% înseamnă o atenuare de -3 dB) se notează cu d . Legătura între cele două adâncimi caracteristice este $d = 0,345 \delta$.

SAR depinde de mai mulți factori, cum ar fi : - locul de amplasare al sursei radiante, - focalizarea radiației, - UEM modulată în amplitudine, - structura eterogenă a volumului biologic cu geometrii și discontinuități ce separă organele și țesuturile învecinate, - proprietățile fizice ale țesuturilor, cum ar fi permitivitatea complexă dielectrică, conductivitatea electrică (ambele fiind funcții de frecvența radiației). Dacă radiația este modulată în amplitudine sau în impulsuri intermitente, nivelul SAR rezultă mai mic.

Măsurarea SAR se face calorimetric, prin determinarea experimentală a creșterii de temperatură a unității de masă iradiată, în unitatea de timp. Trebuie menționat că efectele fiziologice ale radiației EM nu se reduc numai la transferul de energie disipată sub formă de căldură în volumul biologic.

Elementul constitutiv al organismului este celula vie, învelită în membrana celulară. Supusă acțiunii atermice a radiației, starea și funcționalitatea membranei va fi perturbată. A fost elaborată o teorie a interacțiunii undă-membrană celulară, fundamentată pe modele matematice.

Analizând efectele UEM asupra membranei celulare, au fost enunțate două cazuri demne de menționat. Primul se referă la efectele câmpurilor electromagnetice de mare putere modulate în impulsuri, în mod particular în vecinătatea instalațiilor radar. În acest caz, amplitudinea componentei electrice a câmpului atinge valori de până la 1 kV/cm în aer. Datorită proprietăților dielectrice din membrana celulelor expuse radiației din țesutul gras (adipos) situat sub piele, intensitatea componentei electrice în membrană se ridică la 2,26 kV/cm. Grosimea membranei fiind de aprox. 200 Å (angström - unitate de măsură a lungimii, egală cu 10^{-8} cm), rezultă o diferență de potențial pe membrană în câmpul de radiofrecvență de 4,32 mV. Această tensiune mobilizează ionii din membrană, generând un curent cu densitatea de circa 17 $\mu\text{A}/\text{cm}^2$. Rezultă din calcule, că expunerea timp de 10 microsecunde, la intensitatea radiației de 1 kV/cm, poate induce modificări biologice în membrană ce afectează funcționalitatea celulelor. În același timp, efectul termic nu depășește o creștere de aprox. 1 grad celsius, fără consecințe majore. În general, o rată SAR sub 1mW/(gram.corp) nu generează efecte termice detectabile.

În zilele noastre, mediul terestru este sediul unor câmpuri electromagnetice naturale precum și undelor generate de tehnologia modernă, cu

un spectru foarte larg, ce se întinde până la valori de zeci de GHz, în general de puteri mici, atermice (sub 10 mW/cm^2). Asemenea valori sunt considerate nepericuloase conform standardelor de protecție acceptate de legislația occidentală. Cu toate acestea, numeroase rapoarte semnaleză modificări semnificative la nivelul membranelor unor componente din sânge, chiar în câmpuri de energie mică, comparabilă cu energia agitației termice a particulelor la aceea temperatură. Se pare că între alte cauze, efectul rezidă în producerea unor anumite stări de rezonanță a μU ce se dezvoltă în elementele acelu volum biologic.

Cercetări recente au fost consacrate studierii efectelor microundelor atermice asupra organismului uman, la frecvența de 2450 MHz, frecvență utilizată pe scară largă în aplicații casnice, medicale, industriale și de comunicații. Numeroase rapoarte semnalizează rezultate experimentale obținute pe animale, ce descriu efectele microundelor în procesele de hemoliză și osmoză în sânge, legarea proteinelor de membrana limfocitară, transportul ionic sodiu-potasiu sau sinteza de ADN și proteine.

Sistemul nervos este în mod particular sensibil la iradierea cu UEM. Cercetări recente au evidențiat efecte ale UEM asupra unor fibre nervoase, a ganglionului cervical, asupra sistemului neuroendocrin și altor structuri biologice.

Funcția neuroendocrină este puternic afectată de iradierea electromagnetică, ce se manifestă printr-o stare de stress. Din punct de vedere medical, stressul indică nivelul de oboseală și epuizare a corpului, definit ca un răspuns nespecific al organismului la orice schimbare. Efectele menționate apar prin acumulare. Stressul este de fapt un sindrom de adaptare generală. Criza de adaptare modifică funcționarea sistemului endocrinologic, al generării de hormoni esențiali. S-a observat de exemplu, în cazul unor muncitori expuși la radiații, o creștere a tiroidei și nivelului de iod radioactiv.

S-a evidențiat o legătură între unele modificări ale cristalinului ochiului (până la degradarea ireversibilă numită cataractă) și expunerea la radiații, mai ales în domeniul 1 - 10 GHz.

Cercetări efectuate pe animale au evidențiat și alte efecte majore asupra diverselor funcții vitale ale organismului. Radiația cu intensități mai ridicate perturbă hematopoieza (producerea globulelor roșii) și poate să reducă capacitatea sistemului imunitar de a învinge agresiunea agenților patogeni. Radiația EM are efecte asupra structurilor cromozomiale și genetice.

Iradierea cu μU de intensități medii (zeci de mW/cm^2) au evidențiat pe animale modificări psiho-fiziologice, comportamentale și semne de oboseală. Persoane ce desfășoară activități profesionale în câmpuri EM de intensitate atermică, acuză adesea astenie reversibilă, dureri de cap, transpirație, oboseală, amnezie, probleme sexuale, insomnie etc. ce pot fi descrise ca "sindrom al microundelor".

Telefonia celulară, ca parte a dezvoltării comunicațiilor din ultima vreme, ridică o serie de întrebări referitor la posibile efecte ale utilizării radiotelefoanelor în proximitatea corpului. Acest sistem prezintă câteva particularități ce pot afecta procese biologice în organism, în primul rând în creier. Prin modul de funcționare, sursa de emisie se află în imediata vecinătate a cutiei craniene. Frecvențele utilizate au lungimea de undă comparabilă cu dimensiunile capului. De exemplu, pentru frecvența de 920 MHz, în mediul cerebral cu $\epsilon \cong 50$, lungimea de undă λ rezultă de 4,6 cm, valoare ce reprezintă aproximativ raza craniului cerebral. Puterea în emisie este cuprinsă între 0,6 și 3 W. În acest caz, pătrunderea în masa cerebrală și reflexiile pe suprafețele de discontinuitate din cap, induc curenți de același ordin de mărime cu intensitățile curenților biologici normali.

Nivelul expunerii în cazul utilizării telefoniei GSM depinde atât de numărul și duratele convorbirilor cât și de locul emisiei în raport cu stația de bază. În privința stabilirii dozei de iradiere, contează și obiceiul de a ține telefonul mereu pe aceeași parte a capului, sau alternativ, când pe o parte când pe cealaltă.

Radiotelefonia mobilă utilizată în serviciul poliției, salvării etc. lucrează cu puteri mai mari. Puterea de emisie pe antena montată pe capota acestor autovehicule poate fi de ordinul a 100 W. Dacă utilizatorul aflat în interiorul mașinii este protejat datorită caroseriei cu efect de ecran, persoana aflată în câmpul proximal al antenei la mică distanță de mașină este iradiat cu intensități ce pot depăși nivelele admise în standardele de protecție în vigoare. În ceea ce privește efectele emisiei stațiilor de bază în mediul urban, acestea sunt reduse deoarece antenele sunt montate la înălțime, deasupra clădirilor înalte iar în interiorul clădirilor sau la nivelul solului, expunerea se află cu mult sub nivelele admise.

Cercetările întreprinse în privința pătrunderii și absorbției radiației emise de telefonul celular în mediile proximale, se efectuează pe modele de cap uman. În literatura de specialitate sunt descrise asemenea modele utilizate pentru aprecierea SAR. În principiu, modelul este confecționat din diverse materiale care imită structura și proprietățile fizice ale capului. Asemenea construcții se numesc "fantome". Analiza recurge și la modele matematice.

Măsurarea experimentală a distribuției radiației EM de 915 MHz, emise la puterea de un watt cu un telefon celular ținut la 5 cm de ureche, a condus la diagrama din figura 1.8. Este de remarcat faptul că folosind o antenă $\lambda/4$, într-un sector de aproximativ 50° , o mare parte a energiei radiante este absorbită de capul utilizatorului. Este evident că această parte a radiației are efecte termice în mediile biologice implicate în procesul absorbției. Caracteristica reprezentată cu o linie întreruptă corespunde unei antene radiante de $\lambda/2$. Deosebirile esențiale între cele două rezultate experimentale nu au o explicație pertinentă. Din punctul de vedere al radiocomunicației, atenuarea pe anumite direcții impietează asupra

calității legăturii, slăbind-o. În acest caz, are loc în mod automat o creștere a nivelului puterii de emisie, mărind și mai mult expunerea la riscul iradierii. În cazul utilizării telefonului mobil din interiorul autovehiculelor, situație în care carcasa metalică în sine produce ecranare, puterea în emisie crește și ca atare, efectele fiziologice se agravează. Soluția aplicată pe scară tot mai largă de a monta antena emițătoare -receptoare în afara vehiculului este avantajoasă, atât în privința calității legăturii, cât și a reducerii semnificative a gradului de iradiere cu efecte fiziologice.

Un aspect nelegat de efectele fiziologice privind utilizarea telefonului celular se referă la "agresivitatea" electromagnetică a radiației emise asupra altor legături radio din mediul proxim. De exemplu, pentru evitarea unor posibile interferențe periculoase, utilizarea telefoanelor celulare (dar și a calculatoarelor portabile) la bordul avioanelor comerciale este interzisă. În cazul autoturismelor, unele din facilitățile de bord, precum "airbag"-ul, funcția ABS, și diferiții sensori de protecție și alarmare pot fi dereglați datorită parazitării provocate de emisia telefonică celulară. Producătorii de autovehicule adoptă însă măsurile necesare de a evita aceste deficiențe.

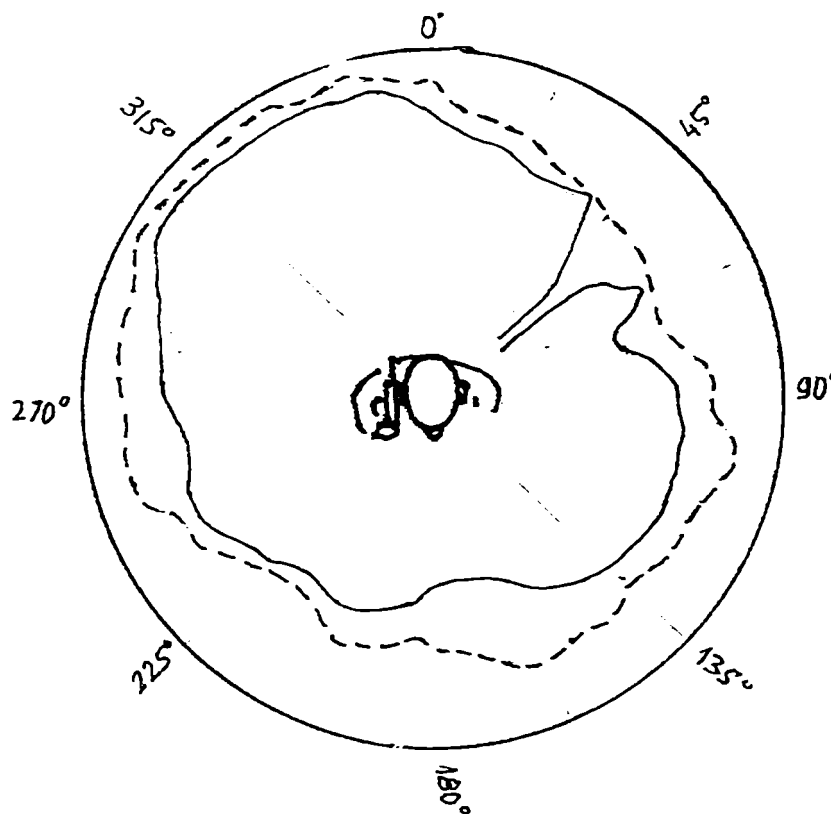


Fig. 1.8 Diagrama distribuției intensității radiației în jurul subiectului folosind o antenă - $\lambda/4$ (linie continuă) și - $\lambda/2$ (linie întreruptă). [18]

Interacțiunea electromagnetică antenă activă-țesut biologic este analizată în termeni riguroși de M. A. Jensen și Yahya Rahmat-Samil în [19]. Caracteristicile unor antene radiante reale, tipice telefoanelor celulare, sunt introduse într-un model al interacțiunii cu țesutul viu, bazat pe aproximarea simulării electromagnetice în domeniul temporal cu diferențe finite. Se descrie o distribuție a proprietăților electrice pe diversele structuri ale țesuturilor capului uman și ale mâinii, expuse radiației antenei. Rezultatele obținute pe cale experimentală concordă cu concluziile unor analize teoretice pe modele matematice.

1.9 Concluzii

Câmpurile electromagnetice au o mare influență asupra sistemelor biologice. Expunerea la câmpuri electromagnetice de frecvență joasă, industrială sau de radiofrecvență, inclusiv la microunde, poate avea și consecințe nedorite.

Datorită proprietăților sale conductoare, corpul viu conduce curentul electric. Trecerea curentului se produce prin transport de ioni. Deplasarea ionilor modifică distribuția lor în mediile biologice. Aceste modificări pot fi benefice în cazul anumitor tratamente medicale, precum stimularea structurilor excitabile. Pe de altă parte, curenții de intensitate mai mare pot dăuna organismului.

Efectul disipativ al curentului prin corp produce încălzire. În consecință, diatermia în radiofrecvență este aplicată în diverse tratamente; un rol important al diatermiei este tratarea cancerului prin hipertermie locală. Bisturiul electric de radiofrecvență este de asemenea, un instrument versatil în intervențiile chirurgicale, aseptice și fără a produce sângerare.

Pentru limitarea rațională a expunerii la radiații și protecția față de mediul agresiv electromagnetic, este necesar să se cunoască cât mai bine interacțiunea om-mediul electric. Pe lângă valorificarea observațiilor acumulate în mai bine de un secol de utilizare a electricității în civilizația contemporană, cercetări axate pe studiul proceselor biologice sub acțiunea câmpurilor electromagnetice sunt considerate de mare actualitate. Ca și în alte domenii de cercetare pe baze științifice, modelarea matematică a interacțiunii are de rezolvat unele deziderate: - cunoașterea detaliată a proprietăților caracteristice din punct de vedere electric și magnetic al structurilor și țesuturilor din organismul viu, a caracteristicilor de "material" (permeabilitatea magnetică, permitivitatea dielectrică, conductivitatea electrică etc.) al materiei vii ce nu sunt încă bine cunoscute și depind de starea de sănătate și particularitățile psihofizice individuale ale subiectului; - care sunt efectele interacțiunii (cuplajului), cum ar fi creșterea temperaturii corpului ca urmare a efectului termic, deoarece reacția organismului, de exemplu prin circulația sângelui, intervine corector; - nu în ultimul rând, particularitățile anatomice individuale, foarte diferite de la caz la caz.

EXPLORĂRI CLINICE PE CALE ELECTRICĂ

Aplicațiile electricității în medicină se împart în două categorii distincte. Pe de o parte, curenții electrici și radiația electromagnetică servesc în diferite metode și tehnici de intervenție și tratament medical. În capitolul precedent au fost expuse efectele benefice ale electricității și unele aplicații ale acestora. Pe de altă parte, curenții electrici și undele electromagnetice oferă posibilități de explorare ale organismului în vederea stabilirii diagnosticului medical. În capitolul de față vor fi prezentate unele din aceste metode de investigație clinică.

2.1 Circulația curentului electric prin corp

Curentul electric circulă prin corpul viu datorită proprietăților electrolitice ale mediilor (țesuturilor, organelor) interne, cu un conținut bogat de apă ionizată. Dacă în organism apare o diferență de potențial, câmpul electric ce ia naștere pune în mișcare ionii pozitivi și negativi din acel spațiu (ionii pozitivi în sensul liniilor de câmp iar ionii negativi în sens contrar), dând astfel naștere unui curent electric. Lichidele care au această proprietate electrică se numesc electroliți. Conducția datorită mobilității ionilor de ambele semne conferă mediilor electrolitice proprietăți electrice diferite față de cele ale metalelor, având ca purtători de sarcină electroni. Cu toate acestea, într-un circuit electric format din sursă, conductori metalici, electrozi aplicați pe suprafața corpului între două puncte de contactare, curentul electric circulă prin volumul eterogen al structurilor biologice interne într-o distribuție a densității de curent ce depinde de proprietățile electrice locale ale țesuturilor.[29].

Mai trebuie menționat faptul că apariția curentului electric în interiorul corpului poate lua naștere și prin acțiunea generatoare a unui câmp magnetic variabil ce induce curenți electrici turbionari.

Curentul electric furnizat de către o sursă se închide prin corp între doi electrozi conductori aplicați pe piele. Contactul electrod-piele reprezintă interfața dintre circuitul conductor metalic (electronic) cu mediul conductor electrolitic. Electrozii folosiți sunt făcuți din oțel inoxidabil, cupru sau alte metale și se aplică pe suprafața degresată a pielii cu benzi elastice. Electrozii se acoperă cu o pastă conductoare sau se umezesc cu ser fiziologic. Cu cât suprafața electrozilor este mai mare, cu atât rezistența de contactare și densitatea de curent prin interfață rezultă mai reduse. În circuitul de măsură, interfața electrod-piele prezintă o impedanță cu caracter capacitiv.

Electrodul metalic este aplicat pe suprafața corpului făcând contact cu epiderma. Epiderma are o structură stratificată, cu un conținut redus de apă, având astfel o rezistență electrică de trecere relativ ridicată.[30]. Derma, mai

profundă, este împânzită de nervi periferici senzitivi, tactili, receptori de temperatură, fibre de colagen. Derma este traversată de canalele glandelor sudoripare ce comunică prin pori cu exteriorul. Glandele sudoripare sunt localizate în stratul mai profund, numit hipodermă. Tot în hipodermă se află foliculii firelor de păr, celule de grăsime, vasele capilare - arteriale și venoase - ce asigură irigarea sangvină a țesuturilor.

În figura 2.1 este reprezentată o secțiune prin piele. Se remarcă structura complexă, stratificată a învelișului corpului. (În original, [30])

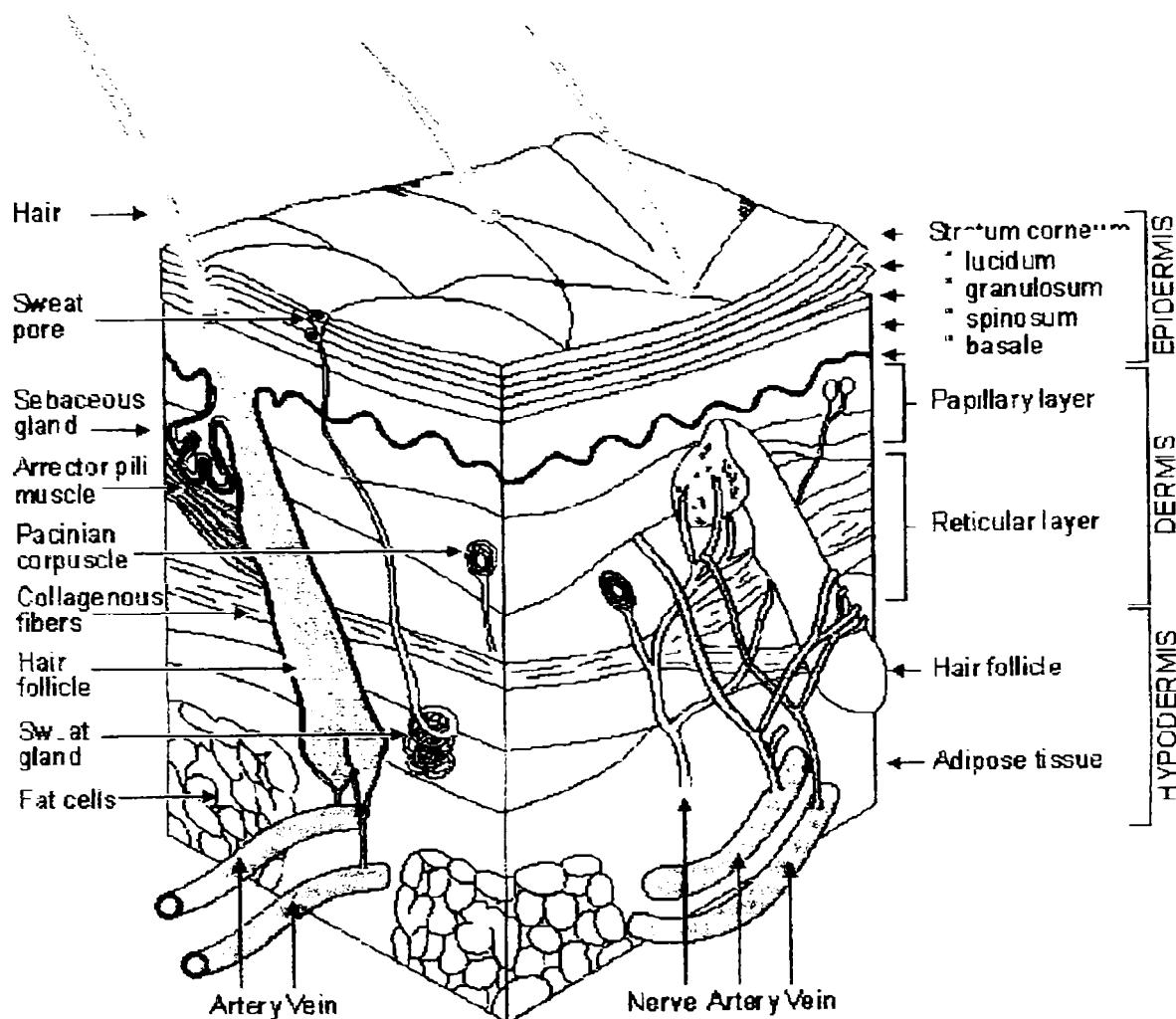


Figura 2.1 O imagine tridimensională a secțiunii prin piele [30].

Secreția glandelor sudoripare este controlată de sistemul nervos simpatic. Sudoarea constă dintr-un electrolit care prin evaporare răcește pielea, dar transportă și produși de excreție ce se elimină prin pori. Poriile canalelor sudoripare reprezintă local puncte de contactare a mediilor interne ale corpului cu suprafața pielii. În dreptul porilor, rezistența electrică de trecere a curentului prin piele are valori mai scăzute. Transpirația reduce de asemenea rezistența

electrică de trecere prin piele, datorită umectării epidermei. Interfața piele-electrod, exterior corpului, prezintă proprietățile unei impedanțe electrice.

Circuitul curentului din interfață prin corp se împarte în trei segmente distincte, și anume, segmentul prin piele, segmentul prin volumul interior al corpului și din nou prin piele. Fiecare segment este caracterizat prin parametri electrici echivalenți (rezistențe, capacități, surse de tensiune) grupați într-o configurație de rețea. Impedanțele celor trei segmente sunt legate în serie și se însumează. Segmentul circuitului electric prin volumul interior conductor al corpului are o impedanță mult mai mică decât segmentele de trecere prin piele. Caracterul complex al impedanței de trecere prin corp, face ca între tensiunea alternativă aplicată și curentul ce traversează corpul să apară un defazaj.

2.2 Măsurarea impedanței bioelectrice

Măsurarea impedanței bioelectrice a țesuturilor furnizează informații despre diferite proprietăți biologice ale organismului.[27]. Se pot obține astfel parametrii caracteristici unor țesuturi excitabile, proprietățile electrice ale membranelor celulare, monitorizarea unor activități funcționale precum respirația, detecția trombozei venoase, analiza circulației arteriale periferice, sau parametrii reflexului electrodermal. Datele ce rezultă din măsurări de impedanță stau de asemenea la baza tomografiei de impedanță electrică.

Primele observații asupra variațiilor impedanței electrice măsurate pe degete datorită fluxului pulsator al sângelui arterial s-au făcut în deceniul patru al secolului trecut. [28].

În principiu, pentru măsurarea impedanței, un curent electric alternativ sinusoidal cu frecvența de zeci de KHz este circulat prin printr-o parte a corpului. Intensitatea folosită de câțiva mA este cu mult sub pragul excitabilității țesuturilor parcurse de curent la valoarea frecvențelor utilizate și astfel nu cauzează nici un efect secundar.[33]. S-a stabilit că valoarea impedanței electrice măsurate între electrozi suferă variații datorită dilatării în volum a arterelor sub acțiunea pulsației de presiune a sângelui. Variația valorii impedanței, de ordinul zecimilor de procente ($< 1\%$) este ușor de evidențiat în raport cu zgomotele și artefactele asociate semnalului.

Metoda folosită pentru obținerea unor date sau reprezentări grafice, ce reflectă evenimente sau procese biologice semnificative cu ajutorul curenților electrici circulați prin corp, s-a denumit reografie (în limba greacă, cuvântul "rheos" înseamnă curent).

Circuitul electric echivalent al trecerii curentului prin corp, între doi electrozi aplicați extern pe piele, poate fi reprezentat în modul cel mai simplu, cu două rezistențe și o capacitate, așa cum se arată în figura 2.2 . Rezistența R_2 se datorează continuității mediilor conductoare de-a lungul circuitului. Capacitatea C reflectă inerția ionilor și a moleculelor de apă polarizate electric

de a se mișca cu vibrații, oscilații și rotații sub acțiunea câmpului electric alternativ. Densitatea mare a acestor particule conferă capacității echivalente C o valoare destul de ridicată. Factorul determinant al valorii capacității rezidă în faptul că permitivitatea dielectrică în mediile biologice este foarte ridicată, $\epsilon_r > 81$.

Rezistența R_1 , înseriată cu capacitatea, reflectă pierderile de energie în ramura reactivă a circuitului echivalent. Reactanța capacitivă din circuitul echivalent devine nesemnificativă la frecvențe mai ridicate ale curentului.

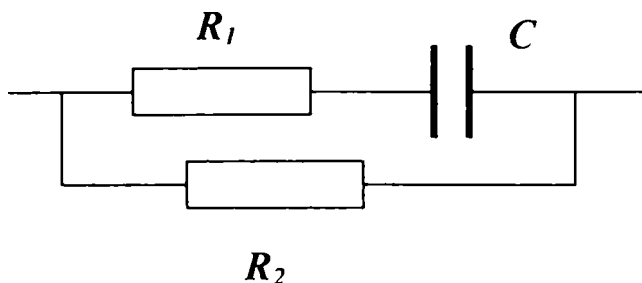


Fig.2.2 Circuitul simplificat al impedanței echivalente, parcurs de curentul electric prin corp

Așa cum s-a arătat, impedanța echivalentă din figura 2.2 se împarte la rândul ei în mai multe segmente înseriate : - impedanțele de trecere prin interfața electrod-piele în dreptul electrozilor, - impedanțele de trecere prin piele în punctele de contactare, - impedanța trecerii curentului prin interiorul corpului. Componenta reactivă a impedanțelor, ce se datorește prezenței capacității din schema echivalentă, devine din ce în ce mai nesemnificativă, pe măsură ce frecvența curentului de măsură este mai mare. Folosind frecvențe cuprinse între 20 - 100 KHz , rezultă pentru oricare din impedanțele segmentelor circuitului o inegalitate $R_1 \gg 1/\omega C$. Neglijând reactanța capacitivă în raport cu R_1 în toate segmentele circuitului, rezultă că la frecvențe ridicate, rețeaua se comportă cu bună aproximație, rezistiv.[28].

Metoda reografică se bazează pe măsurarea valorii impedanței într-un anumit segment al corpului. Prin analizarea variațiilor de conductibilitate electrică se pot stabili și cauzele care produc, datorită unor factori neelectrici, modificări de volum ale țesuturilor sau ale cavității toracice etc. Deoarece caracteristicile electrice ale interfeței electrod-piele și impedanța trecerii prin piele a curentului de măsură pot suferi schimbări necontrolate în răstimpul măsurării, se recurge la o metodă de măsurare cu patru electrozi.

În figura 2.3 este schițat circuitul de principiu al metodei de măsurare.

Curentul electric alternativ este circulat între cei doi electrozi notați cu "Lead 1" și "Lead 4", circuit numit - de curent. Sursa de curent este un generator armonic având proprietatea de a alimenta circuitul cu o funcție de timp având amplitudinea și frecvența curentului constante, indiferent de valoarea

impedanței circuitului de sarcină, prin corp. Această proprietate conferă generatorului denumirea de sursă de curent constant, sau "sursă de curent prescris". [31]. Curentul produce o distribuție de potențiale electrice în volumul conductor al țesuturilor și la suprafața corpului. Diferența de potențial între două puncte alese pe corp, undeva în intervalul electrozilor de curent, poate fi măsurată cu doi electrozi de măsură, notați cu "Lead 2" și "Lead 3".

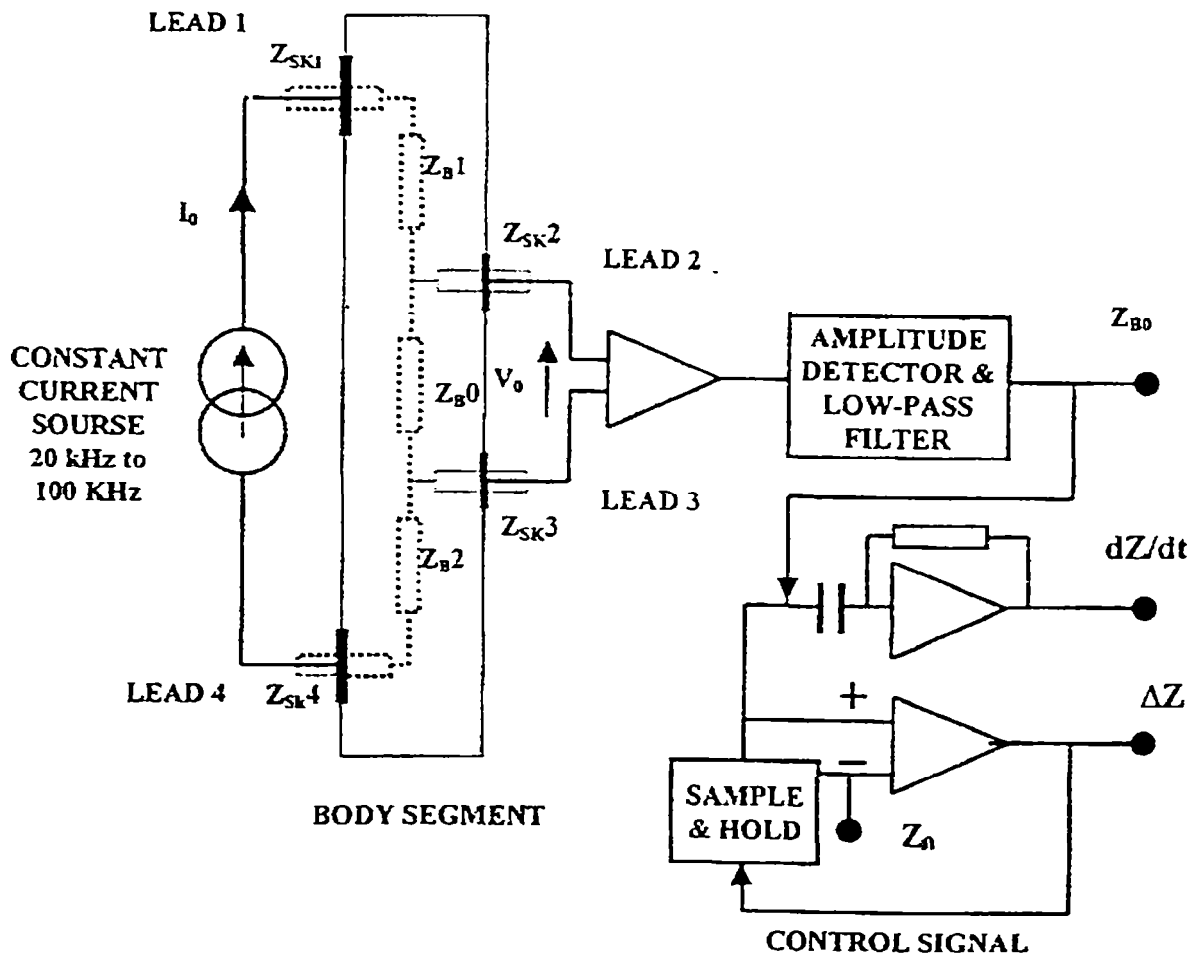


Fig. 2.3 Metoda reografică de măsură cu patru electrozi .
Schema de principiu (notațiile în engleză)[31]

Notațiile din figură au următoarele corespondențe :

- $Z_{SK} (1...4)$ reprezintă în cele patru puncte de contactare (1...4), suma dintre impedanța de trecere prin interfața electrod-piele și impedanța prin piele;
- suma $Z_{B1} + Z_{B0} + Z_{B2}$ reprezintă impedanța de trecere prin volumul corpului, contactat prin electrozii de curent "Lead 1" și "Lead 4" .

Dacă impedanța Z_{B0} se modifică în decursul timpului, este mai util să fie notată ca o funcție de timp, $Z_{B0} = Z(t)$.

Curentul dat de sursă, cu amplitudinea constantă I_0 , dă naștere între electrozii "Lead 2" și "Lead 3" unei diferențe de potențial $V_0 = I_0 \cdot Z(t)$. Amplificatorul diferențial de măsură a tensiunii V_0 având impedanțele de intrare foarte mari, va furniza la ieșire o funcție de timp a tensiunii, proporțională cu $Z(t)$.

t) Derivata în raport cu timpul a funcției V_0 (prop. cu $Z(t)$) calculată cu un circuit operațional de diferențiere, exprimă prin dV_0/dt modificările impedanței Z_{B0} în decursul timpului. Unitatea de control al procesului de măsurare memorează valorile extreme atinse de funcția V_0 și calculează amplitudinea fluctuațiilor atinse, ΔV_0 .

S-a constatat că modificările impedanței $Z_{B0} = Z(t)$ se datoresc schimbărilor de volum ale segmentului dintre electrozii de măsură.

În musculatura diverselor părți ale corpului se află numeroase artere și vene prin care circulă sângele. La fiecare puls de presiune, vasele de sânge se dilată elastic, iar mușchiul crește în volum. Să considerăm un model al unui membru (braț) de formă cilindrică, de lungime L , diametru D și secțiune S , ca în figura 2.4. Conductibilitatea medie a structurilor componente s-a notat cu ρ .

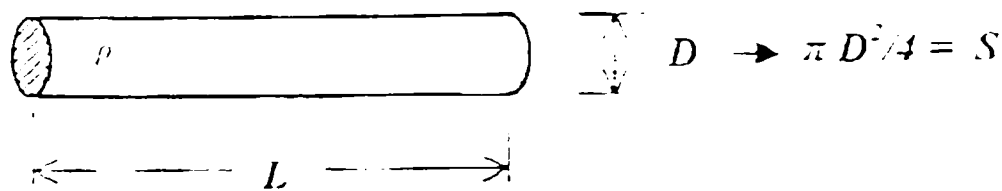


Fig. 2.4 Modelul simplificat al unui segment de corp.[31]

În acest caz, rezistența electrică a segmentului, cu datele arătate mai sus, este

$$R = \rho L / S. \quad (2.1)$$

Întrucât fracția cu L/L , la numitor rezultă $S \cdot L = V$, reprezentând volumul cilindrului, în timp ce numărătorul, ρL^2 rămâne o constantă deoarece lungimea membrului nu se poate modifica datorită structurii osoase. Astfel,

$$R = \rho L^2 / V = \text{const.} / V \quad (2.2)$$

$$\text{respectiv } R \cdot V = \text{const.}$$

Prin diferențierea ultimei egalități rezultă $R \Delta V + V \Delta R = 0$, de unde

$$\Delta R = -(R/V) \Delta V = -K \cdot \Delta V \quad (2.3)$$

unde K este o constantă. Schimbările rezistenței electrice se datoresc variațiilor de volum ale segmentului considerat.

În general, explorarea clinică a variațiilor de volum ale diferitelor segmente din corp se numește pletismografie sau oscilometrie. Dacă determinarea schimbărilor de volum se face pe cale electrică, investigația poartă denumirea de reopletismografie

Un prim exemplu de aplicație a reopletismografiei este investigarea circulației deficitare a sângelui în membrele inferioare, datorită bolii numite ateroscleroză. Dacă vasele sangvine din picioare se astupă treptat și își pierd

elasticitatea, se instalează o boală numită arterită obliterantă. Stabilirea stării evolutive a bolii permite însă intervenția medicală în timp util.

În figura 2.5 este reprezentat schematic principiul investigației aterosclerozei membrelor inferioare prin reopletismografie. Electrozii de curent se aplică la nivelul gleznelor pe cele două picioare. Un generator armonic de curent prescris alimentează circuitul între electrozi. Pe fiecare picior se aplică câte doi electrozi de măsură ce cuprind câte un segment afectat de ateroscleroză. Două circuite de măsură, independente, $AV1$ și $AV2$, scot în evidență prin tensiunile de ieșire, pulsațiile de volum ale celor două picioare, cu atât mai slabe, cu cât circulația sângelui arterial este mai deficitară.

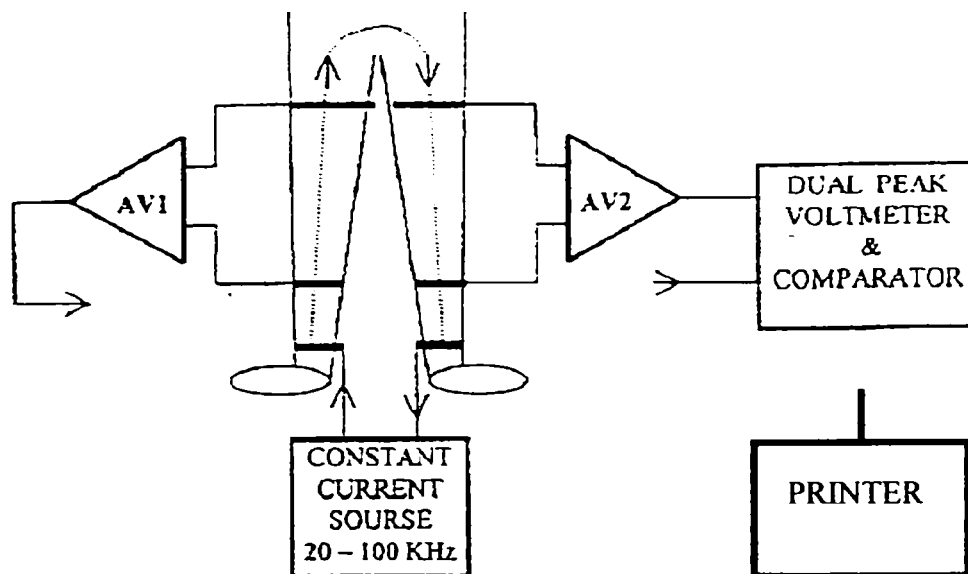


Fig. 2.5 Reopletismografia membrelor inferioare [31]

Tensiunile furnizate de cele două voltmere de vârf sunt transferate către o imprimantă pentru a fi înregistrate pe durata investigației. Comparând amplitudinea oscilațiilor determinate de undele de presiune sangvină, se apreciază comparativ starea vaselor de sânge în cele două picioare. Traseele obținute se compară cu o imagine a oscilațiilor unui caz de referință.

Pentru interpretarea efectelor electrice ale variațiilor de volum în corp, se recurge la un model reprezentat în figura 2.6.

Pentru simplificare, volumul segmentului conductor analizat, variabil în timp, notat cu $V(t)$, se descompune în două părți, $V(t) = V_0 + \Delta V$. În figură, cele două volume sunt reprezentate având formă cilindrică. Volumul V_0 grupează țesuturile din segmentul analizat care nu-și modifică dimensiunile în decursul timpului (oase, mușchi, grăsime etc.). Volumul celui de-al doilea cilindru exprimă pulsația, adică funcția de timp a volumului de sânge care pătrunde în vasele sangvine, $\Delta V = \Delta V(t)$, având valoarea cuprinsă între zero și valoarea volumului maxim pulsatil.

Metoda reopletismografică reflectă volumele prin impedanțe. În consecință, impedanța variabilă în timp $Z_B(t) = Z(t)$ (din figura 2.3), este dată de două componente legate în paralel,

$$Z(t) = Z_0 // \Delta\xi, \quad (2.4)$$

unde Z_0 este o constantă iar $\Delta\xi = \rho_s L^2 / \Delta V$ (vezi formula 2.2), este rezistența cilindrului de volum variabil. Volumul ΔV oscilează între valoarea zero și ΔV_{max} . Astfel, $\Delta\xi$ oscilează între infinit (pentru $\Delta V = 0$) și o valoare ce depinde de valoarea volumului dilatației maxime, ΔV_{max} . Rezistivitatea sângelui, ρ_s , este de aproximativ 150 ohm.cm. [38].

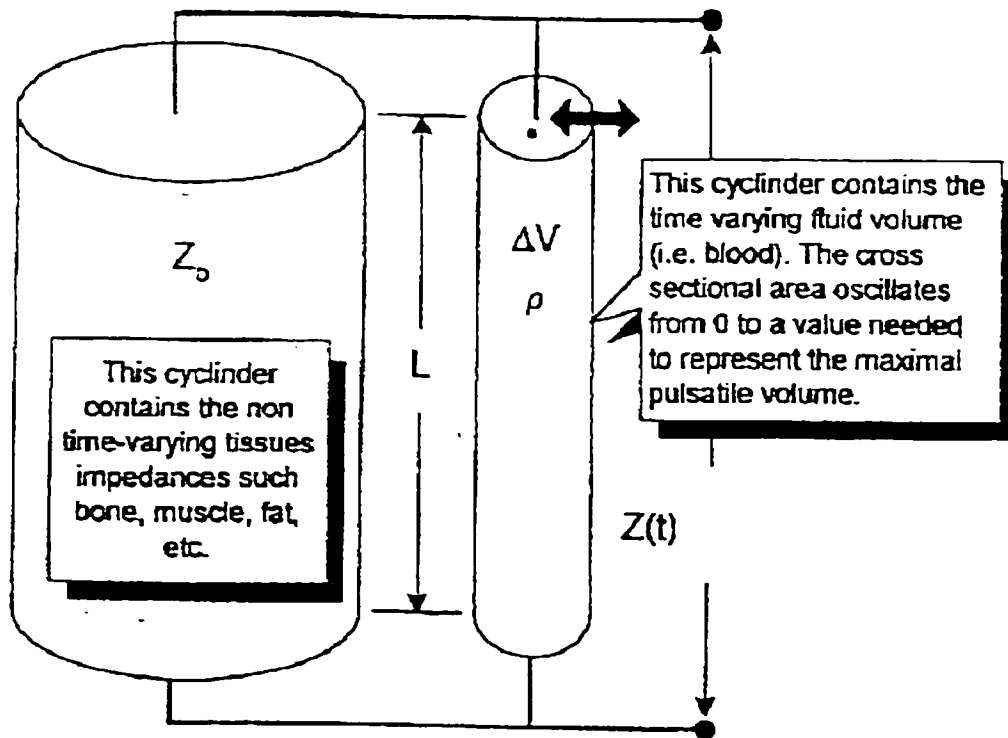


Fig. 2.6 Modelul unui segment anatomic cu volumul variabil în timp

Conform modelului, în decursul unui ciclu cardiac unda de sânge arterial mărește volumul cilindrului din dreapta, de la zero până la valoarea maximă a lui ΔV . Conform figurii, cele două impedanțe Z_0 și $\Delta\xi$, sunt legate în paralel.

