ՀՀ ԿՐԹՈՒԹՅԱՆ և ԳԻՏՈՒԹՅԱՆ ՆԱԽԱՐԱՐՈՒԹՅՈՒՆ

ՀԱՅԱՍՏԱՆԻ ԱԶԳԱՅԻՆ ՊՈԼԻՏԵԽՆԻԿԱԿԱՆ ՀԱՄԱԼՍԱՐԱՆ

ԴԵՂՈՅԱՆ ԱՆՈՒՇ ՍԵՅՐԱՆԻ

ԿԵՆՍԱՀՅՈՒՍՎԱԾՔՆԵՐԻ ՀԻԴՐԱՏԱՑՄԱՆ ԷԼԵԿՏՐԱՄԵՏՐԻԿԱԿԱՆ ՉԱՓՄԱՆ ՍԱՐՔԻ ՄՇԱԿՈՒՄԸ ԵՎ ՀԵՏԱԶՈՏՈՒՄԸ

ԱՏԵՆԱԽՈՍՈՒԹՅՈՒՆ

« Բժշկական նշանակության սարքեր, համակարգեր,

արտադրատեսակներ »

(դասիչ Ե11.17) մասնագիտությամբ

Տեխնիկական գիտությունների թեկնածուի գիտական աստիճանի համար

Գիտական ղեկավար՝ **կենսաբանական գիտությունների**

դոկտոր, պրոֆեսոր Ս. Ն. Հայրապետյան

ԵՐԵՎԱՆ 2017

ԲՈՎԱՆԴԱԿՈՒԹՅՈՒՆ

ԸՆԴՈՒՆՎԱԾ ՀԱՊԱՎՈՒՄՆԵՐԻ ՑԱՆԿ

ԿՀ-կենսահյուսվածք

ՖԼ-ֆիզիոլոգիական լուծույթ

ԹՋ-թորած ջուր

ՀՄԴ-հաստատուն մագնիսական դաշտ

ՄՄԱ-միլիմետրական ալիք

ՓԼՈՒ-փոփոխական լարման ուժեղարար

ՀՈՒՋ-համաժամ ուղղիչ-զտիչ

ՑՀՋ-ցածր հաճախության զտիչ

ՍՓԼԿԱ-սինուսոիդային փոփոխական լարման կայունացված աղբյուր

Գ-սինուսոիդային լարման գեներատոր

ԳՑՀԷՄԴ-գերցածր հաճախության էլեկրամագնիսական դաշտ

ՍԼԿԱ- սինուսոիդային լարման կայունացված աղբյուր

ՀՈՒԼՁ-հակափուլ ուղղանկյունաձև լարման ձևավորիչ

ԴՈՒ-դիֆերենցյալ ուժեղարար

ՃԴ-ճշգրիտ դիմադրություն

ՓՀՈՒ-փոփոխական հոսանքի ուժեղարար

Ձ-սինուսոիդային լարմումից ուղղանկյունաձև լարման ձևափոխիչից

ՆԵՐԱԾՈՒԹՅՈՒՆ

<u>Թեմայի արդիականությունը</u>: Ներբջջային հիդրատացման աստիճանը հանդիսանում է օրգանիզմի ֆունկցիոնալ վիճակի գնահատման զգայուն չափանիշ, ուստի նրա ճշգրիտ որոշումը ոչ արյունալի մեթոդներով հանդիսանում է ժամանակակից բժշկական սարքաշինության հրատապ խնդիրներից մեկը: Հիդրատացման աստիճանի փոփոխությունները ավելի ցայտուն կերպով են արտահայտվում օրգանիզմի գրգռվող հյուսվածքներում՝ կենտրոնական նյարդային համակարգում և մկաններում:

Կլինիկայում ախտորոշիչ նպատակներով կենսահյուսվածքի (ԿՀ) հիդ-րատացման աստիճանի փոփոխությունները գնահատվում են մագնիսա-ռեզոնանսային տոմագրաֆիայի, էլեկտրահիմպեդանսասկոպիայի, կոնդուկտա-մետրիայի, ռեոգրա-ֆիայի, էլեկտրապլետիզմագրաֆիայի մեթոդներով: Այս մեթոդները թանկ են և ամենօրյա օգտագործման համար ոչ կիրառելի:

Ներկայումս լայն կիրառություն են ստացել ԿՀ-ի էլեկտրական պարամետրերի չափիչ սարքերը, որոնք օգտագործվում են օրգանիզմի վրա վնասակար գործոնների ազդեցությունները գնահատելու համար: Հայտնի սարքերով գնահատվում է ԿՀ-ի ընդհանուր էլեկտրահաղորդականությունը, սակայն վերջինիս ակտիվ և ունակային բաղադրիչների՝ իրարից անկախ չափումներն ավելի տեղեկատվական են օրգանիզմի ֆունկցիոնալ վիճակի գնահատման համար: Մարմնի ընդհանուր հիդրատացման աստիճանի չափումը, որը իրենից ներկայացնում է գումարային ներբջջային և արտաբջջային հեղուկների քանակների գնահատումը, չի կարող ճշգրիտ արտացոլել օրգանիզմի ֆունկցիոնալ վիճակը, քանի որ օրգանիզմի էլեկտրական պարամետրերը փոփոխվում են՝ կախված տարբեր օրգանների աշխատանքի ինտենսիվությունից, սրտի աշխատանքի, շնչառության, մարսողության գործընթացների արագությունից: Ուստի միայն ներբջջային ջրի պարու-նակությունը կարող է ծառայել օրգանիզմի ֆունկցիոնալ վիճակի գնահատման հավաստի չափորոշիչ: Գոյություն ունեցող էլեկտրահաղորդականության չափիչ սարքերի չափման հաճախային տիրույթները հնարավորություն չեն ընձեռում ճշգրիտ գնահատել ներբջջային ջրի քանակը, քանի որ նրանցով չափումները կատարվում են բարձր հաճախությունների (10 *կՀց*-ից 100 *ՄՀց*)

և համեմատաբար մեծ հոսանքների ($I>10^{-6}$ *Ա)* դեպքում, որը առաջացնում է հյուսվածքների գրգռում և հիդրատացման աստիճանի փոփոխություն:

Այսպիսով ներբջջային ջրի պարունակության գնահատումը էլեկտրա-հաղորդականության բաղադրիչներով հանդիսանում է արդիական խնդիր օրգանիզմի ֆունկցիոնալ վիճակի որոշման համար: Էլեկտրահաղորդականության չափիչ սարքի մշակումը կարող է իր լայն կիրառությունը ունենալ առողջապահության, անասնաբուժության, սպորտի և դաշտային պայմաններում մարդկանց առողջության վերահսկման բնագավառներում:

<u>Հետազոտության հիմնական նպատակը:</u> Ատենախոսության նպատակն է ԿՀ-ի էլեկտրահաղորդականության ակտիվ և ունակային բաղադրիչների միջոցով գնահատել ուղեղի հյուսվածքի հիդրատացման աստիճանի փոփոխությունը ցածր հաճախային տիրույթում ընտրված երկու հաճախություններով, որը հնարավորություն կտա գնահատել օրգանիզմի ֆունկցիոնալ վիճակը:

Նշված նպատակը իրականացնելու համար պետք է լուծել հետևյալ խնդիրները՝

1. Կենսաբանական գիտափորձերով համեմատական ուսումնասիրել և որոշել գլխուղեղի տարբեր տեղամասերի (կեղև, բնամաս, ուղեղիկ) հիդրատացման աստիճանի և կմախքային մկանների էլեկտրահաղորդականության ակտիվ և ունակային բաղադրիչների փոփոխության տիրույթները, ինչպես նաև նրանց միջև կորելացիոն կապը տարբեր գործոնների (քիմիական, ֆիզիկական, ֆիզիոլոգիական) ազդեցության դեպքում:
2. Մշակել և ստեղծել ԿՀ-ի էլեկտրահաղորդականության բաղադրիչները չափող սարք:
3. Կենսաբանական հետազոտություններում հավաստի տվյալներ ստանալու համար կատարել սարքի ճշգրիտ չափաբերում և հարաբերական սխալանքի հաշվում:
4. Ընտրել սարքի չափման սահմանները և գնահատել մկանի էլեկտրահա-ղորդականության առանձին բաղադրիչների համարժեքությունը գլխուղեղի հյուս-վածքների արտաբջջային և ներբջջային հիդրատացման աստիճանի հետ՝ որպես օրգանիզմի ֆունկցիոնալ վիճակի գնահատման չափանիշ:

5. Հետազոտել տարբեր եղանակներով սպանված և տարբեր միջավայրերում պահված կրծողների դիակների էլեկտրահաղորդականության բաղադրիչների փոփոխման դինամիկան հետմահու ժամանակահատվածում:

<u>Աշխատանքի գիտական նորույթը:</u>

1. Ցույց է տրվել, որ գլխուղեղի հյուսվածքի հիդրատացման աստիճանի և կմախքային մկանի հյուսվածքի էլեկտրահաղորդականության բաղադրիչների արժեքների կորելացիոն կապը հանդիսանում է օրգանիզմի ֆունկցիոնալ վիճակի գնահատման զգայուն ախտորոշիչ չափանիշ:

2. Ցույց է տրվել, որ մշակված սարքի համար ընտրված ցածր հաճախային տիրույթում երկու հաճախություններով (15 *Հg*, 1.5 *կՀg*) և ցածր նմուշային հոսանքով (<10^{-6} *Ա*) կատարված չափումները հնարավորություն են տալիս էլեկտրահաղորդականության ակտիվ և ունակային բաղադրիչների միջոցով գնահատել մկանային հյուսվածքում ներբջջային ջրի պարունակությունը:

3. Ցույց է տրվել, որ մշակված սարքով չափված մկանի Էլեկտրահաղորդականության ունակային բաղադրիչը հանդիսանում է հյուսվածքի ներբջջային հիդրատացման աստիճանի գնահատման համարժեք չափորոշիչ:

<u>Աշխատանքի գործնական նշանակությունը:</u>

1. Մշակված սարքը կարող է օգտագործվել կլինիկայում որպես ախտորոշիչ սարք՝ օրգանիզմի պաթոլոգիկ վիճակը հայտնաբերելու նպատակով:

2. Սարքի փոքր չափսերը, պարզ կառուցվածքը, հնարավորություն են ընձեռում այն կիրառելի դարձնել շրջակա միջավայրի էկոլոգիական աղտոտվածության պայմաններում օրգանիզմի առողջական վիճակի հսկման համար:

3. Մշակված սարքը կարող է լայն կիրառություն գտնել գիտահետազոտական նպատակով իրականացվող լաբորատոր փորձերում օրգանիզմի վրա զանազան գործոնների կենսաբանական ազդեցությունների գնահատման համար, ինչպես նաև օգտագործվել դատաբժշկության բնագավառում՝ դիակների հետմահու զննման և մահվան պատճառների պարզաբանման համար (CRDF դրամաշնորհ ARE2-2584-YE-04):

<u>Աշխատանքի հիմնական արդյունքները, եզրակացությունները:</u>

1. Մշակվել է հյուսվածքի էլեկտրահաղորդականության չափիչ սարք, որի միջոցով կարելի է որոշել հյուսվածքների ներբջջային հիդրատացման աստիճանը՝ կախված միջավայրի տարբեր գործոնների ազդեցությունից:

2. Սարքը չափաբերվել է նմուշային դիմադրությունների և կոնդենսատորների միջոցով, որոշվել է սարքի հարաբերական սխալանքը, որը չի գերազանցում ±5 %-ը:

3. Մշակված սարքով չափված կմախքային մկանների էլեկտրահաղորդականության բաղադրիչների փոփոխությունները կորելացվում են գլխուղեղի հյուսվածքների հիդրատացման աստիճանի փոփոխությունների հետ տարբեր գործոնների ազդեցության պայմաններում (ՖԼ-ի, մանիտի, ԹՋ-ի, ուաբայինի, կետամինի ներարկում, ՀՄԴ-ի, ՄԱ-ի ազդեցություն):

4. Մշակված սարքով ցույց է տրվել, որ ժամանակից կախված էլեկտրա-հաղորդականության բաղադրիչների փոփոխությունները տարբեր եղանակներով սպանված (պարանով խեղդված, ջրախեղդ արված, սառեցված, գլխատված) և տարբեր միջավայրերում պահված կենդանիների դիակների մոտ ունեն տարբեր դինամիկա:

5. Էլեկտրահաղորդականության ունակային բաղադրիչը հանդիսանում է զգայուն չափորոշիչ ներբջջային հիդրատացման աստիճանի գնահատման համար:

6. Գոյություն ունեցող հայտնի սարքերից տարբերվում է իր չափման հաճախային տիրույթով և միկրոհզորությունների ռեժիմով, որի շնորհիվ սարքի հնարավոր ազդեցությունը հյուսվածքի հիդրատացման աստիճանի վրա հասցվում է նվազագույնի:

<u>Պաշտպանությանն առաջադրված հիմնադրույթները:</u>

1. Գոյություն ունի կորելացիոն կապ գլխուղեղի հյուսվածքի հիդրատացման աստիճանի և մկանի հյուսվածքի էլեկտրահաղորդականության բաղադրիչների միջև:

2. Ցածր հաճախային տիրույթում ընտրված երկու տարբեր հաճախություններով չափված ակտիվ և ունակային հաղորդականություններով կարելի է գնահատել հյուսվածքներում արտաբջջային և ներբջջային հեղուկների քանակը:

3. Մշակված սարքն աշխատում է միկրոհզորությունների ռեժիմում, որը բացառում է ԿՀ-ի չափվող տեղամասի տաքացումը, գրգռումը և ցավագին երևույթները:

4. Հյուսվածքի հիդրատացման աստիճանի որոշումը էլեկտրահաղորդականության ունակային բաղադրիչի միջոցով հանդիսանում է օրգանիզմի ֆունկցիոնալ վիճակի գնահատման արդյունավետ չափորոշիչ:

<u>Հավաստիությունը:</u> Գիտական փորձերի հավաստիությունը ապացուցված է դասական չորացման մեթոդով հյուսվածքի հիդրատացման աստիճանի և էլեկտրա-հաղորդականության բաղադրիչների չափման հիման վրա ստացված արդյունքների համապատասխանությամբ:

<u>Ատենախոսության փորձաքննությունը:</u> Կատարված հետազոտությունների հիմնական դրույթներն ու արդյունքները զեկուցվել ու քննարկվել են «Միկրո-էլեկտրոնիկա և կենսաբժշկական սարքեր», «Էլեկտրոնային տեխնիկա» ամբիոնների գիտական սեմինարներում, ՀՀ ԿԳՆ Բժշկակենսաբանական միջազգային հետբուհական ուսումնական կենտրոնի պարբերական սեմինարներերում և հետևյալ միջազգային գիտաժողովներում բանավոր կամ ստենդային զեկույցներով՝ *"The 9th EMF International Workshop: Bioelectromagnetics and Water Science to Aid Environmental Health Defence"* (Գառնի, Հայաստան, օգոստոսի 16-19, 2016), *"The Impact of EMF and Infrasounds at Higher Background Ionizing Radiation"* (Ծաղկաձոր, Հայաստան, հոկտեմբերի 12-15, 2011), *"Fourth Annual Conference on the Physics, Chemistry and Biology of Water"* (Վերմոնտ, ԱՄՆ, հոկտեմբերի 22-25, 2009), *"Non-Conducting Membrane Mechanisms of Under-Threshold Signal Transduction in Neurons"* (Երևան, Հայաստան, հոկտեմբերի 21-23, 2008), *"Electromagnetic field: mechanisms of action and health effects"* (Երևան, Հայաստան, հոկտեմբերի 24-26, 2008), *"Mechanisms of Mechanotransduction in Living Cells"* (Երևան, Հայաստան, օգոստոսի 1-4, 2006):

<u>Հրատարակված աշխատանքները:</u> Հետազոտության հիմնական արդյունքները արտացոլված են 10 գիտական հրատարակություններում, որոնցից 7-ը՝ միջազգային գրախոսվող ամսագրերում, 2-ը՝ ՀՀ գրախոսվող գիտական ամսագրերում և 1 ՀՀ գյուտի արտոնագրում (ՄԱԴ[7] G01R 27/00, N2824A) :

<u>Աշխատանքի կառուցվածքը և ծավալը:</u> Ատենախոսությունը բաղկացած է ներածությունից, 3 գլուխից, եզրակացությունից, եզրահանգումից, օգտագործված գրականության ցանկից, որը ներառում է 164 անուն գրականություն և հավել-

վածներից: Ատենախոսությունը շարադրված է 123 էջի վրա, պարունակում է 43 նկար, 3 աղյուսակ:

ԳԼՈՒԽ 1. ԿԵՆՍԱՀՅՈՒՍՎԱԾՔԻ ԷԼԵԿՏՐԱՀԱՂՈՐԴԱԿԱՆՈՒԹՅՈՒՆԸ, ՀԱՅՏՆԻ ՉԱՓԻՉ ՍԱՐՔԵՐԸ ԵՎ ՄԵԹՈԴՆԵՐԸ

1.1 Կենսահյուսվածքների էլեկտրական դիմադրության (հաղորդականության) հետ կապված հիմնական խնդիրները

Օրգանիզմի հյուսվածքները կազմված են սպիտակուցներից, ճարպերից, ածխաջրերից, որոնք չոր և մաքուր վիճակում հանդես են գալիս որպես դիէլեկտրիկներ: Սակայն օրգանիզմի բոլոր հյուսվածքներն ու բջիջները պարունակում են հեղուկներ և ողողվում են նրանցով (արյուն, ավիշ, տարբեր հյուսվածքային հեղուկներ, որոնք կոչվում են կենսաբանական հեղուկներ) [4]: Նրանց բաղադրության մեջ բացի օրգանական կոլոիդ լուծույթներից մտնում են նաև ազատ իոններ պարունակող լուծույթներ, ուստի կենսաբանական հեղուկները հանդիսանում են լավ հաղորդիչներ:

Օրգանիզմի հյուսվածքներում էլեկտրական հոսանքը առաջանում է ի շնորհիվ կենսաբանական հեղուկներում պարունակվող իոնների: Էլեկտրոդների տակ գտնվող առանձին շերտերի էլեկտրահաղորդականությունները տարբեր են: Մաշկի դիմադրությունը մի քանի կարգով գերազանցում է մնացած հյուսվածքների դիմադրությանը: Էլեկտրական հոսանքի անցման համար հիմնական խոչընդոտ է հանդիսանում մաշկի եղջերային շերտը: Սկզբում հոսանքը անցնում է մաշկով, ենթամաշկային ճարպային շերտով և ավելի խորը գտնվող առավել փոքր դիմադրություն ունեցող բազմաթիվ զուգահեռ ուղիներով: Այդպիսի ուղիներից են հանդիսանում հյուսվածքային հեղուկները, արյունատար անոթները, նյարդային ցողունների թաղանթները և այլն: Այստեղից հետևում է, որ կենդանի հյուսվածքներում հոսանքի ճյուղավորումը բարդ տեսք ունի և կարող է ընդգրկել անգամ այնպիսի տիրույթներ, որոնք գտնվում են էլեկտրոդների տեղակայման տիրույթից բավականաչափ հեռու: Մաշկի էլեկտրահաղորդականությունը կախված է նրա հաստությունից, խոնավությունից [27]: Բարակ, նուրբ և հատկապես խոնավ մաշկը հոսանքի լավ հաղորդիչ է, իսկ չոր, կոշտացած մաշկը՝ հոսանքի վատ հաղորդիչ:

Հյուսվածքների և օրգանների էլեկտրահաղորդականությունը կախված է նրանց ֆունկցիոնալ նշանակությունից և հետևաբար կարող է օգտագործվել որպես ախտորոշիչ ցուցանիշ: Այսպիսով՝ բորբոքումների դեպքում, երբ բջիջները ուռչում են, միջբջջային տարածությունները փոքրանում են, իսկ էլեկտրական դիմադրությունը մեծանում է:

Կենսահյուսվածքները (ԿՀ) պարունակում են ազատ և կապված էլեկտրական լիցքեր: Արտաքին էլեկտրական դաշտերի ազդեցության տակ նրանցում կարող են տեղի ունենալ հետևյալ երևույթները [149-153]՝

1. Ազատ էլեկտրական լիցքերը՝ էլեկտրոնները, իոնները, էլեկտրական դաշտում տեղաշարժվում են մեկ էլեկտրոդից դեպի մյուսը: Այսպիսով ազատ իոնների տեղաշարժը առաջացնում է էլեկտրական հոսանք, որով որոշվում է ԿՀ-ի էլեկտրահաղորդականությունը: Լիցքավորված մասնիկներով էլեկտրական հոսանքի անցկացման ունակությունը բնութագրվում է նրա տեսակարար էլեկտրահաղորդականությամբ և չափվում է [Օմ$^{-1}$.մ$^{-1}$]: Հաճախ օգտագործվում է նաև տեսակարար էլեկտրահաղորդականության հակադարձ մեծությունը՝ տեսակարար դիմադրություն՝ ρ=1/σ[Օմ.մ]:

2. Արտաքին էլեկտրական դաշտի ազդեցության տակ կապված էլեկտրական լիցքերը խառնվում են որոշ թույլատրելի, բայց սահմանափակ կառուցվածքային դասավորվածությամբ տարրերի սահմաններում: Արդյունքում տեղի է ունենում կապված լիցքերի բաժանում և էլեկտրական մոմենտի առաջացում: Արտաքին էլեկտրական դաշտի E լարվածությունը և D էլեկտրական ինդուկցիան կապված են իրար հետ հետևյալ հարաբերակցությամբ՝

$$D = \varepsilon\varepsilon_0 E \,, \qquad (1.1)$$

որտեղ ε_0-ն վակուումի դիէլեկտրիկ հաստատունն է, ε-ը՝ դիէլեկտրիկ թափանցելիությունը:

Հետևաբար տարրերի քանակական բնութագիրը բևեռացման նկատմամբ հանդիսանում է նրա դիէլեկտրիկ թափանցելիությունը:

ԿՀ-ի էլեկտրահաղորդականության առաջին հետազոտությունները ցույց են տվել, որ նրանք օժտված են ոչ միայն օհմական (ակտիվ) հաղորդականությամբ, այլ