Pentru a putea calcula funcția de timp $\Delta V(t)$ și pentru a stabili valoarea maximă atinsă a variațiilor de volum ΔV_{max} , se acceptă următoarele ipoteze :

- rezistivitatea sângelui, ρ_s , nu se schimbă în timpul desfășurării ciclului cardiac;
- vasele de sânge sunt aliniat aproximativ dealungul segmentului membrului explorat;
- dilatarea elastică a vaselor de sânge este uniformă în tot segmentul explorat;
- la frecvența destul de înaltă a curentului de măsură,

componenta reactivă a impedanțelor poate fi neglijată; - amplitudinea variației impedanței ΔZ este mai mică de 1% din Z_0 ($\Delta Z \ll Z_0$).

Impedanța $Z(t)$ este egală cu Z_0 în momentele când $\Delta V = 0$ și ia cea mai mică valoare, $Z(t) = Z(t_0)$, când $\Delta V(t_0) = \Delta V_{max}$. Amplitudinea variației de impedanță ce trebuie măsurată, ΔZ_{max} rezultă din diferența

$$\Delta Z_{max} = Z_0 - Z(t_0) \quad (2.5)$$

Ținând cont de cele de mai sus, se obține în final funcția variațiilor de volum, determinată prin metoda reopletismografică

$$\Delta V(t) = -\rho_s \{L^2/Z_0^2\} \Delta Z(t) = -\Phi \Delta Z(t) \quad (2.6)$$

unde Φ este un factor constant

Funcția impedanței electrice $Z(t) = Z_0 - \Delta Z(t)$ se extrage din semnalul sinusoidal de frecvență ridicată, ce are forma

$$u(t) = U(t) \cos \omega t \quad (2.7)$$

unde amplitudinea $U(t) = \{Z_0 + \Delta Z(t)\} I$,

I fiind amplitudinea curentului de frecvență $\omega = 2\pi f$.

Semnalul (2.6) este un semnal de frecvență f , constantă, modulat în amplitudine. Semnalul modulator $\Delta Z(t) \cdot I$, este proporțional cu variațiile de volum ale segmentului explorat. Graficul funcției

$\Delta V(t) = -\Phi \Delta Z(t) = \Phi \{Z_0 - (U(t)/I)\}$, reprezintă variația de volum.

În figura 2.7 este prezentată o aplicație a determinării reopletismografice cu patru electrozi pe un picior.

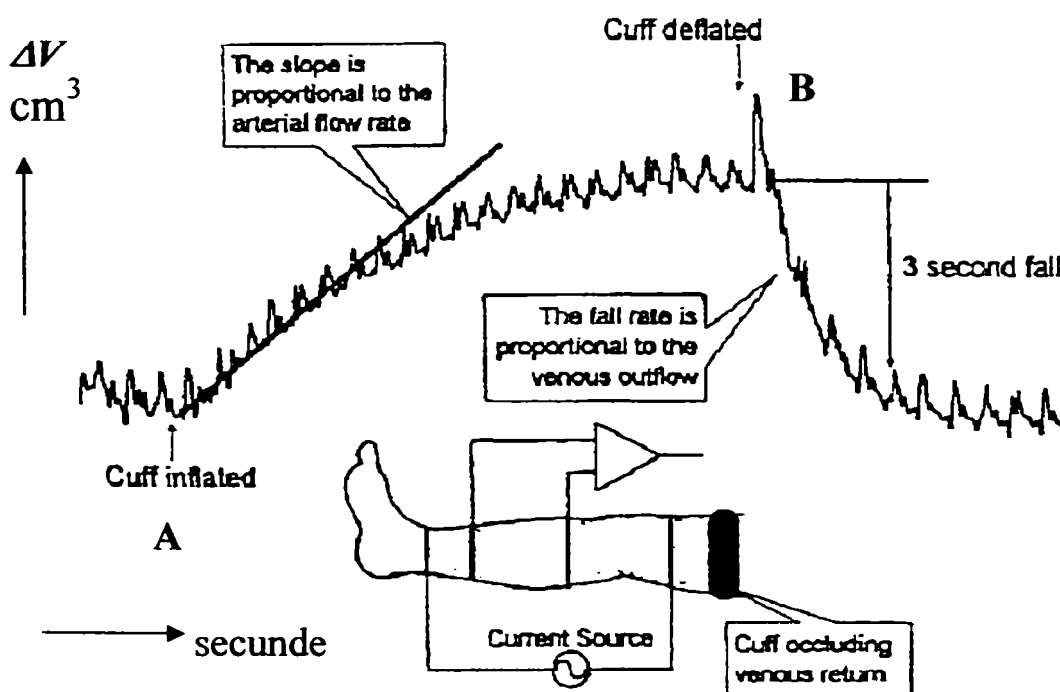


Fig. 2.7 Determinarea debitelor și complianței sangvine în picior.[27]

Se înregistrează variațiile de volum în decursul timpului. În momentul marcat cu **A**, brasarda de presiune (cuff) aplicată pe coapsă se umflă la circa 40 ... 50 mm col.Hg, strângere suficientă pentru a bloca circulația venoasă ascendentă din picior. Venele se umflă treptat la presiunea arterială, volumul piciorului crește. Viteza de creștere a volumului este dată de debitul arterial. Debitul scade progresiv, pe măsură ce presiunea din vene se apropie de presiunea arterială. Se trage o linie interpolată pe primele cicluri începând din punctul **A**. Panta dreptei, calculată în unitățile de măsură pe cele două axe (o creștere a volumului raportată la intervalul de timp în care are loc) exprimă debitul sangvin arterial în centimetri cubi pe secundă. În faza a doua a determinării brasarda se dezumflă (punctul **B**). A treia parte a micșorării de volum în primele trei secunde după momentul **B** exprimă debitul de golire al sângelui venos. În cazul unor chiaguri de sânge în vene (tromboză), golirea se face mai lent.

Creșterea de volum în intervalul de timp **A - B**, este o măsură a bunăstării vaselor de sânge din picior, evidențiind elasticitatea pereților. Creșterea volumului de sânge acumulat în rețeaua de vase raportată la creșterea presiunii, de la presiunea din brasardă la presiunea sistolică ("tensiunea" sistolică) se numește complianță. Cu cât complianța este mai mare, cu atât elasticitatea vaselor este mai mare.

O altă aplicație a reometriei este monitorizarea procesului respirator și detecția apneei. Metoda de măsurare este cu doi electrozi plasați la nivelul toracelui, la subțiori. Amplitudinea tipică a variației de impedanță este aproximativ de 1 ... 2 Ω pe litru de aer ventilat din plămâni. Monitorizarea respirației unor pacienți, mai ales celor noi născuți, este necesară în cazul eventualității unei blocări, numită apnee. Semnalul captat reflectă pe lângă ΔZ și componente nedorite, numite artefacte. Ele se datorează pulsației sângelui circulat de inimă cât și mișcărilor involuntare la nivelul toracelui. Din circuitul electrozilor de măsură poate fi deviat și un semnal bioelectric cardiac (traseu EKG). În figura 2.8 este dat un grafic cu semnalul reopletismografic, modulat cu un semnal suplimentar datorat pulsației sângelui prin inimă.

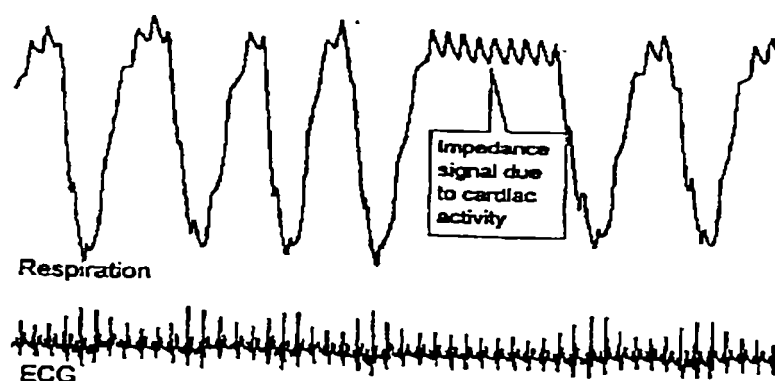


Fig. 2.8 Monitorizarea ventilației pulmonare cu artefacte

Se remarcă un interval de apnee pe traseul funcției $Z(t)$ ce urmează după o expirație completă (impedanța este maximă după golirea aerului din plămâni, deoarece $\Delta V = 0$). Oscilațiile ce apar pe linia palierului în apnee se datorează pompajului pulsator al sângelui din inimă.

Reopletismografia oferă posibilitatea monitorizării activității cardiace. În figura 2.9 este reprezentată metoda folosită, cu patru electrozi. Circuitele de pacient pentru funcția EKG nu sunt reprezentate în figură. Explorarea acustică a funcționării inimii se face fonocardiografic, cu un traductor aplicat în apex.

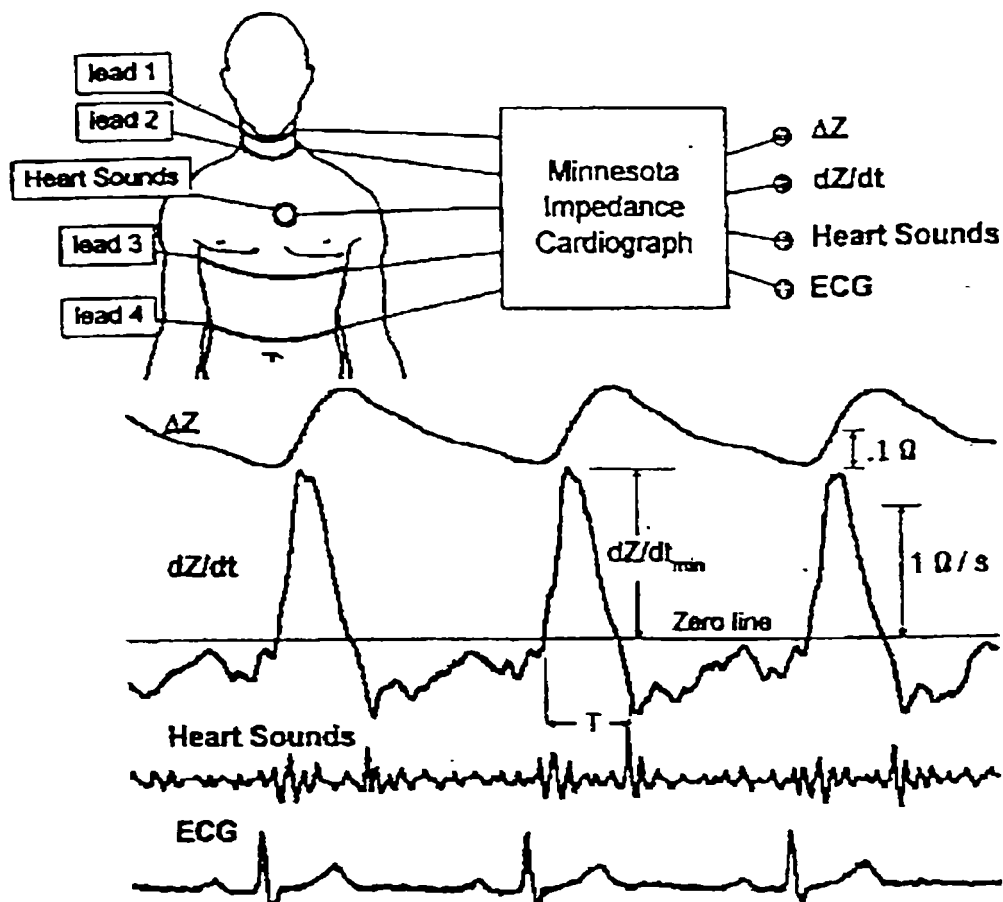


Fig. 2.9 Monitorizarea activității cardiace.[32]
(notațiile în engleză)

Cei patru electrozi sub formă de benzi conductoare sunt aplicați în jurul gâtului și toracelui. Traseul notat cu ΔZ reprezintă oscilațiile impedanței măsurate între electrozii doi și trei, care cuprind în segmentul gât-torace, arterele mari și inima. Amplitudinea oscilațiilor este de circa $0,2 \Omega$. Un circuit de derivare furnizează și funcția dZ / dt (ambele reprezentări au sensul pozitiv orientat în jos). Prin interpretarea celor două reprezentări grafice se poate deduce durata ejeției sistolice, notată cu T cât și amplitudinea rapidității de variație a impedanței, în sens negativ, $(dZ / dt)_{min}$. Formula empirică adoptată pentru a

calcula volumul de sânge circulat într-un ciclu cardiac, pornind de la ecuația (2.6), este

$$\Delta V_{ciclu} = \rho_s \{ L^2 / Z_0^2 \} T (dZ / dt)_{min} \text{ cm}^3 \quad (2.8)$$

Investigarea clinică a unui număr mare de pacienți a evidențiat că reopletismografia transtoracică reflectă în mod obiectiv acțiunea de pompă a inimii datorită contractilității miocardului. S-a stabilit corelarea statistică a complianței cu presiunea arterială maximă și minimă. [34].

2.3 Tomografia de impedanță electrică

Rezultatele remarcabile în obținerea unor imagini bidimensionale din interiorul corpului cu raze roentgen într-o secțiune transversală, obținute cu tehnica medicală denumită tomografie axială X computerizată, sunt umbrite de efectele secundare dăunătoare ale expunerii pacientului la radiații nocive. Se consideră în momentul de față că explorarea structurilor anatomice din corp pe cale electrică, prin măsurarea impedanței folosind curenți electrici alternativi nepericuloși ar putea fi o alternativă pentru eliminarea neajunsurilor prin iradierea corpului cu raze X. Literatura de specialitate prezintă numeroase cercetări consacrate elaborării unor metode și tehnici valabile pentru obținerea imaginilor tomografice prin curenți electrici. [35].

Din cele arătate în paragrafele precedente s-a văzut că, prin trecerea unui curent cu densitatea distribuită în volumul structurilor eterogene din corp, nu se pot deduce proprietățile conductoare locale specifice pentru fiecare element constituent în parte.

Stabilirea distribuției spațiale a densităților de curent poate fi cercetată numai cu un număr mai mare de electrozi (minimum 16) amplasați în jurul segmentului de corp cercetat. Curentul electric este circulat între doi electrozi, iar potențialele sunt măsurate pe restul perechilor de electrozi. După achiziționarea datelor, conexiunile se permută. Mergând pe această cale, algoritmi adecvați de reconstrucție pot crea o imagine a distribuției conductibilității elementelor ce constituie acel volum.[35],[39],[40]. Dacă diversitatea componentelor din aceea structură anatomică se deosebește prin valori specifice ale conductibilității lor electrice, componentele pot fi reprezentate într-o proiecție geometrică plană. Pusă la punct, această metodă de obținere a imaginii se numește tomografie de impedanță electrică sau tomografie computerizată de curent electric (ECCT). Progresele în tehnologiile electronice au creat condițiile necesare realizării unor tomograme de impedanță electrică performante. [41]. Dificultățile persistă în privința programelor în măsură să construiască imaginea tomografică pe baza datelor experimentale.

Pentru a crea o imagine este necesar să se delimiteze regiunea de interes. Spre deosebire de alte tehnici tomografice, curentul electric explorator nu poate fi dirijat pe trasee precis definite în volumul tridimensional, neomogen, conductor. În plus, electrozii de măsură fiind plasați numai pe suprafața corpului, potențialele măsurabile sunt departe de efectele locale ale densităților de curent în mediile din interiorul corpului. ECCT furnizează datele necesare prelucrărilor prin repetate realizări, constând din injecții ale curentului cu frecvență și amplitudine constante și măsurarea potențialelor ce apar în dreptul electrozilor de măsură. Ca exemplu, în figura 2.10, se arată amplasarea a 16 electrozi pe un model cilindric conductor omogen.[30]. Electrozii de curent sunt amplasați în două puncte de contactare învecinate, în figură, electrozii 2 și 3.

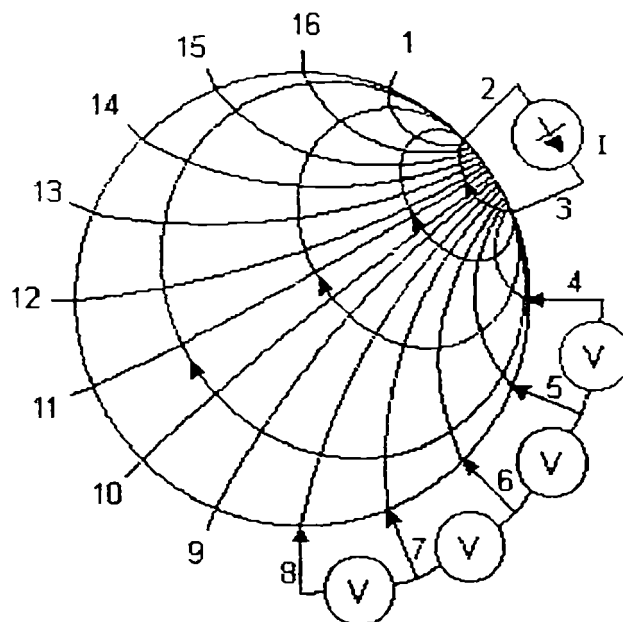


Fig. 2.10 O realizare a explorării, cu electrozii de curent învecinați

Curentul de măsură injectat între cei doi electrozi învecinați, produce o distribuție a densității de curent, intensă între cei doi electrozi și tot mai mică în spațiile mai îndepărtate. Liniile închise între punctele de injecție 2 și 3 reprezintă circulația densităților de curent. Liniile divergente care ating punctele 4, 5, ...16, 1 sunt linii echipotențiale. Diferențele de potențial se măsoară succesiv, între perechile de electrozi 4-5, 5-6, ... 16-1. Cele 13 valori de tensiune nu sunt dependente între ele. Fiecare tensiune reprezintă impedanța sectorului cuprins între cele două linii echipotențiale învecinate (pentru tensiunea 6-7, impedanța sectorului hașurat). Deplasând circuitul de curent din pereche în pereche, se obțin de 16 ori câte 13 valori de tensiune, în total 208 valori de tensiune. Datorită reciprocității, acele determinări în care electrozii de curent ocupă locul unei perechi de măsură sunt identice, numai 104 măsurări sunt independente. Cele mai mari valori de tensiune măsurată rezultă în cazul în

care perechea electrozilor de măsură se învecinează cu electrozii de curent. În cazul când electrozii de curent sunt pe partea diametral opusă, tensiunea măsurată este de numai 2,5% din primul caz.

O altă alternativă a ECCT este dată de metoda în care, electrozii de curent sunt așezați diametral opus. Figura 2.11 exemplifică acest aranjament. Curentul traversează corpul pe diagonală, de exemplu, în detaliul **B**, între electrozii 1 și 9. Liniile densității de curent se răspândesc în tot volumul corpului. Potențialul de referință se culege de pe electrodul învecinat unuia din electrozii de curent, de exemplu de pe electrodul 2. Se măsoară toate potențialele, exceptând cele de pe electrozii de curent. După primul set de determinări, se permută toți electrozii și măsurarea se repetă. În total se obțin $13 \text{ ori } 8 = 104$ date de măsură. În acest mod distribuția curentului este mai uniformă și ca atare, măsurările prezintă o mai mare sensibilitate.

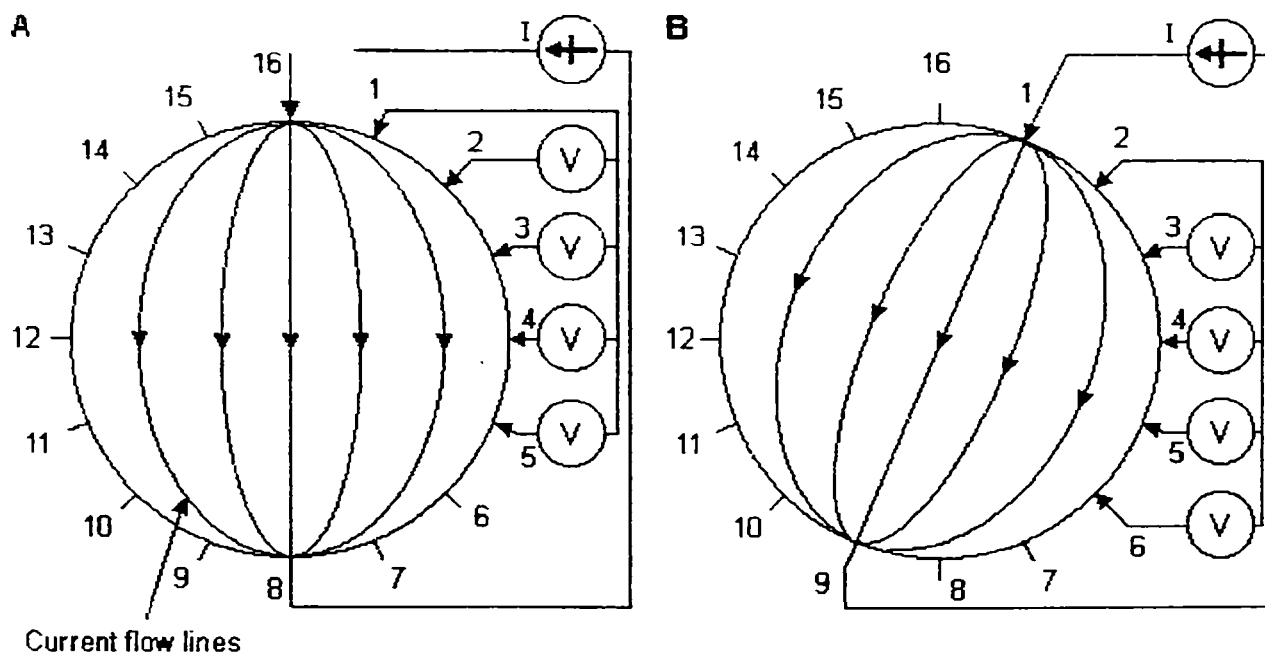


Fig. 2.11 Metoda amplasării electrozilor de curent în opoziție

O altă metodă constă în amplasarea electrozilor în circuite încrucișate, așa cum se arată în figura 2.12. În acest caz, distribuția densității de curent este mai uniformă. Electrozi învecinați, se află în circuite diferite - de exemplu, în detaliul **A** electrozii 16 și 2 pentru injecția de curent și 1 pentru stabilirea potențialului de referință. Se măsoară potențialele de pe toți electrozii, mai puțin de pe electrozii de curent - în total 13 tensiuni. În pasul următor borna de curent se comută de pe 2 pe 4 și se măsoară tensiunile de pe toți electrozii neocupați, păstrând referința pe 1. În figură se arată numai patru voltmetre (3, 4, 5, 6). Următorul set de 13 tensiuni se obține aplicând electrozii de curent în punctele 16 și 6, păstrând referința mai departe pe electrodul 1. Procedura se repetă

mutând firul de curent din 6 în 8, apoi pe 10 și așa mai departe, până la electrodul 14. Se obțin în total $7 \times 13 = 91$ determinări.

O nouă secvență se desfășoară cu injecția de curent prin electrozii 3 și 5 (Detaliul C). Potențialul de referință se ia de pe electrodul 2 . Procedura se repetă (Detaliul D) cu injecția curentului între 3 și 7 , mutând apoi 7 pe 9 , pe 11 , 13 , 15 și 1 . De fiecare dată se măsoară câte 13 valori de tensiune față de referința 2 .

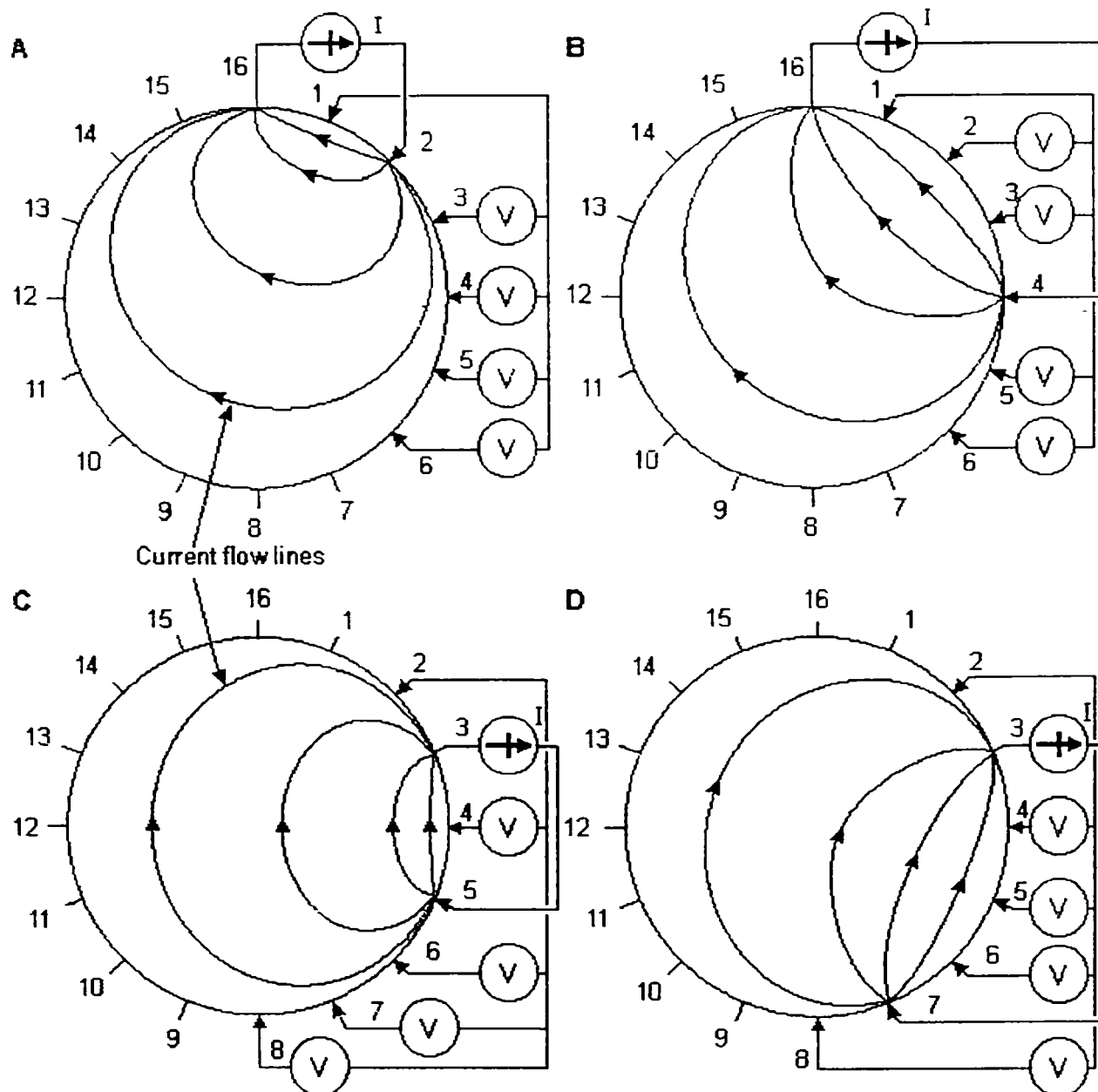


Fig. 2.12 Metoda circuitelor încrucișate

Din cele 182 determinări, o parte se exclude pe criteriul reciprocității, încât în final se obțin 104 valori independente.

Metoda circuitelor încrucișate oferă o sensivitate bună pe întregul domeniu explorat, mai puțin în zona periferică.

În exemplele de până acum, injecția de curent a fost făcută prin doi electrozi, iar potențialele au fost obținute de pe restul electrozilor. În 1987 a fost propusă o nouă metodă pentru tomografia de impedanță electrică, numită adaptivă. Metoda adaptivă folosește o singură pereche de electrozi pentru măsură, din numărul total, N . Restul electrozilor servesc pentru injecția curenților. În figura 2.13 sunt reprezentate două secvențe de măsură, folosind $N = 16$ electrozi. Pentru aplicarea curenților sunt necesare 7 surse independente. Circuitele de curent se închid într-o primă secvență între electrozii 1 - 15, 2 - 14, 3 - 13 ș.a.m.d.

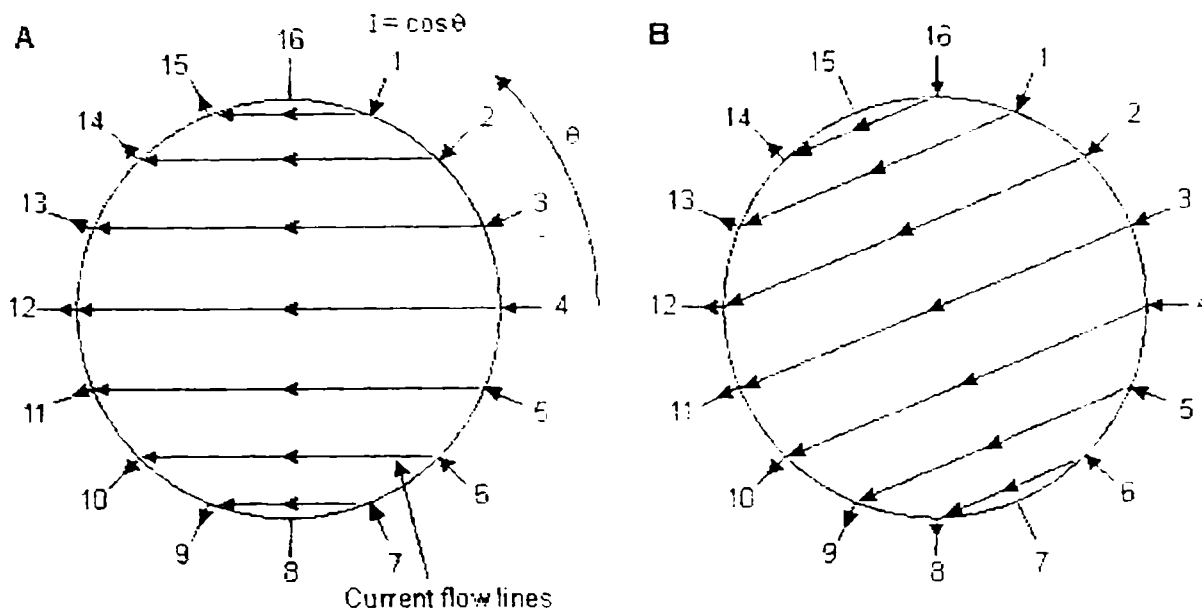


Fig. 2.13 Metoda adaptivă ECCT

După măsurarea diferenței de potențial între electrozii 16 - 8, se rotesc conexiunile cu un pas, așa cum rezultă din detaliul B. De fiecare dată pot fi măsurate 15 valori de tensiune. Prin permutarea electrozilor pe circuitele celor 8 surse de curent, se pot realiza în total 120 de determinări independente.

Din cele arătate mai sus, măsurarea impedanței electrice a structurilor biologice prin circulararea unor curenți de frecvență ridicată furnizează date importante pentru stabilirea unui diagnostic medical. Cercetări întreprinse după 1990 au reliefat și posibilitatea de măsurare a impedanței electrice în țesuturi folosind câmpuri electromagnetice. Metoda de măsurare a impedanței electrice a țesuturilor în câmp electromagnetic - ca și în metodele bazate pe circulararea unor curenți electrice între electrozi - definește distribuția sensibilității ca fiind produsul dintre câmpul densităților de curent electric în volumul țesuturilor și câmpul conductibilității dat de potențialele electrice măsurabile. Acest principiu este valabil nu numai în cazul curenților electrice injectați din surse externe, ci și în cazul când curenții sunt induși în câmpuri magnetice variabile în timp, iar detecția efectelor este făcută cu magnetometre în loc de voltmetre.

În figura 2.14 A este ilustrat principiul detecției cu un magnetometru situat în afara corpului, a câmpului electromagnetic generat de curenții electrici de frecvență ridicată, circulați prin țesuturile cu conductibilitate σ , de la o sursă conectată la cei doi electrozi aplicați pe corp.

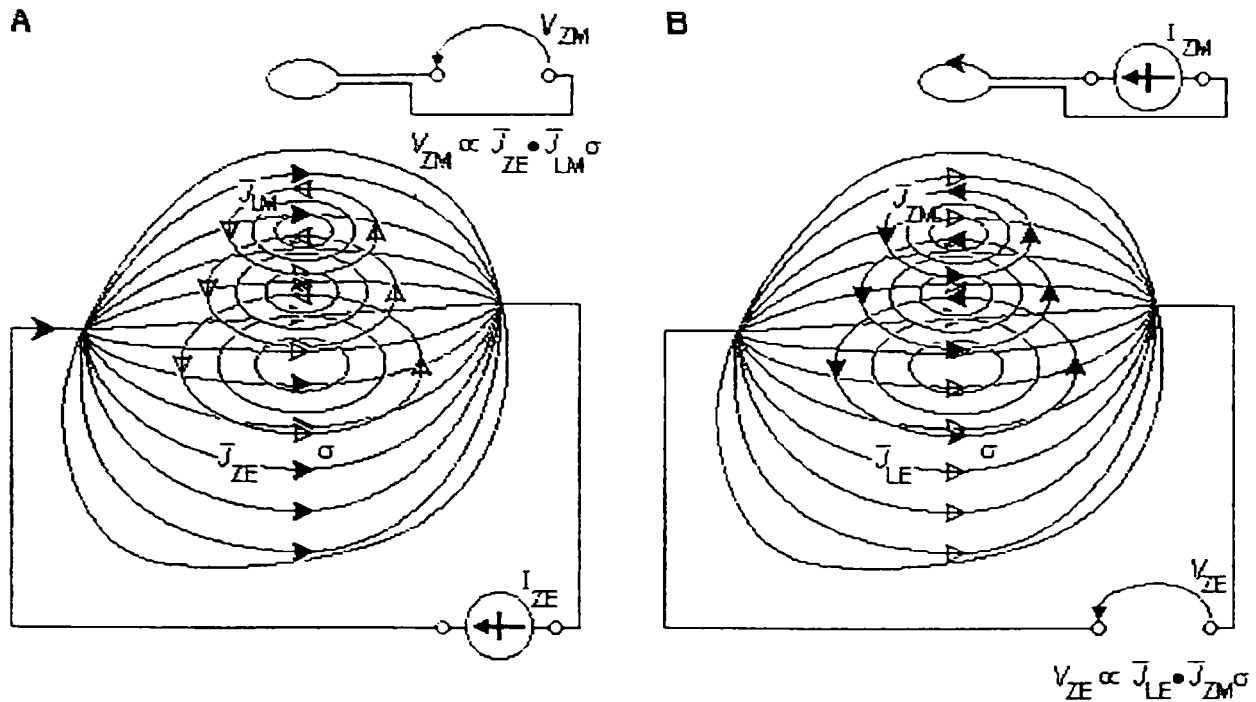


Fig. 2.14 Măsurarea impedanței electrice în țesuturi

- A - curent electric prin electrozi - efecte electromagnetice;
- B - câmp electromagnetic inductor - efecte electrice

În figura 2.14 B, corpul, cu o distribuție a conductibilității electrice σ , este plasat într-un câmp electromagnetic generat de un solenoid parcurs de un curent electric alternativ. Curenții induși de către câmpul magnetic exterior variabil, generează în volumul conductor un câmp electric. Astfel apare între cei doi electrozi de pe corp o diferență de potențial electric. În figură sunt date și mărimile ce intervin în cuplajul dintre mărimile de intrare și efectul electromagnetic detectabil. Modificările poziției inductorului sau a poziționării electrozilor permit prelevarea unui număr important de date, ce servesc reconstrucției imaginii. Imaginea tomografică de impedanță se obține prin aplicarea unor algoritmi de reconstrucție. Urmează ca în viitor să se identifice soluții pentru reconstrucții satisfăcătoare. În prezent, cele mai bune reconstrucții a imaginii se situează între 5 și 10 % în investigarea toracelui. Cercetările se desfășoară pe structuri construite artificial, numite fantome.

Avantajele metodei tomografice în raport cu tomografia X sau RMN constau în costul redus al echipamentelor și absența oricărui risc de expunere la câmpuri intense sau ionizante. Pe de altă parte, rezoluția foarte redusă limitează aplicațiile mai mult la monitorizarea pacienților decât la investigarea anatomică a structurilor.

2.4 Răspunsul electrodermal

Cercetări efectuate asupra contactului electric al electrozilor aplicați extern cu suprafața corpului, pentru captarea unor semnale bioelectrice sau pentru trecerea unui curent prin corp, au scos în evidență anumite proprietăți bioelectrice particulare, ce depind între altele și de locul unde electrozii s-au aplicat pe piele. Astfel, conductanța de trecere între un electrod și suprafața palmară se dovedește mult mai mare decât în alte părți ale pielii, datorită activității glandelor sudoripare. Glandele sudoripare sunt controlate de sistemul nervos simpatic. În consecință, măsurarea rezistenței între electrod și palmă poate fi o cale de monitorizare a sistemului nervos simpatic. Considerând modificările conductivității pielii ca efecte ale stimulilor sistemului nervos simpatic, proprietatea de conductanță a pielii poartă denumirea de *răspuns electrodermal* (EDR).

În paragraful B2.1 s-a arătat structura anatomohistologică complexă a pielii. S-a menționat că principala funcție a pielii este separarea corpului față de mediul înconjurător. Având originea comună cu sistemul nervos în ectodermul primar, pielea rămâne în viața adultă un organ receptor și efector, legat funcțional de structurile nervoase. [42]. Activitatea electrodermală reflectă atât procesele funcționale localizate în piele cât și activitatea unor organe interne, mediată de sistemul nervos. Pielea împiedecă pierderea apei din organism. În același timp, fluidul transmis prin piele produce prin evaporare reglarea temperaturii corpului.

Din punct de vedere electric, pielea se comportă ca un volum conductor, cu rezistență și capacitate electrică și totodată, ca un generator de biopotențiale electrice. Pe baza observațiilor privind aceste proprietăți, s-a convenit să se trateze separat proprietățile electrice pasive - electromorfe - de tip exosomatic, cercetate prin circulația unor curenți provenind din surse externe și - pe de altă parte - de cele active, electrogene, generate endosomatic, adică prin mecanisme caracteristice mediului biologic.

Proprietățile electrice pasive sunt scoase în evidență și se corelează cu diverși factori fizici, precum parametrii curentului electric explorator. Ele sunt influențate totodată și de reacția organismului față de diverși stimuli și de unele fenomene biologice din organism.

În curent continuu, schimbarea intensității curentului modifică rezistența cutanată. Prin aplicarea unei tensiuni continue între electrod și corp, apare fenomenul de polarizare electrică, având drept cauze prezența ionilor în mediul biologic conductor, a moleculelor bipolare (de ex. molecula apei) și polarizarea interfacială între structurile neomogene ale mediilor biologice. În consecință, legea lui Ohm nu este aplicabilă. Explorarea învelișului cutanat în curent

alternativ pune în evidență o componentă reactivă, capacitivă a impedanței echivalente. În figura 2.15 este reprezentată o schemă echivalentă simplificată a impedanței distribuite la suprafața pielii. Schema sugerează faptul dovedit experimental, că prin creșterea suprafeței electrodului de contactare rezistența electrică se micșorează - prin legarea în paralel a mai multor componente distribuite - pe când capacitatea se mărește proporțional, din același motiv.

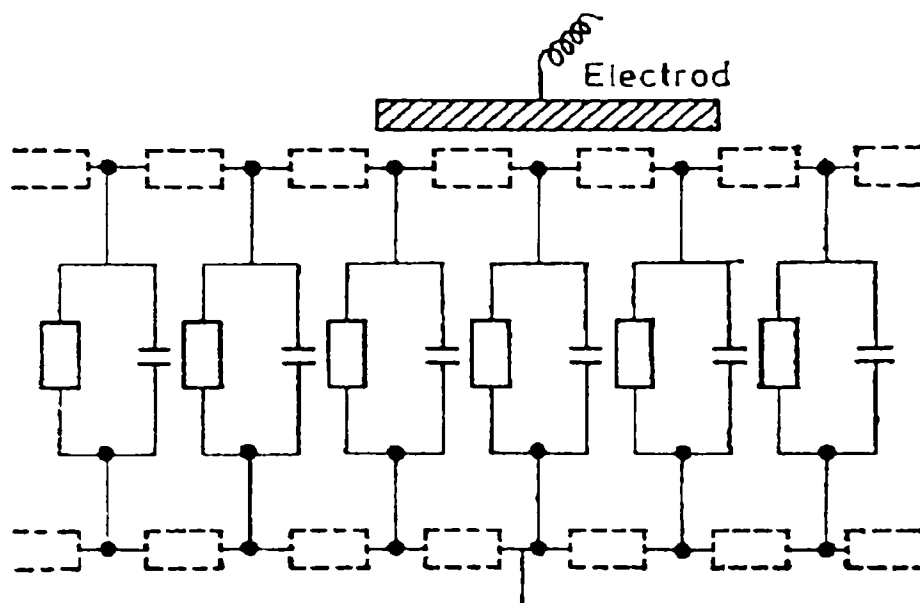


Fig. 2.15 Modelul impedanței distribuite a pielii [42].

În funcție de locul ales pe corp, rezultatele experimentale obținute cu același electrod și curent circulat, pot diferi în limite largi. Componenta rezistivă poate lua valori de la $K\Omega$ la $M\Omega$. Capacitatea electrică echivalentă poate atinge până la μF .

Cercetări experimentale au demonstrat existența unor potențiale electrice măsurabile la suprafața pielii ce se atribuie mai multor cauze. Celulele vii sunt polarizate electric. Toate procesele din organism sunt însoțite de manifestări cu caracter electric. Structura eterogenă a stratului cutanat aduce la suprafață sarcini negative, în timp ce în epidermul bazal potențialul devine pozitiv. Peste potențialul bazal se suprapun potențialele generate de activitatea glandelor sudoripare, secretorii, electrolitice și de expulzie. Aceste potențiale prezintă fluctuații în timp, cauzate de diverși factori, în primul rând datorită sistemului nervos simpatic. Valoarea medie a potențialului electric cutanat în regiunea palmară și plantară este de 60 - 70 mV. În general, pe suprafața corpului valorile potențialelor măsurate variază în limite largi, între 4 mV și 150 mV.

Studierea proprietăților electrice ale învelișului cutanat își are începuturile în a doua jumătate a secolului 19, de îndată ce cunoștințele din domeniul măsurărilor electrice au permis asemenea cercetări. Treptat, au fost supuse investigațiilor însușirile electrice ale pielii prin diverse metode și tehnici, ce pot

fi clasificate în raport cu rezultatele măsurărilor efectuate. Aceste însușiri sunt:
 - Activitatea electrodermală (EDA) ; - Nivelul electrodermal (EDL); - Răspunsul electrodermal (EDR) ; - Nivelul conductanței pielii (SCL) ; - Răspunsul conductanței pielii (SCR); - Nivelul rezistenței pielii (SRL); - Răspunsul rezistenței pielii (SRR) ; - Nivelul potențialului dermal (SPL); - Răspunsul potențialului dermal (SPR). În continuare, diversele caracteristici menționate mai sus vor fi denumite prin notațiile din paranteze. Din punct de vedere electric, referirile la rezistența sau conductanța unui mediu sunt echivalente, mărimile respective fiind reciproce. ($S = 1/R$).

Investigarea activității electrodermale se face de obicei în regiunea palmară. În figura 2.16 se prezintă puncte de aplicație a electrozilor pentru investigarea activității electrodermale.

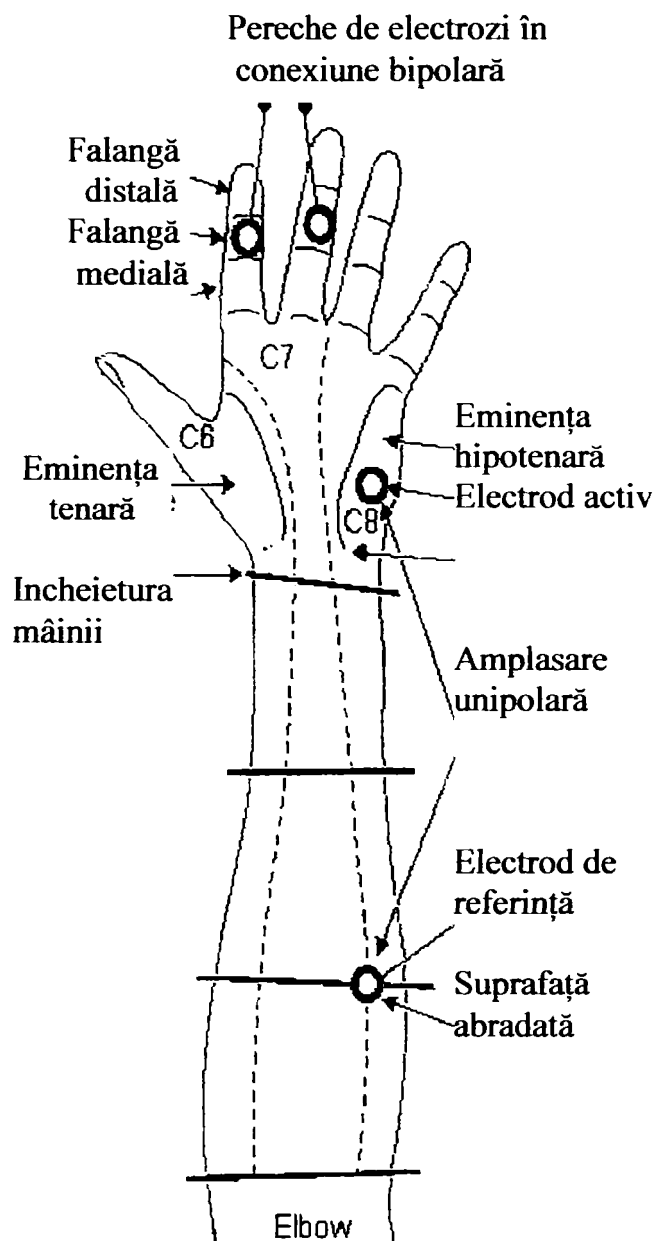


Fig. 2.16 Aplicarea electrozilor pentru investigarea activității electrodermale

Determinările pot fi efectuate într-o derivație bipolară, cu doi electrozi aplicați pe cele două falange mediale, sau unipolar, de exemplu, cu electrodul activ în eminența hipotenară iar electrodul de referință pe antebraț. Electrocul de referință se aplică umed pe suprafața pielii după o degresare și erodare locală, pentru a îndepărta stratul corneal, în vederea reducerii impedanței de trecere prin piele.

Măsurarea EDR se face exosomatic, în curent constant sau tensiune constantă. Sursa de curent continuu E_B , alimentează circuitul de măsură printr-o rezistență de valoare ridicată, R_A . Circuitul se închide prin rezistența pielii, R_S . Deoarece R_A este mult mai mare decât R_S , curentul pe circuit rămâne constant, indiferent de valorile schimbătoare reduse ale rezistenței R_S .

De exemplu, cu o sursă de tensiune de 100 V, o rezistență adițională R_A de 10 M Ω și o rezistență a trecerii prin piele de aproximativ 250 K Ω , curentul pe circuitul de măsură rezultă de 10.0 μ A \pm 2,5 %.

Pentru măsurarea în regim de tensiune constantă, sursa se ia $E_b = 0,5$ V. În prezent, sursa de curent constant sau de tensiune constantă se realizează cu circuite electronice.

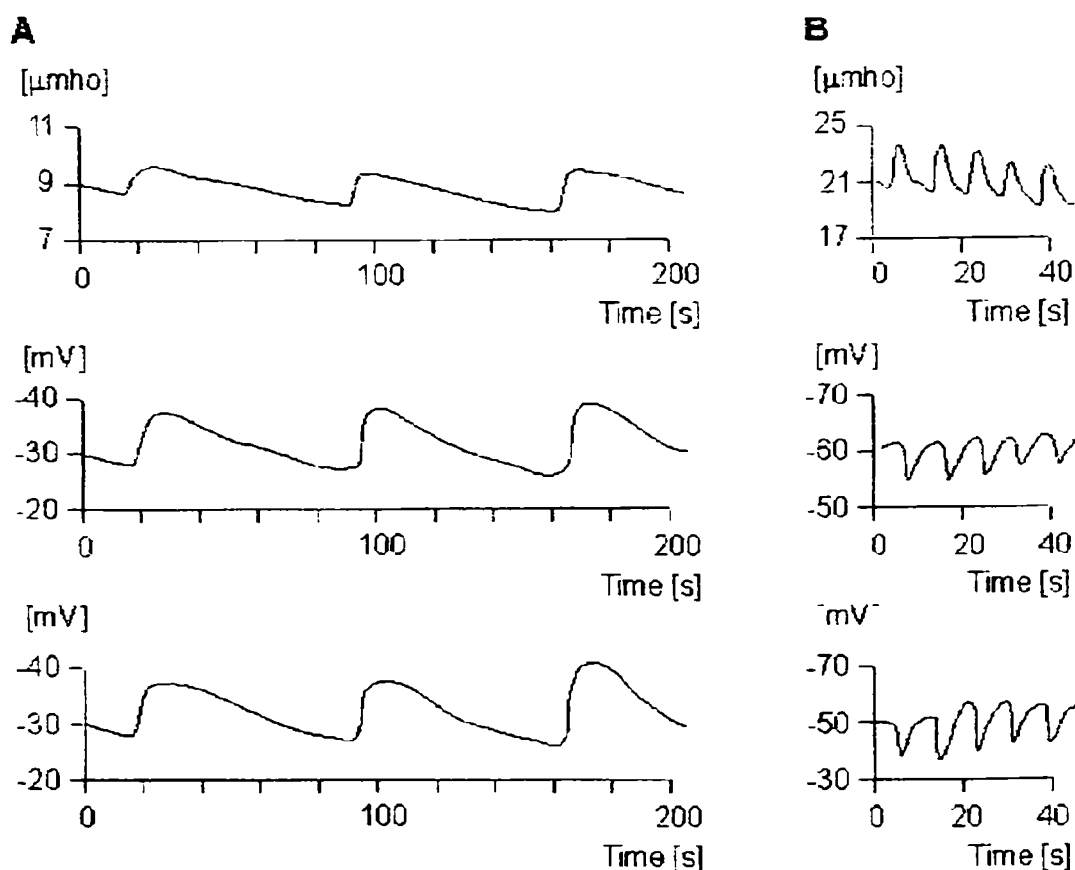


Fig. 2.17 Reprezentări grafice ale evenimentelor de recuperare SCR și SPR : - ondulație lentă (detaliul A), și rapidă, (detaliul B)

În cazul măsurării în curent constant, tensiunea rezultantă între electrozi, ca funcție de timp, este $V_s(t)$ iar conductanța $SC(t) = E_b / \{R_A \cdot V_s(t)\}$.

În cazul măsurării în regim de tensiune constantă, raportarea se face la căderea de tensiune V_A măsurată pe o rezistență înseriată R_A pe circuitul electrozilor. În acest caz, $SR(t) = E_b R_A / V_A$.

Pentru măsurarea potențialului endosomatic, se folosește un voltmetru electronic având impedanța de intrare foarte mare. Domeniul explorat este între + 10 și - 70 mV, într-o bandă de frecvență de la zero la câțiva Hz (0 - 5 Hz). Din 1981, tehnicile de explorare a parametrilor electrici caracterizând pielea sunt formulate în norme.[30].

Reflexele electrodermale apar în contextul unei reacții generale neurovegetative, de răspuns față de un stimul neobișnuit. S-a căutat o legătură între EDR și diverse evenimente ce au loc în organism. Activitatea cerebrală oglindită în funcția EEG, frecvența cardiacă, vasoconstricția și modificarea tensiunii arteriale, schimbări ale temperaturii cutanate sunt factori determinanți în modificările reactivității electrodermale. Stimularea pe cale senzorială, o pocnitură, iluminarea intensă a câmpului vizual, înțepătura dureroasă, excită sistemul activator nervos și produc o "trezire" corticală, o stare de vigilență crescută..

S-a stabilit o legătură între EDR și ritmul cardiac. Există o reacție oscilantă permanentă la acțiunea celor mai slabi stimuli cu efect electrodermal. Apariția unui stimul produce creșterea pulsului cardiac și vasoconstricția vaselor de sânge. Vasoconstricția poate fi pusă în evidență prin măsurarea variațiilor fluxului sangvin periferic pe cale electrică. Stimularea agresivă are efecte imediate în funcționarea aparatului cardiovascular însoțind reacția vegetativă.

Ritmul respirator influențează reflexele electrodermale. De exemplu, hiperapneea declanșează EDR cu amplitudine mare. Inspirația este urmată de o activare de scurtă durată, iar expirația - de o inhibiție scurtă a EDR. Întârzierea reacției față de inspirație este de ordinul 1 - 2 secunde. În cazul secționării nervilor vagi (parasimpatici) sincronismul respirație - reacție EDR dispare.

În condițiile stimulării luminoase permanente, reacția pupilară reflectă fidel variațiile de tonus simpatic și parasimpatic. Reacția pupilară este însoțită și de un eveniment EDR. Este interesant de menționat faptul că reacția pupilară apare și ca urmare la alte forme de stimulare nespecifică agresivă, ca o măsură de apărare reflexă.

În figura 2.17 sunt date înregistrări ale semnalelor caracteristice de unde SRC și SPR. În detaliul A, curba de sus, arată traseul recuperării lente a SCR, iar curba din mijloc și de jos, redă unda SPR monofazică, în sens negativ. Ondulația funcției de recuperare are o perioadă de circa 40 secunde, cu o valoare între vârfuri a conductanței de circa 2 μS iar pentru potențiale, 10-20 mV. În detaliul B, curba de sus arată o recuperare rapidă SCR iar traseele din mijloc și

de jos, undele monofazice pozitive SPR Deoarece valorile sunt dependente de mărimea suprafeței electrozilor, în mod neliniar, nu pot fi definite formule de normare a mărimilor, în vederea efectuării unor analize comparative ale rezultatelor diferiților cercetători.

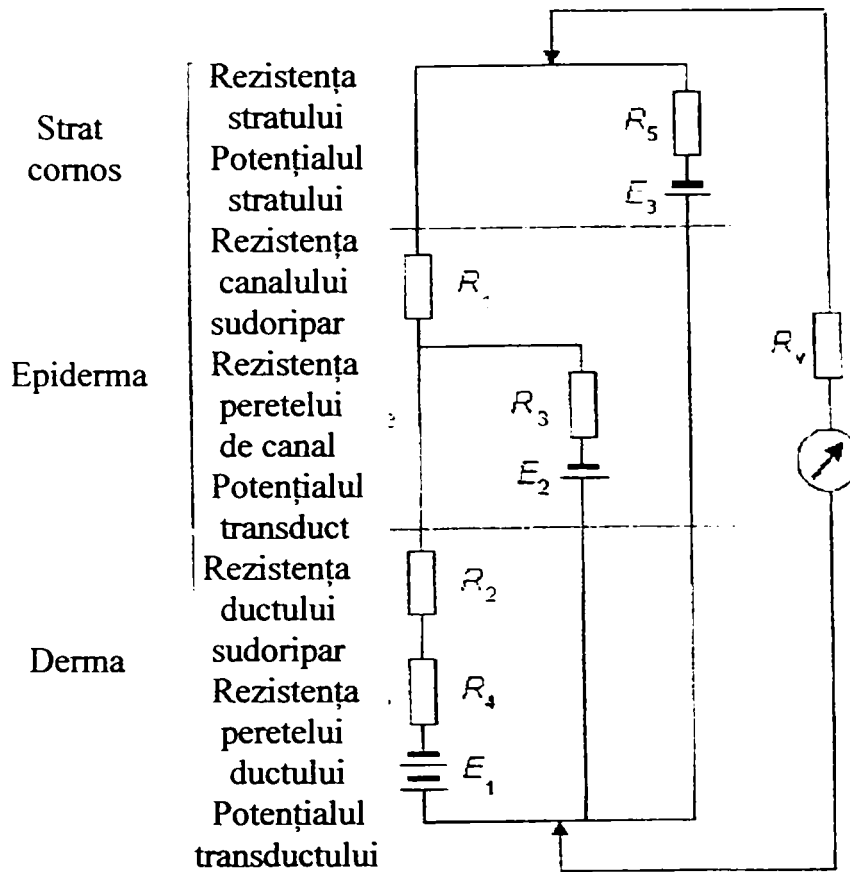


Fig. 2.18
Schema echivalentă detaliată a sistemului electrodermal

2.5 Teoria răspunsului electrodermal

Modelul detaliat al sistemului electrodermal din figura 2.18 trebuie privit ca un suport pentru explicarea proprietăților măsurabile ale pielii cu mijloace electrice. În partea superioară a desenului se află stratul cornos, exterior al epidermei, uscat, cu rezistivitate electrică ridicată. Rezistența R_5 este invers proporțională cu suprafața electrodului aplicat. Este evident că odată cu creșterea transpirației, conductibilitatea crește și rezistența se micșorează. La baza stratului superficial apare prin polarizare un potențial E_3 în raport cu corpul (electrodul de referință). R_1 și R_2 reprezintă rezistențele pe traseul canalului glandei sudoripare ce traversează derma și epiderma, până la suprafața pielii. O mare parte a curentului urmează acest traseu, pe măsură ce canalele se umplă cu sudoare.

E_1 și R_4 reprezintă proprietățile segmentului tubulaturii canalelor sudoripare prin dermă. Componentele E_2 și R_3 descriu proprietățile aceluiași elemente prin epidermă. Potențialele E_1 și E_2 apar datorită concentrațiilor

spațiale inegale de ioni cât și permeabilităților selective ionice. Potențialele se accentuează în faza activă de secreție a glandelor sudoripare. Se presupune că potențialele cresc datorită depolarizării membranelor din duct la creșterea presiunii hidrostatice a fluidului secretat. În faza creșterii permeabilității datorită depolarizării, valorile R_3 și R_4 se micșorează. Dinamica acestor procese declanșate prin stimulare explică undulațiile observabile în înregistrările din figura 2.15 .

Declanșarea procesului transpirației se face prin stimulare externă. În analiza fenomenului SCR s-a observat că, într-o primă fază, potențialele electrice pot fi ignorate. Dacă experimentul începe într-o stare relaxată a organismului, după stimulare lichidul secretat se propagă treptat prin tuburile sudoripare și rezistența R_2 scade progresiv. Dacă secreția glandelor se mărește, tuburile fiind deja umplute, transpirația abundă în epidermă , scade R_5 . Creșterea presiunii hidrostatice dilată tuburile iar creșterea secțiunii fluxului de lichid reduce valoarea rezistenței R_3 .

Parametrii potențialului SP se corelează, de asemenea, cu efectul stimulărilor externe. Se consideră că valoarea măsurată reprezintă diferența dintre potențialul E_3 și căderea de tensiune pe rezistența R_5 . Se iau în considerație și efectele unor factori ce se datoresc procesului de reabsorbție a ionilor de sodiu din tuburile sudoripare. Transportul activ transmembranar generează diferențe semnificative de potențial, cu polul negativ în lumen. Efectele acestor fenomene asupra potențialului măsurat între electrozi depind de valorile relative ale rezistențelor R_1 , R_2 și R_4 . Valorile relativ mici ale rezistențelor măresc efectul potențialului E_1 . Dacă valoarea rezistenței R_5 se micșorează, potențialul măsurat la suprafață rezultă de valoare mai scăzută.

Explicațiile de mai sus nu pot fi reflectate în mod cantitativ. Se admite că modele mai complexe vor putea conduce la o mai fidelă redare a evenimentelor. În aceste modele, explicațiile vor trebui să descrie din punct de vedere biofizic și cantitativ procesele ce au loc. Există un impediment în utilizarea EDR. Este dificil să se distngă răspunsul specific la stimuli față de activitatea spontană SCR. Soluția pentru reducerea nedeterminării constă în observarea răspunsului timp de câteva secunde după stimulare, pentru a accepta semnalul. Dacă se admite o rată de 7,5 evenimente SCR pe minut, probabilitatea confundării cu un eveniment spontan este 50% . Scurtarea ferestrei de urmărire poate eventual îmbunătăți discriminarea artefactului nedorit.

Deocamdată, EDA rămâne să fie utilizat empiric numai în activitatea clinică, ca un mijloc de analiză al nivelului activității sistemului nervos simpatic.

De multă vreme se cunoaște că starea de sănătate a organismului se reflectă în valoarea temperaturii corpului. S-a constatat că în simptomatologia unor afecțiuni interne, apar și modificări locale ale temperaturii în anumite zone ale tegumentului. Cercetarea și interpretarea modificărilor de temperatură

datorită unor stări inflamatorii interne, în anumite puncte de pe suprafața corpului, se numește termografie.[3]. Principiul termografiei este detecția radiației termice în infraroșu a unei suprafețe a corpului de la o oarecare distanță. Explorarea termografică făcută cu o videocameră (Beaufor) permite de exemplu, obținerea unei imagini a bustului ce evidențiază distribuția temperaturii pielii în vederea stabilirii diagnosticului într-o fază incipientă a cancerului mamar. Termometria de radiație (în infraroșu) servește la măsurarea temperaturii timpanului în otologie. Măsurarea temperaturii este importantă și în investigarea procesului de termoreglare cutanată. Metoda se numește fluvometrie.[44]. Fluvometria explorează temperatura cutanată și variațiile acesteia în decursul timpului, după o stimulare specifică. Tehnica investigării procesului de termoreglare periferică se desfășoară în două faze. Întâi se produce o încălzire locală, după care, în faza următoare, se urmărește revenirea la valoarea inițială a temperaturii în timp. După modul în care se desfășoară restabilirea temperaturii în locul explorat, se definește nivelul stării de normalitate a funcțiilor fiziologice în dermă (inervația, circulația capilară periferică etc.) [45].

Făcând o asociere între evoluția anumitor stări patologice și modificările parametrilor electrodermali, Fl. Dumitrescu [42] construiește un tablou clinic diferențiat prin asocierea semnalului EDR și SPR, cu funcția temperaturii cutanate locale.

Cercetările de electrofiziologie asupra unor puncte electrodermale, pe lângă un interes științific de ordin fundamental, au oferit criterii noi de orientare și interpretare a rezultatelor explorării electrice cutanate în scopul stabilirii diagnosticului. A fost dovedită corelația unor anumite puncte electrodermale cu anumite organe interne, a căror suferință exercită printr-un proces de activare fiziologică, modificări la nivelul tegumentului. Dacă un proces patologic își exercită acțiunea asupra unor căi nervoase de control electrodermal, teritoriul cutanat corelat va suferi un proces de activare, cu o întindere cu atât mai largă, cu cât cuplajul stimulilor patologici cu neuronii ganglionari simpatici va fi mai strâns.

2.6 Concluzii

Circulația curentului electric prin corp oferă posibilitatea explorării pe cale fizică a stării și a proceselor biologice organismului, în vederea stabilirii unui diagnostic. Din punct de vedere electric, corpul se prezintă ca un volum conductor cu structură eterogenă, caracterizată prin distribuții ale unor parametri caracteristici, precum: conductivitate electrică, permitivitate dielectrică, permeabilitate magnetică, coeficienți de absorbție a radiațiilor cuantice etc. O primă cale de abordare electrică este măsurarea impedanței bioelectrice pe diverse segmente ale corpului. Urmărirea variațiilor de impedanță oferă posibilitatea investigării stării de funcționalitate a vaselor sangvine,

monitorizării activității aparatului circulator și respirator, analizării sistemului nervos simpatic. De asemenea, cercetări în curs de desfășurare elaborează tehnici de obținere de imagini pe cale neinvazivă, lipsite de orice risc pe baza prelucrării datelor obținute prin impedanțmetrie. Odată pusă la punct, tomografia de impedanță electrică va putea înlocui tomografia axială roentgen sau de rezonanță electrică nucleară ce supun corpul pacientului la radiații sau câmpuri magnetice intense.

Reactivitatea organismului la stimuli externi se investighează pe cale electrică prin determinarea răspunsului electrodermal. Bazele teoretice ale răspunsului electrodermal arată că investigarea electrică la suprafața pielii poate conduce la stabilirea diagnosticului, deoarece a fost dovedită corelația unor puncte electrodermale precis stabilite pe suprafața corpului cu anumite organe interne, a căror suferință exercită printr-un proces de activare fiziologică, modificări la nivelul tegumentului.

Investigarea organismului prin curenți electrici joacă un rol tot mai important în diagnosticul medical.

PROPRIETĂȚILE ELECTRICE ALE PIELII

Măsurarea impedanței electrice de trecere a curentului prin piele a evidențiat în anumite locuri valori semnificativ mai reduse față de zonele învecinate. Cercetările efectuate pe un număr mare de persoane au arătat că schema de repartizare a acestor locuri pe corp este aceeași la toată lumea. S-a stabilit că impedanța electrică este scăzută local în puncte de câțiva milimetri pătrați, denumite centri electrodermali sau puncte electrodermale. S-a remarcat faptul că centrii electrodermali se identifică cu punctele de acupunctură, cunoscute de mult timp în medicina tradițională chineză.

3.1 Tradiție și modernism în acupunctură

În medicina tradițională chineză acupunctura se definește ca o modalitate terapeutică efektivă ce are la bază o teorie și o practică experimentală multimilenară.[46],[48]. Conform principiului acupuncturii, pe suprafața corpului se află un număr foarte mare de puncte aliniate pe traseele unor anumite meridiane energetice, care se află în corelație strânsă cu organele interne ale corpului. Ușoara iritare produsă prin înțeparea superficială a acestor puncte cu ace sterile, are efecte curative la nivelul organului pe care le reflectă, fără utilizarea unor droguri sau altor intervenții agresive. În China, aplicațiile metodei sunt extrem de diverse, cu efecte în diferite sisteme biologice, precum tractul digestiv, sistemul cardiovascular (inclusiv reglarea tensiunii arteriale), sistemul imunitar și endocrin. Sunt descrise rezultate bune în tratamentul paraliziiilor, parezei, spondilozei, bolii herpes zoster, al aparatului respirator, tulburărilor neuropsihiatrice.

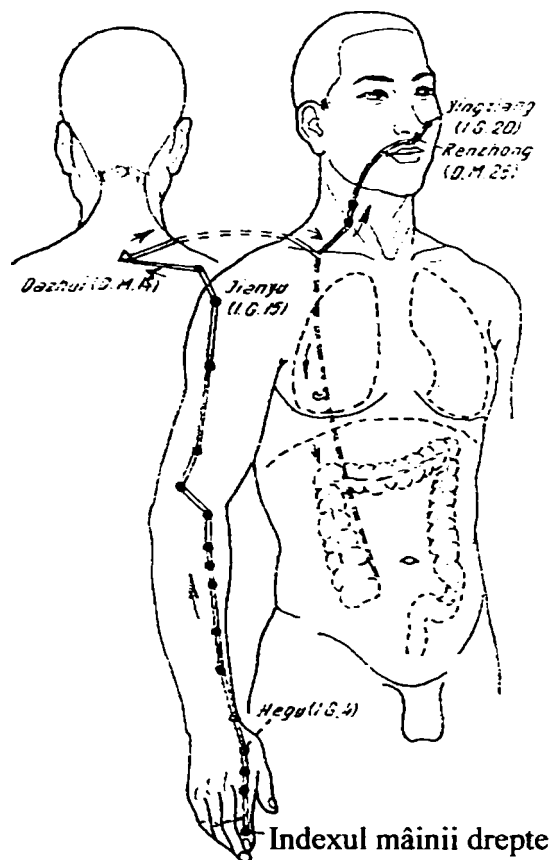
Teoria acupuncturii pornește de la premiza existenței unei energii vitale generate în interiorul organismului uman, numită "chi". Această energie circulă prin corp pe trasee numite meridiane, de la sursele sistemului către organe. Meridianele formează o rețea complexă, pe diverse nivele, care realizează conexiuni atât între structurile și organele interne cât și cu puncte singulare de pe suprafața corpului, numite puncte de acupunctură.. Energia vitală "chi" ce se canalizează în mare parte pe trasee sub piele în interiorul corpului, controlează în mod armonios toate funcțiile și procesele vitale. Stimularea punctelor de acupunctură modifică circulația energiei și produce efecte la nivelul organelor și sistemelor cu care acestea se corelează.

Organismul este împânzit cu numeroase meridiane. Cele mai cunoscute sunt cele 12 meridiane numite trunchiuri majore. Ele se întind în lungul corpului sub piele, prin torace și spate, prin ambele brațe și picioare. Trunchiurile majore

ce se conectează cu totalitatea organelor prin meridiane colaterale, asigură circulația energiei prin corp, în mod neîntrerupt, zi și noapte, păstrând controlul tuturor funcțiilor fiziologice și metabolice ale organismului viu.

Meridianele și punctele de acupunctură asociate, poartă denumiri consacrate în limba chineză.

În figura 3.1 se arată, ca un exemplu, traseul meridianului intestinului gros (numit Yangming). [53].



- Puncte din meridianul Yang

==== Meridianul Yang

- Δ Puncte de încrucișare

=====

Fig. 3.1 Traiectul meridianului Yangming de la mână [53].

Traiectul ce pornește din indexul mâinii drepte urcă de-a lungul extremității antero-externe a antebrațului, atinge umărul și continuă pe spate până în dreptul vertebrei 7 cervicale, unde se unește cu toate meridianele Yang. De aici coboară prin fosa subclaviculară, traversează diafragma și continuă spre intestinul gros, de care aparține. Ramura colaterală, pornind din fosa subclaviculară, urcă pe fața laterală a gâtului, ajunge pe obraz și pătrunde în gingia inferioară, ocolește buza superioară până în dreptul nării. Acționarea prin înțepare cu ace în punctele (•), marcate în lungul meridianului Yang este benefică în cazul manifestărilor patologice însoțite de dureri abdominale, diaree, constipație, dizenterie, dureri în regiunea gâtului, odontalgie, epistaxis etc.

Acum o jumătate de secol, cercetători coreeni utilizând tehnici de microdisecție, au confirmat existența anatomică a meridianelor în corpul uman. Acestea sunt tuburi ductile ce transportă un fluid, în mod asemănător cu circulația limfei sau a sângelui. Curgerea fluidului pe traseele meridianelor poate să aibă loc în ambele sensuri. Viteza de circulație, măsurată cu trasori radioactivi, a rezultat de câțiva centimetrii pe minut.

3.2 Meridianele și energia vitală

Interpretarea proceselor biologice pe baze energetice, fundamentată în medicina tradițională chineză din vremuri imemorabile, are rădăcini și în medicina occidentală. Conceptul de energie "vitală" a apărut în secolele 17 - 19 în lucrările unor "vitaliști" precum Galvani, Hahnemann sau Messmer. Pentru o abordare științifică a problematicii, a fost însă necesar ca progresele tehnologice să asigure și instrumentele de investigație necesare în analizarea proceselor biologice sub aspect energetic. S-a conturat astfel o medicină (bio-) energetică, ca parte integrantă a științelor medicale.

În medicina bioenergetică se afirmă că viața se desfășoară datorită unor procese energetice complexe, ce includ și evenimente electrice, electromagnetice, vibrații rezonante, emisii (chemo-luminiscentă), și absorbții de bio-fotoni, incluzând radiația biotermică în spectrul infraroșu, radio, și radiația termoacustică. Se consideră că procesele bioenergetice sunt purtătoare de "bio-informație", fiind esențiale în autoreglarea mecanismelor biologice. Pornind de la această condiționare a existenței biologice, în practica medicală trebuie analizate cu deosebită atenție:

- (1) - care sunt efectele energiei electromagnetice asupra organismului, în alegerea procedurilor de investigație sau tratament medical;
- (2) - care este aportul unor forme de energie externă injectate în organism, comparabile cu energia circulantă intern, pentru a contribui la echilibrarea sau amplificarea funcțiilor și proceselor energetice interne în desfășurare;
- (3) - care este influența activă a introducerii unor cantități mai mari de energie externă, cu scopul de a interveni corector în anumite dezechilibre funcționale. Acupunctura tradițională se integrează la punctul (2) de mai sus, iar anumite proceduri aplicate pe meridiane aparțin categoriei (3).

În condiționarea bioenergetică a meridianelor se implică patru factori: - structura sistemului (organului) generator de energie vitală, - funcția acestui sistem în organism, - traseul fluxului bioenergetic și interacțiunea emotiv-vibratorie. Un organ funcțional fiziologic generează energie vitală ("chi") într-un câmp electromagnetic. Acest câmp conține informații asupra stării organului și a activității sale. O anomalie organică sau funcțională a sursei de energie se reflectă în informația ce se propagă pe un meridian și poate declanșa dezechilibre în altele. De asemenea, și alți factori, inclusiv de natură emoțională pot afecta starea unui meridian sau a întregii rețele.

S-a constatat, că stimularea punctelor de acupunctură poate fi produsă și prin încălzire locală (moxă), masaj (presopunctură), sau prin aplicarea unor curenți electrici de mică intensitate, cea din urmă numindu-se electroacupunctură. [42].

În tratamentul prin electroacupunctură un curent de mică intensitate este circulat între două puncte de acupunctură. Energia introdusă pe această cale se propagă pe traseul electromagnetic spre sistem, declanșând un efect benefic. Pe de altă parte, acțiunea electrică externă interferă cu structurile anatomiche, modifică proprietățile punctelor și meridianelor. Aceste proprietăți pot fi explorate cu aparate electrice de măsură.

3.3 Interpretarea electrică a acupuncturii [54]

În anii '70 s-a demonstrat că de-a lungul meridianelor are loc efectiv o circulație a informației sub formă electromagnetică. Aparent, punctele de acupunctură aliniate pe aceste meridiane amplifică și transmit aceste semnale slabe iar inserția acelor în acele puncte poate să producă o blocare a acestei transmisii. În acest mod se explică, de exemplu, anestezia obținută prin introducerea de ace de acupunctură pe anumite meridiane, cu efect de blocaj al transmisiei informației de durere.

În situația în care un țesut sau un organ se află în stare de normalitate, activitatea electrică în punctele de acupunctură ce comunică cu acele structuri este redusă. În cazul apariției unor răni sau unor modificări funcționale, se produce o transmisie de bioinformație în lungul meridianelor aferente. Măsurarea parametrilor electrici în punctele de acupunctură situate pe meridianele amintite evidențiază în aceste situații modificări semnificative în raport cu starea de normalitate. Această semnalizare are ca rezultat declanșarea unor mecanisme și procese reparatorii. Experiențe efectuate pe plante și animale au demonstrat acest fenomen. Punctele care evidențiază schimbări ale parametrilor mășurați nu se află neapărat în vecinătatea locului rănit. S-a constatat, de asemenea, că blocarea transmiterii bioinformației poate întârzia sau chiar opri procesul vindecării. Din contră, stimularea prin curenți electrici de mică intensitate în punctele considerate, în multe cazuri poate accelera recuperarea injuriilor.

Pornind de la observațiile acumulate pe cale experimentală s-au construit diferite modele fizico-matematice care să descrie cât mai fidel fenomenele în interacțiunea : sursă de bioenergie - meridian - punct de acupunctură - organ funcțional. Legătura între elementele menționate include o componentă cu funcția echivalentă unei diode semiconductoare comandate, care asigură un sens unic al fluxului și poate bloca transmisia acestuia. Se pare că în condiția unei injurii, efectul "semiconductor" blochează fluxul bioelectric normal al energiei - și ca urmare, acumularea de sarcini declanșează senzația de durere.

Funcția de "poartă" (gate) atribuită canalului de transmisie a bioinformației stă la baza teoriei acupuncturii.

În figura 3.2 este reprezentată schema circulației fluxului energetic. Energia este generată în procesele metabolice. Biocurentul curge prin dioda deschisă către țesutul sănătos. Parametrii acupuncturii specifici reflectă o stare normală, inactivă.

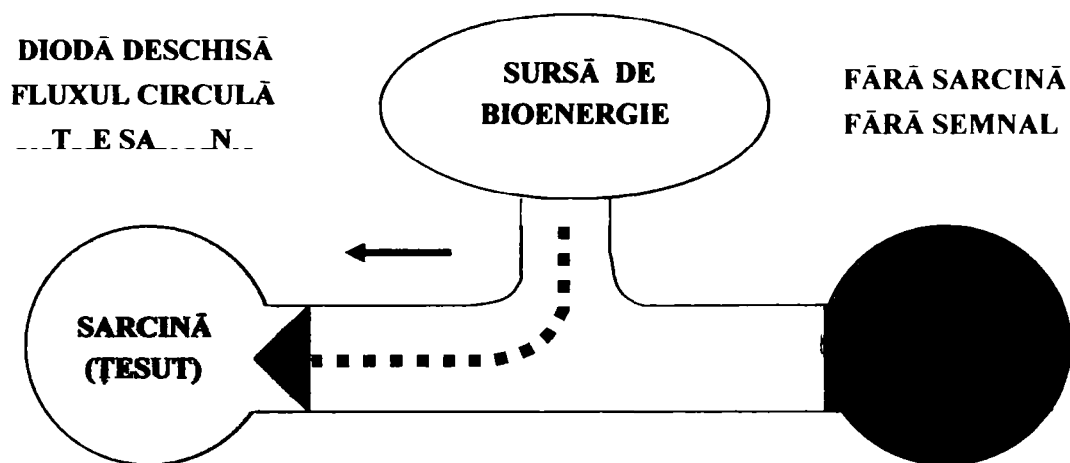
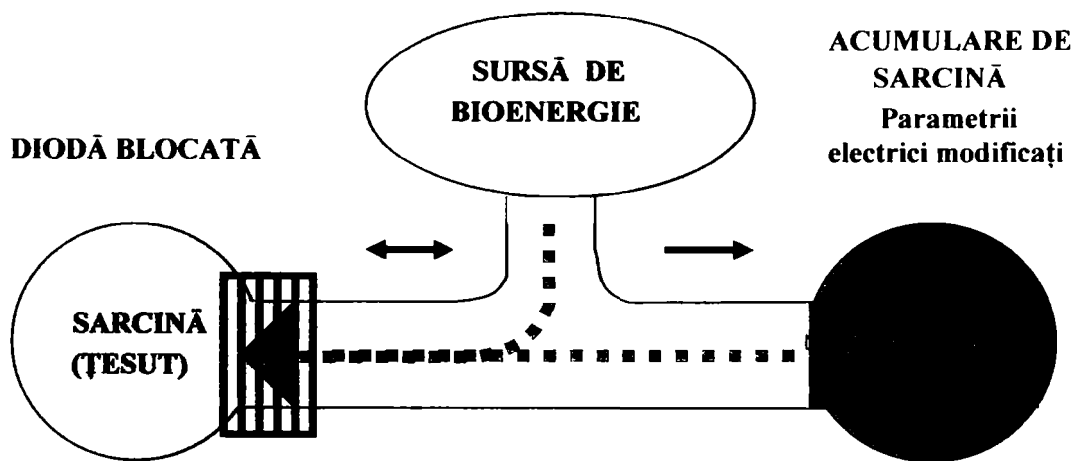


Fig. 3.2 Circulația bioenergiei către țesutul sănătos

Dacă țesutul (sarcina) este alterat într-un anumit mod, prin rănire sau alte injurii, ia naștere un biosemnal datorită afecțiunii, care blochează fluxul energetic. Dioda se închide. Ca urmare, fluxul energetic dinspre sursă către sarcină este reflectat către acupunct - și ca urmare, acesta trece în stare activată. În această situație, parametrii electrici echivalenți în acupunct suferă modificări măsurabile. Figura 3.3 prezintă acest caz.



STAREA DETERIORATĂ, ACUTĂ SAU CRONICĂ A ȚESUTULUI ESTE SEMNALATĂ ÎN ACUPUNCT

Fig. 3.3 Blocajul fluxului energetic către țesutul alterat

În figura 3.4 este ilustrat efectul stimulării electrice externe a acupunctului cu un curent bifazic dreptunghiular de intensitate redusă.

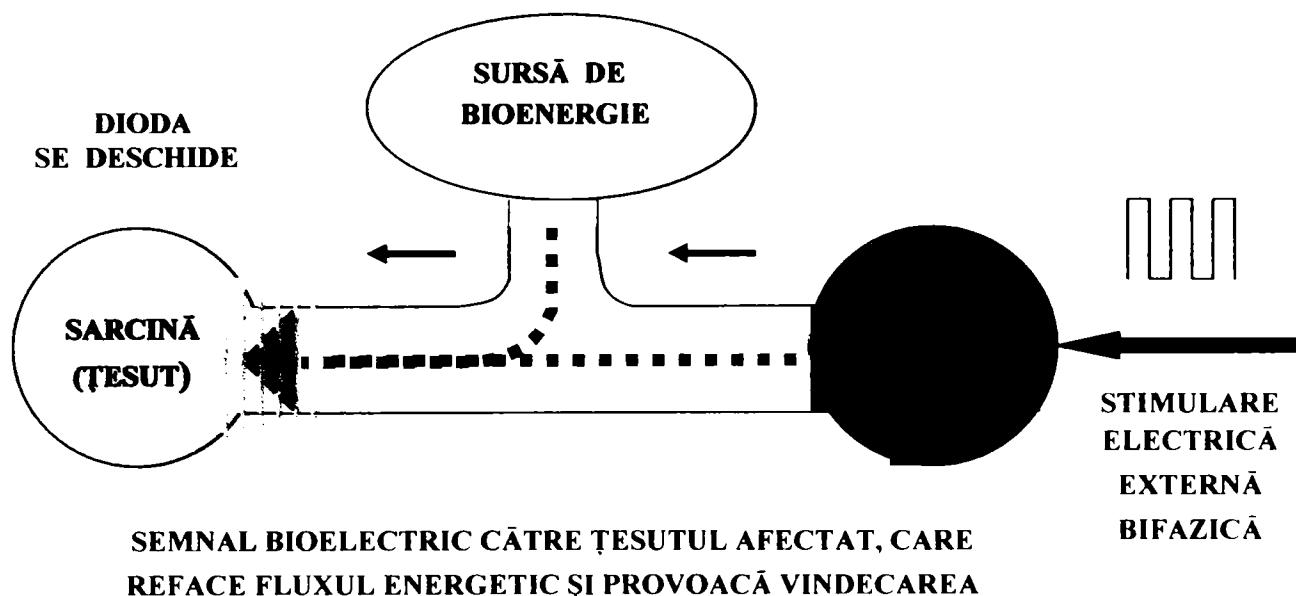


Fig. 3.4 Efectul stimulării acupunctului cu un curent electric bifazic dreptunghiular, aplicat de la o sursă externă

S-a constatat că schimbarea ritmică a sensului curentului de stimulare, adică o funcție de timp bifazică (alternativă) a curentului, este mai cu efect în deblocarea diodei echivalente decât în cazul stimulării în curent continuu. Efectul este favorizat și de viteza comutării între faze, adică de bruschețea fronturilor. Funcțiile de curent nesinusoidale conțin armonici de frecvențe superioare. Cu cât fronturile sunt mai abrupte, cu atât ponderea armonicilor superioare este mai însemnată. Se presupune că bogăția de armonici în funcția alternativă dreptunghiulară favorizează apariția unor stări de biorezonanță. Această explicație este confirmată și de observațiile făcute experimental, prin măsurarea parametrilor caracteristici ce reflectă starea deosebit de activă a acupunctelor în conexiune cu organe vătămăte sau bolnave.

Așa cum s-a arătat, centrii electrodermali, ce se identifică cu acupunctele, sunt ușor polarizate electric. În raport cu zone neutre apropiate pe tegument, acupunctele evidențiază potențiale electrice negative de circa 0,05 milivolți. Accentuarea activității organului reflectat poate provoca o creștere a potențialului negativ aproximativ de 5 ori, ajungând până la 0,25 mV. În cazuri extreme, de injurii grave însoțite de mari dureri, potențialul poate deveni chiar -100 mV. Există situații patologice precum unele infecții, psoriazis, astm sau anumite alergii, în care potențialul măsurat rezultă cu semn schimbat, pozitiv, până la valori de aproximativ + 0,5 mV. Constatările de mai sus arată că identificarea acupunctelor situate pe un anumit meridian se poate face prin

măsurarea potențialelor electrice din loc în loc. Un milivoltmetru electronic portativ cu doi electrozi va arăta diferența de potențial între un anumit acupunct și un punct de referință pe suprafața corpului. Dacă potențialul măsurat se datorează numai unui fenomen de polarizare electrochimică, inversarea electrozilor va arăta aceeași diferență de potențial cu semn schimbat. În caz contrar, dacă diferența de potențial rezultă de altă valoare, se poate conchide că rezultatul corespunde unui efect "semiconductor" (de diodă echivalentă).

Medicina tradițională chineză stabilește că fluxul se propagă în lungul meridianului începând din acupunctul numerotat cu 1, către acupunctul cu indicele cel mai mare. De exemplu, meridianul cel mai lung, cel al vezicii urinare (Taiyang) pornește din acupunctul V.1 situat în unghiul intern al ochiului și se termină în dreptul acupunctului V.67 situat pe degetul mic de la picior, cu alte cuvinte aliniaza 67 de acupuncte distincte. Inegalitatea potențialelor măsurate prin inversarea electrozilor pe două puncte cu indicele V.confirmă sensul fluxului și implicit, justetea numerotării în ordine crescătoare a acupunctelor din medicina chineză.

Stimularea cu un curent bifazic în acupunct restaurează proprietățile conductive normale și descarcă sarcina acumulată, iar simptomul cauzator încetează treptat.