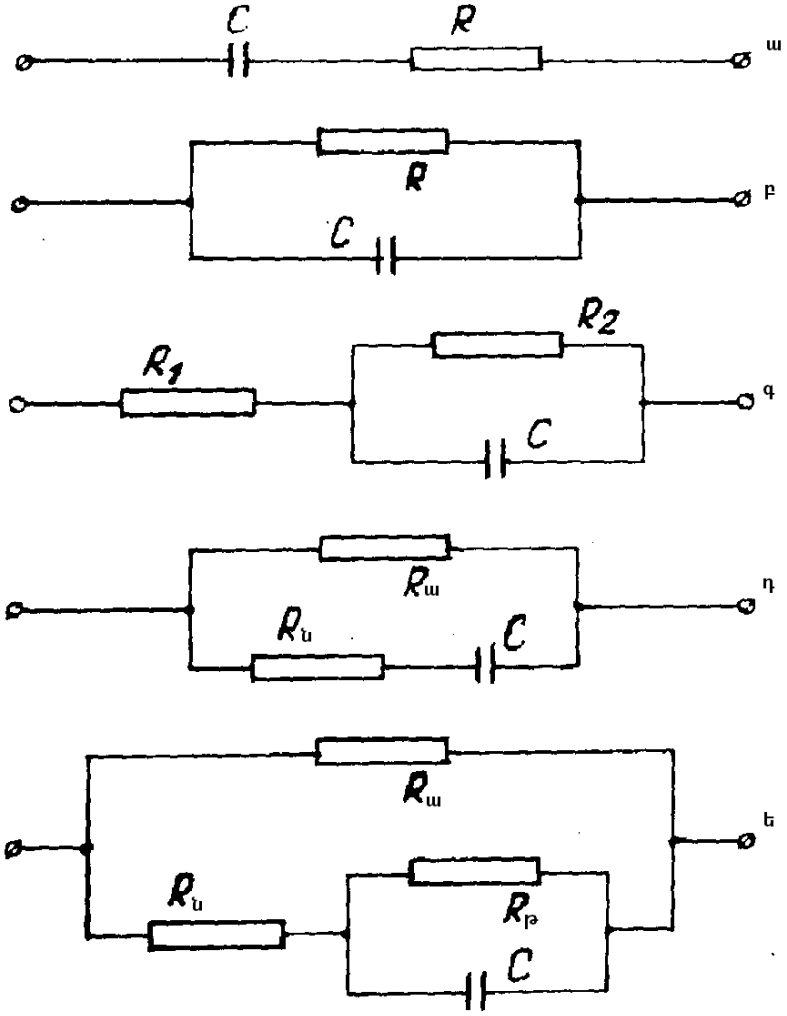
նաև ունակային հաղորդականությամբ [21, 41, 42]: Դրա մասին վկայում են ժամանակի ընթացքում հոսանքի ուժի փոքրացումը, Օհմի օրենքից շեղումները [6, 23, 42]: Գրականության մեջ փորձնական տվյալները կարելի է բացատրել հյուսվածքների տարբեր կառուցվածքներում բևեռացման երևույթներով, ինչպես նաև հոսանքահաղորդիչ էլեկտրոդների վրա բևեռացման ազդեցություններով [3]: Ակտիվ դիմադրությունը որոշվում է հիմնականում օրգանիզմի հեղուկ միջավայրով՝ արյուն, լիմֆա, միջբջջային հեղուկ, ցիտոպլազմա: Նշված հեղուկներում էլեկտրահաղորդականության մեխանիզմները պայմանավորված են հոսանքի փոխանցման երևույթներով, որը կախված է հեղուկների տարբեր էլեկտրոլիտիկ բաղադրությունից, տարբեր իոնների չափաբաժիններից, ինչպես նաև այնպիսի խառնուրդների չափաբաժիններից, որոնք փոքրացնում են իոնների շարժունակությունը [38, 98, 136]: Կենդանի հյուսվածքի ունակային դիմադրությունը կախված է դիէլեկտրիկ թափանցելիությունից և չափվող հոսանքի հաճախությունից: Այսպիսով, ԿՀ-ի էլեկտրահաղորդականության մեծությունները հաստատուն և փոփոխական հոսանքների դեպքում կլինեն տարբեր:

1.1.2. Կենսահյուսվածքների էլեկտրական դիմադրության համարժեք էլեկտրական սխեման

Հաճախությունից կախված՝ ԿՀ-ի իմպեդանսի ակտիվ և ունակային դիմադրությունների արժեքների որոշումը պահանջում է մոդելավորել նրանց էլեկտրական հատկությունները: Առաջին հայացքից օրգանիզմի հյուսվածքները կարելի է ներկայացնել որպես սպիտակուցների և էլեկտրոլիտների բարդ համակարգ: Օրգանիզմի հեղուկ միջավայրերը և միջբջջային տարածությունները օժտված են ունակային հաղորդականությամբ: Հաստատուն հոսանքի դեպքում էլեկտրոլիտի իոնները կարող են ազատ տեղաշարժվել մի էլեկտրոդից մյուսը: Էլեկտրահաղորդականության բնույթը չի փոխվում նաև փոփոխական հոսանքի ցածր հաճախության ժամանակ: Միջբջջային հեղուկի էլեկտրական հատկությունները շատ լավ մոդելավորվում են ռեզիստորների միջոցով: Քանի որ ԿՀ-ն օժտված է ունակային և ակտիվ հատկություններով, ապա դեռ վաղ հետազոտություններում հեղինակները

փորձել են հյուսվածքի էլեկտրական հատկությունները մոդելավորել ռեզիստորների և կոնդենսատորների տարբեր միացումների տեսքով:

ԿՀ-ի էլեկտրական սխեմայի ամենապարզ տեսքը ռեզիստորների և կոնդենսատորների զուգահեռ և հաջորդական միացված սխեմաներն են [38] (նկ. 1.1):



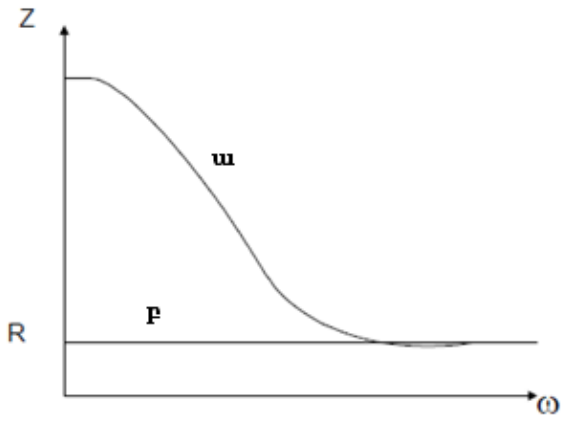
Նկ. 1.1. ԿՀ-ի համարժեք էլեկտրական սխեման: ա, բ- ռեզիստորից և կոնդենսատորից հաջորդական և զուգահեռ միացված սխեման [26] աշխատանքից: գ- R1 և R2 ռեզիստորներից և C կոնդենսատորից կազմված սխեման [44] աշխատանքից: դ, ե- ԿՀ-ի համարժեք էլեկտրական սխեման, որտեղ Rա-ն արտաբջջային հեղուկի դիմադրությունն է, Rն-ն՝ ներբջջային հեղուկի դիմադրությունը, C-ն՝ բջջաթաղանթի ունակությունը, Rթ-ն՝ բջջաթաղանթի ակտիվ դիմադրությունը

Այս սխեմաներից ցանկացածը կարող է մոդելավորել ԿՀ-ի իմպեդանսային հատկությունները փոփոխական հոսանքի տվյալ հաճախության դեպքում: Անհրաժեշտ

է միայն որպեսզի սխեման բավարարի մոդելավորված "սև արկղի" էլեկտրական հատկություններին: Սա շատ կարևոր է փոփոխական հոսանքի կամրջակային սխեմաների մշակման համար, երբ չափվում է ԿՀ-ի ընդհանուր դիմադրությունը: Ներկայումս գոյություն ունեն համարժեք էլեկտրական սխեմաների տարատեսակներ, որոնք բնութագրում են ԿՀ-ի այս կամ այն հատկությունները [21, 26, 44]: Որոշ հեղինակների կարծիքով համարժեք էլեկտրական սխեմայի ամեն մի տարր պետք է բնութագրի ԿՀ-ի այս կամ այն հատկությունը: Այդ տարրերը հանդիսանում են տվյալ էլեկտրական սխեմայի տարրեր և նրանց միացման ձևերում նրանք պետք է ունենան որոշակի ֆիզիկական իմաստ [3, 21]: Համարժեք սխեմային ֆիզիկական հիմնավորումն է տալիս իր աշխատանքներում Լեբեդինսկին [21]: Օրինակ ռեզիստորի և կոնդենսատորի հաջորդական միացված սխեմայի քննարկման դեպքում տվյալ սխեման չի կարող հանդիսանալ ԿՀ-ի համարժեք սխեմա, քանի որ իդեալական կոնդենսատորը հաստատուն հոսանքի շղթայում առաջացնում է ճեղք, իսկ ԿՀ-ն հաստատուն հոսանքի դեպքում օժտված է բավականին լավ հաղորդականությամբ (նկ.1.1ա): Կոնդենսատորի և ռեզիստորի զուգահեռ միացման դեպքում (նկ. 1.1բ) այս թերությունը չունենք, սակայն շատ մեծ հաճախությունների դեպքում տվյալ սխեմայի դիմադրությունը ձգտում է զրոյի: ԿՀ-ն բոլոր հաճախությունների դեպքում ունի իմպեդասնի մեծություն: Այսպիսով պարզ երկտարրանի սխեմաները չեն արտացոլում հաճախային տիրույթում ԿՀ-ի էլեկտրական հատկությունները: Ավելի իրական է երեք տարրերից բաղկացած սխեման, որը ունի հաղորդականություն (նկ.1.1գ), իմպեդանսի մեծություն՝ հաստատուն հոսանքի և փոփոխական հոսանքի բարձր հաճախության դեպքում: Սակայն այս սխեմայում հաշվի չեն առնվել ԿՀ-ի մորֆոլոգիական կառուցվածքները, որոնք բերում են չափման արդյունքների վերլուծության դժվարությանը: Համարժեք էլեկտրական սխեման անհրաժեշտ է ընտրել՝ ԿՀ-ի կառուցվածքից ելնելով: Ավելի լավ այս պահանջներին բավարարում է սխեման հետևյալ աշխատանքից [44], որը ներկայացված է նկ.1.1դ- ում և նկ.1.1ե-ում: Տվյալ համարժեք էլեկտրական սխեմայում Ra ռեզիստորը մոդելավորում է հյուսվածքի արտաբջջային հեղուկի հաղորդականությունը, Rն-ին՝ ներբջջային հեղուկի հաղորդականությունը, C-ն՝ բջջաթաղանթի ունակությունը: Փոփոխական հոսանքի