Din cele prezentate mai sus rezultă mai multe observații. Acupunctele devin electric active dacă în corp apar disfuncții organice. Se constată experimental că distribuția acupunctelor pe corp diferă considerabil; în unele zone densitatea punctelor este mare iar în altele - punctele sunt mai distanțate. Cauzele care produc activarea acupunctelor sunt diverse, dar factorii majori sunt situațiile de vătămare sau de boală. Prin stimularea unui anumit acupunct se declanșează o serie de modificări funcționale specifice ale organului sau țesutului cu care se corelează. Aceste modificări sunt întotdeauna în sensul îmbunătățirii stării pacientului și grăbesc vindecarea.

Studiile privind proprietățile electrice ale punctelor de acupunctură au evidențiat faptul că marea lor majoritate (peste 90%) prezintă o conductanță electrică mărită în raport cu alte zone de pe suprafața corpului. În 1951, Yoshio Nakatani a publicat o teorie privind semnificația parametrilor electrici măsurabili în punctele de acupunctură.[49]. S-au pus astfel bazele unei noi abordări a teoriei acupuncturii, sub denumirea de RYODORAKU (în limba japoneză, ryo-bun, do-conductiv, raku-linie). Denumirea se referă la trasee pe suprafața corpului, pe care se însiră puncte de conductanță electrică mărită. Acupunctura Ryodoraku oferă posibilitatea corelării valorilor și modificărilor parametrilor electrici măsurați cu starea și evoluția clinică a subiecților, ca un nou mod de apreciere a diagnosticului medical. În același timp, prin stimularea electrică a acupunctelor, se conturează o nouă modalitate de tratament neinvaziv și fără efecte secundare, lărgind paleta procedurilor tradiționale de acupunctură.

Detecția punctelor de joasă rezistență (RYODOTEN) se face cu un *aparat de măsură a punctelor electrodermale* (EDSD), reprezentat schematic în figura 3.5.

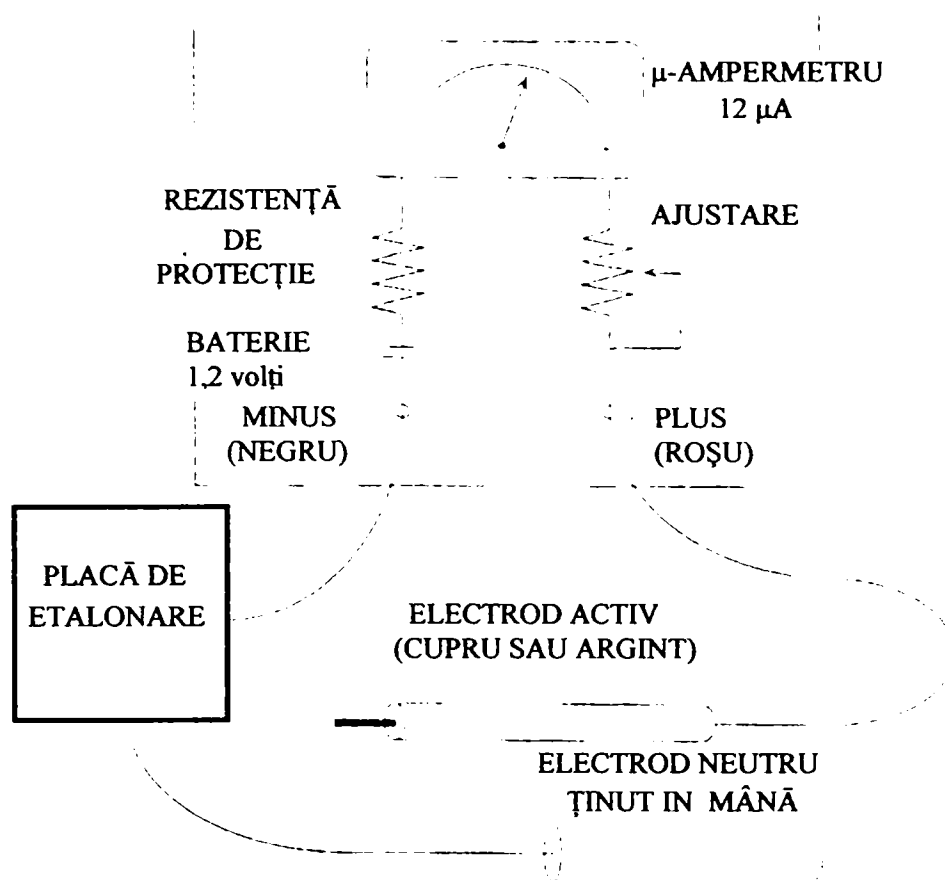
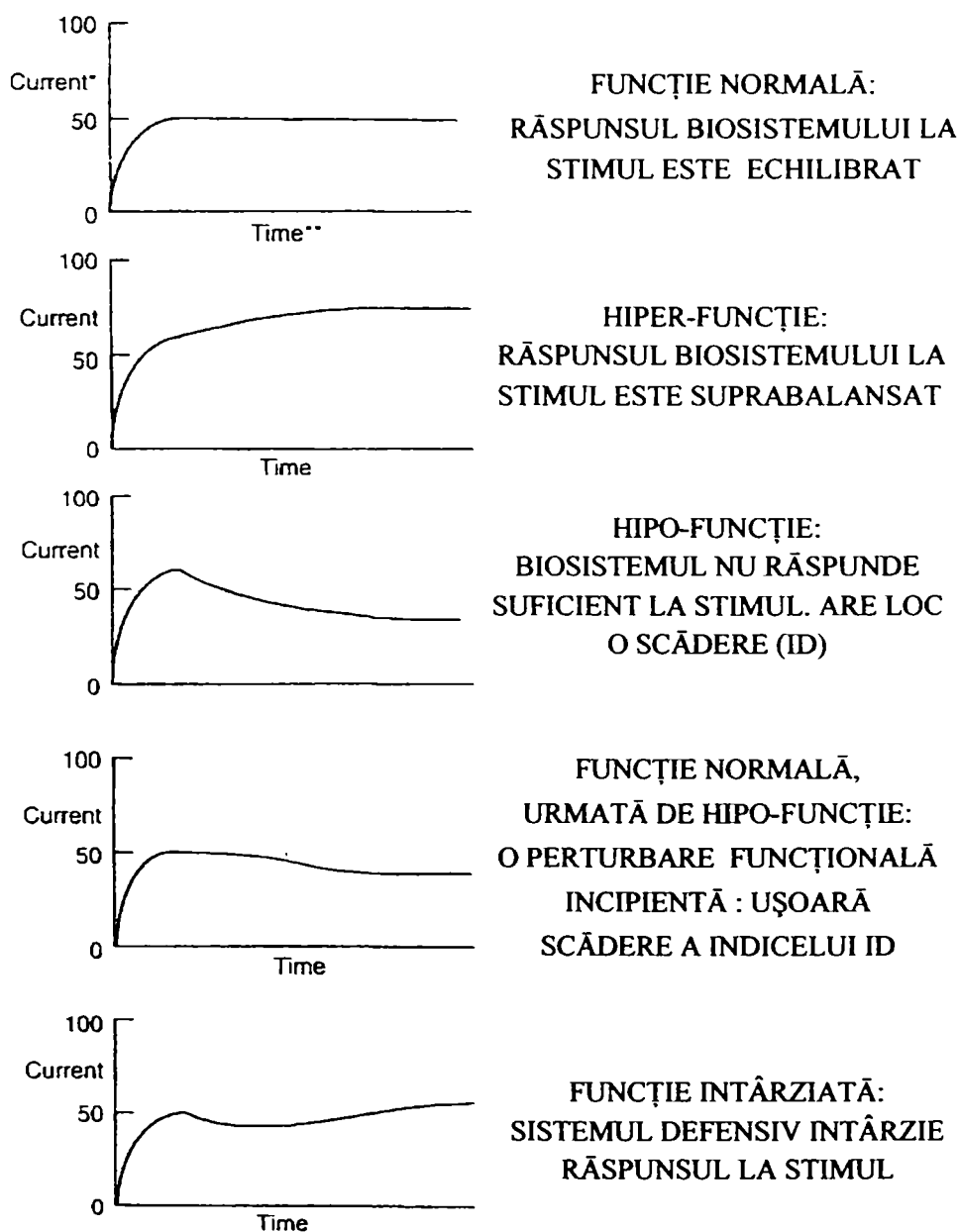


Fig. 3.5 Schema simplificată de măsură a punctelor electrodermale. [46].

Tensiunea aplicată pe circuitul de măsură s-a ales de 1,2 V, mai mic decât potențialul de ionizare al hidrogenului, de 1,36 V. Astfel, se evită orice efect electrochimic al curentului de măsură prin structurile biologice. Microampermetrul utilizat arată la deviația maximă 12 μA . Aparatul măsoară curentul prin circuitul care se închide între electrozi. Cu electrodul activ, de suprafață mică ($\sim 1 \text{ mm}^2$), legat la polul pozitiv al aparatului, se atinge pielea în timp ce electrodul neutru, de suprafață mai mare, plană sau cilindrică, este ținut în mână sau aplicat pe antebrațul subiectului investigat. Metalul utilizat pentru electrozi este de regulă cupru, oțel inoxidabil sau argint.

La început, pentru reglarea aparatului, medicul atinge cu electrodul activ placa metalică de etalonare și ajustează reostatul aducând acul instrumentului la deviația maximă (100 diviziuni). În această situație, suma rezistențelor interioare din aparat este $R = (1,2/12) \cdot 10^6$ ohmi, adică 100 $\text{K}\Omega$. Dacă în circuitul exterior se înscriază o rezistență de 100 $\text{K}\Omega$, curentul va scădea la

jumătate, iar instrumentul va indica 50 de diviziuni. Pentru măsurarea rezistenței electrice într-un punct electrodermal, medicul aplică electrodul activ în punctul electrodermal, în timp ce electrodul neutru de suprafață mare este ținut în mână de cel investigat. În mod evident, o rezistență deosebit de mare (infinită) pe circuitul de măsură reduce curentul către zero, iar o rezistență foarte mică ridică acul către diviziunea 100. Metoda de măsurare descrisă se numește *test pentru identificarea punctelor electrodermale (EDST)*.



Scara reprezentării curentului corespunde indicației instrumentului, între zero și 100

Fig. 3.6 Tablou comparativ al înregistrărilor EDST ce evidențiază răspunsul la stimul

Repetate determinări experimentale cu tehnica EDSD au arătat că valoarea rezistenței, indicată inițial se modifică în decursul unui interval de timp către o valoare finală, de regulă ceva mai mică. Valoarea inițială a rezistenței,

timpul de stabilizare și o eventuală scădere față de valoarea maximă atinsă (ID) devin parametrii EDST. În figura 3.6 sunt redată rezultatele unor înregistrări în diverse cazuri cercetate experimental. Durata stabilizării valorii măsurate nu depășește în general 15 secunde, dar sunt cazuri când stabilizarea durează peste 2 minute.

Interpretarea caracteristicilor din figura 3.6 scoate în evidență reacția organismului la injecția unei energii din exterior, în punctul electrodermic. Aplicarea unui curent electric în punctul electrodermal atrage după sine mai multe efecte. Un ohmic, sub forma unei căderi de tensiune pe componenta rezistivă, $U(t) = R(t) \cdot I(t)$, un potențial rezultat ca urmare a polarizării mediului dielectric de mare permitivitate, $V(t)$ și un efect al declanșării unei regrupări a ionilor în spațiul celulelor polarizate, sub forma unei tensiuni induse, $L(t)$. În figura 3.7 este sugerată o schemă electrică echivalentă pentru explicarea evenimentelor ce au loc.

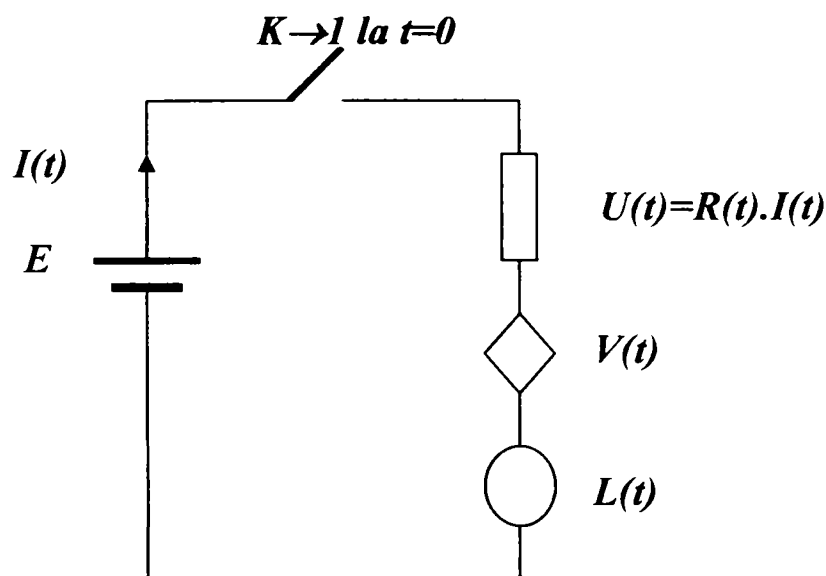


Fig. 3.7 Modelul echivalent al efectelor generate de un stimul electric în curent continuu în punctul electrodermal [49]

Potențialul de polarizare, $V(t)$, este opus tensiunii sursei exterioare E . Potențialul $V(t)$ este suma fenomenelor generate de orientarea și deformarea componentelor elementare având momente-dipol. Vâscozitatea mediului citoplasmatic încetinește mișcarea de ordonare și orientare, încât potențialul de polarizare se stabilizează progresiv, urmând o lege exponențială.

Organismele vii au un puternic sistem imunologic care intervine protector la orice schimbare perturbatoare. În consecință, polarizării induse de curentul electric extern I se opun acțiuni de natură energetică, caracteristice exclusiv materiei vii, prin complicate procese intracelulare de transformare a unor energii chimice în energie electrică. Bioenergia electrică produsă se evidențiază prin

potențialul $L(t)$, denumit ca atare, "potențial vital". În acord cu cele de mai sus, acceptând schema echivalentă din fig.3.7, se poate scrie că

$$I(t) = [E + L(t) - V(t)] / R(t) \quad \text{rel. 3.1}$$

În mod evident, termenii doi și trei din paranteza dreaptă nu pot fi identificați pe cale experimentală. Notând suma lor algebrică cu $B(t)$, rezultă

$$I(t) = [E + B(t)] / R(t). \quad \text{rel. 3.2}$$

Pentru un individ în stare normală de sănătate, termenii din suma $B(t)$ se echilibrează în scurt timp și ca urmare, funcția curentului tinde spre o valoare maximă staționară (vezi detaliul (a) din fig. 3.1). În alte situații, indicate pe partea dreaptă a figurii 3.1, funcția curentului în timp se desfășoară după cum se arată în detaliile (b, c, d, e).

3.4 Concluzii

Modelul care reflectă proprietățile electrice ale pielii, elaborat în ultimele decenii, a fost bazat în întregime pe principii biofizice, fără a explica unele manifestări biologice, în primul rând cele referitoare la punctele electrodermale și meridiane de acupunctură. Modelul descris mai sus, spre deosebire de cel clasic, include manifestările intrinseci ale mediului biologic în prezența unui curent electric. Modelul explică în general, nu numai fenomenele de natură energetică ale acupuncturii, dar vine și în sprijinul interpretării rezultatelor clinice în explorările EDST.

Observațiile experimentale care evidențiază proprietățile particulare ale rețelelor meridianelor, conductanța lor mărită, diferențată, în funcție de sensul curentului de măsură și punctul electrodermal explorat, deschid un câmp larg al cercetărilor viitoare în științele biomedicale. Este demn de remarcat faptul că abordarea problematicii acupuncturii pe principii bioenergetice, de circulație a informației pe o purtătoare electromagnetică prin corp, conduce la concluzii ce sunt în mare măsură în concordanță cu teoria formulată în medicina tradițională chineză, cu trei mii de ani în urmă.

Interesul crescând față de reprezentările și interpretările mecanismelor biologice pe modele energetice, îndeamnă spre continuarea cercetărilor întreprinse în domeniu. În acest cadru, se accentuează un impuls adresat creației ingineresti de echipamente, instalații și aparate moderne de investigare, pentru elaborarea unor metodologii noi, pentru a fi puse la dispoziția colectivelor de cercetare biomedicală. Argumentele de mai sus au stat și la baza definirii domeniului de cercetare inginerască în cadrul prezentei teze de doctorat.

REALIZAREA UNUI APARAT PENTRU INVESTIGAȚII MEDICALE PE CALE ELECTRICĂ

Trecerea curenților electrici prin corp, efectele și aplicațiile acestora în structurile biologice au fost prezentate în capitolele anterioare. S-a arătat între altele, că măsurarea impedanței electrice echivalente, cu care corpul viu se înscrie pe circuitul unui curent aplicat, poate furniza informații utile atât în cercetarea biomedicală, cât și în investigarea clinică.

Progresele medicinei, ca urmare a descoperirii de noi principii, metode și tehnici neconvenționale de explorare sau tratare a corpului viu, sunt condiționate și de elaborarea unor aparate adecvate, realizabile din punct de vedere tehnic, având la bază cele mai moderne soluții tehnologice.

În cele ce urmează vor fi prezentate cercetările efectuate de către autorul tezei în vederea conceperii, proiectării și realizării unor aparate electronice destinate determinării unor proprietăți electrice echivalente ce caracterizează mediile biologice. În acest mod, autorul dorește să-și aducă contribuția la diversificarea noilor mijloace utilizate pentru obținerea unor date semnificative, ce se pot corela din punct de vedere medical cu alte date și constatări în investigarea clinică.

4.1 Măsurarea impedanței electrice

Trecerea unui curent electric alternativ sinusoidal printr-un circuit oarecare, permite determinarea unei caracteristici electrice numită impedanță. Impedanța stabilește legătura dintre intensitatea curentului alternativ sinusoidal și tensiunea măsurată între electrozi. Impedanța electrică este descrisă de doi termeni: unul real, rezistiv - și un termen imaginar, reactiv. Datorită termenului imaginar, funcția sinusoidală a tensiunii, $u = U \cdot \cos(\omega t \pm \varphi)$, rezultă cu un defazaj față de funcția curentului, $i = I \cdot \cos \omega t$. În cazul circuitelor prin corpul omenesc, reactanța este capacitivă și defazajul are semn negativ. Conform reprezentărilor în planul fazelor, tensiunea măsurată pe circuit este reprezentată prin fazorul \underline{U} (având o mărime numerică egală cu amplitudinea U) iar curentul, reprezentat cu fazorul \underline{I} . Defazajul dintre \underline{I} și \underline{U} este descris în planul fazorial prin unghiul φ .

Să admitem că expresia impedanței poate fi scrisă sub o formă simplă

$$\underline{Z} = \underline{U} / \underline{I} = \underline{R} + (j\omega C)^{-1} \quad \text{rel. 4.1}$$

Atunci tensiunea între electrozi devine

$$\underline{U} = \underline{Z} \cdot \underline{I} = [R + (j\omega C)^{-1}] \cdot \underline{I} \quad \text{rel. 4.2}$$

În planul fazorial, relația 4.2 este reprezentată așa cum se vede în figura 4.1.

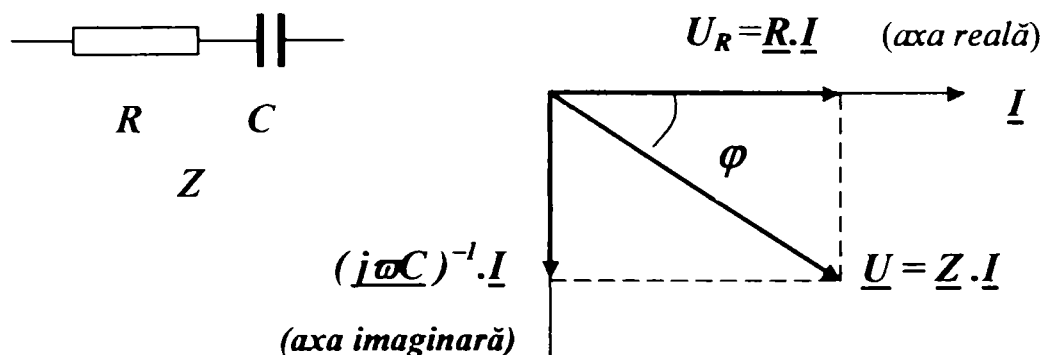


Fig. 4.1 Diagrama fazorială a relației 4.2

Dacă, la trecerea curentului i , de amplitudine I și pulsație $\omega = 2\pi f$, se măsoară tensiunea la bornele circuitului cu un voltmetru de vârf, se obține doar valoarea modulului $|U|$. Informația obținută nu descrie nici mărimea componentelor R și C - și nici defazajul φ . Este de dorit ca instalația să furnizeze pe lângă valoarea modulului tensiunii și valoarea capacității și a rezistenței echivalente. Literatura tehnică de specialitate oferă diverse soluții de realizare a aparatelor pentru măsurarea impedanței electrice pe un circuit electric [56],[57], [3].

O metodă pentru determinarea impedanței utilizează o sursă de curent alternativ cu amplitudine constantă (sursă de curent prescris), un voltmetru de vârf și un demodulator sincron pe faza curentului, care extrage componenta reală a tensiunii, U_R , pentru a putea calcula componenta R . Funcția demodulatorului sincron se realizează cu un operator multiplicator, pilotat de curentul i . Produsul dintre funcția curentului și a tensiunii conduce în final la calcularea valorii rezistenței. Astfel,

$$\begin{aligned} y(t) &= i(t) \cdot u(t) = I \cos \omega t \cdot U \cos(\omega t - \varphi) = 1/2 \{ U \cdot I [\cos(2\omega t - \varphi) + \cos \varphi] \} \\ y(t) &\rightarrow y'(t) = 1/2 \cdot U \cdot I \cos \varphi = 1/2 (U_R \cdot I), \text{ unde } U \cos \varphi = U_R \\ U_R \cdot I &= 2 y'(t), \text{ de unde } R = 2 y'(t) \cdot I^{-2} \end{aligned} \quad \text{rel.4.3}$$

Semnalul de ieșire din multiplicator, $y(t)$, este trecut printr-un filtru trece-jos pentru ca termenul de frecvență ridicată (2ω) să fie eliminat. În urma filtrării, $y(t) \rightarrow y'(t)$. După filtrare, $y'(t)$ divizat cu $1/2 \cdot I^2$ (= const.) conduce la valoarea componentei rezistive R .

Repetate măsurări pe corpul omenesc, efectuate în curent continuu și alternativ sinusoidal, au arătat că schema echivalentă $Z(RC)$ din figura 4.2 nu se

poate aplica circuitelor de curent electric prin medii biologice. Este necesar să se adopte alte reprezentări ale impedanței echivalente.

Literatura de specialitate oferă două variante de reprezentări ale circuitelor incluzând segmente de corp. În figura 4.2 (a) este arătată schema sugerată de Rosendal (1940).[49]. Cu trei decenii mai târziu, în procesul elaborării tomografiei de impedanță electrică, s-a adoptat și o schemă denumită Cole-Cole [3], reprezentată în detaliul (b). Este evident că se pot stabili formule de echivalare a componentelor reale respectiv imaginare ale celor două scheme.

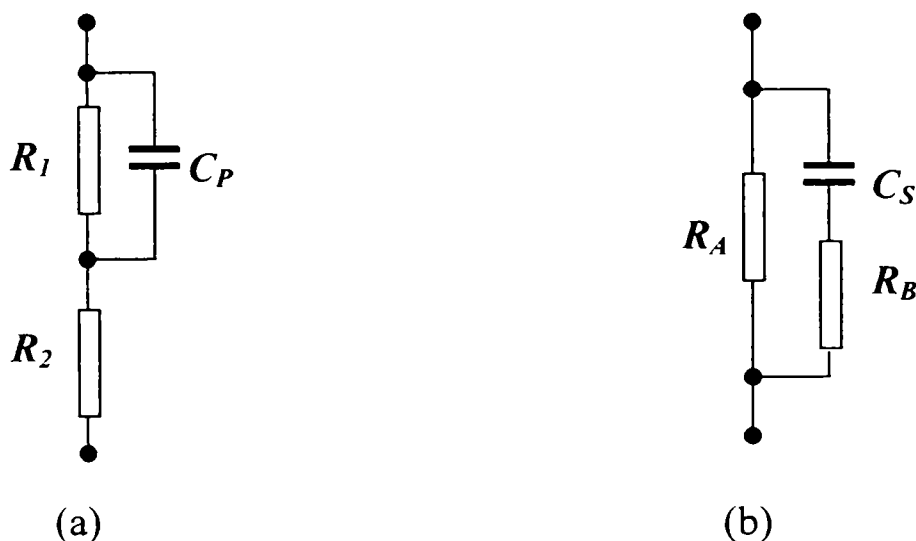


Fig. 4.2 Scheme electrice echivalente pentru modelarea impedanței prin medii biologice

În cele ce urmează va fi prezentată o soluție originală de măsurare a impedanței electrice echivalente prin corpul viu.

4.2 O nouă soluție de realizare a impedanțmetrului medical

Aparatul de măsură a impedanței, care furnizează valorile componentelor circuitului electric echivalent se compune din mai multe părți. Acestea sunt : un generator armonic de tensiune (G) cu amplitudinea reglabilă și frecvență cunoscută, un convertor tensiune-curent (UI), circuitul de pacient (CP), circuite de extragere a funcției de curent ($-K.I$) și a funcției tensiunii pe sarcină (U_S), circuite de transfer al funcțiilor către o unitate de prelucrare și afișare a datelor (PA), surse de alimentare. Ansamblul este reprezentat în figura 4.3.

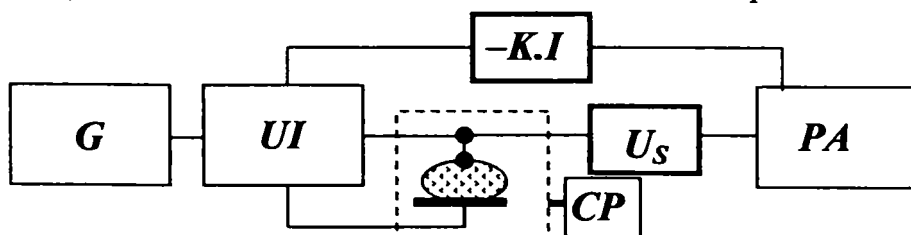


Fig. 4.3 Impedanțmetru medical. Schema bloc

Având în vedere că circuitul de pacient conectat la subiectul investigat recepționează un câmp electromagnetic parazit cu spectru foarte larg, circuitul de extragere a semnalului [U_S] include un filtru trece-bandă acordat pe frecvența curentului de măsură.

4.2.1 Circuitele de alimentare

Măsurile de protecție a pacientului în explorările pe cale electrică impun o izolare galvanică efectivă față de rețeaua electrică de alimentare de 230 V. Din acest motiv a fost aleasă o soluție cu dublă izolare. Deoarece toate circuitele din sistem sunt alimentate la tensiuni reduse, o primă izolare a constat în folosirea unui transformator adaptor de 230/24 volți de 20 VA, Model ALCE20-IP20 (Fabr. Jest-An, Italy). După redresare, tensiunile necesare pentru alimentarea circuitelor din instalație, de ± 5 , de ± 10 și ± 15 volți, au fost obținute cu o baterie de șase convertoare CC/CC stabilizate, conform schemei din figura 4.5. Convertoarele AC3A21 (Fabr. AUCON, England) prezintă calități electrice excepționale de izolare, robustețe și stabilitate. Alimentate cu o tensiune continuă între 18-36 V, furnizează o tensiune continuă de 5 volți la un curent de până la 300 mA, iar tensiunea de străpungere, $U_{DIS} > 2500$ V.

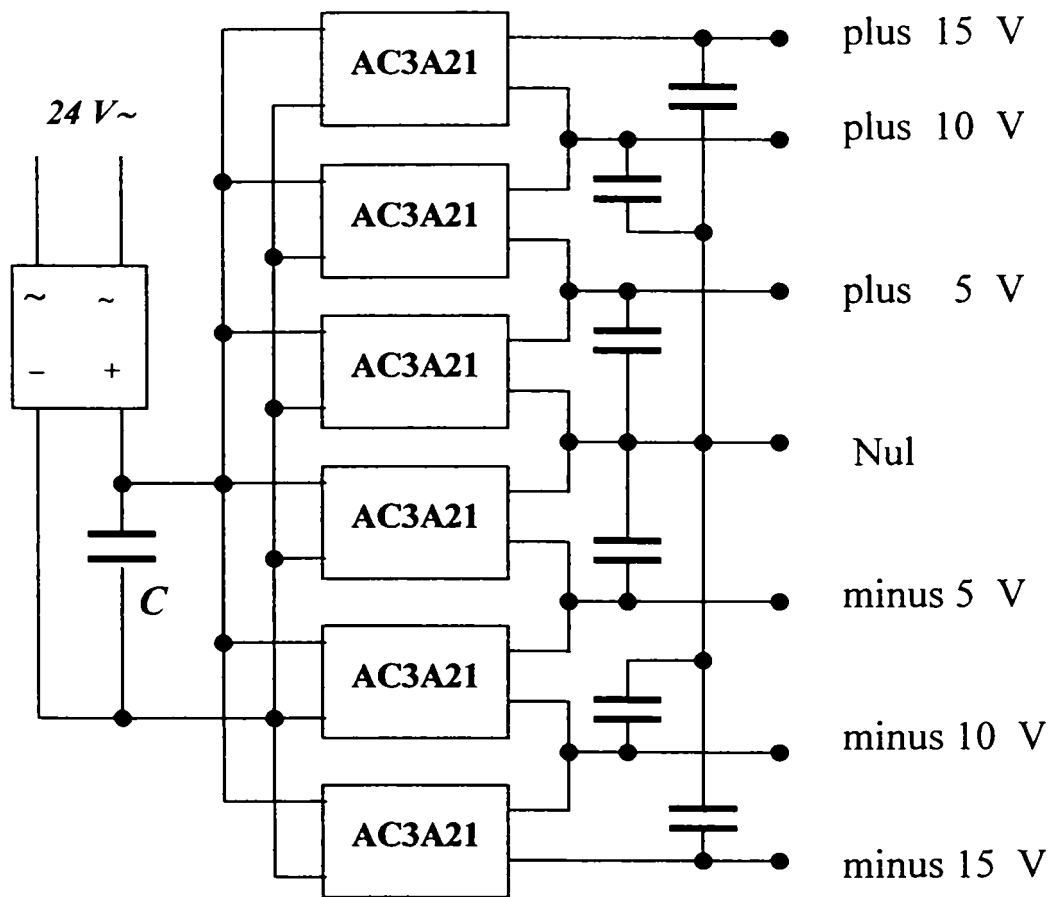


Fig. 4.4 Blocul surselor de alimentare. Schema de principiu
 $C = 56 \mu\text{F}/40 \text{ V}$; celelalte capacități, $10 \mu\text{F}$

Este de remarcat faptul că sursele AC3A21 forțează tensiunea de ieșire la valoarea nominală și în curent inversat. Astfel, montajul acestora în cascod nu atrage după sine nici un conflict.

4.2.2 Configurația modului generator de tensiune sinusoidală

Pentru obținerea unei funcții de curent prescris sinusoidal, cu amplitudine constantă, se recurge într-o primă treaptă la un generator sinusoidal de tensiune de precizie, cu amplitudinea reglabilă de la 0 la 1,2 volți și frecvență cunoscută..

Generatorul armonic de tensiune a fost proiectat cu un circuit integrat monolitic ICL8038 Intersil. (Datele de catalog se află în Anexa 1). Schema de principiu este dată în figura 4.5.

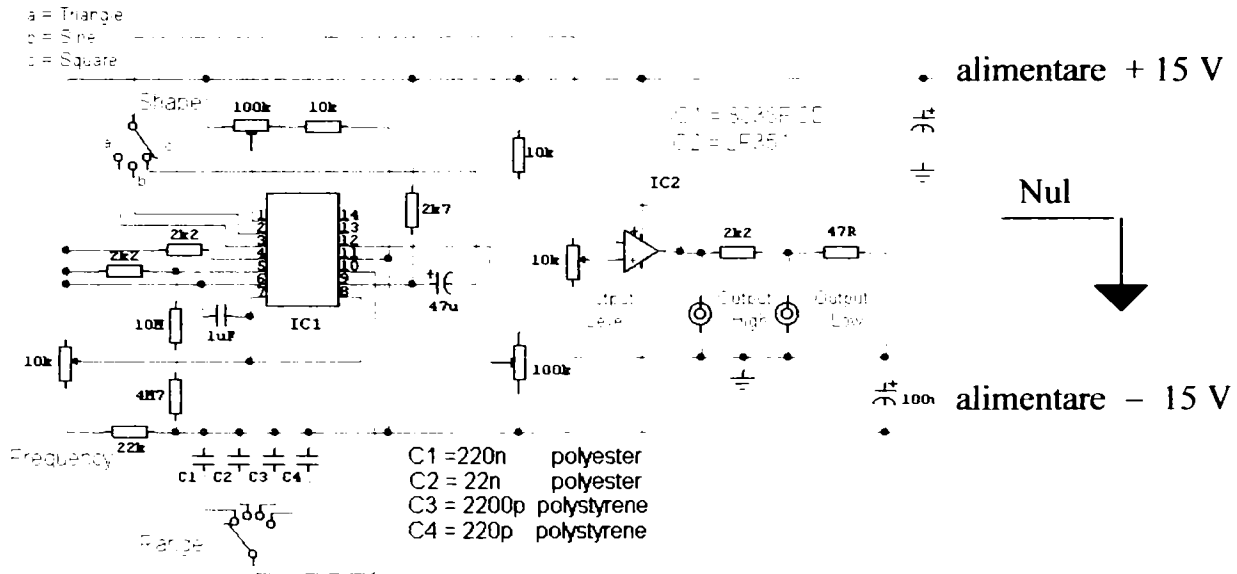


Fig. 4.5 Schema electrică a generatorului armonic de precizie [xx]

4.2.3 Modul convertor tensiune-curent

Pentru modul convertor tensiune-curent s-a adoptat soluția de principiu cu reacție, folosind un amplificator operațional, conform schemei din figura 4.6.

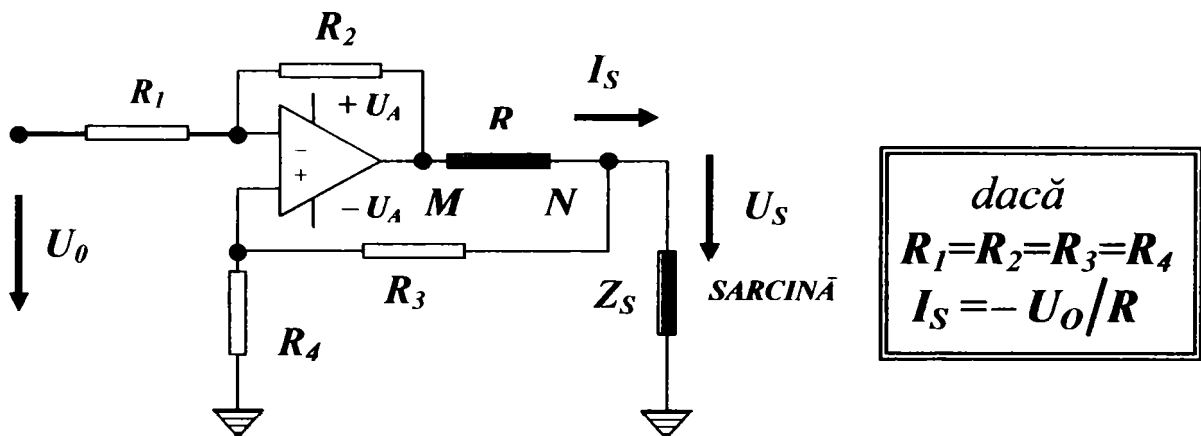


Fig. 4.6 Schema de principiu al convertorului tensiune-curent [59]

Se poate arăta că diferența de potențial între punctele M și N este egală cu tensiunea aplicată pe intrare, cu semn schimbat. Astfel, se obține relația din cartușul figurii 4.7, $I_S = -U_0 / R$. În consecință, funcția de timp și amplitudinea tensiunii de intrare se transformă în caracteristicile curentului de ieșire. În același timp, rezultă că potențialul în punctului N față de nul este tocmai căderea de tensiune pe impedanța de sarcină, U_S .

Aplicând la intrarea convertorului tensiunea U_0 , constantă sau variabilă (sinusoidală etc.), montajul debitează un curent cu intensitatea în permanență proporțională cu valoarea instantanee a tensiunii de la intrare. Astfel, se poate scrie că $i(t) = -K \cdot u(t)$, unde $K = R^{-1}$. Curentul de ieșire nu depinde de valoarea, caracterul real sau complex al sarcinii, atâta timp cât amplitudinea

$$|U_S| = |Z_S \cdot I_S| < |U_A|.$$

Această proprietate este evidentă deoarece în ultimă instanță, curentul este dat de sursele de alimentare $\pm U_A$ prin circuitele amplificatorului către Z_S . Ca urmare, la o tensiune de alimentare dată, impedanța Z_S nu poate depăși o anumită valoare maximă, egală cu $Z_{SMax} \cong U_A / I_S$. Cu cât intensitatea de vârf a curentului este mai mică, cu atât Z_{SMax} poate avea valori mai mari. Schema proiectată pentru obținerea curentului prescris de măsură este dată în figura 4.7.

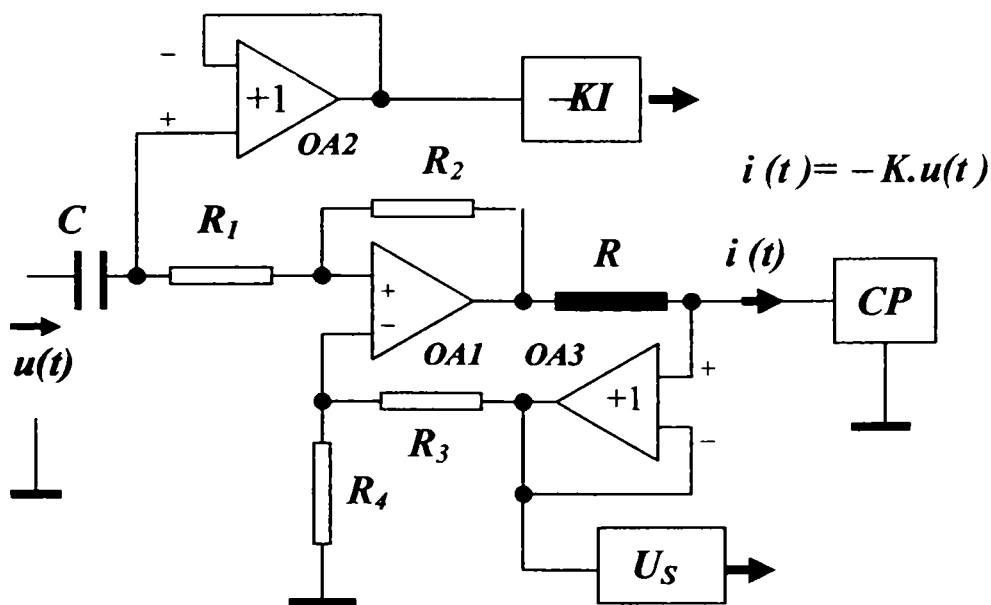


Fig. 4.7 Schema de principiu al convertorului tensiune-curent

$$C = 1 \mu F, R_1 = R_2 = R_3 = R_4 = 10 K\Omega; R^*$$

Montajul se realizează cu trei amplificatoare operaționale. Amplificatorul $OA1$ îndeplinește funcția convertoare. Amplificatoarele $OA2$ și $OA3$ sunt repetoare fără schimbare de semn, pentru adaptarea unor sarcini de rezistență finită la punctele sensibile ale circuitelor. R^* se comută pentru selectarea factorului de conversie tensiune-curent. Notățiile din figură corespund celor introduse în

intrare de 1 V, conform relației $I_S = -U_0 / R^*$, $R^*(5\mu A) = 0,2 \cdot 10^6 \Omega = 200 \text{ K}\Omega$, pentru $I_S = 50 \mu A$, $R^*(50\mu A) = 2 \cdot 10^4 \Omega = 20 \text{ K}\Omega$ iar pentru $I_S = 75 \mu A$, $R^*(75\mu A) = 1,5 \cdot 10^4 \Omega = 15 \text{ K}\Omega$.

Notațiile din figură corespund celor introduse în figurile 4.4 și 4.6. Blocurile $[-KI]$ și $[U_S]$ sunt circuitele de transfer către unitatea de achiziție și afișare. Deoarece circuitul de măsură conectat la corpul pacientului este expus câmpului electromagnetic parazit din mediul înconjurător, în blocul $[U_S]$ s-a inclus un filtru trece-bandă activ, de măsură, tip VF3, de fabricație VEB Metra. La fiecare determinare, filtrul a fost acordat pe frecvența de lucru și corecția de fază, astfel încât în imaginea funcției de ieșire amplitudinea să rezulte de valoare maximă iar defazajul pe o sarcină rezistivă de test să fie nul.

4.2.4 Circuitul de pacient

Contactarea subiectului investigat s-a făcut cu electrozi aplicați extern, plasați astfel încât să cuprindă un anumit interval volumic definit în corpul pacientului.

Circuitul de pacient se poate realiza în două moduri. Derivația bipolară recurge la doi electrozi identici de mici dimensiuni aplicați pe piele, ce definesc la intrarea aparatului de măsură diferența de potențial între punctele contactate. Derivația unipolară recurge la un electrod de dimensiune redusă, aplicat într-un anumit loc pe piele, ce contactează potențialul de măsurat și un electrod care definește potențialul nul, de referință. Suprafața mare a electrodului de referință reduce impedanța de trecere prin tegument la valori neglijabile în raport cu parametrii contactului în punctul de măsură. Pentru a elimina efectul lipsit de interes al stării epidermei, electrozii se aplică cu o pastă de contactare, asemănător procedurii de măsurare a biopotențialelor (de exemplu, ECG). În cadrul cercetărilor experimentale efectuate în prezenta lucrare, s-a utilizat derivația unipolară. Electrozii au fost confecționați ca în figura 4.8. Electrodul indiferent (a) este un cilindru de cupru cu diametrul de 26 mm și lungimea de 16 cm, care este ținut strâns în pumn de către subiect. Electrodul activ a fost confecționat în două variante, reprezentate în fig. 4.8 (b) și (c).

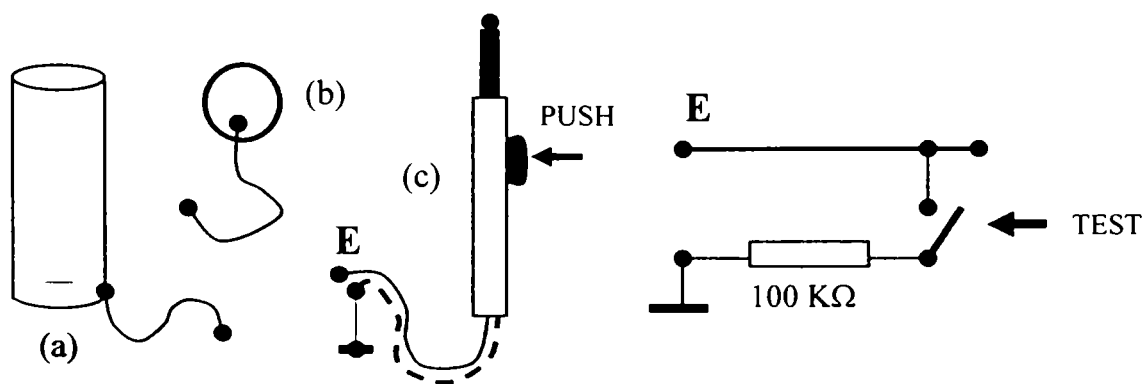


Fig. 4.8 Electrozii de contactare a subiectului

Electrodul (b) cu forma unui disc de cupru cu suprafața de 1 cm^2 , se aplică pe piele cu bandă adezivă. În vederea unor determinări localizate punctiform, s-a construit un electrod cilindric de 2 mm diametru, cu vârful rotunjit, ținut într-un mâner izolator (detaliul c). Pe mâner se află lateral un buton care, prin apăsare, introduce în circuitul de măsură o rezistență test de $100 \text{ K}\Omega$, înainte de a fi aplicat pe piele. După atingerea în punctului ales pe corp, butonul este eliberat. Deoarece suprafața electrodului activ în cazul (c) este redusă, parametrii impedanței rezultă de valori mai ridicate. Din acest motiv, intensitatea curentului de măsură se ia de $5 \mu\text{A}$.

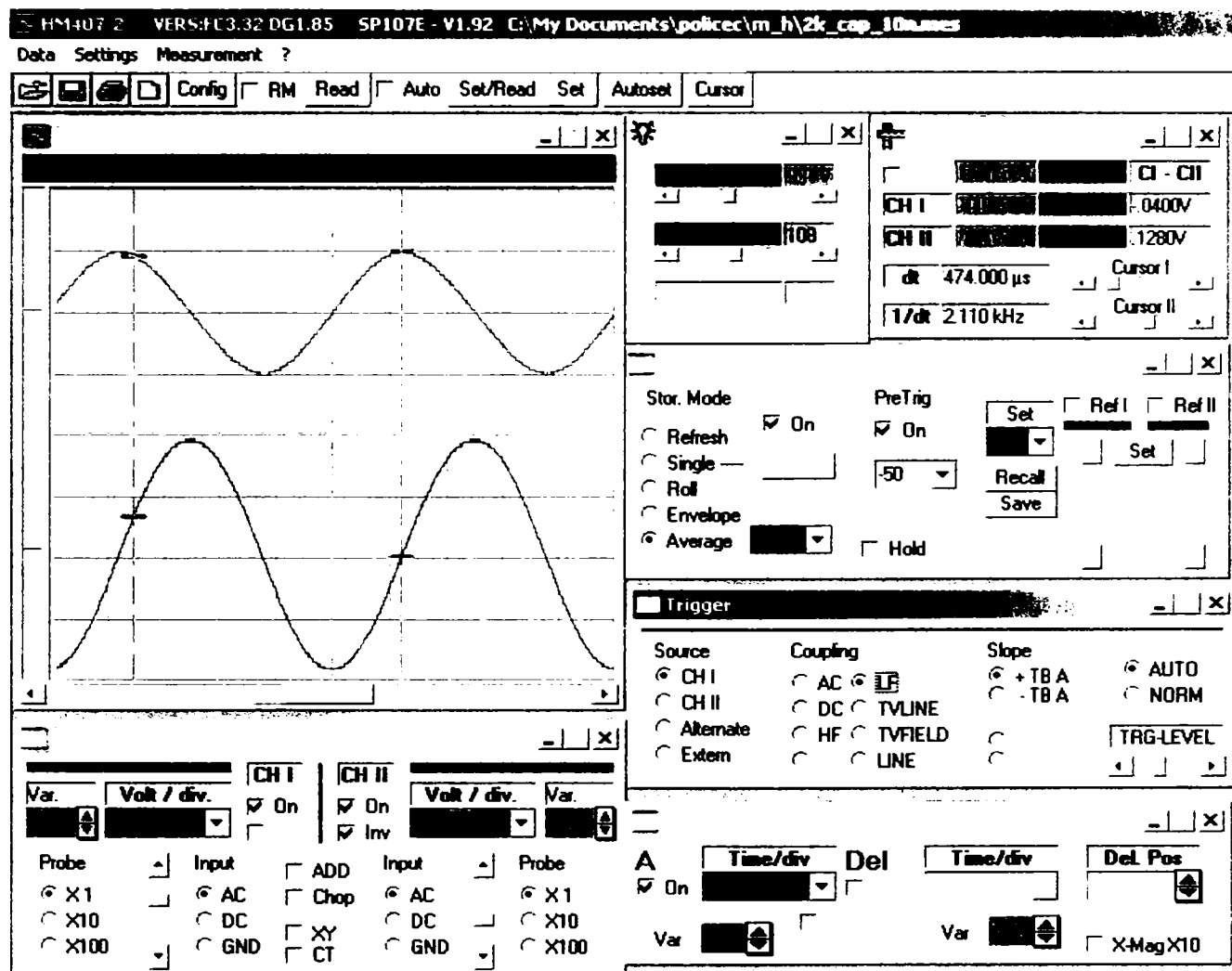


Fig. 4.9 Panoul de operare a unității Hameg SP407

Impedanțmetrul experimentat în cadrul tezei determină și termenul capacitiv al impedanței echivalente Z_S . În consecință, este de dorit ca firele de legătură cu electrozii să aibă capacități reziduale cât mai mici, pentru că aceste capacități parazite ale conexiunilor cu electrozii se asociază la termenul reactiv al impedanței măsurate. Din acest motiv, cablurile de legătură vor fi scurte și cu capacitatea specifică pe unitatea de lungime cât mai redusă. A fost testată și varianta conexiunilor cu fire necranate, ținând cont de faptul că filtrul trece-

bandă intercalat pe calea $[U_S]$ elimină efectiv perturbațiile electromagnetice induse din semnal. Un eventual efect al capacităților reziduale datorită circuitelor de măsură poate fi detectat prin testarea aparatului pe o sarcină artificială pur rezistivă. Un defazaj intrinsec perceptibil în această încercare se corectează prin acordul filtrului selectiv, astfel încât defazajul între funcția curentului și tensiunii să devină nul. Determinările experimentale ce urmează vor scoate în evidență numai prezența capacității C din impedanța echivalentă măsurată.

4.2.5 Unitatea de prelucrare și afișare a rezultatelor

În vederea elaborării algoritmilor pentru extragerea rezultatelor experimentale, primele determinări au fost efectuate cu o unitate digitală de prelucrare și afișare Hameg - SP 407. Pentru a ilustra posibilitățile de operare, în figura 4.9 s-a reprezentat panoul de comandă și afișare al unității.

În fereastra vizualizării funcțiilor de timp, curba de sus reprezintă funcția curentului prescris. Deoarece în circuitul de sarcină s-a plasat o capacitate, impedanța se rezumă la o reactanță capacitivă și ca urmare, funcția tensiunii U_S se prezintă cu un defazaj de $\pi/2$ în urmă (în figură, curba de jos).

4.2.5 Obiectivele determinărilor experimentale

Pentru verificarea circuitului de pacient și determinarea unui parametru de referință, s-a efectuat o măsurătoare în derivație unipolară cu electrodul activ pe degetul arătător, cu un curent constant de $10 \mu A$ și frecvența de 100 Hz . În conformitate cu funcția reactanței capacitive, la o pulsație de frecvență joasă, valoarea impedanței este preponderent rezistivă, $Z_d \cong R_1 + R_2$. La frecvențe foarte înalte, reactanța capacitivă din circuit tinde spre zero și ca atare rezistența R_1 va fi scurt-circuitată. Astfel, pentru $\omega = \infty$, impedanța se reduce la $Z_\infty = R_2$.

La o frecvență oarecare ω , impedanța este o mărime complexă, de forma $Z = X - j Y$, cu termenul real X cuprins în intervalul R_2 și $(R_1 + R_2)$. Termenul imaginar, $j Y$, ia valori corespunzătoare pulsației $\omega = 2\pi f$. Rezolvarea analitică a rețelei Rosendal arată următoarea expresie a impedanței

$$\underline{Z} = R_2 + [R_1 (1 - jR_1\omega C)].[1 + \omega^2 C^2 R_1^2]^{-1} \quad \text{Rel. 4.5}$$

Prin separarea termenilor, partea reală rezultă

$$\text{Re}(Z) = X = R_2 + R_1.[1 + \omega^2 C^2 R_1^2]^{-1} \quad \text{Rel. 4.6}$$

iar partea imaginară,

$$\text{Im}(Z) = j.Y = j[R_1^2 \omega C].[1 + \omega^2 C^2 R_1^2]^{-1} \quad \text{Rel. 4.7}$$

Făcând $\omega = 0$, impedanța se reduce la $\underline{Z}(0) = R_1 + R_2$. Se poate verifica de asemenea, că dacă $\omega = \infty$, $\underline{Z}(\infty) = R_2$.

Relațiile stabilite permit reprezentarea hodografului vectorului $Z(\omega)$ în intervalul $\{0 \leq \omega \leq \infty\}$.

Din relația 4.6 ,

$$X - R_2 = R_1 \cdot [1 + \omega^2 C^2 R_1^2]^{-1}.$$

$$\text{Rezultă că } 1 + \omega^2 C^2 R_1^2 = R_1 \cdot [X - R_2]^{-1}.$$

Rel. 4.8

De asemenea, conform Rel. 4.8

$$Y = [R_1^2 \omega C] \cdot [1 + \omega^2 C^2 R_1^2]^{-1} = \omega R_1 C [X - R_2]$$

se obține

$$\omega = [R_1 C (X - R_2)]^{-1} \cdot Y$$

Rel. 4.9

Inlocuind acum expresia pulsației ω în relația 4.8 , rezultă

$$\{Y^2 \cdot (X - R_2)^{-2}\} + 1 = R_1 \cdot (X - R_2)^{-1}$$

Rel. 4.10

Mai departe, aducând la numitor comun și operând reducerile, se obține

$$[X - (R_2 + R_1/2)]^2 + Y^2 = R_1^2/4$$

Rel. 4.11

Relația 4.11 este ecuația unui cerc cu raza de $R_1/2$, având centrul pe axa reală în punctul P , unde X este $(R_2 + R_1/2)$. Deoarece reactanța este capacitivă și $\omega > 0$, reprezentarea are sens fizic pe arcu unui semicerc în cadranul 4. Reprezentarea este dată în Fig. 4.10 .

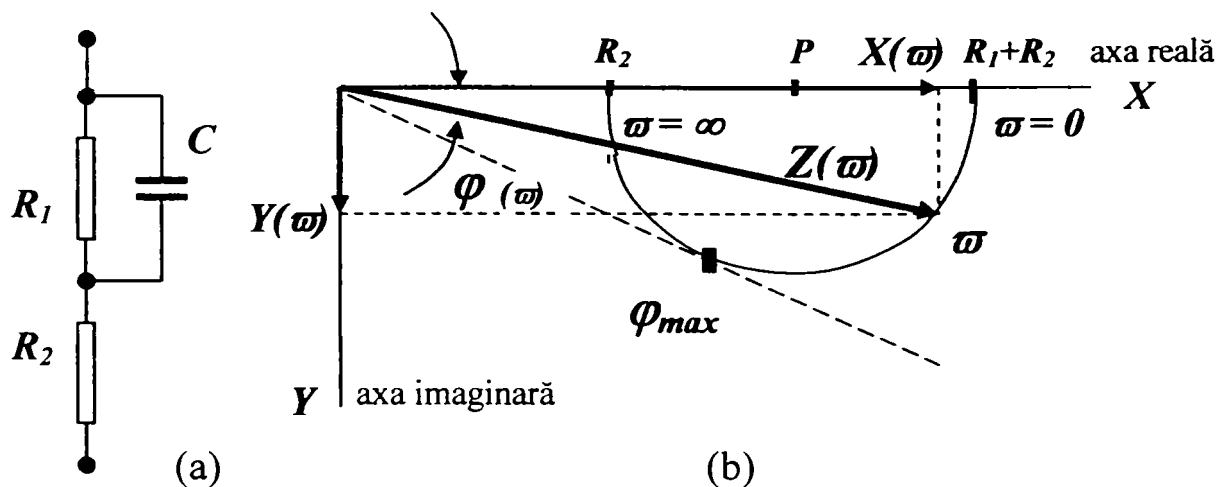


Fig. 4.10 Modelul impedanței Z (a)
și hodograful fazorului $Z(\omega)$ (b)

Fiecare punct al semicercului corespunde unei pulsații ω . Fazorul impedanței $Z(\omega)$ are punctul de aplicație în originea axelor XY și vârful în punctul corespunzător ω . Unghiul fazorului față de axa reală, φ , crește la început odată

cu creșterea pulsației, până în punctul notat cu φ_{max} , după care scade treptat către zero, la valori tot mai mari ale lui ω .

Determinările experimentale urmăresc stabilirea parametrilor electrici echivalenți R_1, R_2, C , modulul impedanței Z (valoarea de vârf a tensiunii U_S) la anumite frecvențe (în ordine crescătoare, $\omega_1, \omega_2, \omega_3 \dots \omega_6$) și intensități de curent (valori de vârf, I_{S1}, I_{S2}, I_{S3}) dinainte stabilite.

După aplicarea electrozilor și alegerea parametrilor I_S și ω se efectuează o determinare. Pe monitorul instalației apare o imagine ca în figura 4.9.

Modulul de prelucrare și vizualizare PA (din figura 4.3) extrage primele rezultate obținabile din măsurătoarea efectuată și anume, cele două funcții periodice de timp cu amplitudinile I_S și U_S , vizualizate în fereastra osciloscopului virtual. Într-un cartuș alăturat de pe ecran se afișează amplitudinile respective, precum și perioada T , iar prin poziționarea cursorilor în dreptul valorilor de vârf, decalajul dintre ele, τ . Raportul celor două mărimi măsurate la pulsația ω definește defazajul $\varphi = 2\pi \cdot \tau / T$ în radiani. De asemenea, raportul amplitudinilor, U_S / I_S , conduce la modulul impedanței de sarcină, $|Z(\omega)| = U_S / I_S$.

În figura 4.10 este reprezentată grafic relația dintre impedanța circuitului la pulsația ω , $Z(\omega)$ și componentele sale pe cele două axe, $X(\omega)$ și $Y(\omega)$. Cu valorile $\varphi(\omega)$ și $|Z(\omega)|$ cunoscute, componentele $X(\omega)$ și $Y(\omega)$ pot fi calculate pe baza funcțiilor trigonometrice

$$\cos \varphi(\omega) = X(\omega) / |Z(\omega)| \text{ și } \sin \varphi(\omega) = Y(\omega) / |Z(\omega)| \quad \text{Rel. 4.12}$$

și în consecință

$$X(\omega) = |Z(\omega)| \cdot \cos \varphi(\omega) \text{ iar } Y(\omega) = |Z(\omega)| \cdot \sin \varphi(\omega)$$

Operația de măsurare a mărimilor $|Z|$ și φ se repetă la cele șase valori stabilite ale pulsației, ($\omega_1 \dots \omega_6$) și - după efectuarea calculelor - se completează un tabel cu rezultatele obținute. (Tabelul 4.1).

Rezultate primare obținute					Tabelul 4.1	
Pulsația	$ Z(\omega) $	$\varphi(\omega)$	$\cos \varphi(\omega)$	$\sin \varphi(\omega)$	$X(\omega)$	$Y(\omega)$
ω_1	→	→	→	→	$X(\omega_1)$	$Y(\omega_1)$
ω_2	→	→	→	→	$X(\omega_2)$	$Y(\omega_2)$
ω_3						
ω_4						
ω_5						
ω_6						

4.2.6 Calcularea parametrilor impedanței echivalente

Componentele X și Y rezultate din proiecția modulului impedanței pe cele două axe în planul fazorial, formulate în relațiile 4.6 respectiv 4.7 , conțin cei trei parametri de determinat R_1 , R_2 și C . Este evident că un sistem cu două ecuații și trei necunoscute nu poate fi rezolvat. Din acest motiv, autorul a definit o metodă de calcul cu două perechi de valori extrase din tabel, de exemplu pentru pulsațiile ω_1 și ω_2 , folosind următoarele notații

$$X(\omega_1) = X_1 , X(\omega_2) = X_2 , Y(\omega_1) = Y_1 \text{ și } Y(\omega_2) = Y_2$$

Rezolvarea sistemului de ecuații cu datele din tabelul 5.1 , în vederea determinării celor trei parametri ai circuitului electric echivalent din figura 4.10 (a) , a condus la următoarele formule de calcul

$$C = [Y_2 \cdot \omega_1 - Y_1 \cdot \omega_2] \cdot [Y_1 \cdot Y_2 (\omega_1^2 - \omega_2^2)]^{-1} \quad \text{Rel.4.13}$$

$$R_1 = [Y_1 \cdot Y_2 (\omega_2^2 - \omega_1^2)] \cdot [\omega_1 \cdot \omega_2 (X_1 - X_2)]^{-1} \quad \text{Rel. 4.14}$$

$$R_2 = [(\omega_2 Y_1 \cdot X_2 - \omega_1 Y_2 X_1)] \cdot [\omega_2 \cdot Y_1 - \omega_1 \cdot Y_2]^{-1} \quad \text{Rel. 4.15}$$

Cu o anumită intensitate de curent din cele trei intensități nominale, la cele șase frecvențe folosite în procesul de măsurare , se obțin câte 6 valori pentru fiecare parametru dfe circuit echivalent. Tabelul rezultatelor obținute întrunește 54 de valori determinate experimental. In cazul schimbării amplasamentului electrozilor sau a formei și a metalului electrozilor, rezultatele vor fi altele.

4.3 Concluzii

Capitolul prezintă o soluție originală de realizare a unui aparat electronic destinat determinării proprietăților conductive ale corpului viu, la trecerea unui curent electric între două puncte de contactare cu electrozi aplicați pe piele. Conform modelului Rosendal, adoptat pentru descrierea impedanței echivalente a circuitului prin corp, conține trei componente electrice, două rezistențe și o capacitate. Instrumentul electronic de măsură elaborat de către autor servește pentru determinarea acestor elemente caracteristice. Atât aparatul, cât și metoda de extragere a datelor au fost încercate în condiții de laborator. Aparatul este destinat cercetărilor biomedicale, pentru a putea stabili eventuale corelații semnificative între diverse semne clinice stabilite prin investigarea unor pacienți și datele obținute prin măsurarea impedanței echivalente măsurate. In capitolul următor vor fi prezentate unele din rezultatele experimentale obținute pentru verificarea soluțiilor adoptate.

CERCETĂRILE EXPERIMENTALE

În cele ce urmează vor fi prezentate lucrările practice și rezultatele cercetărilor efectuate de către autorul tezei. Trebuie menționat faptul că instalația experimentală a fost realizată cu module electronice proiectate și construite de către doctorand [61], completate cu aparate din dotarea laboratorului de cercetare SCS al Departamentului de Comunicații, în care s-au efectuat cercetările. Instalația experimentală a fost prezentată sub forma unei scheme-bloc în capitolul 4. Părțile componente ale instalației sunt prezentate în continuare sub formă de imagini. Astfel, în figura 5.1 se vede imaginea generatorului de tensiune construit după schema electronică dată în Fig. 4.5.

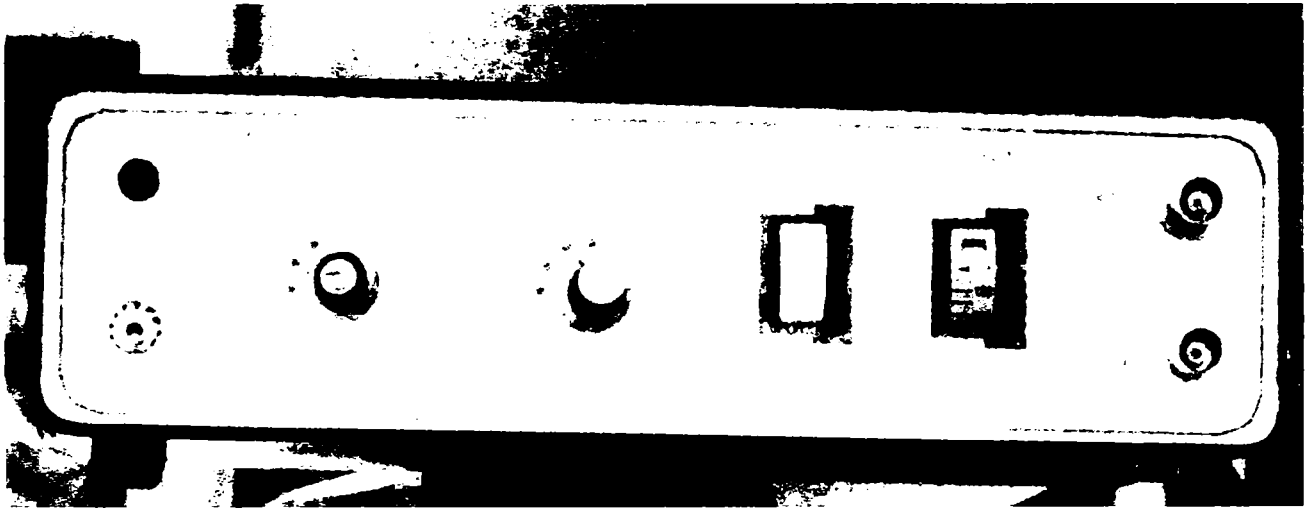


Fig. 5.1 Generatorul sinusoidal de precizie

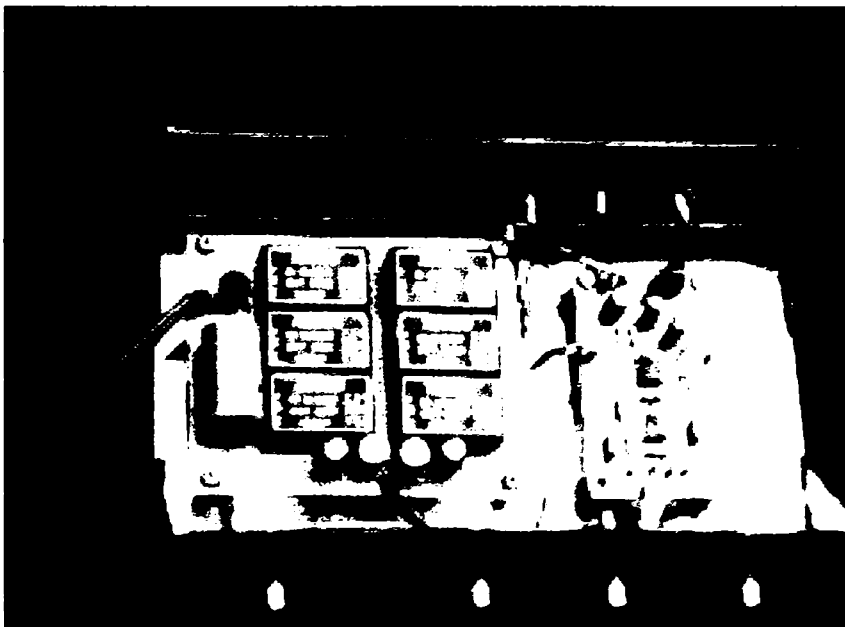


Fig. 5.2

Convertorul
tensiune -
curent și blocul
sursei
izolate

În figura 5.2 este imaginea interioară a convertorului tensiune-curent. Se remarcă modulul surselor de tensiune stabilizată cu izolare galvanică.

Tensiunea de ieșire, captată între electrozii aplicați pe corp, este filtrată cu o unitate de măsură având panoul de comandă arătată în figura 5.3.

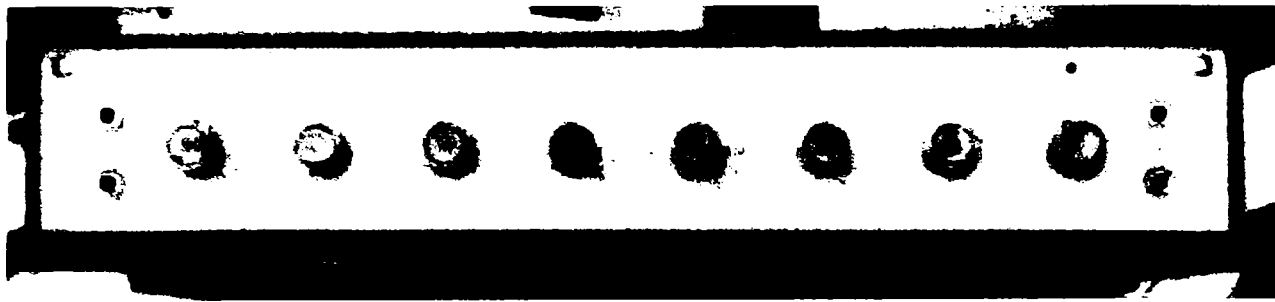


Fig. 5.3 Filtrul activ TB



(a)

(b)

Fig. 5.4 Electrozii de pacient și modul de aplicare pe braț

În figura 5.4 (a), doctorandul prezintă electrozii de măsură, iar în detaliul (b), modul cum se aplică pe braț. Diferența dintre mărimea electrozilor, respectiv ale suprafețelor de contact face ca proprietățile electrice de măsurat pe circuit să iasă în evidență numai în dreptul electrodului activ de mici dimensiuni.

5.1 Descrierea procedurii experimentale

Unitatea de achiziție, măsură și prelucrare SP 407, prezentată în figura 5.5, către care se transferă funcțiile de timp ale curentului și tensiunii, memorează, mediază (pentru reducerea zgomotului) și afișează desfășurarea în timp pe nivele paralele a celor două funcții, pe un interval de circa două perioade.

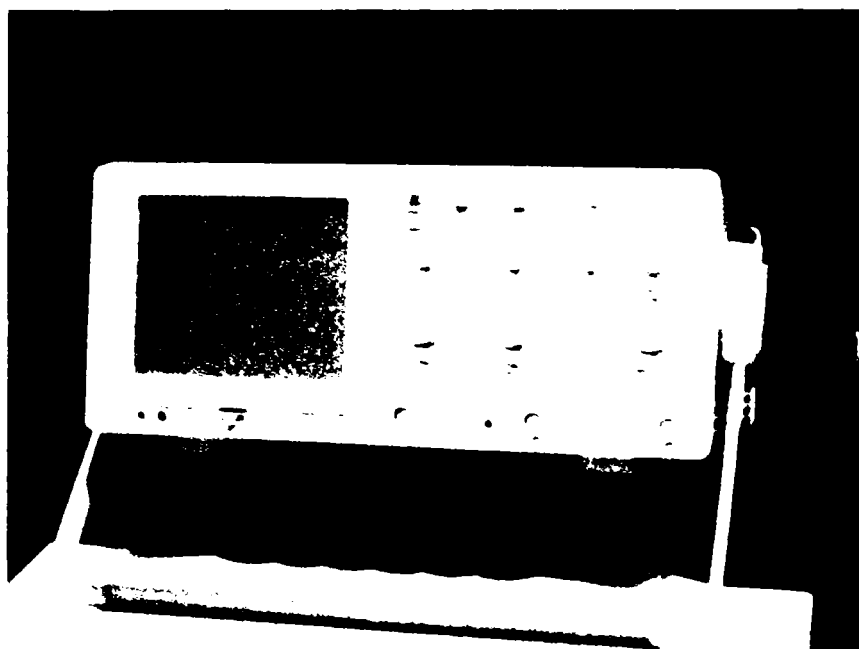


Fig. 5.5 Unitatea de achiziție, măsură și prelucrare SP 407

Așa cum s-a arătat în capitolul precedent, determinările experimentale urmăresc stabilirea valorii numerice (modulul) impedanței circuitului de măsură prin corp și a defazajului tensiunii rezultate între electrozi în raport cu amplitudinea și faza curentului de pe circuit, pentru a fi prelucrate în vederea obținerii parametrilor impedanței echivalente.

Pentru a cunoaște cu exactitate decalajul tensiunii de sarcină față de funcția curentului în vederea calculării defazajului, monitorul unității dispune de doi cursori ce pot fi poziționați la comandă. Dacă un cursor se pune pe valoarea de vârf (în dreptul amplitudinii) curentului iar celălalt pe valoarea de vârf a tensiunii, unitatea evaluează și afișează decalajul temporal al tensiunii în raport cu funcția de timp a intensității curentului, în microsecunde. Evaluarea se face automat. Ca urmare, se poate calcula defazajul între cele două funcții. În același mod se poate verifica cu exactitate perioada funcției de curent și confirma frecvența reglată inițial. De asemenea, unitatea dispune de doi cursori de nivel ce pot fi poziționați pentru a stabili valoarea între vârfuri a tensiunii (în milivolți), adică valoarea dublă a amplitudinii. Un calcul simplu al raportului dintre amplitudinea tensiunii și amplitudinea curentului va conduce la modulul impedanței echivalente.

Parametrii curentului sinusoidal circulat prin corp, respectiv amplitudinea și frecvența, se selectează la începutul fiecărei serii de realizare, prin reglarea generatorului de tensiune.

În a doua fază a prelucrării datelor experimentale, cunoscând modulul impedanței și defazajul, se vor calcula proiecțiile în planul fazorial pe axa reală respectiv imaginară, reactivă. Aceste rezultate, furnizate de către unitatea de achiziție și prelucrare a datelor, permit în continuare efectuarea calculelor

pentru stabilirea parametrilor echivalenți R_1 , R_2 și C . În final, pe baza datelor obținute experimental, pot fi proiectate și confecționate modele electrice ale impedanței echivalente bioelectrice, pentru a face comparații și a confirma justetea reprezentărilor și interpretărilor făcute în cadrul tezei.

5.2 Verificarea funcționării instalației

5.2.1 Cazul sarcinii rezistive. După ce s-a reglat frecvența și amplitudinea dorită a curentului, circuitul de măsură se închide printr-o rezistență $R = 10\text{ K}\Omega$. Conform schemei bloc a instalației, semnalul U_S este transferat printr-un filtru trece-bandă de ordinul doi, având caracteristicile reprezentate în figura 5.6. Graficul din detaliul (a) scoate în evidență faptul că defazajul la pulsația centrală ω_0 este $\varphi_0 = 180$ grade (sx), adică funcția de timp a semnalului de ieșire are semnul schimbat. Dacă la intrare semnalul aplicat are o pulsație ceva mai mică, $\omega < \omega_0$ defazajul la ieșire scade față de 180 grade, iar dacă $\omega > \omega_0$, defazajul semnalului de ieșire se mărește. În același timp, amplitudinea semnalului nu se schimbă semnificativ, dacă $|\omega - \omega_0| \ll \omega_0$, deoarece la modificări mici ale acordului, atenuarea filtrului rămâne practic nulă ($A = 1$). Se reglează filtrul trece-bandă astfel încât trecerea prin maxim a celor două funcții de timp vizualizate pe ecranul monitorului să coincidă, așa cum se poate vedea în figura 5.7. În această situație, în dreptul intrării în unitatea de prelucrare SP407, corecția efectuată reduce la zero defazajul între cele două funcții. În acest mod, efectele defazoare datorate capacităților reziduale ale circuitelor de măsură vor fi compensate.

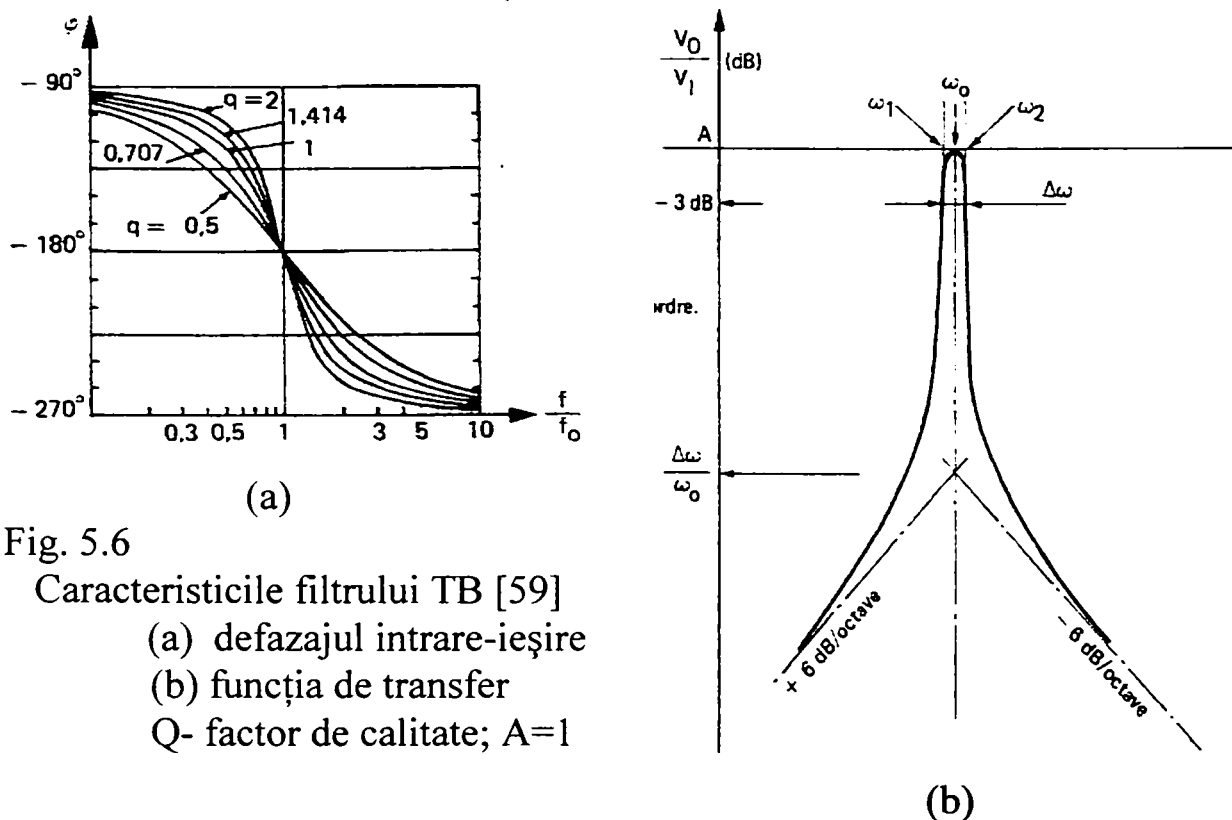


Fig. 5.6
Caracteristicile filtrului TB [59]
(a) defazajul intrare-ieșire
(b) funcția de transfer
Q- factor de calitate; $A=1$

De asemenea, evaluând amplitudinea curentului și a tensiunii în imaginea de pe monitor, pe baza legii lui Ohm (cu rezistența de valoare cunoscută, $R = 10\text{ K}\Omega$), se poate verifica scara reprezentărilor pe ordonată a celor două amplitudini. În ilustrația din figura 5.7, liniile întrerupte verticale sunt cei doi cursori temporali. Aceștia au fost aliniați în amplitudinea (vârful) funcției de timp a curentului. După reglarea filtrului TB, cursorii vor tăia curba tensiunii tot în dreptul amplitudinilor, ceea ce arată că cele două funcții la intrarea unității de prelucrare sunt în fază. Impedanța circuitului de măsură se reduce în acest caz la rezistența ohmică înseriată.

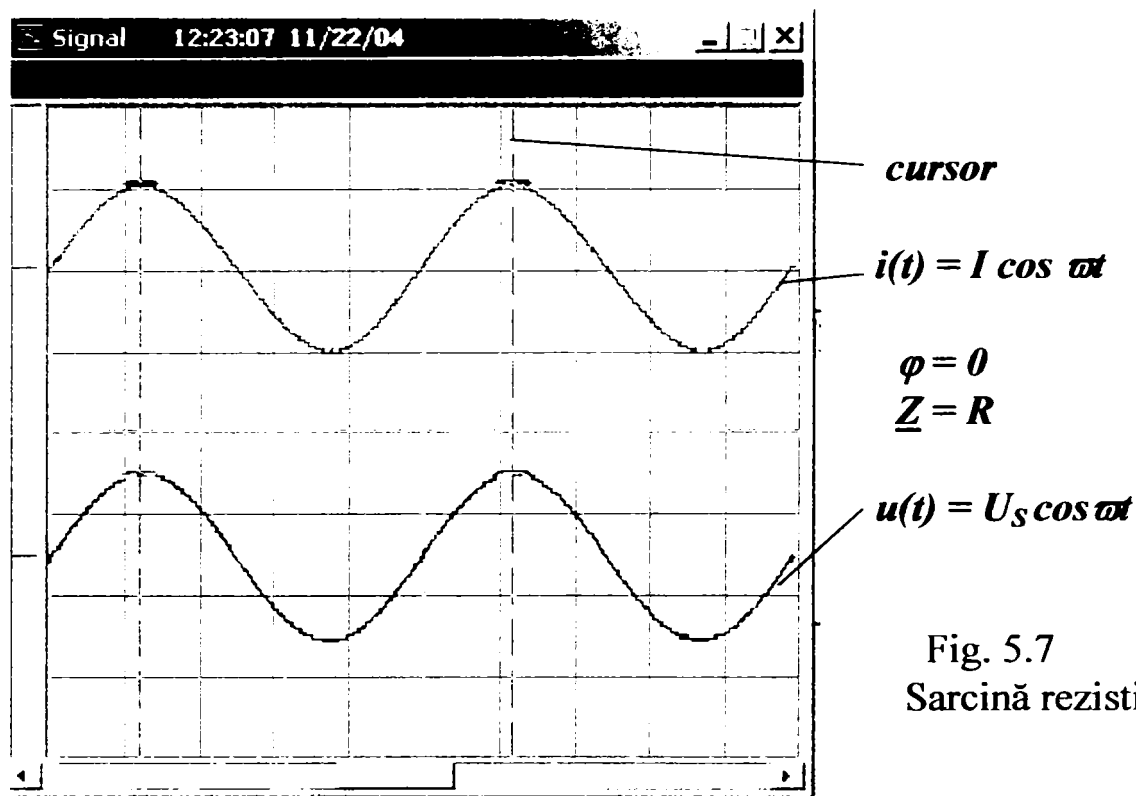


Fig. 5.7
Sarcină rezistivă

5.2.2 Cazul sarcinii pur reactive. Pentru a constata comportamentul circuitului în cazul unei sarcini pur reactive, în circuitul de măsură se înseriază un condensator cu capacitatea $C = 10\text{ nF}$. Conform procedurii de mai sus, cursorii temporali vor fi aliniați din nou în punctele celor două treceri succesive prin maxim ale curentului $i(t)$, așa cum s-a arătat în figura 5.7.

Ținând cont de faptul că la ω_0 , defazajul prin filtrul TB este $\varphi_0 = 180^\circ$, cursorii au fost plasați pe extrema negativă a curentului. Se constată că, în acest caz, cursorii intersectează curba tensiunii în punctele de trecere prin zero, ceea ce evidențiază un defazaj de -90° , corespunzător unui circuit ce conține numai o reactanță capacitivă.

5.2.3 Cazul unei impedanțe cu parametrii cunoscuți. În continuare, pe bornele circuitului de măsură s-a conectat o rețea simplă de componente RC în conformitate cu modelul din figura 4.2 (a), având

$$R_1 = 1 \text{ K}\Omega, R_2 = 10 \text{ K}\Omega \text{ și } C = 50 \text{ nF}. \quad 5.1$$

Scopul urmărit este verificarea capacității instalației de a restitui, într-o bună aproximație, valorile parametrilor circuitului măsurat și a modului corect de trasare a hodografului impedanței în planul fazorial. S-a convenit ca determinările să se facă la o intensitate a curentului de măsură de 200 (208) μA între vârfuri cu următoarele puncte ale frecvenței : 250, 500, 1000, 2000 și 5000 Hz. Rezultatele experimentale obținute sunt arătate în tabelul următor.

$I_{VV} = 204 \mu\text{A}$								
f	U_{VV}	$\Delta\tau$	$ Z $	φ	$\cos\varphi$	$\sin\varphi$	X	Y
0,25	1760	0,4	8,46	35,5	0,813	0,58	6,88	4,92
0,5	1220	0,272	5,86	48,9	0,65	0,75	3,85	4,42
0,99	720	0,155	3,46	55,2	0,57	0,82	1,97	2,84
1,97	408	0,077	1,96	55,1	0,56	0,83	1,11	1,61
4,87	258	0,0217	1,24	38,0	0,78	0,61	0,97	0,74

frecvența în KHz, U_{VV} în mV, $\Delta\tau$ în ms, φ în $^\circ\text{sx}$, $|Z|$, X , Y în $\text{K}\Omega$

În figura 5.8 este reprezentată măsura în care valorile fazorului Z determinate experimental la cele cinci frecvențe, se potrivesc pe hodograful $Z(f)$. Hodograful a fost trasat conform formulelor din relația 4.12, cu valorile componentelor discrete arătate mai sus [5.1]

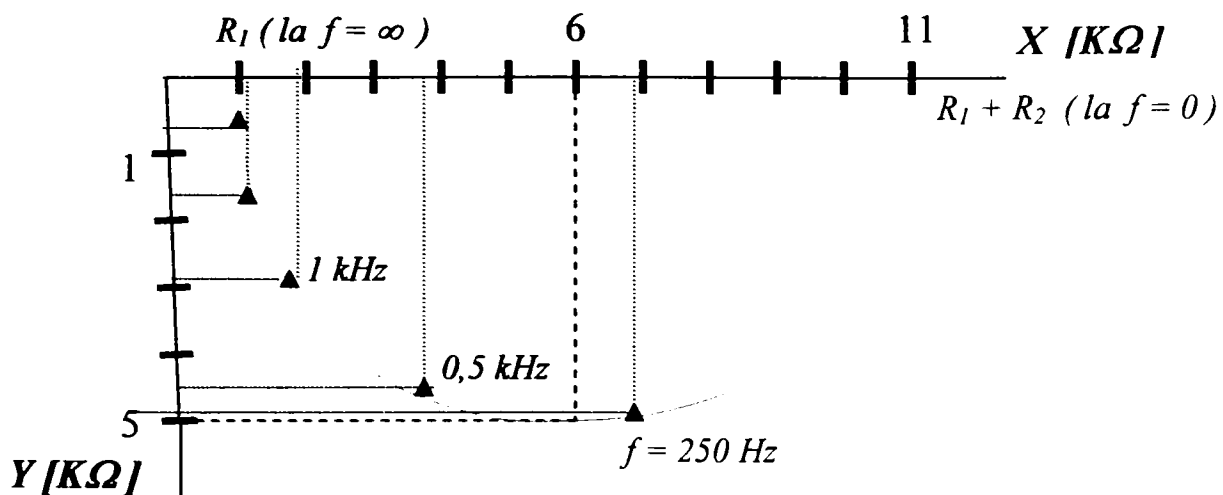
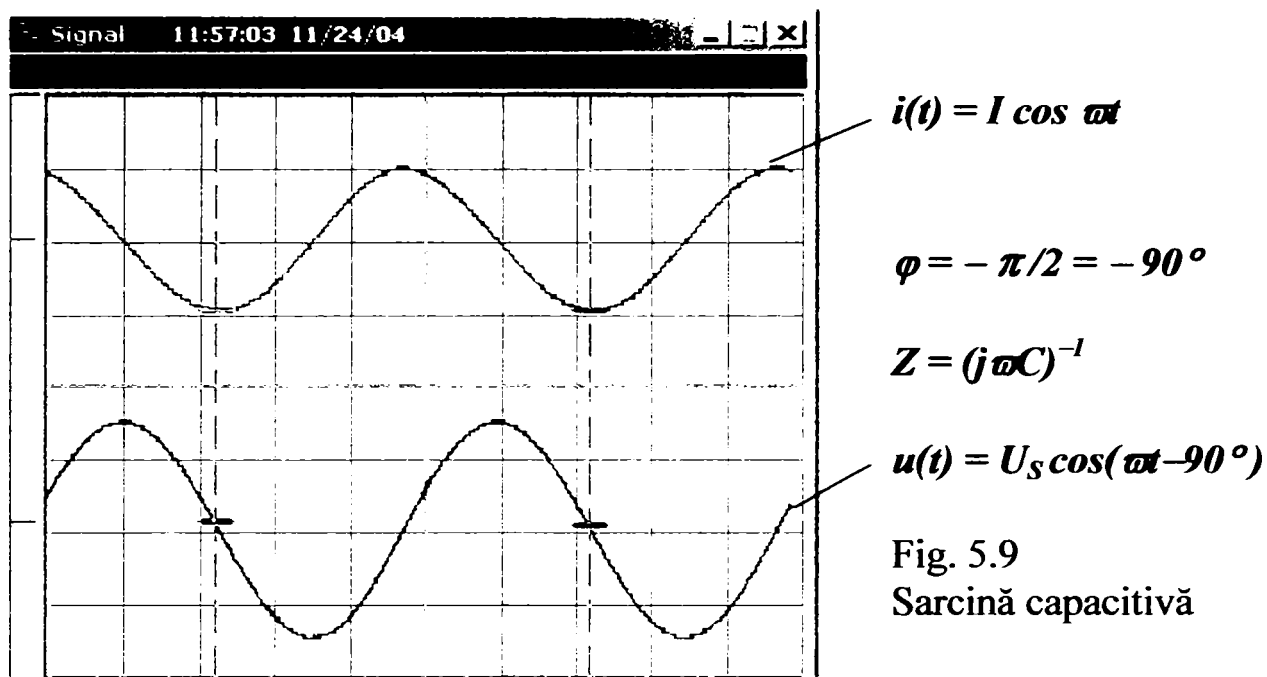


Fig. 5.8 Datele experimentale și curba teoretică

În continuare, unitatea de prelucrare a datelor a furnizat valorile medii ale componentelor R_1 , R_2 și C pe baza datelor măsurate experimental (vezi algoritmul din figura 5.11). Rezultatele calculate se situează în raport cu valorile dinainte cunoscute ale componentelor din circuit cu abateri sub 3%.