ցածր հաճախությունների դեպքում հյուսվածքի էլեկտրահաղորդականությունը որոշվում է հիմնականում Ra ռեզիստորի միջոցով: Հաճախության մեծացման հետ տեղի է ունենում կոնդենսատորի ունակային դիմադրության փոքրացում և հյուսվածքի էլեկտրահաղորդականությունը որոշվում է Rն և C տարրերով: Բարձր հաճախությունների դեպքում (>1 *ՄՀg*) ունակային դիմադրությունը դառնում է ավելի փոքր քան Ra և Rն տարրերի դիմադրությունները և էլեկտրահաղորդականությունը որոշվում է Ra-ի և Rն-ի զուգահեռ միացմամբ: Նկ. 1.1դ-ն տարբերվում է նկ.1.1ե-ից նրանով, որ այստեղ հաշվի է առնցվում բջջաթաղանթի ակտիվ հաղորդականությունը, որը սխեմայում ներկայացված է լրացուցիչ Rթ ռեզիստորի միացմամբ: Այսպիսով դիտարկված սխեմաները հաշվի են առնում ԿՀ-ի մորֆոլոգիական կառուցվածքները և օգտագործվում են հյուսվածքի իմպեդանսի՝ հաճախությունից կախված հետազոտություններում:

ԿՀ-ի իմպեդանսը փոխվում է հոսանքի հաճախութունը փոխելիս, որով կատարվում են չափումները: Հաճախության մեծացման դեպքում ԿՀ-ի իմպեդանսի ունակային բաղադրիչը փոքրանում է: ԿՀ-ի հաճախային կախվածությունը թույլ է տալիս գնահատել օրգանիզմի հյուսվածքների կենսունակությունը, որը կարևոր դեր ունի հյուսվածքների և օրգանների փոխպատվաստումների ժամանակ: Ցույց տանք դա գրաֆիկորեն (նկ.1.2):



Նկ.1.2. ԿՀ –ի իմպեդանսի՝ հաճախությունից կախվածությունը առողջ (ա) և մահացած (բ) հյուսվածքների համար

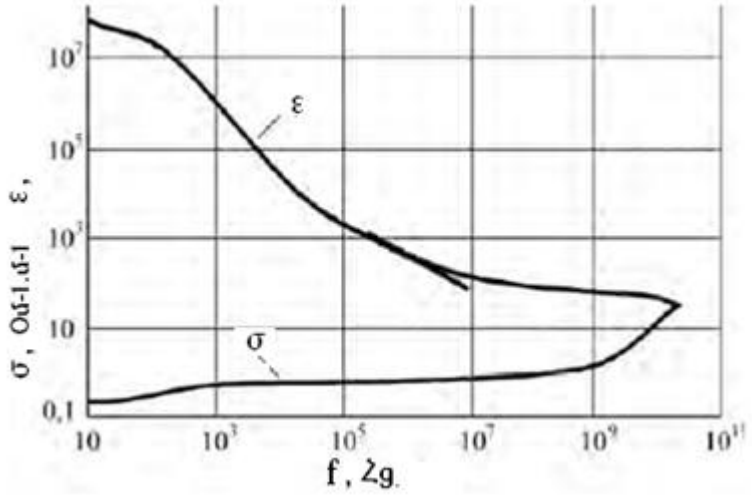
Այստեղ ″ա″ կորը ստացվում է առողջ, նորմալ հյուսվածքների համար, իսկ ″բ″-ն՝ մահացած հյուսվածքների համար, որոնցում քայքայված են թաղանթները, ուստի հյուսվածքը օժտված է միայն ակտիվ դիմադրությամբ: Իմպեդանսի՝ հաճախությունից կախումը տարբեր է առողջ և հիվանդ հյուսածքների դեպքում: Հյուսվածքների և օրգանների իմպեդանսը կախված է նաև նրանց ֆիզիոլոգիական վիճակից:

1.1.3.Կենսահյուսվածքի էլեկտրական դիմադրության համարժեք սխեմայի բնույթը հաճախային տարբեր տիրույթներում

Փոփոխական հոսանքի դեպքում հյուսվածքն ունի որոշակի միացված դիմադրությունների և կոնդենսատորների համակարգ, որում կարելի է առանձնացնել երկու հիմնական բաղադրիչներ՝ ակտիվ և ունակային: Ընդ որում այս դիմադրությունների և ունակությունների մեծությունները որոշվում են չափման հաճախությունից և հյուսվածքի տեսակից կախված: Բնականաբար փոփոխական հոսանքի տարբեր հաճախությունների դեպքում հյուսվածքը ունի լրիվ դիմադրության տարբեր մեծություններ, որի մեծության փոփոխության կախվածությունը հաճախությունից հանդիսանում է հետազոտման առարկա ավելի քան 50 տարի [10, 11, 12, 44, 45, 47, 48, 75, 99, 136, 138]:

Լրիվ հաղորդականությունը, թափանցելիությունը կախված են փոփոխական հոսանքի հաճախությունից: Օրինակի համար դիտարկենք հյուսվածքի հաղորդականության, դիէլեկտրիկ թափանցելիության հաճախային կախվածությունը: Արդյունքները վերցված են Գաբրիելի աշխատանքներից [101] (նկ. 1.3):

Գրաֆիկից երևում է, որ հաճախության բարձրացմանը զուգահեռ մկանի հյուսվածքի էլեկտրահաղորդականությունը մեծանում է, որին հակառակ դիէլեկտրիկական թափանցելիությունը՝ փոքրանում: Ավելի ցածր հաճախային տիրույթում էլեկտրահաղորդականության մեծացումը բացատրվում է ունակային դիմադրության և դիէլեկտրիկական անցումների փոքրացմամբ, ինչպես նաև դեպի ներբջջային տարածություն ավելի շատ հոսանքի ներթափանցմաբ:

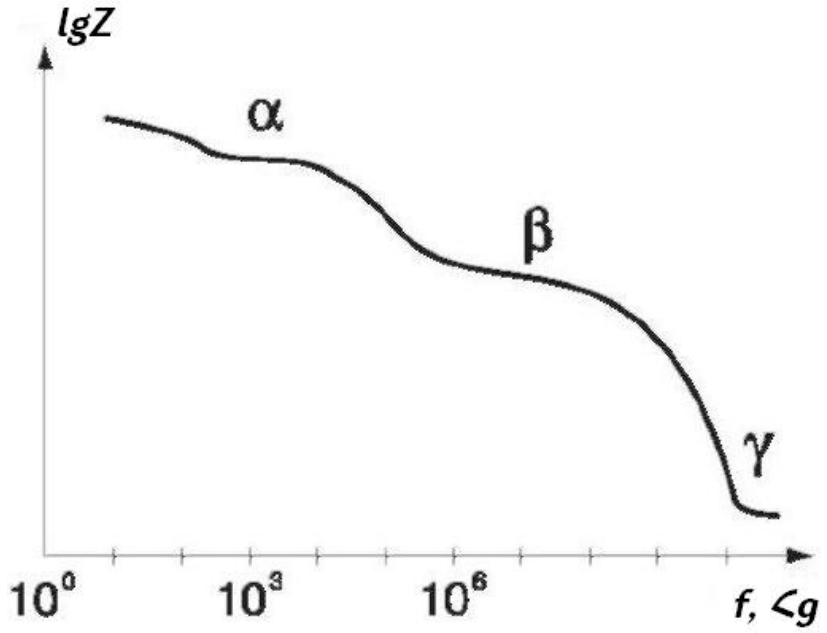


Նկ.1.3. Հաղորդականության և դիէլեկտրիկ թափանցելիության հաճախային կախվածությունը կմախքային հյուսվածքի համար

1 ԳՀg-ից բարձր հաճախությունների դեպքում թափանցելիության մեծացումը պայմանավորված է ուրիշ մեխանիզմներով և այս տիրույթը չի օգտագործվում էլեկտրահաղորդականության բաղադրիչների վերլուծության համար: Դիէլեկտրիկ թափանցելիությունը փոքրանում է հաղորդականության մեծացման հետ զուգահեռ և տարբեր հաճախությունների դեպքում կախվածությունները տարբեր են:

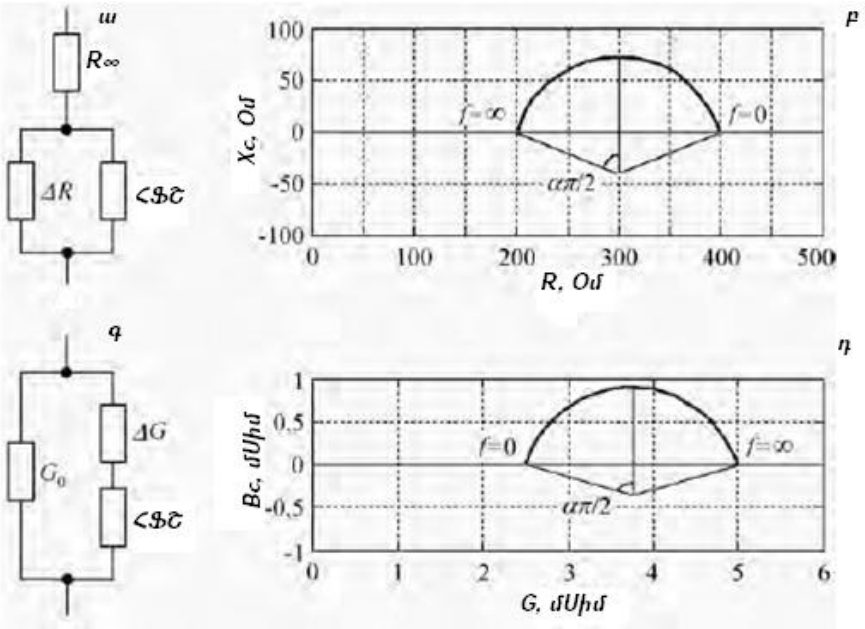
Շվանը [44, 45, 153] առանձնացրել է երեք տիրույթներ, որոնք բերում են դիէլեկտրիկների բևեռացման փոքրացմանը փոփոխական դաշտի հաճախության մեծացման դեպքում: 1 ՀՀg-ից մինչև 10 կՀg տիրույթում դիէլեկտրիկ թափանցելիությունը պայմանավորված է տարբեր դիֆուզիոն երևույթներով, որոնք տեղի են ունենում բջջաթաղանթի բջջային անցուղիներում և ներբջջային կառուցվածքներում: Այդ հաճախային տիրույթը համապատասխանում է α դիսպերսիային: β դիսպերսիայի տիրույթում (10 կՀg-ից 100 ՄՀg) կիրառվում է Մակսվել-Վագների էֆֆեկտը, որի էությունը կայանում է նրանում, որ հաճախականության աճի հետ դիէլեկտրիկ թափանցելիությունը փոքրանում է: Այս տիրույթի դիսպերսիան պայմանավորված է բջջաթաղանթի բևեռացմամբ, որը գործում է որպես արգելք ներբջջային և արտաբջջային միջավայրերի իոնների հոսքին: Այս հաճախությունների դեպքում աստիճանաբար փոքրանում է մեծ սպիտակուցային մոլեկուլների բևեռացումը:

100 *ՄՀg*-ից մինչև 100 *ԳՀg* հաճախության մեծացմանը զուգահեռ փոքրանում են բոլոր սպիտակուցային մոլեկուլների բևեռացումները: Այս տիրույթն էլ անվանում են γ դիսպերսիա: ԿՀ-ի հաճախային կախվածությունը բերված է նկ. 1.4-ում:



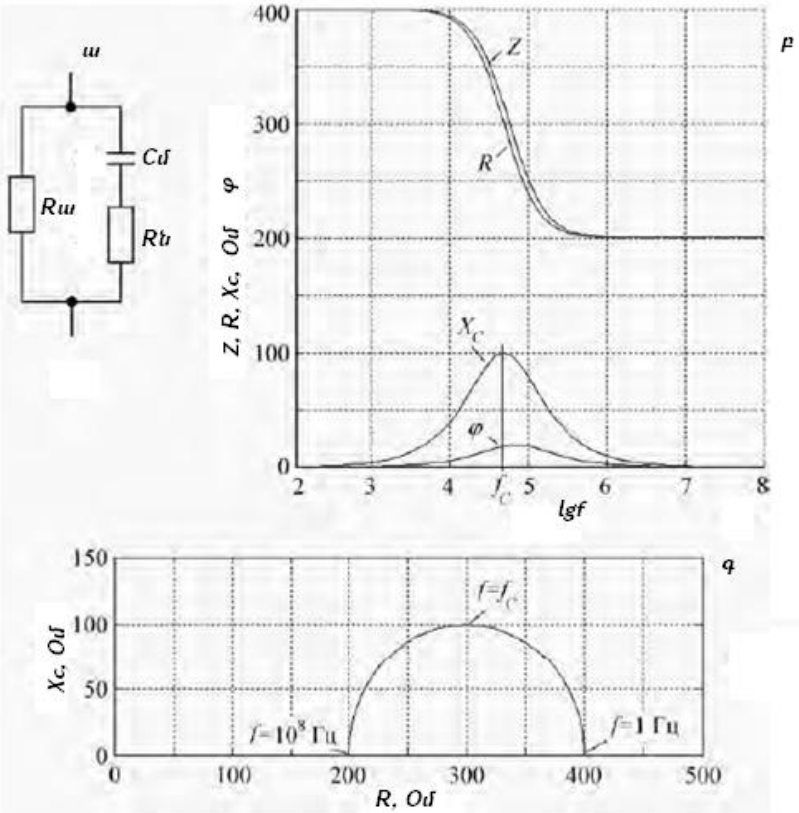
Նկ.1.4. ԿՀ-ի լրիվ հաղորդականության (իմպեդանս) կախվածությունը հաճախությունից

1940թ-ին Կոուլը առաջարկեց հավասարումներ, որոնք նկարագրում են ԿՀ-ի էլեկտրահաղորդականության կախվածությունը հաճախությունից [84]: Այս հավասարումները համապատասխանում են երկու համարժեք սխեմաներին, դրանցից առաջինը ներկայացված է նկ 1.5 ա-ում:



Նկ. 1.5. Կոուլի մոդելի համարժեք սխեմաները (ա, գ) և դրանց համապատասխան հոդոգրաֆները (բ, դ)

Անվերջ մեծ հաճախությունների դեպքում օբյեկտի R∞ դիմադրությունը համապատասխանում է Rա և Rն դիմադրությունների զուգահեռ միացմանը՝ նկ 1.6-ում:



Նկ. 1.6. ԿՀ-ի համարժեք սխեման (ա) և դրան համապատասխան հաճախային բնութագրերը (բ, գ)

Հաճախության մեծացմանը զուգահեռ Cմ (բջջաթաղանթի ունակություն) ունակային դիմադրությունը փոքրանում է և փոփոխական հոսանքի մեծ մասը անցնում է բջջով: Ամեն հաճախության դեպքում այսպիսի շղթան կարող է ներկայացվել ակտիվ և ունակային դիմադրությունների հաջորդական միացման ձևով (նկ. 1.6 ա): Այս դեպքում ոչ միայն Xc-ն է ֆունկցիա հաճախությունից, այլ նաև R-ը:

Կիրառելով իմպեդանսի տարրերի զուգահեռ և հաջորդական միացման օրենքները դուրս կբերենք R-ի և Xc-ի համար հետևյալ բանաձևերը՝

$$R = \frac{R_{ի} + \omega^2 R_{ա} R_{ի}(R_{ի} + R_{ա})}{1 + \omega^2 C_{մ}^2 (R_{ա} + R_{ի})^2}, \qquad (1.2)$$

$$X_c = \frac{\omega C_{մ} R_{ի}^2}{1 + \omega^2 C_{մ}^2 (R_{ի} + R_{ա})^2}, \qquad (1.3)$$

Գրաֆիկից երևում է, որ C ունակությունը, որը բնութագրվում է Xc-ի մեծությամբ, ձգտում է զրոյի ինչպես ցածր, այնպես էլ բարձր հաճախությունների դեպքում: Հաճախությունը, որի դեպքում Xc-ի արժեքը հասնում է իր մաքսիմալ արժեքի, անվանում են fc բնութագրական հաճախություն: Իմպեդանսի նկատելի փոփոխություններ տեղի են ունենքում 10^3 Հg-ից 10^6 Հg հաճախային տիրույթում, որն անվանում են իմպեդանսի դիսպերսիայի տիրույթ:

Հյուսվածքի դիմադրությունը անվերջ մեծ հաճախականության դեպքում համապատասխանում է դիմադրությունների զուգահեռ միացմանը, իսկ $\Delta R = R_0 - R_\infty$, որտեղ R_0-ն զրոական հաճախության դեպքում օբյեկտի դիմադրությունն է: Կոուլի հավասարումը ունի հետևյալ տեսքը՝

$$Z = R_\infty + \frac{\Delta R}{1 + (j\omega\tau)^\alpha}, \qquad (1.4)$$

որտեղ α-ն չափողականություն չունեցող պարամետր է, τ-ն՝ ժամանակի հաստատունը: Հաստատուն ֆազային շեղումը հավասար է απ/2-ի: Հաստատուն ֆազային շեղման իմպեդանսը նկարագրվում է հետևյալ հավասարումով՝

$$Z_{ՀՖՇ} = \Delta R (j\omega\tau)^{-\alpha}: \qquad (1.5)$$

Տվյալ սխեմայի հոդոգրաֆը ներկայացված է նկ.բ-ում:

Նկ 1.5գ-ում ցույց է տրված համարժեք սխեմայի մյուս տարբերակը: Այստեղ $G_0 = 1/R_0$-ն զրոյական հաճախության դեպքում օբյեկտի հաղորդականությունն է, իսկ $\Delta G = G_\infty - G_0 = \frac{1}{R_\infty} - \frac{1}{R_0}$:

Կոուլի հավասարումը կգրվի հետևյալ տեսքով՝

$$Y = G_0 + \frac{\Delta G}{1 + (j\omega\tau)^{-\alpha}} : \qquad (1.6$$

Հաստատուն ֆազային շեղման իմպեդանսը կլինի՝

$$Z_{\text{ՀՖՇ}} = \frac{1}{\Delta G}(j\omega\tau)^{-\alpha} : \qquad (1.7)$$

Մոդելի այս նույն պարամետրերի դեպքում հոդոգրաֆը ներկայացված է նկ.1.5դ-ում:

Ինչպես արդեն նշվել է, հաճախության մեծացումը բերում է ունակային դիմադրության փոքրացմանը, իսկ դա նշանակում է ԿՀ-ի իմպեդանսի փոքրացում, հետևաբար էլեկտրահաղորդականության մեծացում: Քանի որ հյուսվածքը կազմված է տարբեր մոլեկուլներից, ապա հաճախության փոփոխման հետ էլեկտրական դաշտում նրանք բևեռանում են տարբեր աստիճանով: Հետևաբար հաճախությունից կախված կլինեն տարբեր նաև հյուսվածքի էլեկտրական բնութագրերը: Այս կախվածությունը անվանում են էլեկտրական հատկությունների դիսպերսիա: Դիպոլները և իոնները տարբեր հաճախությունների տակ ցուցաբերում են իրենց տարբեր ձևով: Շատ մեծ հաճախությունների դեպքում նրանցում բևեռացման երևույթները բացակայում են, քանի որ նրանք չեն հասցնում կողմնորոշվել: Հաճախության փոփոխման հետ նրանք միայն տատանվում են հավասարակշռության շուրջը՝ առաջացնելով շարժման էներգիայի փոխակերպում ջերմայինի: Էլեկտրահաղորդականության դիսպերսիան հատուկ է բոլոր կենդանի հյուսվածքներին: Հյուսվածքի մահվան դեպքում դիսպերսիան կորում է, քանի որ հյուսվածքը ունենում է միայն ակտիվ R դիմադրություն:

Այսպիսով ԿՀ-ի բևեռացման մեխանիզմների հիմքում ընկած են էլեկտրահաղորդականության հաճախային կախվածությունը և դիէլեկտրիկական թափանցելիությունը: Դրա հետ մեկտեղ հետաքրքրություն են ներկայացնում հյուսվածքի էլեկտրական բնութագրերի վրա ցածր հաճախության ուսումնասիրությունները, քանի որ հաճախականության փոքրացման հետ հյուսվածքի

իմպեդանսը և նրա բաղադրիչները արտացոլում են հյուսվածքի կառուցվածքային տարրերի յուրահատկությունները, որոնք էլ բնութագրում են նրա ֆիզիոլոգիական վիճակը բջջային մակարդակում:

Բարձր հաճախությունների տակ բջջաթաղանթը չի հասցնում լիցքավորվել, հետևաբար ներբջջային միջավայրի ընդհանուր դիմադրությունը մեծանում է: Ցածր հաճախությունների տակ բջջաթաղանթը հասցնում է լիցքավորվել բջջի ներսի իոնների հաշվին: Հետևաբար լրիվ լիցքավորումը մեծ է, հյուսվածքի ունակությունը զգալի, իսկ դա համարժեք է մեծ դիէլեկտրիկ թափանցելիությանը: Վերը նշվածի հիման վրա սկսեցին գնահատել հյուսվածքի կառուցվածքային բնութագրերը ցածր հաճախությունների տակ:

Մկանի հյուսվածքի մահանալու ժամանակ, ծավալի կառուցվածքային փոփոխությունները 1 *ՄՀg* հաճախության դեպքում մնում են անփոփոխ, իսկ ցածր հաճախությունների դեպքում իջնում են 5 անգամ՝ 30 ժամվա հետմահու փորձերի ընթացքում:

Ցույց է տրված, որ հյուսվածքի և բջջի էլեկտրահաղորդականությունը 10^6-10^8 *Հg* հաճախությունների դեպքում կարելի է ասել մնում է հաստատուն [151]: Վերը նշվածներից կարելի է անել հետևյալ եզրակացությունները՝

1. Նկատվել է, որ ինչքան ցածր է հաճախությունը, այնքան ավելի լավ են ի հայտ գալիս հյուսվածքի և արյան միջև էլեկտրական հատկությունները, ավելի հեշտ են լուծվում հյուսվածքի ֆիզիոլոգիական վիճակը նկարագրող խնդիրները [153]:
2. Հաճախության ընտրությունը կարևոր դեր է խաղում էլեկտրոդի ազդեցության վրա: Ինչքան բարձր է հաճախությունը, այնքան ցածր է էլեկտրոդ-հյուսվածք բաժանման սահմանի վրա ԿՀ-ի էլեկտրահաղորդականությունը: 1000 *Հg*-ից ցածր հաճախությունների դեպքում ի հայտ են գալիս էլեկտրոդների բևեռացման երևույթներ [152, 153]:
3. Ցածր հաճախությունների դեպքում մեծանում է մաշկի և հյուսվածքի դիմադրությունը: Անարյուն չափումների դեպքում հոսանքը սկզբում հաղթահարում է մաշկի մեծ դիմադրությունը, որից հետո անցնում հյուսվածքից ներս:

Էլեկտրահաղորդականության վրա հաճախականությունից բացի ազդում է նաև

ջերմաստիճանը: Հյուսվածքի դիմադրության փոփոխության ջերմաստիճանային գործակիցը Շվանի տվյալներով կազմում է 0.02 *ասպ*$^{-1}$: 1 ^{0}C-ով տեղամասի տաքացում է առաջացնում է 2 % հաղորդականության փոփոխություն [44, 152]: Հարկ է նշել, որ էլեկտրավիրաբուժական գործընթացները և նրանց հիմնական հետևանքները, ինչպիսիք են կենսաբանական հյուսվածքների պատռվածքները, առաջացնում են խտացված տաք հոսքեր, որոնք ստեղծվում են էլեկտրոդների միացման տեղում:

Ջերմային ազդեցությունների դեպքում ԿՀ-ներում տեղի է ունենում կառուցվածքային փոփոխություններ և հետևաբար հաղորդականության փոփոխություններ: Այս փոփոխությունները շատ բարդ են և տարբեր փորձերի արդյունքները երբեմն չեն համընկնում միմյանց հետ: Մկաններում ջերմաստիճանը բարձրանում 1.5 % ցելսուսով ցածր հաճախության, իսկ 2% ցելսուսով՝ բարձր, հաճախության դեպքում: Ջերմաստիճանի մեծացման փոփոխությունները ուղեկցվում են էլեկտրական դիմադրության փոքրացմամբ [151]:

Հայտնի է, որ ԿՀ-ի էլեկտրաֆիզիկական պարամետրերով կարելի է գնահատել ոչ միայն նրանց մորֆոլոգիական վիճակները, այլև էնդոգեն և էկզոգեն ազդեցությունների դեպքում խախտումների դինամիկան [42, 45]: ԿՀ-ի էլեկտրահաղորդականության չափման մեթոդը հաջողությամբ օգտագործվում է հյուսվածքների տաքացման համար [85]: Կարելի է ենթադրել, որ հյուսվածքների վնասվածքների ջերմային ազդեցությունները բերում են էլեկտրահաղորդականության փոփոխություններին: Փորձերը ցույց են տվել, որ ավելի տեղեկատվական են այն տվյալները, որոնք ստացվել են 2 *Հg*-ից մինչև 500 *կՀg* հաճախությունների տիրույթում:

1.1.4.Կենսաբանական համակարգում ջրի պարունակությունը որպես առաջնային թիրախ թույլ ազդակների նկատմամբ

Ըստ դասական “բջջաթաղանթային տեսության” միջավայրի ազդակների կեսաբանական ազդեցությունը կարող է առաջացնել բջջաթաղանթների թափանցելիության հատկությունների փոփոխություն, որը բերում է վերջիններիս վերաբևեռացմանը կամ ապաբևեռացմանը [61, 110, 119]: Թաղանթային անցուղիների կամ ռեցեպտորների պոտենցիալի ակտիվացման համար անհրաժեշտ է փոխել

բջջաթաղանթներին տրվող լարումը (միլիվոլտ) կամ ազդել դրանց վրա տարբեր ագոնիստներով, որոնց չափաբաժինները մեծ են 10^{-9} *Մ*-ից: Ակնհայտ է, որ այս տեսությամբ հնարավոր չէ բացատրել ծայրահեղ ցածր հաճախությամբ ֆիզիկական ազդակների և ցածր չափաբաժիններով քիմիական նյութերի ազդեցության կենսաբանական մեխանիզմները [60]: Գրականության տվյալների հիման վրա կարելի է ենթադրել, որ բջջաթաղանթների վրա կան գերզգայուն ռեցեպտորներ, որոնք խթանում են նրանց թափանցելիության հատկությունները՝ պոտենցիալից անկախ ճանապարհով [60]: Այսպիսի գերզգայուն և ունիվերսալ սենսորների առկայությունը բջջաթաղանթների վրա բջջի համար կարող են ունենալ պաշտպանական նշանակություն՝ միջավայրի տարբեր գործոնների ազդեցության դեպքում [73, 102]: Հնարավոր է այս թույլ ազդակների դեպքում գործի է դրվում բջջի նյութափոխանակային կասկադը, որով էլ բջիջը պաշտպանվում է և տալիս պատասխան ռեակցիա տվյալ ազդակներին: Հետևաբար, ենթադրվում է նաև, որ եթե այս ռեցեպտորներն ունեն բարձր զգայունություն թույլ ազդակների նկատմամբ, ուրեմն նրանք պետք է լինեն ունիվերսալ: Ներկայումս գիտության մեջ ավելի ու ավելի հաճախ է հանդիպում այն տեղեկատվությունը, որ գերթույլ ազդակների մեխանիզմները բջջաթաղանթային տեսությամբ հնարավոր չէ բացահայտել, և հնարավոր բացատրությունը պետք է փնտրել այս ռեցեպտորային մեխանիզմները հասկանալու մեջ: Հենց այս ռեցեպտորները կարող են խթանել բջջի և օրգանիզմների ֆունկցիոնալ ակտիվությունը [60]: Այն փաստը, որ գերթույլ ֆիզիկական և քիմիական ազդակները բերում են առնետների մոտ մետաբոլիկ ակտիվության փոփոխության, հնարավոր չէ բացատրել դասական թերմոդինամիկայի օրենքներով, այսինքն կարելի է եզրակացնել, որ թաղանթային ռեցեպտորներն այն հիմնական թիրախներն են, որոնք պատասխանատու են գերթույլ ազդակների համար [74], և այն հիմնական զգայարաններն են, որոնք կարող են պատասխանել այդ գերթույլ ազդակներին, այսինքն նրանք ունիվերսալ են: Քանի որ բջջի բոլոր մետաբոլիկ պրոցեսներն ընթանում են ջրային համակարգում, ապա ջրի կառուցվածքային փոփոխությունը ևս կարող է լինել շատ զգայուն շրջապատող ազդակների նկատմամբ [81]: Բջջի ջրային պարունակությունը կարող է ծառայել որպես առաջնային ունիվերսալ թիրախ, որով և

հենց իրականանում է գերթույլ ազդակների կենսաբանական ազդեցությունը բջջի և օրգանիզմների վրա:

Օրգանիզմում ընթացող գործընթացները ընթանում են ջրի միջնորդությամբ: Ներկա կլինիկական բժշկությունը մեծ ուշադրություն է դարձնում միջբջջային տարածության հիդրատացված վիճակին: Բջջի հիդրատացումը, այսինքն ծավալի փոքր տատանումները, գործում են որպես առանձին և ուժեղ ազդանշան նյութափոխանակության համար: Բջջի ծավալի հոմեոստազը ոչ թե նշանակում է պարզապես ծավալի հավասարակշռություն, այլ ավելի շատ ունի բջջի ֆիզիոլոգիական դերը կարգավորողի ֆունկցիան [66]:

Մյուս կողմից բջջի հիդրատացումը ևս կարող է փոխել բջջի նյութափոխանակային ակտիվությունը և լինել առաջնային թիրախ գերթույլ ազդակների համար: Գիտության մեջ հայտնի է երկու տեսություն, որոնք բացատրում են բջջի հիդրադացման նյութափոխանակային կարգավորումը: Ըստ 1-ին տեսության բջջաթաղանթը հանդիսանում է այն հիմնական "մեքենան", որը բերում է թաղանթի 2 կողմերում անօրգանական իոնների և ջրի ասիմետրիկ բաշխվածությանը՝ բջջի ներսում և դրսում, մինչդեռ ըստ 2-րդ տեսության՝ այդ բաշխվածությունը բացատրվում է բջջաթաղանթի թափանցելիության հատկությամբ: Համաձայն բջջաթաղանթային տեսության՝ ազդակների տրանսդուկցիայի գործընթացում բջջաթաղանթը գործում է որպես էլեկտրոլիտ, մինչդեռ ըստ թափանցելիության տեսության՝ հանդես է գալիս որպես ոչ նյութափոխանակային կառուցվածք: Բջջաթաղանթը և ցիտոպլազման կարգավորում են բջջի հիդրատացումը, սակայն վերջնական կապն այս երկու համակարգերի միջև դեռ պարզաբանված չէ:

Բջջաթաղանթային դասական տեսությունը [110, 119], հիմնված բջջաթաղանթի իոնական անցուղիների ակտիվացման միակ փոխանակման վրա, բերում է բջջաթաղանթով իոնական հոսանքների առաջացմանը: Այս տեսության առանցքային եզրակացության մեծ մասը հաստատվել է տարբեր լաբորատորիաների հետազոտություններում՝ օգտագործելով *Patch-Clamp* մեթոդը, որը գրանցում է բջջաթաղանթի հատկությունները [105]: Այս տեսության բացթողումներից մեկն այն է, որ այն չի քննարկում ջրի հոսքերի դերը բջջաթաղանթով իոնական անցուղիների

ակտիվացման և ապաակտիվացման դեպքում: Բջջաթաղանթի վրա օսմոտիկ գրադիենտի և նրա պոտենցիալի կախվածության փոփոխությունները ուսումնասիրվել են Թեորելի կողմից [158], որը չի ենթադրում նյարդային ֆունկցիոնալ ակտիվության ժամանակ բջջաթաղանթի մակերևույթի փոփոխություններ: Բջջի ծավալի կախվածության փոփոխությունը բացատրվում է Իսավայի և այլոց կողմից [115]: Այս հեղինակները ցույց են տվել, որ մեկ ակսոնի պոտենցյալը բջջաթաղանթի ապաբևեռացման պատճառ է, որը բերում է ակսոնի հիդրատացման, մինչդեռ գերբևեռացումը բերում է նրա դեհիդրատացմանը:

Բջջաթաղանթի դասական տեսության մյուս կարևոր բացթողումն այն է, որ բջջաթաղանթի պոտենցյալը ենթադրվում է որպես Ներստի պոտենցյալների բջջաթաղանթի իոնական գրադիենտի գումար, որը նյութափոխանակային էներգետիկ Na/K պոմպը ենթադրում է չեզոք, որը չունի ուղիղ նշանակություն բջջաթաղանթի պոտենցյալի առաջացման գործում: Այս աքսիոման մերժվել է մեծ թվով կատարված աշխատանքների հիման վրա, որոնք կատարվել են կենդանիների տարբեր բջիջների վրա [77]: Գաղափարը, որ էլեկտրածին Na/K պոմպի բնութագրերը կարող են մեծ դեր խաղալ բջջի ծավալի ղեկավարման հարցում, առաջարկվել է Դինի կողմից 1941 թվականին [91]:

Բջջի ծավալի մշտական կարգավորումը պահանջում է բջջաթաղանթով իոնների տեղափոխում՝ համապատասխան տրանսպորտային համակարգերով, ինչպես նաև բջջում օրգանական օսմոլիտների և նյութափոխանակային նյութերի կուտակում [99]: Այս կարգավորման համար բջջում բազմաթիվ մեխանիզմներ են գործում, որոնք բերում են բջջի կայուն ծավալի պահպանմանը: Հետևաբար, ցանկացած շեղում ներբջջային և արտաբջջային օսմոտիկությունից բերում է ջրի տեղափոխում բջջաթաղանթով, որն էլ հենց կարգավորում է բջջի ծավալը:

1.2.Կենսահյուսվածքի էլեկտրահաղորդականության չափման հայտնի մեթոդները և դրանց թերությունները

Հայտնի են ԿՀ-ի էլեկտրահաղորդականության չափման մի քանի մեթոդներ, որոնցից են ռեոգրաֆիայի, էլեկտրապլետիզմոգրաֆիայի, կոնդուկտամետրայի և իմպեդանսամետրիայի մեթոդները, որոնցով չափումները կատարվում են երկու և չորս

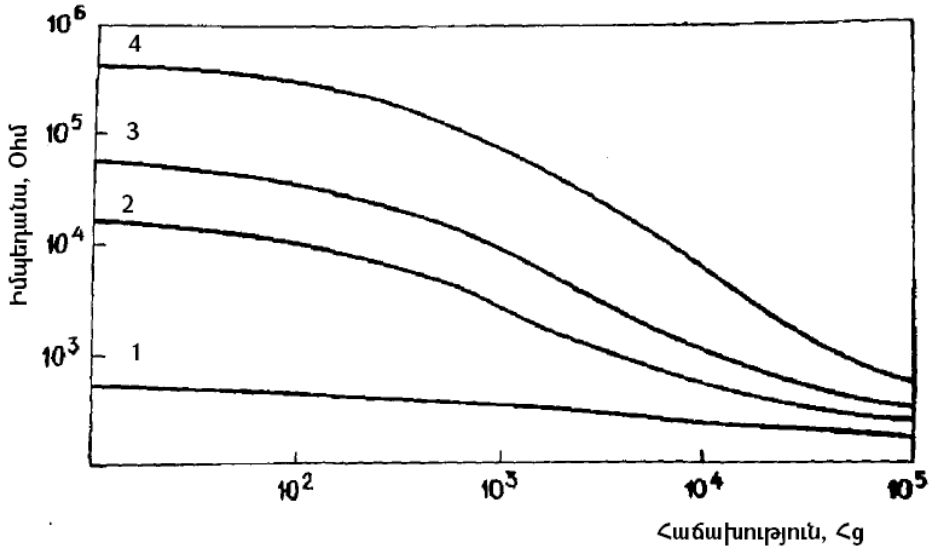
էլեկտրոդների կիրառմամբ:Էլեկտրոդները, որոնք միանում են ԿՀ-ին, առաջացնում են մի շարք թերություններ, որոնք պայմանավորված են էլեկտրոդ-հյուսվածքի բաժանման սահմանին էլեկտրական բաղադրիչների առկայությամբ: Էլեկտրական բաղադրիչների կախվածությունը մակերեսից, մաշկի խոնավությունից, ջերմաստիճանից, քիմիական բաղադրությունից, չափվող հոսանքի հաճախությունից և հոսանքի խտությունից թույլ չեն տալիս համեմատել տարբեր մեթոդներով և տարբեր չափիչ սարքերով ստացված փորձնական արդյունքները:

Տեղեկատվական են ռեոգրաֆիայի մեթոդով էլեկտրահաղորդականության ակտիվ և ունակային բաղադրիչների առանձին գրանցումները: Կարևոր է, որ ճիշտ ընտրել չափվող հոսանքի պարամետրերը: Հոսանքի ուժը պետք է լինի հնարավորինս փոքր: Այս դեպքում չափվող հոսանքը չի առաջացնում ԿՀ-ի ֆունկցիոնալ և կառուցվածքային փոփոխություններ [8]: Չափվող հոսանքի հաճախությունը կախված է հետևյալ գործոններից՝

1. Ինչքան ցածր է հաճախությունը, այնքան լավ են արտահայտվում ԿՀ-ի և արյան միջև էլեկտրական հատկությունների տարբերությունները, ԿՀ-ի ֆիզիալո-գիական վիճակը
2. Մեծ ազդեցություն ունի հաճախության ընտրությունը: Ինչքան մեծ է հաճախությունը, այնքան փոքր է էլեկտրոդ-հյուսվածք բաժանման սահմանին դիմադրությունը: 1000 *Հց*-ից ցածր հաճախությունների դեպքում ի հայտ են գալիս կոպիտ սխալներ՝ պայմանավորված էլեկտրոդների վրա բևեռացման երևույթներով [6, 152, 153]
3. Ցածր հաճախությունների դեպքում մեծանում է հյուսվածքի դիմադրությունը և հատկապես մաշկի դիմադրությունը: Ոչ արյունալի մեթոդներում անցնող հոսանքը նախ պետք է հաղթահարի մաշկի մեծ դիմադրությունը, հետո նոր ներթափանցի ներքին հյուսվածքներով:

Արդեն իսկ վաղ հետազոտություններում ցույց էր տրվել, որ օրգանիզմի ընդհանուր վիճակի գնահատման համար ավելի տեղեկատվական են ներքին օրգանների և ավելի խորը կառուցվածքների հյուսվածքների դիմադրության չափումները, որոնք կատարվում են հյուսվածքի մակերեսից [17, 30, 38]: Նկ. 1.7-ում ցույց է տրված մաշկի

ընդհանուր դիմադրության (իմպեդանսի) կախվածությունը հաճախությունից:



Նկ.1.7. Օրգանիզմի ընդհանուր դիմադրության (իմպեդանս) կախվածությունը հաճախությունից: 1-չոր մաշկ, 2-էլեկտրահաղորդիչ մածուկով պատված մաշկ, 3-կնճռոտված մաշկ, 4- էլեկտրահաղորդիչ մածուկով պատված կնճռոտված մաշկ

Այս նկարից երևում է, որ ոչ արյունալի ռեոգրաֆիայի մեթոդներում չափումները պետք է կատարվեն բարձր հաճախությունների տակ, սակայն ավելի տեղեկատվական համարվում են ցածր հաճախության դեպքում չափումները [17]:

Մյուս մեթոդը դա էլեկտրապլետիզմոգրաֆիայի մեթոդն է: Այս մեթոդի առաջին թերությունը հանդիսանում է հետազոտության արդյունքների մեկնաբանման դժվարությունը [18]: Մյուս թերությունը պայմանավորված է էլեկտրական դիմադրության և օրգաններով արյան շրջանառության պարամետրերի մեծությունների միջև հարաբերակցության քանակներով [39, 40]: Էլեկտրապլետիզմոգրաֆիայի մեթոդով տվյալների վերլուծությունը կարող է բարդանալ՝ արյան հոսքի արագությունից կախված [28, 29, 98]:

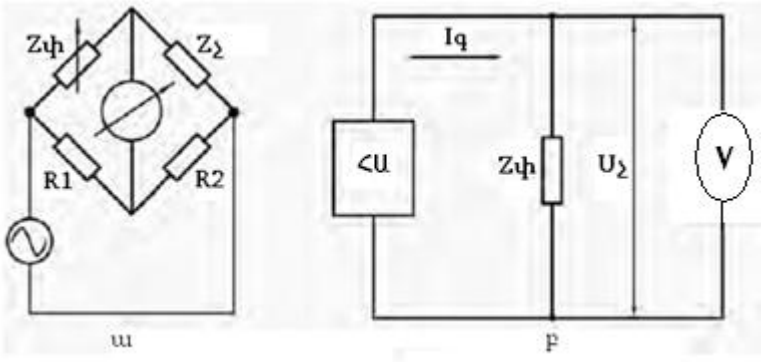
Իմպեդանսամետրիայի մեթոդը հանդիսանում է ԿՀ-ի էլեկտրական բաղադրիչների հետազոտման մեթոդ: Իմպեդանսը ներկայացնում է իրենից էլեկտրոդների միջև ընդհանուր դիմադրություն: Քանի որ ռեոգրաֆիայի մեթոդում իմպեդանսի մեծությունը կախված չէ չափվող հյուսվածքի երկրաչափական չափսերից, ապա նրա տեղեկատվական արժեքը աննշան է: Ավելի արժեքավոր է իմպեդանսի հաճախային կախվածությունը [42]:

Կոնդուկտամետրայի մեթոդը էլեկտրաքիմիական վերլուծությունի մեթոդներից մեկն է, որը կիրառվել է դեռևս 100 տարի առաջ: Սկզբնական շրջանում այն օգտագործվում էր որպե էլեկտրոլիտների էլեկտրահաղորդականության չափման մեթոդը: Ներկայումս կոնդուկտամետրայի մեթոդը օգտագործվում է գիտության տարբեր բնագավառներում՝ հատկապես կենսաբանությունում և բժշկությունում: Այս մեթոդի հիմնական առավելությունն այն է, որ գրանցվում է նյութի էլեկտրահաղորդականությունը: Այս մեթոդի հիմքում ընկած է ԿՀ-ի էլեկտրահաղորդականության և նրա բաղադրիչների միջև կապը [2]: Ի տարբերություն էլեկտրապլետիզմագրաֆիայի և իմպեդանսամետրիայի մեթոդների՝ կոնդուկտա-մետրիայի մեթոդով չափման արդյունքները հանդիսանում են բացարձակ, կախված չեն չափվող սարքի տեսակից և չափման գործընթացից, քանի որ գրանցվում են ԿՀ-ի էլեկտրական բաղադրիչները:

Ներկայումս կոնդուկտամետրիայի մեթոդը ունի լայն կիրառություն բժշկության մեջ [7]: Սակայն այս մեթոդը ևս ունի թերություն: Չափման ժամանակ առաջանում է անհրաժեշտություն չափումները կատարել հատուկ խցիկում [44]: Չափումներ իրականացնելու համար անհրաժեշտ է հյուսվածքից առանձնացնել նմուշ, որն էլ առաջացնում է հյուսվածքի վնասվածք, հետևաբար միշտ չէ հնարավոր այս մեթոդը կիրառել կլինիկայում: Այս իրավիճակը կտրուկ սահմանափակում է կոնդուկտամետրիայի չափման մեթոդի կիրառությունը բժշկության մեջ: Այդ պատճառով այն օգտագործվում է բժշկության մեջ միայն հեղուկ միջավայրերի (արյուն, լիմֆա, պլազմա, մեզ և այլն) հետազոտությունների դեպքում: Կոնդուկտամետրիայի մեթոդով չափումները ի տարբերություն վերը դիտարկված ռեոգրաֆիայի և իմպեդանսամետրիայի մեթոդների, թույլ են տալիս ամբողջովին բացառել էլեկտրոդների սահմանային ազդեցությունները: Կոնդուկտամետրիայի մեթոդով չափումները ավելի արժեքավոր կլինեն անմիջապես օրգաններից և հյուսվածքներից գրանցումներ կատարելով, քանի որ էլեկտրակաղորդականության մեծությունը խիստ կապված է հյուսվածքի ֆիզիոլոգիական վիճակից:

ԿՀ-ի էլեկտրահաղորդականությանը չափվում է նաև դասական կամրջակային սխեմյով, որը ցույց է տրված նկ. 1.8-ում: Այն բաղկացած է R1, R2 դիմադրություններից,