5.2.4 Verificarea instalației pe țesutul viu. Verificarea funcționării instalației a continuat cu o măsurare a impedanței prin țesuturi biologice. Circuitul format cu electrodul activ așezat pe antebraț și cel indiferent ținut în pumn (așa cum se vede în figura 5.4 b), este parcurs de un curent de $25 \mu\text{A}$ la frecvența de 10 KHz.



Spre deosebire de rezultatele experiențelor cu componente discrete descrise anterior, cu fire scurte și piese de mici dimensiuni, legarea corpului uman de mare suprafață în circuitul de măsură echivalează cu conectarea unei antene de bandă largă la intrarea semnalului analizat

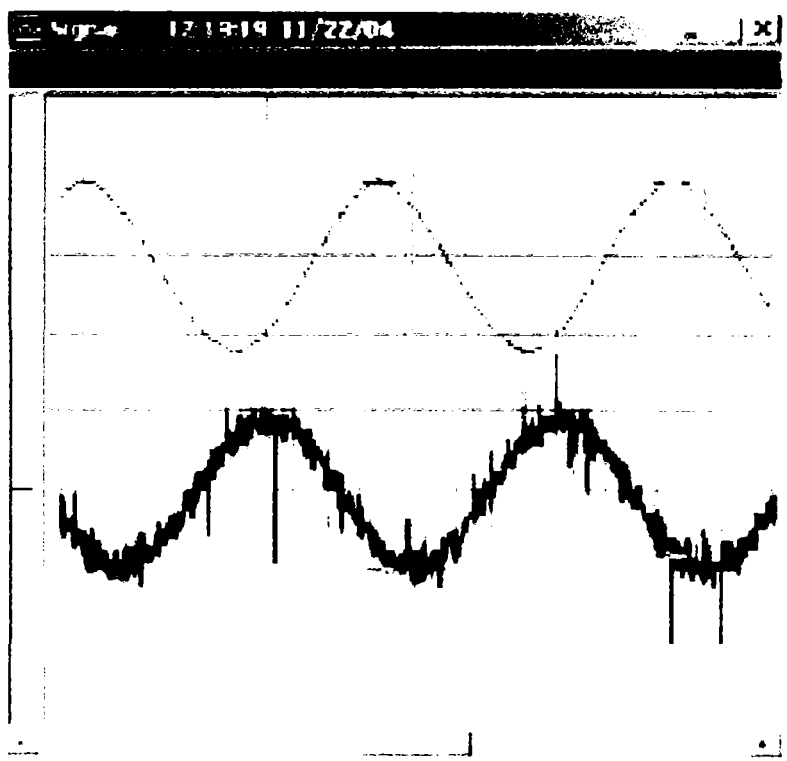


Fig. 5.10
Aspectul semnalului
însoțit de zgomot

Efectele parazite ale câmpului rezultat electromagnetic din mediul proximal se însumează cu semnalul util și raportul semnal-zgomot se înrăutățește vizibil (vezi figura 5.10). Semnalul devine atât de zgomotos încât nu poate fi evaluat. Situația precară constatată, justifică introducerea unui filtru de bandă acordat pe frecvența de lucru, care să elimine componentele parazite induse în canalul semnalului de tensiune. După filtrarea artefactelor majore, unitatea de prelucrare numerică a semnalului efectuează și un proces de mediere (averaging) prin însumarea eșantioanelor cu aceeași locație din 256 de realizări succesive. Efectul trecerii semnalului prin filtrul TB și operațiunea de mediere îmbunătățesc mult calitatea semnalului, așa cum se poate constata în imaginea din figura 5.11.

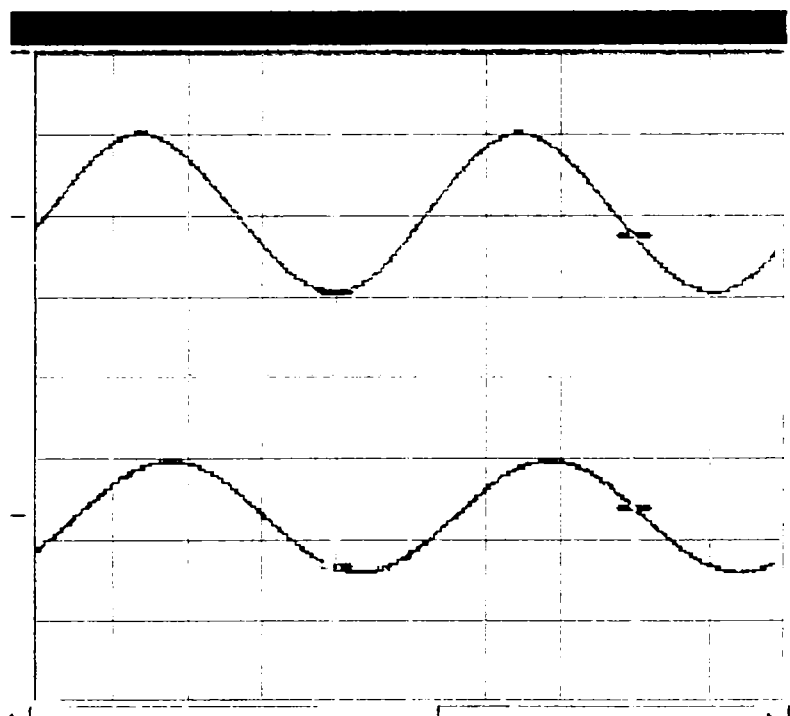


Fig. 5.11 Efectul filtrării și medierii semnalului din figura 5.10

5.3 Prelucrarea datelor.

Pornind cu valorile măsurate pe cale experimentală, așa cum s-a arătat în capitolul anterior, s-a elaborat un algoritm de prelucrare numerică ce implementează calculul componentelor C , R_1 și R_2 din modelul circuitului echivalent adoptat. Interfața utilizator a programului permite introducerea de la tastatură într-o bază de date a trei seturi de valori măsurate experimental. În anexa 3 este prezentat tabelul de date cu f , $A_u (U_{VV})$, $A_i (I_{VV})$ și $d\tau$ obținute experimental. În continuare se generează un al doilea tabel cu anumite valori intermediare necesare determinării cât mai precise a componentelor necunoscute. Acest tabel intermediar, memorat într-o bază de date, cuprinde valoarea modulului impedanței în $K\Omega$, unghiul de defazaj φ , valorile funcțiilor \sin și \cos ale unghiului de defazaj și componentele X și Y exprimate în $K\Omega$. Pe

baza datelor din acest tabel se efectuează apoi un calcul iterativ între valori succesive preluate din baza de date și rezultă astfel o nouă bază de date ce va conține valorile calculate ale componentelor C , R_1 și R_2 pentru toate combinațiile posibile ale valorilor din tabelul intermediar.

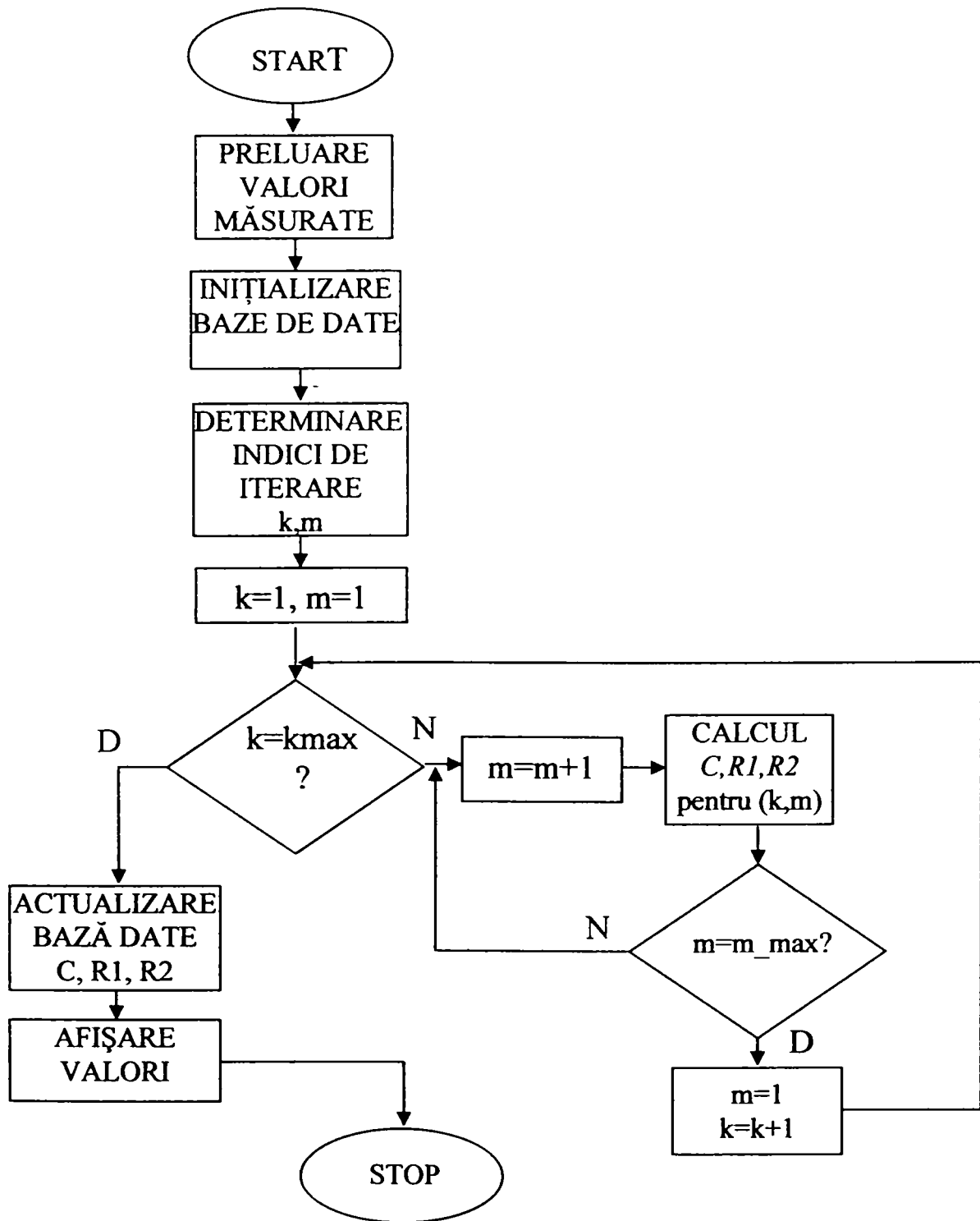


Fig. 5.12 Algoritm de calcul al valorilor C , R_1 și R_2

Algoritm de calcul, prezentat în fig. 5.12 stă la baza programului elaborat în limbajul Visual Basic 4.

În continuare vor fi prezentate principalele rutine în limbajul Visual Basic 4 prin care s-a implementat algoritmul de calcul prezentat mai sus.

Editarea valorilor măsurate se realizează prin activarea unei ferestre prin care utilizatorul are acces direct asupra bazei de date selectate, așa cum se poate observa în fig. 5.13

Valori masurate			
f [KHz]	Au [mV]	Ai [uA]	dt [ms]
0.05	4040	102	7.05
0.099	2240	102	2.94
0.1988	1440	102	1.55
0.22	912	102	0.79
0.25	864	102	0.695
0.508	800	102	0.635
0.994	484	102	0.322
2	300	102	0.168
4	176	102	0.086

Fig. 5.13 Fereastra de acces a bazei de date cu valorile măsurate

Secvența de program ce face inițializările este redată mai jos.

```
Private Sub Form_Load()
cale = "d:\my projects\abdul\baza date.mdb"
Set introspace = Workspaces(0)
Set baza = introspace.OpenDatabase(cale)
Set tabel = baza.OpenRecordset("valin")
tabel.Close
End sub
```

Meniul principal permite editarea separată a trei seturi de valori măsurate care sunt stocate în trei tabele separate, denumite “valin1”, “valin2” și “valin3”.

După introducerea valorilor măsurate, trebuie apelată opțiunea “Load” din meniul principal și prin apăsarea butonului “Load data from file” se încarcă în memoria calculatorului unul dintre cele trei seturi de valori măsurate care se alege din butonul de selecție aferent. În fig. 5.14 este redată o captură a imaginii ferestrei de încărcare a unui set de valori.

După încărcarea datelor programul calculează cele n valori din tabelul intermediar : $|Z|$, φ , $\cos(\varphi)$, $\sin(\varphi)$, X și Y corespunzătoare celor n valori

măsurate experimental. Folosind acest tabel, se va începe rularea calculului iterativ pe baza relațiilor prezentate în capitolul precedent. Se urmărește utilizarea tuturor combinațiilor posibile între cele n valori din tabelul intermediar, luate două câte două. S-au folosit în program doi indici , k și m , care urmăresc în mod crescător până la valoarea n , în mod iterativ, indicii componentelor C , R_1 și R_2 pentru obținerea tuturor combinațiilor posibile.

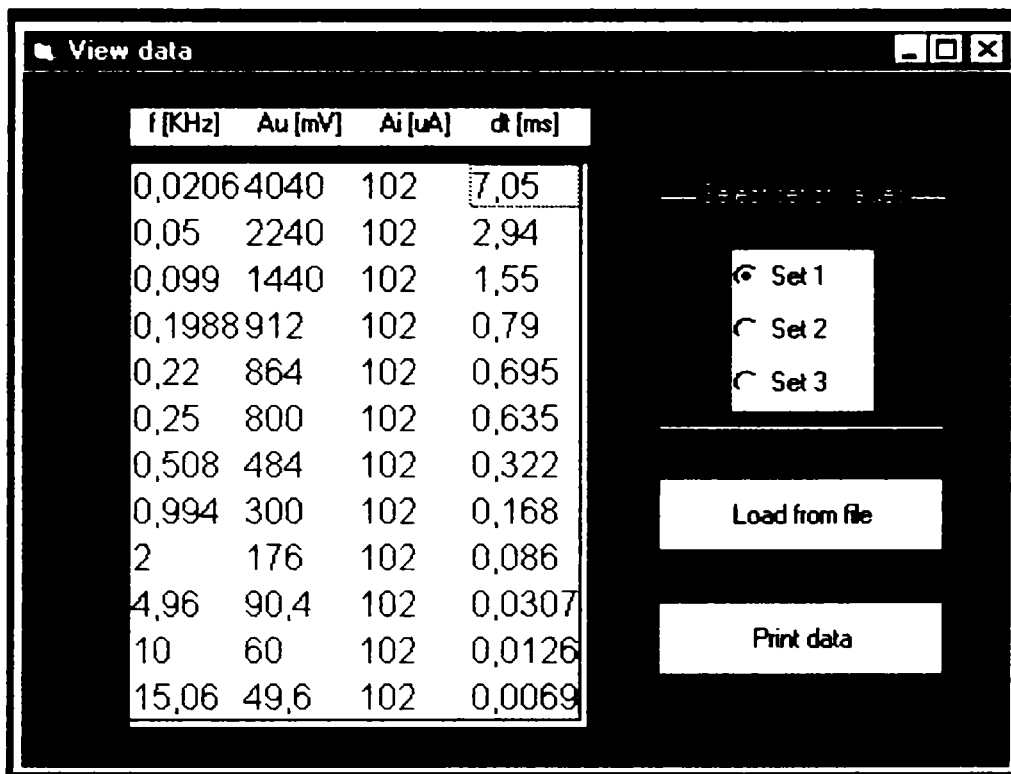


Fig. 5.14 Încărcarea în memorie a unui set de valori măsurate

Secvența de program care realizează acest calcul este redată mai jos.

```
Private Sub Command1_Click()
cale = "d:\my projects\abdul\baza date.mdb"
Set introspace = Workspaces(0)
Set baza = introspace.OpenDatabase(cale)
If Option1.Value = True Then
    basename = "valin"
End If
If Option2.Value = True Then
    basename = "valin2"
End If
If Option3.Value = True Then
    basename = "valin3"
End If
```

```

Set tabel = baza.OpenRecordset(basename)
If tabel.RecordCount = 0 Then
    response = MsgBox("Empty database. Please fill in values first!", 0,
"WARNING")
    inform.Hide
    Exit Sub
End If
crow = 0
Do Until tabel.EOF
    Grid1.Col = 0
    Grid1.Row = crow
    Grid1.Text = tabel![f]
    crow = crow + 1
    f(crow) = tabel![f]
    tabel.MoveNext
Loop
crow = 0
tabel.MoveFirst
Do Until tabel.EOF
    Grid1.Col = 1
    Grid1.Row = crow
    Grid1.Text = tabel![au]
    crow = crow + 1
    au(crow) = tabel![au]
    tabel.MoveNext
Loop
crow = 0
tabel.MoveFirst
Do Until tabel.EOF
    Grid1.Col = 2
    Grid1.Row = crow
    Grid1.Text = tabel![ai]
    crow = crow + 1
    ai(crow) = tabel![ai]
    tabel.MoveNext
Loop
crow = 0
tabel.MoveFirst
Do Until tabel.EOF
    Grid1.Col = 3
    Grid1.Row = crow
    Grid1.Text = tabel![dt]

```

```

    crow = crow + 1
    dt(crow) = tabel![dt]
    tabel.MoveNext
Loop
tabel.MoveFirst
nrset = tabel.RecordCount
tabel.Close
Set tabelin = baza.OpenRecordset("itermed")
tabelin.MoveFirst
Do Until tabelin.EOF
    tabelin.Delete
    tabelin.MoveNext
Loop
For i = 1 To nrset
    z(i) = au(i) / ai(i)
    fi(i) = 360 * dt(i) * f(i)
    cfi(i) = Cos(fi(i) * pi / 180)
    sfi(i) = Sin(fi(i) * pi / 180)
    x(i) = z(i) * cfi(i)
    y(i) = z(i) * sfi(i)
    tabelin.AddNew
    tabelin("z") = z(i)
    tabelin("fi") = fi(i)
    tabelin("cfi") = cfi(i)
    tabelin("sfi") = sfi(i)
    tabelin("x") = x(i)
    tabelin("y") = y(i)
    tabelin.Update
Next i
tabelin.Close
Set tabelfin = baza.OpenRecordset("final")
tabelfin.MoveFirst
Do Until tabelfin.EOF
    tabelfin.Delete
    tabelfin.MoveNext
Loop
For k = 1 To nrset - 1
    For m = k + 1 To nrset
        c(k, m) = ((y(k) * f(m) - y(m) * f(k)) / (y(k) * y(m) * (f(m) * f(m) - f(k) *
f(k)))) * 1 / (2 * pi)
        r1(k, m) = (f(m) * x(m) * y(k) - f(k) * x(k) * y(m)) / (f(m) * y(k) - f(k) *
y(m))

```

```

r2(k, m) = y(k) * y(m) * (f(m) * f(m) - f(k) * f(k)) / (f(k) * f(m) * (x(k) -
x(m)))
tabelfin.AddNew
tabelfin("k") = k
tabelfin("m") = m
tabelfin("C") = c(k, m)
tabelfin("R1") = r1(k, m)
tabelfin("R2") = r2(k, m)
tabelfin.Update
Next m
Next k
tabelfin.Close
End Sub

```

După rularea rutinei de calcul, datele se pot vizualiza în mod interactiv cu ajutorul unor ferestre. Cu opțiunea “View->Intermediate value” se poate consulta tabelul cu valori intermediare, așa cum se poate observa în fig. 5.15

Nr.	Z [Ko]	fi [sx]	cos fi	sin fi	X [Ko]	Y [Ko]
1	22.80784	52.2828	0.6117858	0.7910235	24.23151	31.33073
2	21.96078	52.92	0.6029512	0.797778	13.24128	17.51983
3	14.11765	55.242	0.5701348	0.8215511	8.048963	11.59837
4	8.941176	56.53872	0.5513976	0.8342426	4.930143	7.45911
5	8.470589	55.044	0.5729704	0.819576	4.853397	6.942291
6	7.843137	57.15	0.5424663	0.8400776	4.254638	6.588844
7	4.745098	58.88736	0.5167482	0.8561375	2.452021	4.062456
8	2.941176	60.11712	0.4982556	0.8670302	1.465457	2.550089
9	1.72549	61.92	0.470732	0.8822762	0.8122435	1.522359
10	0.8862745	54.81792	0.5761998	0.8173089	0.5106712	0.72436
11	0.5882353	45.36	0.7026666	0.7115192	0.4133333	0.4185407

Print data

Fig. 5.15 Tabel cu date intermediare

Utilizatorul are posibilitatea de a tipări la imprimantă direct valorile afișate, prin apăsarea butonului “Print data”.

Secvența de afișare a tabelului cu valori intermediare este redată mai jos.

```

Private Sub Form_Load()
Dim i As Integer

```

```

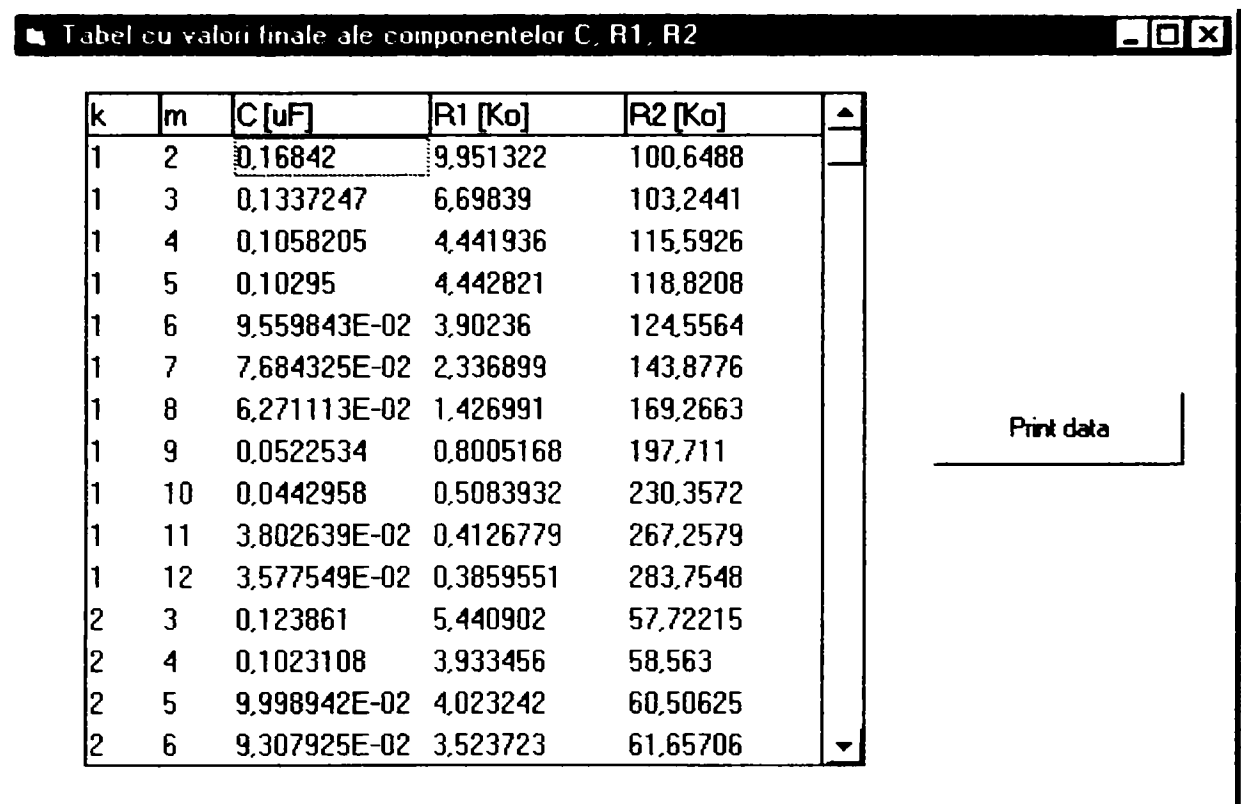
cale = "d:\my projects\abdul\baza date.mdb"
Set introspace = Workspaces(0)
Set baza = introspace.OpenDatabase(cale)
gridint.ColWidth(0) = 450
For x = 1 To 6
    gridint.ColWidth(x) = gridint.ColWidth(x) + 400
Next x
gridint.Col = 0
gridint.Row = 0
gridint.Text = "Nr."
gridint.Col = 1
gridint.Text = "|Z| [Ko]"
gridint.Col = 2
gridint.Text = "fi [sx]"
gridint.Col = 3
gridint.Text = "cos fi"
gridint.Col = 4
gridint.Text = "sin fi"
gridint.Col = 5
gridint.Text = "X [Ko]"
gridint.Col = 6
gridint.Text = "Y [Ko]"
Set tabelin = baza.OpenRecordset("itermed")
nrset = tabelin.RecordCount
For i = 1 To nrset
    gridint.Col = 0
    gridint.Row = i
    gridint.Text = i
    gridint.Col = 1
    gridint.Text = tabelin![z]
    gridint.Col = 2
    gridint.Text = tabelin![fi]
    gridint.Col = 3
    gridint.Text = tabelin![cfi]
    gridint.Col = 4
    gridint.Text = tabelin![sfi]
    gridint.Col = 5
    gridint.Text = tabelin![x]
    gridint.Col = 6
    gridint.Text = tabelin![y]
    tabelin.MoveNext
Next i

```


End Sub

Valorile componentelor C , $R1$ și $R2$ se pot citi tot sub formă tabelară, selectând opțiunea "View->Component values" din meniul principal.

Fereastra de afișare este redată în fig. 5.16



k	m	C [uF]	R1 [Ko]	R2 [Ko]
1	2	0.16842	9.951322	100.6488
1	3	0.1337247	6.69839	103.2441
1	4	0.1058205	4.441936	115.5926
1	5	0.10295	4.442821	118.8208
1	6	9.559843E-02	3.90236	124.5564
1	7	7.684325E-02	2.336899	143.8776
1	8	6.271113E-02	1.426991	169.2663
1	9	0.0522534	0.8005168	197.711
1	10	0.0442958	0.5083932	230.3572
1	11	3.802639E-02	0.4126779	267.2579
1	12	3.577549E-02	0.3859551	283.7548
2	3	0.123861	5.440902	57.72215
2	4	0.1023108	3.933456	58.563
2	5	9.998942E-02	4.023242	60.50625
2	6	9.307925E-02	3.523723	61.65706

Fig. 5.16 Modul de afișare al valorilor componentelor C , $R1$ și $R2$

Secvența de program ce realizează această afișare este redată în continuare.

```
Private Sub Form_Load()  
cale = "d:\my projects\abdul\baza date.mdb"  
Set introspace = Workspaces(0)  
Set baza = introspace.OpenDatabase(cale)  
Set tabel = baza.OpenRecordset("itermed")  
tabel.MoveFirst  
nrset = tabel.RecordCount  
tabel.Close  
For i = 0 To 1  
    gridfin.ColWidth(i) = gridfin.ColWidth(i) - 200  
Next i  
For i = 2 To 4
```

```
gridfin.ColWidth(i) = gridfin.ColWidth(i) + 650
```

```
Next i
```

```
gridfin.Row = 0
```

```
gridfin.Col = 0
```

```
gridfin.Text = "k"
```

```
gridfin.Col = 1
```

```
gridfin.Text = "m"
```

```
gridfin.Col = 2
```

```
gridfin.Text = "C [uF]"
```

```
gridfin.Col = 3
```

```
gridfin.Text = "R1 [Ko]"
```

```
gridfin.Col = 4
```

```
gridfin.Text = "R2 [Ko]"
```

```
Set tabelfin = baza.OpenRecordset("final")
```

```
tabelfin.MoveFirst
```

```
contor = 1
```

```
For k = 1 To nrset - 1
```

```
For m = k + 1 To nrset
```

```
    gridfin.Row = contor
```

```
    gridfin.Col = 0
```

```
    gridfin.Text = k
```

```
    gridfin.Col = 1
```

```
    gridfin.Text = m
```

```
    gridfin.Col = 2
```

```
    gridfin.Text = tabelfin![c]
```

```
    gridfin.Col = 3
```

```
    gridfin.Text = tabelfin![r1]
```

```
    gridfin.Col = 4
```

```
    gridfin.Text = tabelfin![r2]
```

```
    tabelfin.MoveNext
```

```
    contor = contor + 1
```

```
Next m
```

```
Next k
```

```
End Sub
```

Structura programului, realizat în Visual Basic 4 este modulară și permite foarte ușor implementarea de opțiuni ulterioare.

5.4 Procesarea rezultatelor experimentale

Pentru a demonstra modul de prelucrare a rezultatelor obținute experimental, a fost luat un set de date măsurate cu precizie, obținute prin explorarea subiectului, urmând procedura descrisă în paragraful anterior. În prima coloană sunt înscrise valorile frecvențelor, în coloana a doua tensiunile măsurate între vârfuri, în a treia coloană, valoarea între vârfuri a curentului, menținută constant, iar în ultima coloană, decalajele între fazele celor două funcții de timp.

Valori măsurate				
	f [KHz]	A _u [mV]	A _i [μA]	dt [ms]
	0,5044	242	50,4	0,345
	1,006	148	50,4	0,178
	1,99	86,4	50,4	0,086
	4,94	45,2	50,4	0,0315
	10,05	29	50,4	0,0121
*				

Tabelul 5.4.1 Datele primare la $I_{VV} \cong 50 \mu A$

Se constată că amplitudinea tensiunii între electrozi scade cu creșterea frecvenței datorită componentei capacitive a impedanței echivalente.

În tabelul următor sunt reprezentate datele de ieșire furnizate de unitatea de prelucrare.

Tabelul 5.4.2

Nr.	Z [KΩ]	∅ [sx]	cos ∅	sin ∅	X [KΩ]	Y [KΩ]
1	4,801587	62,64648	0,459508	0,8881736	2,206368	4,264643
2	2,936508	64,46449	0,4311004	0,9023039	1,26593	2,649623
3	1,714286	61,6104	0,4754924	0,8797198	0,8151299	1,508091
4	0,8968254	56,0196	0,5589332	0,8292127	0,5012655	0,743659
5	0,5753968	43,7778	0,7220439	0,6918472	0,4154618	0,3980867

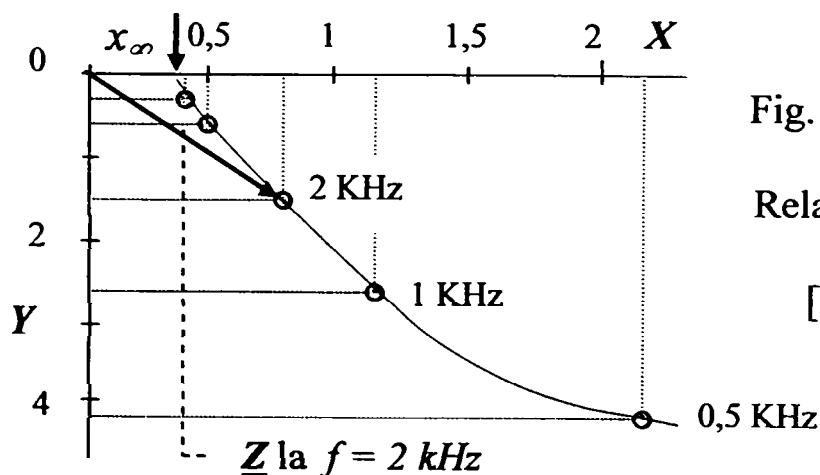


Fig. 5.17

Relația d. ntr. X și Y în p' - nui fazorial [hodograful $\underline{Z}(f)$]

Reprezentarea grafică a modificărilor impedanței echivalente cu frecvența, în modul și fază, este dată în figura 5.17. Reprezentarea punctelor ce corespund diferitelor frecvențe se face cu perechile de valori X (pe axa reală) și Y (pe axa imaginară) din tabelul 5.4.2. În dreptul fiecărui punct se înscrie frecvența corespunzătoare. Pentru $f=0$ punctul se situează pe axa reală la cota $(R_1 + R_2)$, valoare ce poate fi măsurată de regulă în curent continuu. În cazul cercetărilor pe medii biologice, se renunță la această măsurare pentru a evita nedeterminările ce rezultă datorită polarizării electrozilor aplicați pe piele. Ponderea componentei imaginare în reprezentarea grafică crește la început cu frecvența, apoi scade treptat. În diagrama de mai sus, determinările au fost efectuate la frecvențe relativ mari, și ca urmare punctele se înșiră pe ramura crescătoare a curbei. La cealaltă extremă, pentru $f \rightarrow \infty$, punctul se situează pe axa reală, în $x_\infty = R_1$. Locul aproximat este marcat în figură cu o săgeată. Considerând frecvența de zece kHz relativ mare, deoarece hodograful se apropie sensibil de axa reală, se obține prin extrapolare valoarea $x_\infty = R_1 \cong 0,35$ k Ω . Deosebirea alurei caracteristicii în raport cu reprezentarea hodografului unei impedanțe cu parametrii constanți, ca în figura 5.8, se datorește proprietăților electrice specifice mediului biologic, cu parametrii echivalenți RC ce se modifică cu frecvența.

Ca o consecință a celor arătate mai sus, rezultatele calculelor efectuate după algoritmul descris în capitolul 4, scot în evidență modificări semnificative ale parametrilor R_1 , R_2 și C în funcție de frecvență (vezi tabelul următor).

Tabelul 5.4.4

	k	m	C [μ F]	R1 [Ko]	R2 [Ko]
→	1	2	5,491514E-02	0,8404157	17,93961
	1	3	5,159493E-02	0,6781515	17,06666
	1	4	4,300129E-02	0,470356	18,02629
	1	5	3,969585E-02	0,407032	18,8401
→	2	3	5,074168E-02	0,6330219	13,0531
	2	4	4,261541E-02	0,454911	12,1289
	2	5	3,958054E-02	0,4024761	12,26587
→	3	4	4,144356E-02	0,4234639	7,430783
	3	5	3,924147E-02	0,3934198	7,288668
→	4	5	3,865375E-02	0,3848226	5,323229

Modificările parametrilor electrici echivalenți ai mediului biologic cercetat, R_1 , R_2 și C odată cu creșterea frecvenței, sunt ilustrate și în figura 5. 18.

5.4.1 Reprezentarea grafică a parametrilor echivalenți

Parametrii sunt reprezentați grafic în funcție de frecvență, la scară liniară.

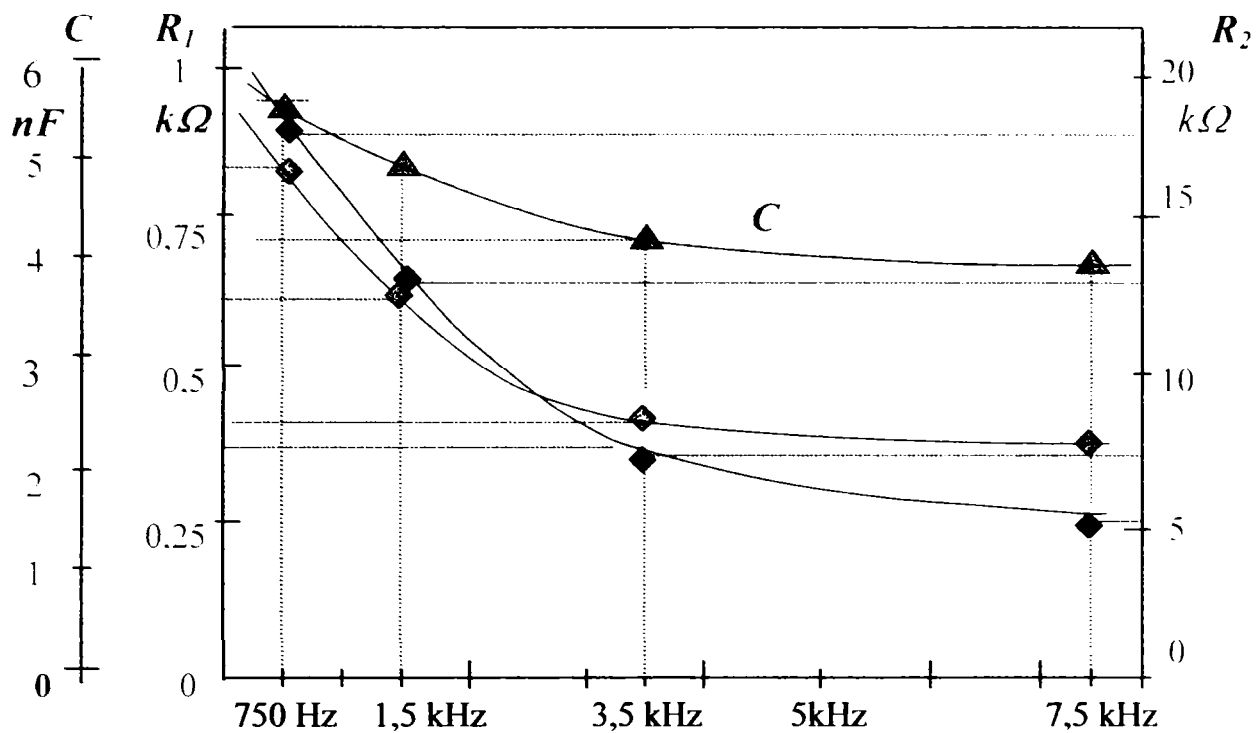


Fig. 5.18 Modificările parametrilor R_1 , R_2 și C cu frecvența

Conform algoritmului de calcul al parametrilor echivalenți R_1 , R_2 și C (vezi paragraful 4.2.7, Rel. 4.13 , 4.14 și 4.15), rezolvarea se face cu date obținute la două frecvențe diferite. Deoarece parametrii se modifică cu frecvența, s-au luat în considerație numai perechile de valori cu frecvențele învecinate. Săgețile din tabloul 5.4.4 indică perechile 1-2, 2-3, 3-4 și 4-5, unde numerotarea indică frecvențele din tabelul 5.4.1 . Valorile rezultate din calcul au fost reprezentate la valoarea medie a celor două frecvențe. De exemplu, în cazul perechii 1-2 , adică 500 Hz-1000 Hz, parametrul rezultat din calcul a fost situat în grafic la 750 Hz. Celelalte grupaje, 1-3 , 1-4 ș.a.m.d. nu s-au folosit în calcule. Pentru a putea trage unele concluzii privind efectul intensității curentului de măsură menționat în tabloul rezultatelor experimentale, în continuare se prezintă

Valori masurate			
f [KHz]	A_u [mV]	A_i [μ A]	dt [ms]
0,5155	728	154	0,33
1,006	444	154	0,167
1,98	268	154	0,0835
5,04	138	154	0,03025
10,12	91,2	154	0,013
15,28	76	154	0,00705
*			

Tabelul 5.4.5

Date experimentale
preliminare, la
intensitatea curentului
 $I_{VV} \cong 150 \mu A$

un alt set de determinări. (Tabelul 5.4.5). Așa cum era de așteptat, creșterea curentului generează tensiuni măsurate între electrozi mai mari. Pentru a stabili

un eventual efect al intensității curentului asupra mecanismelor bioelectrice din mediul cercetat care să modifice valoarea impedanței la aceeași frecvență, se compară în tabelul următor valorile impedanțelor măsurate la intensitățile și frecvențele utilizate în decursul măsurătorilor.

Tabelul 5.4.6

Valorile impedanțelor măsurate la diferiți curenți și frecvențe

		Frecvență	500 Hz	1 kHz	2 kHz	5 kHz	10 kHz
$Z(\vartheta)$	$I_{VV} \cong 50 \mu\text{A}$		4,72	2,88	1,74	0,89	0,59
	$I_{VV} \cong 150 \mu\text{A}$		4,8	2,93	1,71	0,89	0,51

Din cele arătate în tabel rezultă că modificarea intensității curentului de măsură nu are efect asupra valorii modulului impedanței echivalente.

În continuare se trece la procesarea datelor primare din al doilea set de date. Rezultatele sunt cuprinse în tabelul 5.4.7.

Tabelul 5.4.7

Rezultatele prelucrării datelor din setul doi

Nr.	$ Z $ [Ko]	ϑ [sx]	$\cos \vartheta$	$\sin \vartheta$	X [Ko]	Y [Ko]
1	4,727273	61,2414	0,481148	0,8766394	2,274518	4,144114
2	2,883117	60,48072	0,4927435	0,8701746	1,420637	2,508815
3	1,74026	59,5188	0,507282	0,8617801	0,8828025	1,499721
4	0,8961039	54,8856	0,5752339	0,8179889	0,5154694	0,7330031
5	0,5922078	47,3616	0,6773871	0,7356268	0,4011539	0,4356439
6	0,4935065	38,78064	0,7795622	0,6263249	0,384719	0,3090954

Curba trasată în figura 5.19 prin cele șase puncte X - Y , citite din tabelul 5.4.7, reprezintă hodograful fazorului impedanței echivalente. Prin extrapolarea curbei până în dreptul săgeții, se marchează pe axa reală punctul notat cu x_∞ , ce corespunde cu aproximație valorii componentei $R_l(\infty) \cong 0,32 \text{ k}\Omega$.

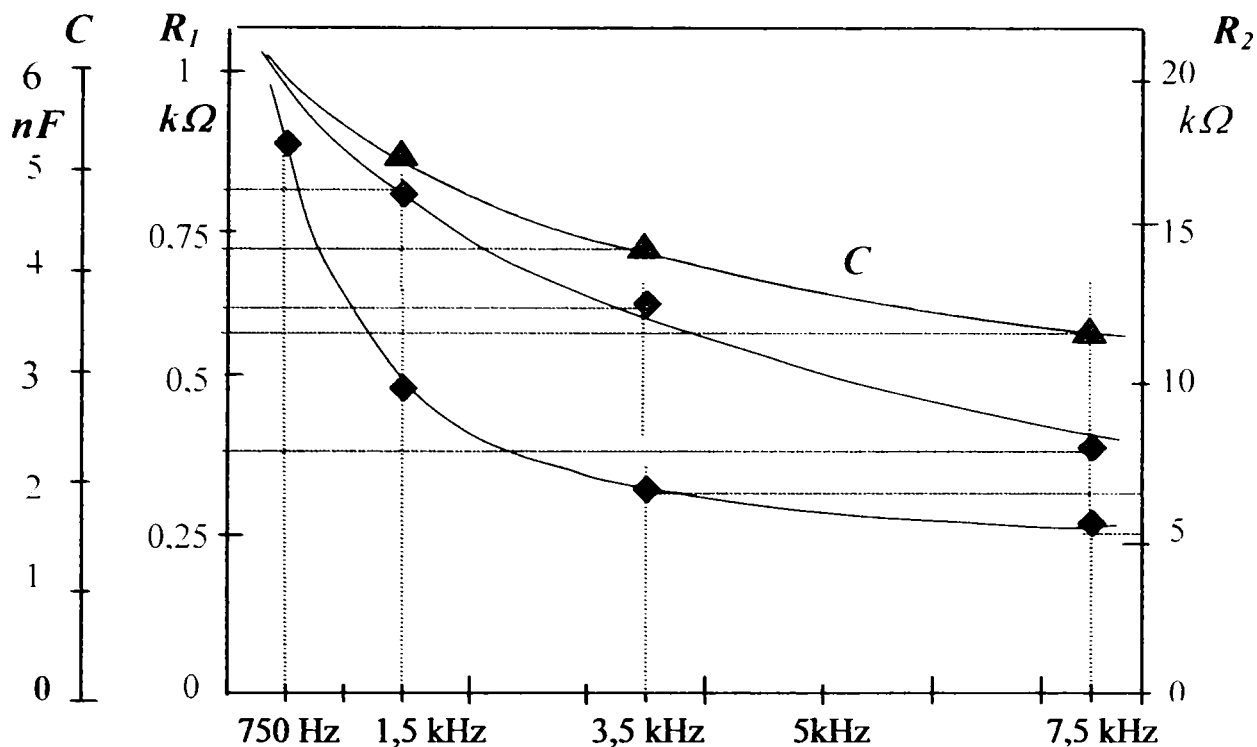


Fig. 5.19 Modificările parametrilor R_1 , R_2 și C cu frecvența pentru al doilea set de date

Tabelul 5.4.8

Parametrii rezultați din setul al doilea de date

k	m	C [uF]	R1 [Ko]	R2 [Ko]
→ 1	2	5,898787E-02	1,036618	17,52216
	3	5,207909E-02	0,7380354	15,98987
	4	4,274989E-02	0,4830594	16,70684
	5	3,600122E-02	0,3910683	18,86969
	6	3,365251E-02	0,3799517	20,06821
→ 2	3	5,030628E-02	0,648196	10,21448
	4	4,225302E-02	0,4594124	9,772844
	5	3,583205E-02	0,3832469	10,678
	6	3,357118E-02	0,3762475	11,32073
→ 3	4	4,116269E-02	0,4281752	6,441975
	5	3,540465E-02	0,3721305	6,667698
	6	3,335915E-02	0,3710517	7,061627
→ 4	5	3,379856E-02	0,3530919	4,217783
	6	3,255354E-02	0,3635948	4,681931
→ 5	6	3,182196E-02	0,3701497	6,944428

În continuare, după achiziționarea datelor de ieșire C , R_1 și R_2 din tabelul 5.4.8 s-a trecut la reprezentarea lor în figura 5.19.

Ținând cont de cele arătate în paragraful 5.4.1 , au fost luate în considerare numai perechile învecinate, marcate cu săgeți (1-2, 2-3, 3-4 etc.). Se constată că reprezentarea grafică a datelor a luat un aspect asemănător graficului din figura 5.18 .

Pentru o mai explicită comparare a datelor din cele două seturi, a fost întocmit tabelul 5.4.9.

Tabelul 5.4.9

Comparație între datele celor două seturi de determinări

Perechea de frecvențe	Setul de date	C nF	R1 kΩ	R2 kΩ
1-2 $f_m = 750 \text{ Hz}$	Primul	5,49	0,84	17,9
	al doilea	5,098	1,036	17,52
2-3 $f_m = 1500 \text{ Hz}$	Primul	5,07	0,63	13,05
	al doilea	5,03	0,648	10,67
3-4 $f_m = 3500 \text{ Hz}$	Primul	4,14	0,42	7,43
	al doilea	4,11	0,428	6,44
4-5 $f_m = 7500 \text{ Hz}$	Primul	3,86	0,38	5,32
	al doilea	3,37	0,35	4,21

Proprietățile bioelectrice ale structurilor anatomice sunt dependente de diverși factori exo-și endogeni. Determinările experimentale făcute pe "viu" pentru recoltarea seturilor din tabelul 5.4.8 s-au desfășurat disparat. Din această cauză, diverși factori, ca de exemplu modul de așezare a electrozilor sau artefacte întâmplătoare au putut cauza mici abateri între valorile menționate în tabel. În linii generale însă, datele obținute concordă în limite acceptabile.

5.5 Concluzii

Instalația experimentală realizată în vederea efectuării cercetărilor experimentale a fost verificată atât pe modele fizice, definite electric, folosind componente discrete (rezistențe și capacități), cât și pe circuite de măsură realizate prin corpul unui subiect investigat. Au fost stabilite condițiile de lucru și măsurile impuse pentru optimizarea procedurilor de urmat. Incercări repetate au demonstrat necesitatea introducerii filtrului trece-bandă, pentru eliminarea zgomotului asociat, deosebit de puternic. Pentru îmbunătățirea în continuare a calității semnalului, s-a adoptat în procesul tratării semnalului de măsură operația de mediere, posibilă datorită performanțelor unității de achiziție și prelucrare numerică a semnalului achiziționat.

CONSIDERAȚII FINALE ȘI CONTRIBUȚII PERSONALE

Progresul accelerat care marchează toate domeniile societății actuale este caracteristic și domeniului științelor biomedicale. În mod evident, descoperirea unor noi principii, metode și tehnici neconvenționale de explorare sau tratare a corpului viu este condiționată și de utilizarea unor echipamente și aparate electronice noi și performante. În acest scop, o sarcină prioritară a învățământului universitar politehnic este pregătirea unor specialiști competenți care să se dedice acestei ramuri de inovație și producție inginerescă. Ca autor al prezentei lucrări am dorit să particip în mod creator la acest deziderat alegând ca obiectiv al cercetărilor mele unele aplicații ale curentului electric în medicină.

6.1 Recapitularea elementelor definiției din teză

Pentru obținerea unor rezultate performante, am înțeles necesitatea unei documentări aprofundate în domeniul abordat. Ca urmare, în prima parte a tezei am întrunit un bogat material bibliografic privind mecanismele și efectele trecerii curenților electrici prin corp, aplicațiile acțiunii electricității în explorarea organismului viu. La sfârșitul fiecărui capitol am înscris și anumite concluzii. Ele nu vor fi repetate în acest final. Trebuie totuși menționat că, din punct de vedere electric, corpul se prezintă ca un volum conductor cu structură eterogenă, caracterizat prin distribuția unor parametri specifici, precum conductivitatea electrică, permitivitatea dielectrică, permeabilitatea magnetică, coeficienții de absorbție a radiațiilor cuantice etc. Determinarea acestor caracteristici nu este însă posibilă "in vivo".

Din studiile efectuate în cadrul tezei a rezultat că singura cale neinvazivă în stabilirea unor proprietăți de natură electrică este măsurarea impedanței electrice echivalente cu care corpul viu se înscrie pe un circuit de curent electric, cu scopul de a obține informații utile atât în cercetarea biomedicală, cât și în investigarea clinică.

După familiarizarea din punct de vedere medical cu domeniul de interes, am definit obiectivul de urmat, constând din inițierea, proiectarea și realizarea unui aparat electronic pentru determinarea unor proprietăți electrice intrinseci ce caracterizează circulația curentului electric prin corp. În acest mod, mi-am propus să aduc o contribuție la diversificarea noilor mijloace utilizate pentru obținerea unor date semnificative, ce se pot corela cu siguranță, din punct de vedere biomedical, cu alte date și constatări în investigarea clinică.

Cunoștințele acumulate în timpul stagiaturii mele de doctorat în domeniul electronicii cu aplicații în medicină au condus la realizarea unui ansamblu

electronic destinat determinării proprietăților conductive ale corpului viu, în prezența unui curent electric aplicat între doi electrozi așezați pe corp. Pentru descrierea impedanței electrice echivalente a corpului s-a adoptat modelul Rosendal, alcătuit din trei componente electrice, două rezistențe și o capacitate. Instrumentul electronic de măsură elaborat în cadrul tezei poate determina aceste elemente caracteristice ale circuitului. Atât aparatul, cât și metoda de extragere a datelor au fost încercate în condiții de laborator. Aparatul este destinat cercetărilor biomedicale, pentru a putea stabili eventuale corelații semnificative între diverse semne clinice stabilite prin investigarea unor pacienți și datele obținute prin măsurarea impedanței echivalente

Instalația realizată în vederea efectuării cercetărilor a fost verificată atât pe modele fizice, definite electric, folosind componente discrete (rezistențe și capacități), cât și pe circuite de măsură prin corp. Prin repetate încercări au fost stabilite condițiile de lucru și măsurile impuse pentru optimizarea procedurilor de urmat. Pentru îmbunătățirea calității semnalului afectat de paraziți s-a recurs la filtrarea trece-bandă a semnalului de ieșire. De asemenea, s-a efectuat o mediere a secvenței realizate în măsurare, operație posibilă datorită performanțelor remarcabile ale unității de achiziție și prelucrare numerică a semnalului achiziționat, SP 407.

Rezultatele experimentale obținute au fost expuse în ultima parte a tezei. Acestea sunt reflectate în numeroase figuri și tabele. În urma analizării rezultatelor se poate afirma că instalația corespunde întru totul scopului pentru care a fost concepută.

Ca urmare a informării mele adresată Ministerului Invățământului din Siria asupra stadiului doctoranturii, mi s-a cerut să înaintez o comunicare scrisă asupra conținutului tezei elaborate. Lucrarea cu titlul "Aparat pentru investigații biomedicale pe cale electrică" înaintată ministerului Invățământului din Siria va fi publicată la Facultatea Politehnică din Damasc și depusă la Biblioteca Centrală din Siria. Documentele conexe sunt prezentate în Anexa III și IV.

6.2 Contribuții originale

În cadrul tezei am adus următoarele contribuții:

- * Am întocmit un studiu monografic amplu, bazat pe tratate de specialitate, articole, comunicări și din alte surse de informație, asupra relației din punct de vedere biomedical dintre om și acțiunea electrică.
- * Am conceput o metodă nouă de măsurare a impedanței echivalente pe un circuit prin corp între doi electrozi aplicați pe piele, ce caracterizează mediul biologic supus unui curent electric alternativ de foarte mică intensitate.
- * Am conceput, proiectat și realizat o instalație electronică originală de măsură, constând dintr-o sursă de curent alternativ de amplitudine constantă, alcătuit dintr-un generator de tensiune sinusoidală de precizie și un convertor tensiune-

curent ce alimentează circuitul de măsură. Am considerat necesară filtrarea tensiunii dintre electrozii aplicați pe corp pentru eliminarea zgomotelor și artefactelor asociate.

* Am descoperit o soluție de corecție a fazei tensiunii măsurate față de faza curentului de măsură, pentru eliminarea efectelor cauzate de capacitățile parazite reziduale de pe circuitul electrozilor, prin dezacordul filtrului trecând cu câștig unitar.

* Prin operarea asupra datelor primare transferate în sistemul de achiziție și măsură, SP407, am determinat valorile între vârfuri și decalajul $d\tau$ dintre amplitudinea curentului de măsură și amplitudinea tensiunii măsurate la diferite frecvențe și intensități de curent, pentru calculul modulului impedanței și a defazajului dintre cele două funcții de timp. Rezultatele calculelor au fost tabelate pentru a fi transmise în unitatea de calcul PC.

* Am implementat un algoritm de calcul al valorilor C , R_1 și R_2 în limbajul Visual Basic 4.

* Am elaborat o metodă originală de calcul al parametrilor echivalenți pornind de la datele primare măsurate la două frecvențe apropiate.

* Am construit tabele și grafice sugestive care atestă justetea soluțiilor adoptate în definirea aparatului conceput și realizat în cadrul tezei.

* Am stabilit că parametrii echivalenți C , R_1 și R_2 , componente ale impedanței caracteristice trecerii curentului alternativ prin corp sunt variabile, fiind funcții de frecvența curentului. Reprezentările grafice din capitolul 5 arată că la frecvențe ridicate, variația parametrilor cu frecvența devine tot mai redusă.

6.3 Perspective

Aparatul realizat sub formă de model experimental va putea fi pus la dispoziția unui laborator de fiziologie, pentru efectuarea unor cercetări aplicative pe loturi de pacienți, în vederea găsirii unor corelații între rezultatele măsurărilor de natură electrică și alte semne clinice stabilite prin diagnostic medical. De asemenea, observațiile referitoare la proprietățile mediilor biologice de conducere a curentului electric vor putea servi la diversificarea aplicațiilor impedanțmetriei în investigația medicală.

Republica Araba Siria
Ministerul Invatamantului

Numarul de ordin al Ministerului 2769/B , care dupa sedinta a hotarat:

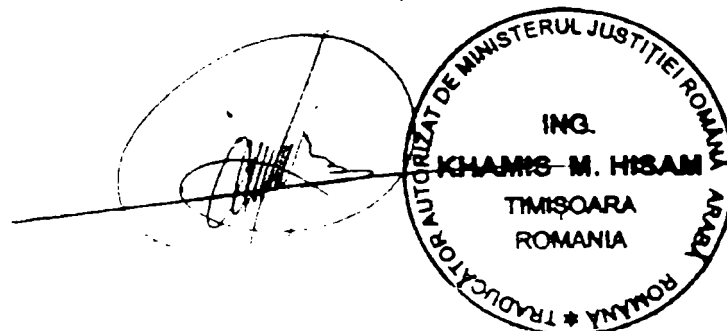
- 1) D-l ABU CHAKER ABDULRAHMAN primeste bursă de studii , pentru doctorat in domeniul Ingineria Biomedicala (Aparatura Medicala) Romania din data: 24 .10.1999;
- 2) Timpul studiilor fiind de 4 ani , cu obligatia de a reveni la serviciu;
- 3) Ministerul Invatamantului este cel care verifica activitatea d-lui doctorand
- 4) Lucrarea cu titlul : "APARAT PENTRU INVESTIGAȚII BIOMEDICALE PE CALEA ELECTRICA " este acceptata spre a fi publicata la Facultatea "POLITEHNICA" si la Biblioteca Centrala din Siria
- 5) Unul dintre exemplare ramane la d-l ABU CHAKER ABDULRAHMAN pentru dovada la facultatea Politehnica Timisoara ;

- 6) Aceasta hotarare s-a eliberat in data de 8.12.2004 .

Ministerul Invatamantului

Semnatura , Ștampila

الترجمان المحلف
المهندس هيثم خميس



جهاز للفحوص الطبية الحيوية بواسطة الكهرباء

* اوريبيل فيليب ، عبد الرحمن ابو شكر ، انتون بوليتشيك

التطور والنجاح الطبي، بسبب اكتشاف مبادئ جديدة وطرق وتقنيات حديثة لفحص وعلاج الجسم الحي، مشترطة باختراع اجهزة مناسبة قابلة للتصميم من وجهة نظر تقنية، بناءا على احدث الطرق والحلول التقنية.

إن قياس الممانعة المكافئة للجسم عن طريق دارة كهربائية تخترق جسم الانسان بواسطة اليكتروزين موضوعين على الجلد تستطيع تزويدنا بمعلومات مفيدة في البحوث الطبية الحيوية، والفحوص السريرية.

من أجل فهم وعرض وتصميم بعض الاجهزة الالكترونية الخاصة باكتشاف بعض الخصائص الكهربائية المكافئة والتي تخص الاوساط الحيوية سوف يتم لاحقاً عرض نتائج البحوث الخاصة بهذا المجال، وغاية المكتشفين من استخدام هذه الطريقة هي المشاركة في تنوع الوسائل الجديدة المستعملة للحصول على معلومات قيمة يمكن مقارنتها طبيياً مع معلومات اخرى في الفحوص السريرية.

1 - قياس الممانعة كهربائياً :

إن عبور التيار الكهربائي المستمر في اي دارة كهربائية، يمكننا من تحديد احد الخواص الكهربائية التي تسمى بالممانعة. تُحدد الممانعة العلاقة بين شدة التيار الجيبي المستمر والجهد المقاس بين الالكترودين. وتعرف الممانعة الكهربائية بمصطلحين :

احدهما حقيقي يمثل المقاومة وآخر خيالي فعال. وبفضل المصطلح الخيالي ينتج تاخيراً للتمثيل الجيبي للجهد

$$.u = U.\cos (\omega t \pm \varphi)$$

عن تمثيل التيار

$$, i = I.\cos \omega t.$$

في حال مرور الدارة الكهربائية خلال جسم الانسان يكون الفرق الزمني سلبياً. وحسب المخططات التمثيلية، يكون الجهد المقاس في الدارة ممثلاً ب (U) (والمعادلة رياضياً U)، بينما تمثيل التيار (I). وتكون العلاقة بين I و U ممثلة في المخطط بالزاوية. بينما تمثيل الممانعة يمكن التعبير عنه رياضياً من خلال المعادلة التالية :

معادلة 1-

$$\underline{Z} = \underline{U}/\underline{I} = \underline{R} + (j\omega C)^{-1}$$

إذن الجهد بين الالكترودين يكون :

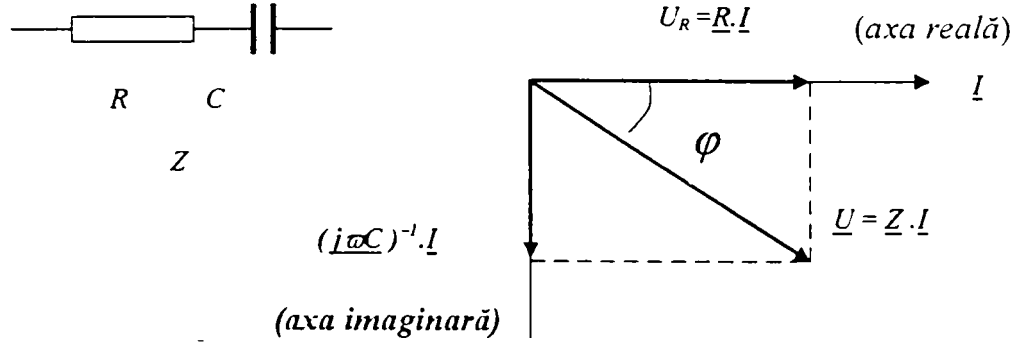
معادلة 2-

$$\underline{U} = \underline{Z}.\underline{I} = [\underline{R} + (j\omega C)^{-1}].\underline{I}$$

في المخطط البياني أدناه، المعادلة 2- ممثلة بالشكل 1

* Politehnica University of Timisoara , Romania
Faculty of Electronics & Telecommunications .

الشكل 1



في حال مرور التيار i ، ذو مطال إشارة I دو نبضية $\omega = 2\pi f$ ، يقاس الجهد عند اطراف الدارة بجهاز فولتميتر ذو رأس مدبب، حيث يتم حساب القيمة المطلقة ل $|U|$. إن القيمة الناتجة لاتمثل R و C ولا ϕ . و لذلك من المفضل ان يعطي الجهاز اضافة الى القيمة المطلقة للجهد قيمة المكثف والمقاومة المكافئة . إن الدراسات التقنية المتخصصة توفر عدة طرق لتصميم اجهزة من اجل قياس الممانعة بواسطة الدارة الكهربائية.

إن احدى الطرق المستخدمة لتحديد الممانعة تستعمل مصدر كهربائي ذو تيار مستمر ومطال إشارة ثابت ، وفولتميتر ذو رأس مدبب وجهاز يعطي القيمة الحقيقية للجهد U_R ، لكي نستطيع من خلاله حساب قيمة R . وبالتالي فان العلاقة بين تمثيل التيار والجهد تقودنا أخيراً الى حساب قيمة الممانعة كما في المعادلة التالية :

$$y(t) = i(t).u(t) = I \cos \omega t . U \cos(\omega t - \phi) = 1/2 \{ U.I [\cos(2\omega t - \phi) + \cos \phi] \}$$

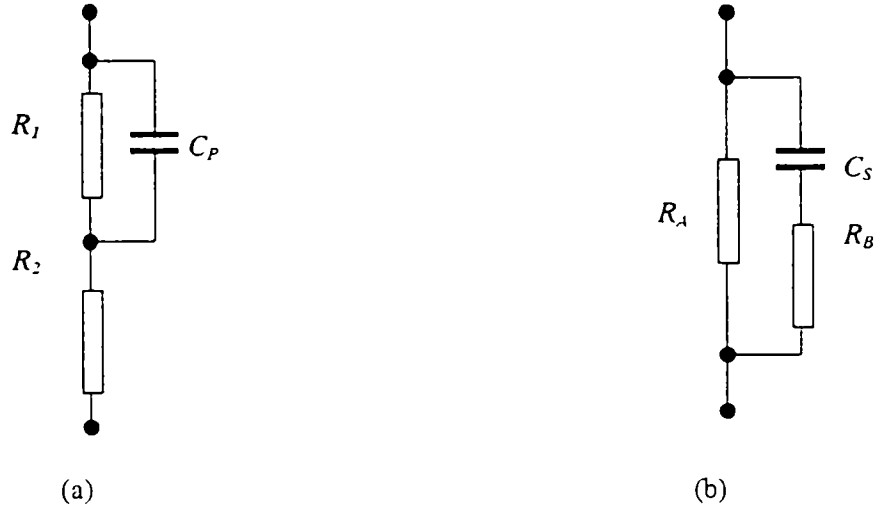
$$y(t) \rightarrow y'(t) = 1/2 . U.I \cos \phi = 1/2 (U_R . I) , \text{ unde } U \cos \phi = U_R$$

$$U_R . I = 2 y'(t) , \text{ de unde } R = 2 y'(t) . \Gamma^2$$

معادلة 3-

إن الإشارة الخارجة من المضخم $Y(t)$ تمرر من خلال فلتر من اجل التخلص من الترددات العالية (2ω) ، ومن خلال هذه العملية تتحول $y(t) \rightarrow y'(t)$ وبعد ذلك يتم تجزئة الإشارة الناتجة $y'(t)$ على القيمة الثابتة $1/2 . I^2$ ، وبالتالي نحصل على قيمة المقاومة R . ومن خلال اجراء عدة قياسات على جسم الانسان باستخدام تيار مستمر جيبي تم الحصول على الدارة الممثلة ب $Z(CR)$ من الشكل 2 حيث اتضح انه لايمكن اجراء دارات من التيار الكهربائي في الاوساط الحيوية ، وبالتالي اصبح من الضروري تبني دراسات اخرى للممانعة المكافئة.

إن الدراسات المتخصصة تؤمن طريقتين لتمثيل الدارات الكهربائية المتضمنة أجزاء من الجسم. ففي الشكل 2 يوضح المخطط المقترح من روسيندال 1940 [1] وبعد مرور ثلاثة عقود في مجال تحرير صور الاورام بالممانعة الكهربائية ، تم تبني فكرة كولي - كولي [2] والمعروضة بالتفصيل في (b) . ومن البديهي انه يمكن تحديد معادلات لتعديل المكونات الحقيقية والخيالية للمخططين (a) و (b) .

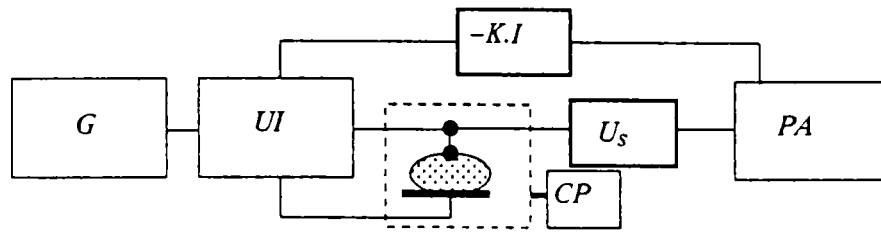


الشكل 2

مخطط الدارات الكهربائية لقيم الممانعات في الاوساط الحيوية
وفيما يلي نبين طريقة حقيقية لقياس الممانعة الكهربائية المكافئة في الجسم الحي .

2 - طريقة جديدة لتصميم جهاز طبي لقياس الممانعة الكهربائية :
جهاز قياس الممانعة، الذي يعطي قيم مكونات الدارة الكهربائية المكافئة ويتكون من عدة اجزاء وهي :

- مصدر جهد (G) ذات مطال اشارة متحكم به وبذبذبات معروفة .
- مثبت التيار- الجهد (U I) .
- دارة المريض (CP) ودارة لاستخراج وظيفة التيار والجهد المحمل (I.K-) .
- دارات كهربائية لتحويل الوظائف الى وحدة تحليل وعرض المعلومات (Us) .
- مصادر تزويد بالطاقة .



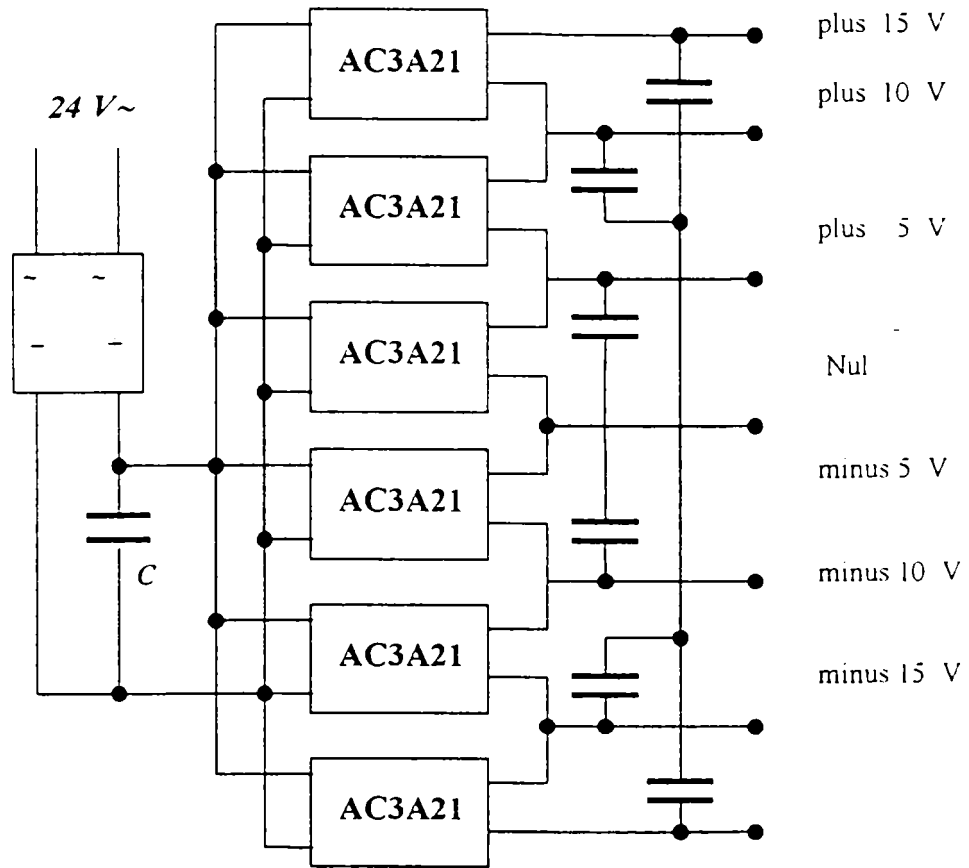
الشكل 3
مخطط لجهاز طبي لقياس الممانعة

أخذين بعين الاعتبار أن دائرة المريض المتعلقة بالموضوع المدروس تستقبل مجال كهرومغناطيسي مشوش واسع الطيف ، وبالتالي فإن دائرة استخراج الاشارات [U_s] تحتوي على الفلتر المناسب لموجات التيار المقاس .

1- 2 دارات التزويد بالتيار

وسائل الحماية للمريض المفحوص عن طريق الكهرباء تؤمن بطريقة عزل غالفا نيك المطبقة على شبكة الكهرباء المزودة ب 230 فولط . لهذا السبب تم اختيار طريقة عزل مضاعفة . حيث أن جميع الدارات الكهربائية في الجهاز تغذى بجهد منخفض ، إن اول عزل تم باستخدام محول من 230/24 فولط ذو 20VA موديل ALCE20 - IP20 مصنع في (Jest - An - Italy) . بعد التحويل تم الحصول على الجهد المطلوب لتغذية الدارات من الجهاز $5 \pm 10 \pm 15$ فولط والمزود ببطارية من 6 محولات CC/CC مثبتة طبقا للمخطط في الشكل 5.4 .

إن المحولات CC/CC (مصنعة في انكلترا ACCON) تظهر صفات كهربائية مميزة في العزل والقوة والثبات وتكون مغذاة بفولتية متواصلة بين 18-36 فولط ، وتصدر فولتية متواصلة قيمتها 5 فولط لتيار 300 ملي امبير وجهد اختراق $U_{DIS} > 2500V$.

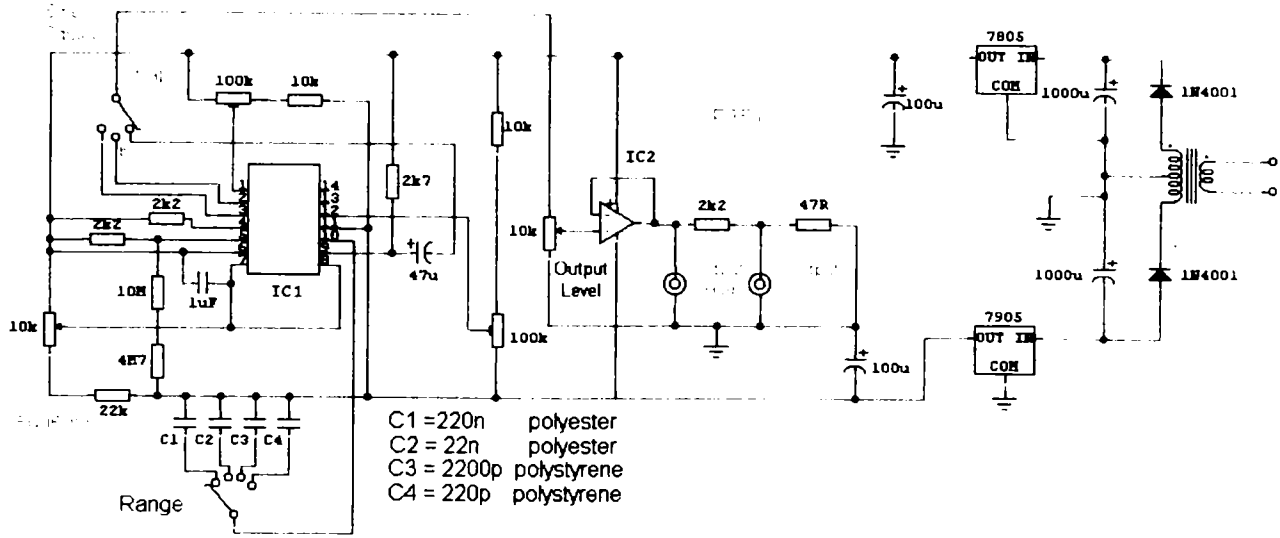


الشكل 4
مجمع مصادر التغذية

مخطط مبادئ / $C=56\text{microF/V40}$ ، بمكثفات 10 Fmicro ينبه ان المصادر AC3A21 تصدر فولتية حتى قيمة محددة وتيار معاكس، حيث لا يكون لها تأثير في حالة وصلها عكسيا وعلى التوالي .

2-2 التصميم الداخلي لمولد الجهد الجيبي
من أجل الحصول على وظائف التيار الجيبي المذكور ذو مطال اشارة ثابت في أول مرحلة، يتطلب ذلك ايجاد مولد جيبي دقيق للجهد ذو مطال اشارة قابل للتعبير من $0 - 1.2$ فولط وتردد معروف . وقد صمم المولد ارمونيك 8038CL للجهد بحيث يحتوي ضمنا على دائرة.

والمخطط الاساسي موضح بالشكل 5 :

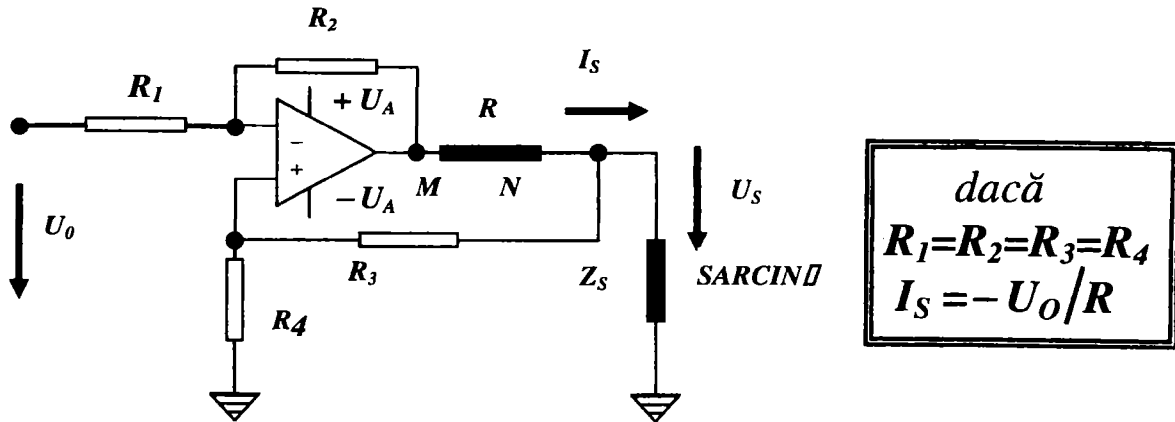


الشكل 5

مخطط الدارة الكهربائية للمولد ارمونيك الدقيق

2-3 شكل محول جهد التيار

من اجل الحصول على المحول جهد - تيار تم تبني طريقة أساسية باستخدام مضخم عملي كما مبين بالشكل 6 :



الشكل 6

مخطط اساسي لمحول جهد - تيار [3]

يمكن ايضاح فرق الجهد بين النقطتين M و N المساوي للجهد الداخل مع اشارة معاكسة. حيث ينتج مجموعة من العلاقات في الشكل 7 ، $I_S = -U_0 / R$. نستنتج من ذلك ان وظيفة الزمن ومطال اشارة الشدة الداخلة تتحول الى خواص التيار الخارج . وبنفس الوقت فالقدرة في النقطة N مقابل الخط sU تكون عبارة عن انخفاض شدة المقاومة المحملة U_0 . عند تطبيق شدة (ثابتة او متحولة) على مدخل المحول، يصدر تيار ذو شدة متناسبة دائما مع قيمة الشدة المتواصلة عند المدخل في هذه الحالة يمكن تمثيل العلاقة :

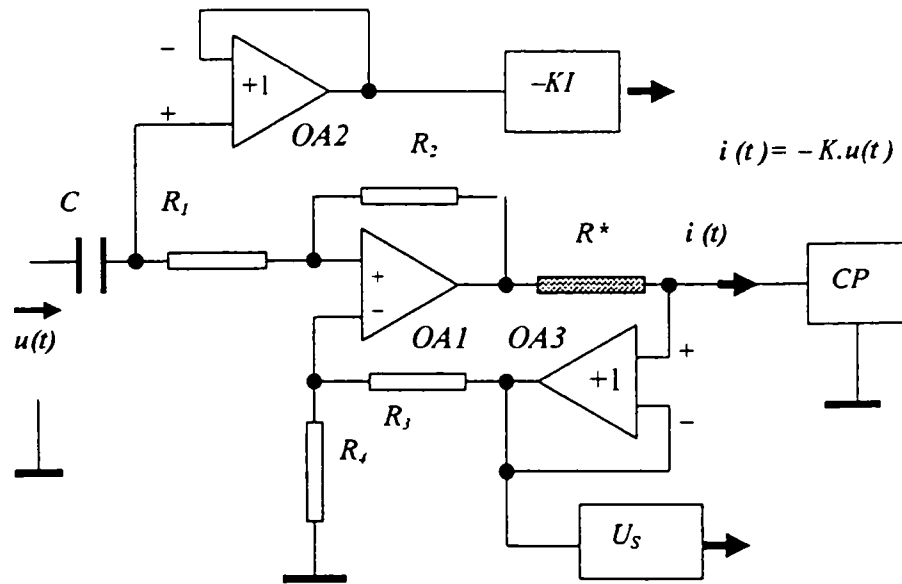
$$i(t) = -K \cdot u(t) ,$$

حيث أن $K = R^{-1}$.

ان تيار الخروج لا يعتمد على قيمة أو على الخاصية الحقيقية أو المعقدة للتيار المحمل. مادام مطال الاشارة

$$|U_S| = |Z_S \cdot I_S| < |U_A| . \quad \text{معادلة-4}$$

ان هذه الخاصية تكون واضحة خاصة وأن التيار يأتي من مصدر التغذية U_A عن طريق دائرة المفخم الى sZ . بناءا على ذلك ، ان أي شدة تغذية مطبقة فإن الممانعة Z_S سوف لن تتجاوز قيمة عظمى محددة مساوية لـ $Z_{SMAX} = U_A / I_S$. كلما كانت القيمة العظمى لشدة التيار صغيرة فإن Z_{SMAX} تكون أكبر . والمخطط المعتمد من أجل الحصول على التيار المقاس موضح بالشكل 7 .



الشكل 7

مخطط أساسي لمحول شدة التيار

إن التطبيق يحدد بثلاثة مضخمات عملية :
 مضخم AO1 ووظيفته التحويل ، والمضخمين OA2 و OA3 لهما وظيفة الإعادة بدون تغيير الإشارة، من أجل وصل بعض التحميلات ذات المقاومات المحدودة على النقاط الحساسة للدائرة. R^* تقوم بالتحويل من أجل إختيار شدة التيار. عندها يتم الحصول على $sI = 5 \text{ micro A}$ لشدة دخول 1V ، حسب العلاقة :

$$I_s = -U_o / R^* , R^*(5\mu A) = 0,2 \cdot 10^6 \Omega = 200 \text{ K}\Omega , \text{ pentru } I_s = 50 \mu A , R^*(50\mu A) = 2 \cdot 10^4 \Omega = 20 \text{ K}\Omega \text{ iar pentru } I_s = 75 \mu A , R^*(75\mu A) = 1,5 \cdot 10^4 \Omega = 15 \text{ K}\Omega$$

العلاقات المبينة في الشكل تطابق العلاقات في الأشكال 6،4.
 إن المجموعات [Us] و [-KI] هي دارات تحويل الى وحدات توضيح وعرض . بما أن دائرة القياس الموصولة بجسم المريض معروضة للمجال الكهرومغناطيسي المشوش من المحيط الخارجي في المجموعة [Us] فتم لذلك وضع فلتر تصفية فعال للقياس من نوع 3VF ، مصنع من شركة VEB Metro . في كل عملية قياس فإن الفلتر يقوم بعملية مطابقة إشارات التردد وتصحيحها، حيث أن طول الإشارة الناتجة تكون في الذروة والتحميل المطبق يكون صفر.

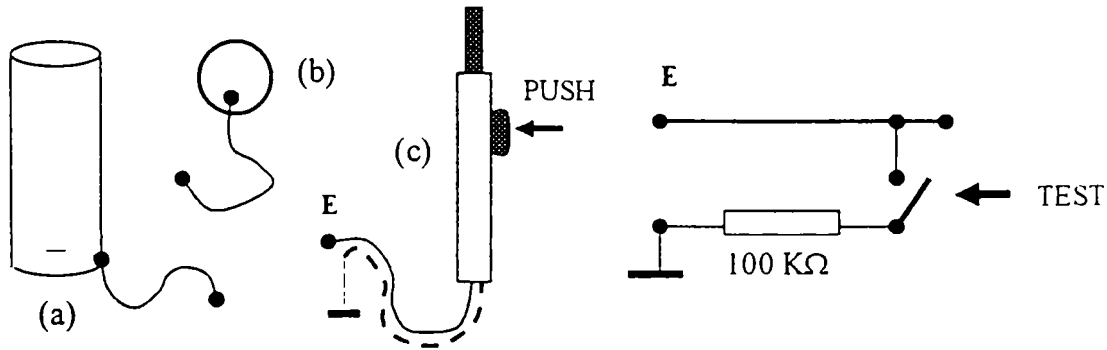
4-2 دائرة المريض

إن الدارة المطبقة على المريض تكون موصولة خارجيا عن طريق الالكترونات، والتي يتم توزيعها على الجسم بحيث تغطي مساحات حجمية محددة في جسم المريض. ويمكن تمثيل دائرة المريض بطريقتين :

– وصلة ثنائية القطب بواسطة الكترودين متشابهين صغيري الحجم موضوعين على الجلد، واللذان يحددان دخول التيار وقياس الممانعة الناتجة بينهما.

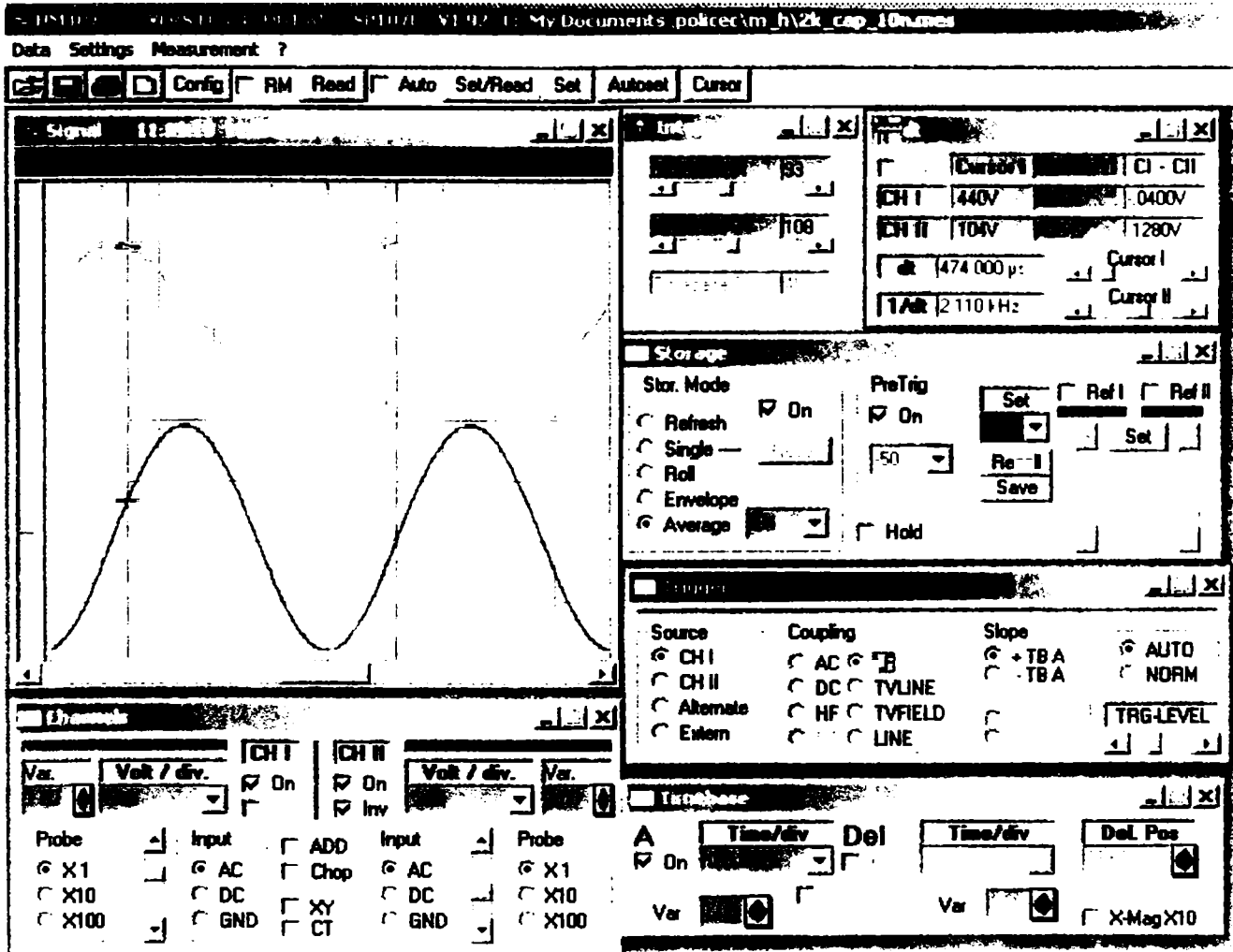
– وصلة أحادية القطب بواسطة اليكترود ذو حجم صغير موضوع على مكان محدد من الجلد لقياس الطاقة الناتجة وآخر يمثل نقطة التماس الأرضية، المساحة الكبيرة للالكترود الأرضي سوف تقلل من قيم ممانعة الدخول عبر الجلد بحيث تصل الى قيم ليست ذات أهمية مقارنة مع النتائج في نقطة القياس على الجلد. من أجل الحصول على نتائج جيدة يجب استخدام كريم جيد الناقلية مماثل لذلك الذي يستخدم في أجهزة القلب مثلا في التجارب المطبقة في هذا المجال، تم استخدام وصلة أحادية القطب. وتم تصنيع الالكترود كما في الشكل 8.

إن الالكترود الأرضي a عبارة عن اسطوانة من النحاس بقطر 26cm وطول 16mm والذي يمسك باليد من قبل المريض أما الالكترود الفعال فقد صنع بطريقتين مبينتين بالشكل 8 (a) و (b) .



الشكل 8

إن الالكترود (b) ذو شكل دائري مصنوع من النحاس مساحته 1 cm ، يوضع في تماس مع الجلد بواسطة شريط لاصق . ومن أجل فحص نقاط معينة صنع الكترود اسطواني ذو قطر 2 mm رأسه مكثور، ذو قبضة عازلة كما في الشكل (c) . على القبضة يوجد كبسة اذا ماتم ضغطها، سوف تتولد مقاومة قيمتها 100 ohm k قبل تماس القبضة مع الجلد . عند التماس مع النقطة المراد قياسها في الجسم تترك الكبسة المذكورة . حيث أن مساحة الالكترود الفعال كلما كانت صغيرة كلما كانت نتائج الممانعة عالية، لذلك فان شدة تيار القياس تؤخذ من 5 A micro



الشكل 9
مخطط ايضاح عمل جهاز

HAMEG SP407 .

إن جهاز قياس الممانعة المستخدم في التجربة يبين قيمة الممانعة المكافئة sZ . بناءا عليه يفضل أن تكون الاسلاك الموصلة الى الالكترودات ذات قدرات متبقية قليلة . لان تلك القدرات المتبقية المشوشة والموصولة بالالكترودات تشترك مع الممانعة الفعالة المقاسة . لذلك فان اسلاك الربط المستخدمة ستكون قصيرة، مع قدرة نوعية صغيرة مقارنة مع الطول .

لقد تم اختيار طريقة الوصل باسلاك موصولة مع جهاز العرض عن طريق الفلتر الموصول ضمنا عن طريق Us يطرد الاضرابات الكهرومغناطيسية الصادرة عن الاشارة. إن احد تاثيرات القدرة المتبقية من دارات القياس يمكن كشفها عن طريق فحص الجهاز بتحميل مصطنع لطاقة نقيه المقاومة. القياسات التجريبية القادمة ستظهر وجود القدرة C من الممانعة المكافئة المقاسة.

5-2 وحدة تحضير وعرض النتائج

من أجل انتاج اللوغارتمات لاستخراج النتائج التجريبية ، أول هذه التجارب تم اجرانها بواسطة وحدة رقمية للمعالجة والعرض Hameg-SP 407 من أجل توضيح امكانيات العمل، تم عرض لوحة التحكم والعرض في الشكل 9. في خانة عرض الاشارات مع الفارق الزمني، المنحنى الأعلى يمثل اشارة التيار المذكور. بما أنه في دارة التحميل تم ارسال قدرة ، فان الممانعة تقتصر على تفاعل القدرة ونتيجة لذلك فان اشارة التيار Us تظهر مع تاخير $\pi/2$ كما في المنحنى السفلي من الرسم .

6-2 هدف القياسات التجريبية

من اجل فحص دارة المريض و ايجاد وحدة قياس خاصة ، قمنا بعملية القياس عن طريق توصيلة أحادية القطب بوضع الأكترود الفعال على السبابة ، وتمرير تيار ثابت $10\mu A$ ، وتردد 100 zH مطابقة مع اشارة القدرة المتفاعلة ونبض تردد منخفض فان قيمة الممانعة تكون دائما مقاومة، $Z_H \cong R_1 + R_2$. عند تردد عالي جدا ، القدرة المتفاعلة في الدارة تتناها الى الصفر وكذلك المقاومة R_1 تقصر الدارة عندها ، من اجل ، الممانعة تنخفض الى Z عند تردد معين ، الممانعة تكون معقدة القياس كما بالعلاقة $Z = X - jY$. مع اشارة حقيقية X محصورة بين R_2 و $(R_2 + R_1)$. الاشارة الخيالية Yj ، تاخذ قيم مطابقة للنبض : $\omega = 2\pi f$ عن طريق التحليل بواسطة شبكة روسيندال تأخذ الممانعة الشكل :

$$\underline{Z} = R_2 + [R_1 (1 - jR_1\omega C)]. [1 + \omega^2 C^2 R_1^2]^{-1} \quad \text{معادلة - 5}$$

عند تفريق الاشارات فان الاشارة الحقيقية تكون :

$$\text{Re}(Z) = X = R_2 + R_1. [1 + \omega^2 C^2 R_1^2]^{-1} \quad \text{معادلة - 6}$$

والاشارة الخيالية تكون :

$$\text{Im}(Z) = j.Y = j [R_1^2 \omega C]. [1 + \omega^2 C^2 R_1^2]^{-1} \quad \text{معادلة - 7}$$

عندما نجعل $\omega=0$ ، فان الممانعة تنخفض الى $Z(0) = R_1 + R_2$. يمكننا التأكد انه اذا كان $Z(\infty) = R_2$ و $\omega = \infty$ وعندها تمكنا العلاقات الثابتة من اظهار $Z(\omega)$ في المجال $\{0 \leq \omega \leq \infty\}$. من المعادلة -6

$$X - R_2 = R_1. [1 + \omega^2 C^2 R_1^2]^{-1}.$$

$$1 + \omega^2 C^2 R_1^2 = R_1. [X - R_2]^{-1} \quad \text{ينتج المعادلة-8}$$

$$Y = [R_1^2 \omega C]. [1 + \omega^2 C^2 R_1^2]^{-1} = \omega R_1 C [X - R_2] \quad \text{وحسب المعادلة -8}$$

$$\omega = [R_1 C (X - R_2)]^{-1}. Y \quad \text{نتج المعادلة - 9}$$

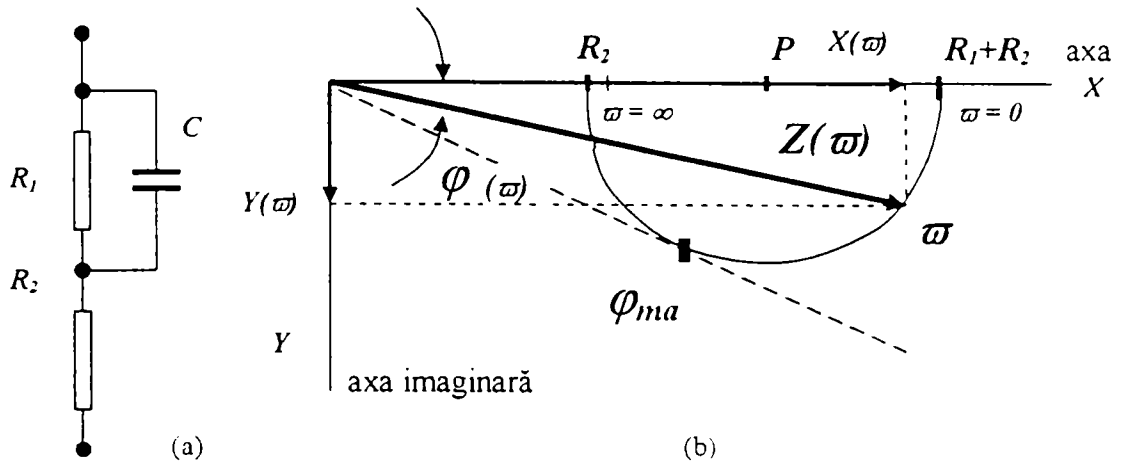
وعند تبديل مصطلح النبض في المعادلة -8، ينتج :

$$\{Y^2 . (X - R_2)^{-2}\} + 1 = R_1 . (X - R_2)^{-1} \quad \text{المعادلة - 10}$$

وبعد اجراء المقارنات ينتج :

$$[X - (R_2 + R_1/2)]^2 + Y^2 = R_1^4 \quad \text{المعادلة - 11}$$

المعادلة 11- هي معادلة دائرة شعاعها $R_1 / 2$ ، مركزها يكون على المحور الحقيقي النقطة p ، حيث X هي $(R_2 + R_1 / 2)$. بما ان التفاعل ذو قدرة $\omega > 0$ ، فان العرض له اتجاه فيزيائي على القوس شبه الدائري في الجزء 4. المبين في الشكل 10 :



الشكل 10

تمثيل الممانعة Z (a) والرسم البياني $Z(\omega)$ (b)

كل نقطة من شبه الدائرة تتطابق إحدى النبضات ω . فرق الممانعة $Z(\omega)$ له نقطة في أصل المحورين YX والذروة في النقطة المطابقة ل ω . إن زاوية التمثيل مقارنة مع المحور الحقيقي ϕ ، تزداد في البداية مع زيادة النبضات ، حتى نقطة الذروة ϕ_{max} ، بعد ذلك تتناقص تدريجياً حتى الصفر ، عند أعلى قيم للنبضة ω . إن هدف الفحوص التجريبية هو تحديد القياسات الكهربائية المكافئة R_1 ، R_2 ، C مجموعة الممانعة Z (قيمة الذروة للشدة sU) عند ترددات معينة (بترتيب متصاعد $\omega_1 , \omega_2 , \omega_3 \dots \omega_6$) وجهد التيار (عند قيم الذروة ، sI_1 , sI_2 , sI_3) محددة مسبقاً .

بعد وضع الالكترودات واختيار القياسات sI و sU يتم تطبيق الفحص. والشكل 9 يوضح ما يظهر على شاشة الجهاز. نستخرج من مجموعة التوضيح والاظهار AP (من الشكل 3) أول النتائج للقياس المجري وذلك ، كل من الاشارتين الدوريتين للزمن مع مطال الاشارة sI و sU الملاحظة في الشاشة . في حزمة جانبية من الشاشة تعرض مطالات الاشارة المذكورة ، وكذلك الفترة الزمنية T ، من خلال مطابقة الاشارة عند قيم الذروة فان التاخير يكون t . والعلاقة بين القيمتين المقاستين عند النبض ω يعرف الفرق الزمني $\phi = 2\pi \cdot \tau / T$ كذلك مطالات الاشارة sU / sI ، تؤدي الى القيمة المطلقة للممانعة المحملة $|Z(\omega)| = U_s / I_s$. في الشكل 10 يتضح رسم بياني للعلاقة بينما ممانعة الدارة عند النبضة $Z(\omega)$ ، ومكوناتها على المحورين $Y(\omega)$ و $X(\omega)$ مع القيم $\phi(\omega)$ و $|Z(\omega)|$ معروفة ، مكونات $Y(\omega)$ و $X(\omega)$ يمكن حسابها بقواعد الاشارات ثلاثية الابعاد:

$$\cos \varphi(\omega) = X(\omega) / |Z(\omega)| \text{ și } \sin \varphi(\omega) = Y(\omega) / |Z(\omega)|$$

المعادلة -12

وبالتالي :-

$$X(\omega) = |Z(\omega)| \cdot \cos \varphi(\omega) \text{ iar } Y(\omega) = |Z(\omega)| \cdot \sin \varphi(\omega)$$

عملية قياس القيم / Z / و φ تكرر العملية ست مرات عند ترددات محددة ($\omega_1 \dots \omega_6$) ، بعد إجراء الحسابات يتم ملء الجدول بالنتائج المحصول عليها. (الجدول 1)

Pulsatia	Z(ω)	φ(ω)	cos φ(ω)	sin φ(ω)	X(ω)	Y(ω)
ω ₁	→	→	→	→	X(ω ₁)	Y(ω ₁)
ω ₂	→	→	→	→	X(ω ₂)	Y(ω ₂)
ω ₃						
ω ₄						
ω ₅						
ω ₆						

الجدول رقم 1

7-2 قياسات الممانعة المكافئة حسابات

المكونات X و Y الناتجة عن تصميم مجموعة الممانعة المحورين في مخطط الفروق، والمشكلة في العلاقات 6 و 7، تحتوي على القياسات المحددة، R₁ ، R₂ و C. من الواضح ان النظام متكون من معادلتين وثلاث مجاهيل لا يمكن حله. لهذا السبب ، فان الباحثين وجدو طريقة للحساب بقيمتين زوجيتين مستخلصة من الجدول، وعلى سبيل المثال من أجل التردد ω_1 و ω_2 ، نستخدم مايلي :

$$X(\omega_1) = X_1 , X(\omega_2) = X_2 , Y(\omega_1) = Y_1 \text{ și } Y(\omega_2) = Y_2$$

لحل النظام من أجل تحديد القياسات الثلاثة للدارة الكهربائية المكافئة الممثلة بالشكل 10، تم التوصل الى طريقة الحساب التالية :

$$C = [Y_2 \cdot \omega_1 - Y_1 \cdot \omega_2] \cdot [Y_1 \cdot Y_2 (\omega_1^2 - \omega_2^2)]^{-1} \quad \text{معادلة - 13}$$

$$R_1 = [Y_1 \cdot Y_2 (\omega_2^2 - \omega_1^2)] \cdot [\omega_1 \cdot \omega_2 \cdot (X_1 - X_2)]^{-1} \quad \text{معادلة - 14}$$

$$R_2 = [(\omega_2 Y_1 \cdot X_2 - \omega_1 Y_2 \cdot X_1) \cdot (\omega_2 \cdot Y_1 - \omega_1 \cdot Y_2)]^{-1} \quad \text{معادلة - 15}$$

3 - الخلاصة

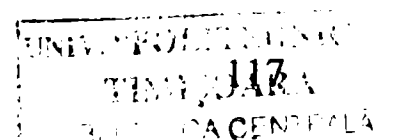
البحث الموجود امامنا هو حل حقيقي من أجل إيجاد جهاز الكتروني متميز بتحديد خصائص التوصيل بالجسم الحي، عند عبور تيار كهربائي بين نقطتي تماس لالكتروزين موضوعين على الجلد. حسب طريقة روسيندال المعتمدة من أجل قياس ممانعة دارة لتيار كهربائي مطبق على الجسم يؤخذ في عين الاعتبار ثلاثة مكونات كهربائية مكافئة ، مقاومتان وقدرة (مكثف) .

إن الجهاز الإلكتروني للقياس والمنتج من الباحثين يساعد من أجل تحديد تلك القيم النوعية . كلا من الجهاز وطريقة الحصول على المعلومات قد تم اختيارها في شروط مختبرية. وإن هذا الجهاز مخصص للبحوث الطبية الحيوية من أجل تثبيت بعض العلاقات ذات الاهمية بين مختلف الاعراض السريرية والمثبتة من فحص بعض المرضى والمعلومات المحصول عليها من قياس الممانعة المكافئة.

4 Bibliografie

- [1] L. A. Geddes "Principles of Applied Biomedical Instrumentation"
Wiley-Interscience Publ. New York 1978
- [2] John G. Webster (editor) "Medical Instrumentation,
Application and Design"
JOHN WILEY & SONS INC. New York 1995 (Second Edition)
- [3] A. Policec , T. D. Gligor, Gh. Ciocloada "Electronică Medicală"
Editura Dacia Cluj-Napoca 1983
- [4] Joseph D. Bronzino "The Biomedical Engineering Handbook"
CRC Press - IEEE Press USA 1995
- [5] Simona Gusti, Ioan Pintilie "Reografia în Practica Medicală"
Editura Medicală București, 1986
- [6] Jaakko Malmivuo, Robert Plonsey "Bioelectromagnetism"
OXFORD UNIVERSITY PRESS 1995
- [7] Robert Patterson "Bioelectric Impedance Measurements"
CRC Press - IEEE Press USA 1995 ([27], pag.1228)
- [8] E. Zheng, and coll. "Impedance of Skeletal Muscle from 1 Hz to 1MHz"
IEEE Transactions on biomedical engineering BME-31 June. 1984
- [9] I. Fl. Dumitrescu "Omul și Mediul Electric"
Editura Stiințifică și Enciclopedică București 1976
- [10] J. Strong "Biophysical Measurements"
Tectronix Inc. Third Print 1973
- [11] J. F. Gazin "Les Amplificateurs Operationnels"
Sescosem - Thomson CSF 1974

ANEXE



valin2

itermed

17.12.2004

f	Au	Al	dt	z	fi	cfi	sfi	x	y
0,01976	2200	50,4	7,75	4,65079	55,1304	0,571734	0,8204391	24,95664	35,81282
0,05076	1128	50,4	3,175	22,38095	58,01868	0,5296681	0,848205	11,85448	18,98363
0,10183	704	50,4	1,58	13,96825	57,9209	0,5311148	0,8472999	7,418746	11,8353
0,2012	452	50,4	0,847	8,968254	61,3499	0,4794871	0,8775489	4,300162	7,870082
0,2026	420	50,4	0,765	8,333333	55,79604	0,5621643	0,8270256	4,684702	6,89188
0,2469	396	50,4	0,68	7,857142	60,44112	0,4933447	0,8698339	3,87628	6,834409
0,5044	242	50,4	0,345	4,801587	62,64648	0,459508	0,8881736	2,206368	4,264643
1,006	148	50,4	0,178	2,936508	64,46449	0,4311004	0,9023039	1,26593	2,649623
1,99	86,4	50,4	0,086	1,714286	61,6104	0,4754924	0,8797198	0,8151299	1,508091
4,94	45,2	50,4	0,0315	0,8968254	56,0196	0,5589332	0,8292127	0,5012655	0,743659
10,05	29	50,4	0,0121	0,5753968	43,7778	0,7220439	0,6918472	0,4154618	0,3980867
15,13	24,2	50,4	0,00775	0,4801587	42,2127	0,7406703	0,6718687	0,3556393	0,3226036

ANEXA 3.1 Date primare detrmnate experimental la un curent între vârfuri $I_{VV} = 50 \mu A$

k	m	C	R1	R2
1	2	0,1545005	8,447879	113,0942
1	3	0,1284291	6,216998	119,856
1	4	0,09930228	3,844512	137,592
1	5	0,1129218	4,296936	123,6467
1	6	0,09347971	3,549323	144,1468
1	7	0,0737584	2,099739	171,1022
1	8	0,05964677	1,231452	203,8393
1	9	0,05301679	0,8050311	225,2812
1	10	0,04332146	0,499234	272,252
1	11	0,03978152	0,4149254	295,4597
1	12	0,03260772	0,3553499	359,5888
2	3	0,1211152	5,418654	76,36391
2	4	0,09611879	3,417759	73,40217
2	5	0,1105591	3,967301	68,26135
2	6	0,09119482	3,23857	75,75645
2	7	0,07305752	1,983205	82,53777
2	8	0,05944135	1,190831	93,90665
2	9	0,05296074	0,7927147	101,6044
2	10	0,04331149	0,4966937	121,0024
2	11	0,03977904	0,4142501	130,7982
2	12	0,03260655	0,3549837	158,7476
3	4	0,08964992	2,7182	43,89734
3	5	0,1078776	3,553384	44,36241
3	6	0,08658598	2,768839	45,94568
3	7	0,07152298	1,797446	46,0102
3	8	0,05896154	1,123267	49,83551
3	9	0,05282627	0,7717894	52,68218
3	10	0,04328664	0,4922942	61,6981
3	11	0,03977276	0,4130742	66,38974
3	12	0,03260354	0,3543433	80,31493
4	5	1,078778	7,250335	-1,956162
4	6	0,0820806	2,850168	52,30912
4	7	0,06897159	1,628994	33,79191
4	8	0,05801039	1,046873	32,98798
4	9	0,05254337	0,7462763	33,33979
4	10	0,04322934	0,4865888	37,76362
4	11	0,03975789	0,411524	40,26831
4	12	0,03259604	0,353488	48,39363
5	6	0,05378447	0,3445884	23,19387
5	7	0,06629614	1,386644	24,76194
5	8	0,05741609	0,9790124	25,44653
5	9	0,05239534	0,7269593	26,10904
5	10	0,04320531	0,4826699	29,82186
5	11	0,03975207	0,4104848	31,86507
5	12	0,03259345	0,3529241	38,34728
6	7	0,06758396	1,472002	27,11344
6	8	0,05749212	0,9914389	26,56333
6	9	0,05238825	0,7289641	26,72013
6	10	0,04319665	0,4828100	30,05515
6	11	0,0397493	0,4105024	31,98031

ANEXA 3.1.2

Tabel
cu rezultatelefinale pentru
 $I_{VV} = 50\mu A$

k	m	C	R1	R2
6	12	0,03259161	0,3529253	38,36636
7	8	0,05491514	0,8404157	17,93961
7	9	0,05159493	0,6781515	17,06666
7	10	0,04300129	0,470356	18,02629
7	11	0,03969585	0,407032	18,8401
7	12	0,032562	0,3509602	22,27358
8	9	0,05074168	0,6330219	13,0531
8	10	0,04261541	0,454911	12,1289
8	11	0,03958054	0,4024761	12,26587
8	12	0,03248769	0,3482099	14,06015
9	10	0,04144356	0,4234639	7,430783
9	11	0,03924147	0,3934198	7,288668
9	12	0,03224848	0,342337	7,910926
10	11	0,03865375	0,3848226	5,323229
10	12	0,03132932	0,3316093	4,507745
11	12	0,02694323	0,2858937	1,805913

valin

itermed

17.12.2004

f	Au	Al	dt	z	ff	dff	sff	x	y
0,0206	4040	102	7,05	39,60784	52,2828	0,6117858	0,7910235	24,23151	31,33073
0,05	2240	102	2,94	21,96078	52,92	0,6029512	0,797778	13,24128	17,51983
0,099	1440	102	1,55	14,11765	55,242	0,5701348	0,8215511	8,048963	11,59837
0,1988	912	102	0,79	8,941176	56,53872	0,5513976	0,8342426	4,930143	7,45911
0,22	864	102	0,695	8,470589	55,044	0,5729704	0,819576	4,853397	6,942291
0,25	800	102	0,635	7,843137	57,15	0,5424663	0,8400776	4,254638	6,588844
0,508	484	102	0,322	4,745098	58,88736	0,5167482	0,8561375	2,452021	4,062456
0,994	300	102	0,168	2,941176	60,11712	0,4982556	0,8670302	1,465457	2,550089
2	176	102	0,086	1,72549	61,92	0,470732	0,8822762	0,8122435	1,522359
4,96	90,4	102	0,0307	0,8862745	54,81792	0,5761998	0,8173089	0,5106712	0,72436
10	60	102	0,0126	0,5882353	45,36	0,7026666	0,7115192	0,4133333	0,4185407
15,06	49,6	102	0,0069	0,4862745	37,40904	0,7943305	0,6074859	0,3862626	0,2954049

ANEXA 3.2.1 Date primare determinate experimental la un curent între vârfuri $I_{vv} = 100 \mu A$

k	m	C	R1	R2
1	2	0,16842	9,951322	100,6488
1	3	0,1337247	6,69839	103,2441
1	4	0,1058205	4,441936	115,5926
1	5	0,10295	4,442821	118,8208
1	6	0,09559843	3,90236	124,5564
1	7	0,07684325	2,336899	143,8776
1	8	0,06271113	1,426991	169,2663
1	9	0,0522534	0,8005168	197,711
1	10	0,0442958	0,5083932	230,3572
1	11	0,03802639	0,4126779	267,2579
1	12	0,03577549	0,3859551	283,7548
2	3	0,123861	5,440902	57,72215
2	4	0,1023108	3,933456	58,563
2	5	0,09998942	4,023242	60,50625
2	6	0,09307925	3,523723	61,65706
2	7	0,07609948	2,200031	66,37321
2	8	0,0624885	1,378603	75,23328
2	9	0,05219308	0,7851847	85,78235
2	10	0,04428533	0,505363	98,87869
2	11	0,03802369	0,4118008	114,3219
2	12	0,03577427	0,385543	121,2621
3	4	0,09701681	3,460679	41,88875
3	5	0,09547409	3,675365	44,65501
3	6	0,08881471	3,153305	42,88434
3	7	0,0746949	2,041987	41,55736
3	8	0,06203044	1,318063	44,65979
3	9	0,05206195	0,7649177	49,17017
3	10	0,04426171	0,5012625	55,81512
3	11	0,03801742	0,4106045	64,21139
3	12	0,03577143	0,3849795	68,01486
4	5	0,09031	4,447382	136,9731
4	6	0,07820611	2,660125	33,63826
4	7	0,07165925	1,780782	26,46116
4	8	0,06093419	1,211172	26,35237
4	9	0,05172459	0,7269741	27,46816
4	10	0,04419787	0,4934022	30,45356
4	11	0,03799987	0,4082893	34,75401
4	12	0,03576341	0,3838859	36,72913
5	6	0,07058446	1,220209	19,58466
5	7	0,07086946	1,636885	22,03275
5	8	0,06065662	1,165644	22,45293
5	9	0,0516379	0,7123547	23,4874
5	10	0,04418119	0,4904796	26,05545
5	11	0,03799523	0,4074364	29,73161
5	12	0,03576127	0,3834841	31,41963
6	7	0,07089001	1,666798	22,86545
6	8	0,06050538	1,164675	22,43649
6	9	0,05157005	0,7098656	22,94649
6	10	0,04416602	0,4898096	25,22718
6	11	0,03799063	0,4072234	28,69834

ANEXA 3.2.2

Tabel
cu rezultate
finale pentru
 $I_{VV} = 100\mu A$

k	m	C	R1	R2
6	12	0,0357591	0,3833814	30,30147
7	8	0,05772328	0,9994682	15,18012
7	9	0,05056034	0,6397445	13,89068
7	10	0,04395133	0,4745588	14,64461
7	11	0,03792612	0,4026072	16,37532
7	12	0,03572877	0,3811832	17,20259
8	9	0,04882435	0,5366727	9,004308
8	10	0,0435256	0,4530391	9,266103
8	11	0,03778017	0,3958839	10,10479
8	12	0,03565768	0,3779477	10,52969
9	10	0,04275092	0,4390748	7,593978
9	11	0,03743366	0,3901227	7,666921
9	12	0,03547969	0,374995	7,809297
10	11	0,03598079	0,3742304	4,734684
10	12	0,03473885	0,3669603	4,65587
11	12	0,03400037	0,3623857	3,845587

valin3

itermed

17.12.2004

f	Au	Al	dt	z	f _i	cfi	sfi	x	y
0,05044	3280	154	2,85	21,2987	51,75144	0,6190951	0,785316	13,18592	16,72621
0,0994	2140	154	1,5	13,8961	53,676	0,592373	0,8056638	8,231677	11,1955
0,2012	1360	154	0,775	8,831169	56,1348	0,5572649	0,8303348	4,9213	7,332827
0,219	1300	154	0,74	8,441559	58,3416	0,5248793	0,8511766	4,4308	7,185257
0,2503	1180	154	0,66	7,662338	59,47128	0,5079966	0,8613591	3,892441	6,600024
0,5155	728	154	0,33	4,727273	61,2414	0,481148	0,8766394	2,274518	4,144114
1,006	444	154	0,167	2,883117	60,48072	0,4927435	0,8701746	1,420637	2,508815
1,98	268	154	0,0835	1,74026	59,5188	0,507282	0,8617801	0,8828025	1,499721
5,04	138	154	0,03025	0,8961039	54,8856	0,5752339	0,8179889	0,5154694	0,7330031
10,12	91,2	154	0,013	0,5922078	47,3616	0,6773871	0,7356268	0,4011539	0,4356439
15,28	76	154	0,00705	0,4935065	38,78064	0,7795622	0,6263249	0,384719	0,3090954

ANEXA 3.3.1 Date primare detriminate experimentale la un curent între vârfuri $I_{VV} = 150 \mu A$

k	m	C	R1	R2
1	2	0,1271962	5,683411	55,3063
1	3	0,1024612	3,900812	55,47646
1	4	0,09624351	3,469443	56,43845
1	5	0,0924372	3,089609	56,55172
1	6	0,07339938	2,003424	64,30195
1	7	0,06274526	1,331486	70,95672
1	8	0,05351136	0,8546361	79,98362
1	9	0,04306749	0,5099099	96,677
1	10	0,03609734	0,399494	114,3486
1	11	0,03369731	0,383938	122,344
2	3	0,09653138	3,337704	37,94577
2	4	0,09028052	2,868524	37,02365
2	5	0,08760493	2,566048	36,11743
2	6	0,07185689	1,816649	38,88897
2	7	0,06227346	1,266415	41,32882
2	8	0,05337312	0,8330476	45,39621
2	9	0,04304318	0,5054929	53,90438
2	10	0,03609081	0,39816	63,40742
2	11	0,03369438	0,3833094	67,7886
3	4	0,06470639	0,004860725	18,23386
3	5	0,07528304	1,200231	20,70673
3	6	0,0685049	1,525479	24,93503
3	7	0,06119443	1,163502	25,225
3	8	0,05303274	0,7970903	26,52111
3	9	0,04297864	0,4978173	30,5112
3	10	0,03607275	0,3958086	35,53296
3	11	0,03368614	0,3821996	37,93633
4	5	0,08066861	1,688464	23,60511
4	6	0,06863536	1,574714	26,63864
4	7	0,06116719	1,173012	26,20534
4	8	0,05301019	0,7989581	27,12345
4	9	0,04297224	0,4980363	30,89907
4	10	0,03607065	0,3958598	35,87898
4	11	0,03368515	0,3822228	38,29043
5	6	0,06776501	1,564921	26,60838
5	7	0,06086546	1,162442	25,25714
5	8	0,05290487	0,7937937	25,60058
5	9	0,04295038	0,4967402	28,77538
5	10	0,03606426	0,3954449	33,2771
5	11	0,03368219	0,382026	35,49431
6	7	0,05898787	1,036618	17,52216
6	8	0,05207909	0,7380354	15,98987
6	9	0,04274989	0,4830594	16,70684
6	10	0,03600122	0,3910683	18,86969
6	11	0,03365251	0,3799517	20,06821
7	8	0,05030628	0,648196	10,21448
7	9	0,04225302	0,4594124	9,772844
7	10	0,03583205	0,3832469	10,678
7	11	0,03357118	0,3762475	11,32073
8	9	0,04116269	0,4281752	6,441975

ANEXA 3.3.2

Tabel
cu rezultate
finale pentru
 $I_{VV} = 150\mu A$

k	m	C	R1	R2
8	10	0,03540465	0,3721305	6,667698
8	11	0,03335915	0,3710517	7,061627
9	10	0,03379856	0,3530919	4,217783
9	11	0,03255354	0,3635948	4,681931
10	11	0,03182196	0,3701497	6,944428

BIBLIOGRAFIE

- [1]. Francisc Schneider "Introducere în Fiziologia Clinică"
Editura Facla Timișoara 1977
- [2] A. Policec , T. D. Gligor, Gh. Ciocloda "Electronică Medicală"
Editura Dacia Cluj-Napoca 1983
- [3] John G. Webster (editor) "Medical Instrumentation,
Application and Design"
JOHN WILEY & SONS INC. New York 1995 (Second Edition)
- [4] J. L. Jakubowski "Trăsnetul Ingenunchiat"
Editura Științifică București 1961
- [5] T. Gligor, A. Policec, O. Bartoș, V. Goian "Aparate Electronice Medicale"
Editura DACIA Cluj-Napoca 1988
- [6] J. J. Comtet, B. Moyen "*La Stimulation Électrique et
Électromagnétique de l'Osteogenese*"
Le Concours Medical (Rev.) -22 -10 - 1983
- [7] Stephan P. Albert Bren "*Historical Introduction to EMF Health Effects*"
IEEE Engineering In Medicine and Biology July/Aug. 1996 (pag. 24)
- [8] Eric J. Lerner "*RF Radiation : Biological Effects*"
IEEE SPECTRUM - 12. 1980 (pag. 51)
- [9] John E. Moulder "*Biological Studies of Power-Frequency Field
and Carcinogenesis*"
IEEE Engineering In Medicine and Biology July/Aug. 1996 (pag.31)
- [10] Charles Poole & coll. "*Magnetic Fields and Childhood Cancers*"
IEEE Engineering In Medicine and Biology July/Aug. 1996 (pag. 41)
- [11] Kenneth Foster "*Electromagnetic Field Effects and Mecanisms*"
IEEE Engineering In Medicine and Biology July/Aug. 1996 (pag. 50)
- [12] Gregory D. Lapin "*The EMF to BBB Connection*"
IEEE Engineering In Medicine and Biology July/Aug. 1996 (pag.57)
- [13] Mark A. Warnquist & coll. "*The Role of Science in EMF Litigation*"
IEEE Engineering In Medicine and Biology July/Aug. 1996 (pag.61)

- [14] William A. Fannucchi "Regulatory Policy for EMF"
IEEE Engineering In Medicine and Biology July/Aug. 1996 (pag.71)
- [15] Richard Wilson "Risk Assesement of EMF Health"
IEEE Engineering In Medicine and Biology July/Aug. 1996 (pag.77)
- [16] Eleanor R. Adair "Electrofobia"
IEEE Engineering In Medicine and Biology July/Aug. 1996 (pag.91)
- [17] Stephan P. Albert Bren "Reviewing the RF Safety Issue in
Celular Telephones"
IEEE Engineering In Medicine and Biology July/Aug. 1996 (pag.109)
- [18] Sven Hubermark *Mobile Phones - a Danger to the User ?*
Rev. MOBILE europe JULY 1993
- [19] Michael A. Jensen, Yahya Rahmat-Samil "EM Interaction of Handset
Antennas and a Human in Personal Communications"
PROCEEDINGS OF THE IEEE Vol.83, No.1 January 1995
- [20] I. Fl. Dumitrescu "Electronografia"
Editura Științifică și Enciclopedică , București 1979
- [21] F. Sterzer, R. W. Paglone "RF Therapy for Malignancy"
IEEE SPECTRUM , December 1980
- [22] Pere J. Riu & colab. "Heating a Tissue by Near-Field Exposure
to a Dipole : a Model Analysis"
IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING
VOL. 46, NO. 8 August 1999
- [23] Warren M. Grill "Modeling the Effects of Electric Fields on Nerve Fibers
Influence of Tissue Electrical Properties"
IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING
VOL. 46, NO. 8 August 1999
- [24] L. Dutreix "Effet Cellulaire Letal des Radiations"
Le Concours Medical Paris, Juillet 1984
- [25] M. Tubiana "Les Irradiations a Visée Therapeutique ou Diagnostique"
Le Concours Medical Paris, Juillet 1984
- [26]
- [27] Joseph D. Bronzino "The Biomedical Engineering Handbook"

- [28] Simona Gusti, Ioan Pintilie "Reografia în Practica Medicală"
Editura Medicală București, 1986
- [29] Robert Plonsey "Volume Conductor Theory"
CRC Press - IEEE Press USA 1995
- [30] Jaakko Malmivuo, Robert Plonsey "Bioelectromagnetism"
OXFORD UNIVERSITY PRESS 1995
- [31] A. Policec "Medical Electronics"
Medical Engineering Summer Course, 6-15 Sept. 2002, Timișoara
- [32] Robert Patterson "Bioelectric Impedance Measurements"
CRC Press - IEEE Press USA 1995 ([27], pag.1228)
- [33] E. Zheng, and coll. "Impedance of Skeletal Muscle from 1 Hz to 1MHz"
IEEE Transactions on biomedical engineering BME-31 June. 1984
- [34] I. Djordjevich, and coll. "Correlation Between Arterial Blood Pressure
and $(dZ / dt)_{min}$ in Impedance Plethysmography"
IEEE Transactions on biomedical engineering BME-32 Jan. 1985
- [35] D. C. Barber "Electrical Impedance Tomography"
CRC Press - IEEE Press USA 1995 ([27], pag.1151)
- [35] Robert Guardo and coll. "An Experimental Study in Electrical
Impedance Tomography Using Backprojection Reconstruction"
IEEE Transactions on biomedical engineering BME-38 July. 1991
- [36] Marko Vauhkonen and coll. "A Kalman Filter Approach to Track
Fast Impedance Changes in Electrical Impedance Tomography"
IEEE Transactions on biomedical engineering BME-45 April 1998
- [37] Kuo-Sheng Cheng and coll. "Electrode Models for Electric
Current Computed Tomography"
IEEE Transactions on biomedical engineering BME-36 Sept.. 1989
- [38] Edwin D. Trautman and coll. "A Practical Analysis of the
Electrical Conductivity of Blood"
IEEE Transactions on biomedical engineering BME-30 March 1983

- [39] William Soares Filho and coll. "*Spectral Analysis of Electrical Impedance Measurements on the Lower Limbs*"
IEEE Transactions on biomedical engineering BME-30 July. 1983
- [40] Tadakuni Murai and coll. "*Electrical Impedance Computed Tomography Based on Finite Element Model*"
IEEE Transactions on biomedical engineering BME-32 March 1985
- [41] J. C. Newel and coll. "*An Electric Current Tomograph*"
IEEE Transactions on biomedical engineering BME-35 Oct. 1988
- [42] I. Fl. Dumitrescu "Omul și Mediul Electric"
Editura Științifică și Enciclopedică București 1976
- [43] I. Baci "Fiziologie"
Editura Didactică și Pedagogică București 1977
- [44] Leo Priebe "*Methods of Thermal Blood Measurements*"
Thermography. Proc. 1st Europ. Congr. Amsterdam 1974
- [45]] A. Policec, P. Papazian, **Abdul R. Abuchaker**
"*Emphasizing Equivalent Parameters of Acupuncture Points*"
RSEE 2044 - Oradea , May 2004
- [46] Julia J. Tsuei : "*The Science of Acupuncture – Theory and Practice*"
IEEE Engineering In Medicine and Biology May/June 1996
- [47] Nakatani Y. : "*Skin Electric Resistance and Ryodoraku*".
J. Autonomic Nerve 6: 52 1956
- [48] Voll R. : "*Twenty Years of Electroacupuncture Diagnosis in Germany; a Progressive Report*".
Am. J. of Acupuncture 3 , 1975
- [49] Kuo-Gen Chen : "*Electrical Properties of Meridians*"
IEEE Engineering In Medicine and Biology May/June. 1996
- [50] P. Papazian, A. Policec, **Abdul R. Abuchaker**
"*Unitate de comandă numerică
a analizorului centrilor electrodermali*"
în curs de publicare
- [51] **Abdul R. Abuchaker** "Biosenzori și Traductoare de Semnal"
Referatul 1 în cadrul tezei, ianuarie 2003

- [52] W.A. Lu, J.J.Tsuei, K.G. Chen : "*Preferential Direction and Symmetry of Electric Conduction of Human Meridians*"
IEEE Engineering In Medicine and Biology an./Feb. 1999
- [53] *** "Manual de Acupunctură Chineză - Academia de Medicină
Tradițională Chineză"
Editura Medicală București, 1982
- [54] **Abdul R. Abuchaker** "*Realizări Personale în cadrul Tezei*"
Referatul 3 în cadrul tezei , mai 2004
- [55] J. Strong "Biophysical Measurements"
Tectronix Inc. Third Print 1973
- [56] Ion Felea "Circuite cu Tranzistoare în Industrie"
Proiectare. Scheme
Editura Tehnică București 1963
- [57] L. A. Geddes "Principles of Applied Biomedical Instrumentation"
Wiley-Interscience Publ. New York 1978
- [58] J. F. Gazin "Les Amplificateurs Operationnels"
Sescosem - Thomson CSF 1974
- [59] J. F. Gazin "Filtres Actifs"
Sescosem - Thomson CSF 1974
- [60] *** "*VF3 Niederfrequenzfilter VEB Metra Mess*".
Frequenztechnik Radebeul DDR
- [61] A. Filip, **Abdul R. Abuchaker**, A. Policec
"*Aparat Pentru Investigatii Biomedicale pe Cale Electrică*"
propus spre publicare 2004