չափվող անհայտ Zչ իմպեդանսից, փոփոխական Zփ իմպեդանսից, որն էլ բաղկացած է ակտիվ և ունակային դիմադրություններից (նկ.1.8) :



Նկ.1.8. էլեկտրահաղորդականության չափման սխեմա՝ կամրջակային (ա), վոլտմետրային (բ) չափումների համար

Կամրջի մի անկյունագծին միացնում են փոփոխական լարման գեներատորը, իսկ մյուսին՝ լարման չափիչը: Zփ-ի բաղադրիչները փոփոխվում են այնպես, որպեսզի չափիչը ցույց տա զրո: Կամրջի հավասարակշռության դեպքում տեղի է ունենում այս պայմանը՝

$$\frac{Zչ}{Zփ} = \frac{R2}{R1}, \qquad (1.6)$$

որից էլ որոշում են ակտիվ և ունակային բաղադրիչները:

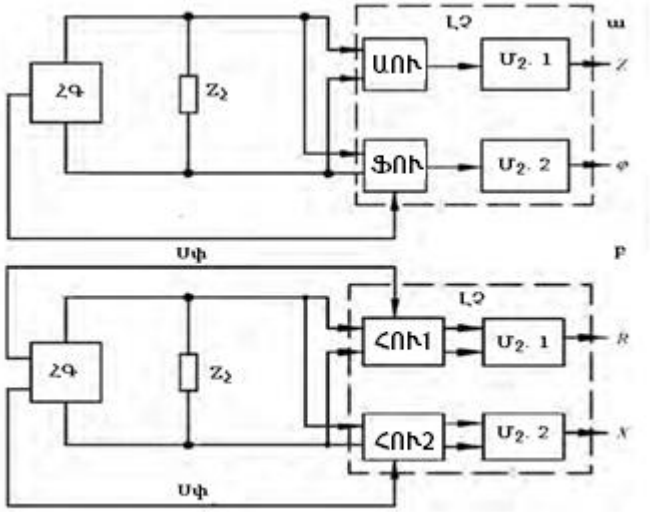
$$Rչ = \frac{R2}{R1} Rփ \qquad (1.7)$$

$$Xչ = \frac{R2}{R1} Xփ \qquad (1.8)$$

Կամրջակային չափիչները ապահովում են չափման բարձր ճշտություն, բայց քանի որ Zփ-ի կարգավորման ընթացքը պահանջում է որոշակի ժամանակ, ապա գործնականում ԿՀ-ի էլեկտրահաղորդականության չափման մեջ դրանք չեն օգտագործվում: Հիմնականում ԿՀ-ի էլեկտրահաղորդականության չափման մեթոդների օգտագործումը հիմնված է Օհմի օրենքի հիման վրա, որից ստանում ենք իմպեդանսի մոդուլը՝

$$Z_{չ} = \frac{U_{չ}}{I_q} \qquad (1.9)$$

Կոմպլեքս իմպեդանսի չափման ժամանակ օգտագործում են հետևյալ սխեման (նկ. 1.9 ա):



Նկ.1.9. Կոմպլեքս իմպեդանսի չափման սխեման՝ օգտագործելով ամպլիտուդային և ֆազային ուղղիչներ (ա), համաժամ ուղղիչներ (բ)

Այստեղ ԱՈՒ-ն ամպլիտուդային ուղղիչն է, որի ելքում հաստատուն լարումը համապատասխան է իմպեդանսի մոդուլին, ՖՈՒ-ն ֆազային ուղղիչը, որը ձևավորում է հաստատուն լարում՝ համապատասխան գեներատորի հոսանքի և օբյեկտի փոփոխական լարման փուլային շեղմանը: Մշակման բլոկներում (Մշ.1, Մշ.2) ուղղիչներից լարումը փոխակերպվում է իմպեդանսի մոդուլի և ֆազային անկյան, որը հետո կարող է ընդունվել որպես ակտիվ և ունակային դիմադրություններ: Դրա հետևանքով ՀՈՒ1-ի (համաժամ ուղղիչ) և ՀՈՒ2-ի ելքերում ստացվում են հաստատուն լարումներ՝ համապատասխան ակտիվ և ունակային դիմադրություններին: Մշակման բլոկները փոխակերպում են այդ լարումները ակտիվ և ունակային լարումների, որոնք կարող են ընդունվել որպես իմպեդանսի մոդուլ և ֆազային անկյուն: Ներկայացված սխեմաները թույլ են տալիս իրականացնել չափումները մեկ հաճախության դեպքում: Բազմահաճախային չափումների ժամանակ չափումները իրականացվում են հաջորդաբար: Այս դեպքում առաջին հերթին մեծանում է չափման տևողությունը, երկրորդ հերթին՝ տարբեր հաճախությունների դեպքում ստանում են տարբեր

արդյունքներ՝ ժամանակի տարբեր պահերի համար, որոնք որոշ դեպքերում անթույլատրելի են: Այս թերությունների վերացման համար օգտագործում են հյուսվածքով անցնող փոփոխական հոսանք, որը պարունակում է մի քանի հարմոնիկաներ: Ներկայացված սարքերը լայն կիրառվում են անարյուն չափումների դեպքում՝ 1 *կՀ*g-ից 1 *ՄՀg* հաճախային տիրույթում: Ավելի բարձր հաճախությունների դեպքում կիրառում են այլ սարքեր: Էլեկտրամագնիսական դաշտերի կլանումը կամ անդրադարձումը հյուսվածքով իրականացվում է 100 *ԳՀg* հաճախությունների դեպքում:

Այսպիսով ԿՀ-ի էլեկտրական հատկությունների ուսումնասիրությունները, կախված հետազոտման նպատակից, պահանջում են իմպեդանսի չափման տարբեր մեթոդներ, էլեկտրապլետիզմոգրաֆիայի չափումներ, էլեկտրահաղորդականության և դիէլեկտրիկ թափանցելիության չափումներ՝ կախված հաճախությունից:

ԿՀ-ի էլեկտրական հատկությունների ուսումնասիրության պրակտիկ կիրառումը կլինիկայում սկսվել է 50 տարի առաջ [15, 136]: Հյուսվածքի էլեկտրական հատկությունների չափման արդյունքների կիրառումը բժշկության մեջ շատ պարզ է: Այդ հատկությունների միջոցով որոշում են հյուսվածքի տարբեր տեղամասերի պաթոլոգիկ փոփոխությունները, օրգաններով արյան մատակարարման արագությունը [35, 138]: Ներկայումս մշակված են այլ մեթոդներ, որոնք կիրառվում են տարբեր օրգանների արյան շրջանառության խախտումները բացահայտելու համար [24, 25]: Գինեկոլոգիայում ավելի հաճախ օգտագործվում է կոնդուկտամետրայի մեթոդը, որը թույլ է տալիս իրականացնել տարբեր հիվանդությունների ժամանակ ախտորոշում և ղեկավարել բուժման արդյունավետությունը [36, 37]: Կոնդուկտամետրայի մեթոդի առավելությունը էլեկտրահաղորդականության չափման որոշումն է և չափման բարձր ճշգրտությունը: Իմպեդանսամետրիայի չափումները օգտագործվում են ֆիզիոլոգիական գործընթացների գրանցման [47], կենսունակ հյուսվածքների և օրգանների ղեկավարման համար [48]:

ԿՀ-ի էլեկտրական բնութագրերի չափման հիմնական առավելություններն են՝

1. Առանց վնասվածքների բազմակի չափումները

2. Որոշ դեպքերում օրգանիզմի ֆունկցիոնալ վիճակի գնահատումը կամ դեղորայքային ազդեցությունը:

Ախտորոշիչ մեթոդների առավելությունը ԿՀ-ի էլեկտրական բնութագրերի հետազոտումն է և ուսումնասիրվել է մի շարք հեղինակների կողմից [15, 112, 152, 157]:

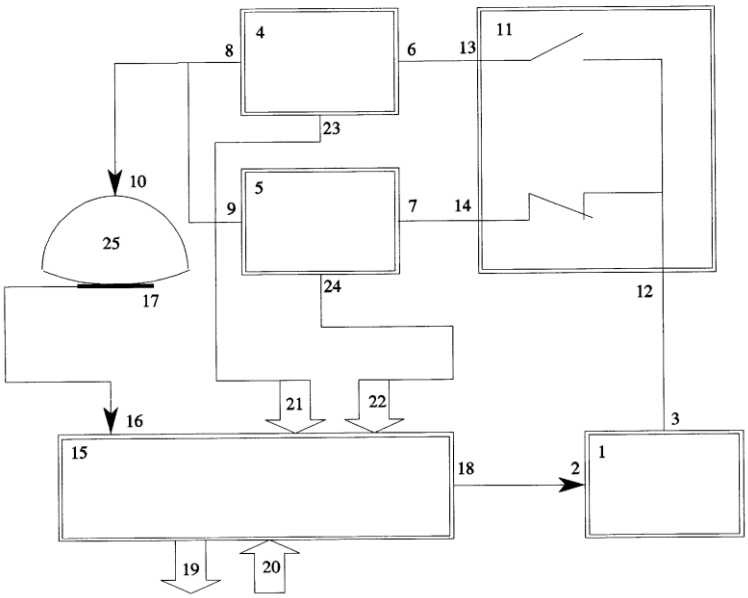
1.3. Կենսահյուսվածքի էլեկտրահաղորդականության հայտնի չափիչ սարքերի ընդհանուր նկարագրությունը և դրանց թերությունները

ԿՀ-ի էլեկտրահաղորդականության չափիչ սարքերի օգտագործումը սկսվել է 1990-ական թվականներից: Ներկայումս աշխարհում հայտնի են մի քանի ֆիրմաներ, որոնք իրականացնում են այդպիսի սարքերի արտադրությունը: ԿՀ-ի էլեկտրահաղորդականության չափիչ սարքերը կարելի է դասակարգել՝ ելնելով մի քանի դասակարգումներից՝

1. Ըստ էլեկտրոդների տեղադրման քանակի: Մի քանի էլեկտրոդների տեղադրման դեպքում օգտագործում են իմպեդանսի եռաբևեռ, իսկ մեկ էլեկտրոդի տեղադրման դեպքում՝ միաբևեռ չափման մեթոդները:
2. Ըստ օգտագործվող էլեկտրոդի տեսակի: Շատ սարքեր նախատեսված են փոխանակելի էլեկտրոդներով աշխատելու համար, այդ թվում նաև մեկանգամյա օգտագործվող էլեկտրոդներով: Այդպիսի էլեկտրոդները միանում են սարքին լարերի, սեղմիչների օգնությամբ: Որոշ սարքերում դրանք հանդիսանում են սարքի բաղկացուցիչ մաս, որոնք մշտապես միացված են չափիչ սխեմային
3. Ըստ հաճախությունների թվի, որոնցով իրականացվում են չափումները: Հայտնի են մեկ հաճախության դեպքում չափիչ սարքեր, որոնք որպես օրենք աշխատում են 50 *կՀց* հաճախության դեպքում: Գոյություն ունեն նաև բազմահաճախային սարքեր, որոնք գրանցումները կատարում են մի քանի տասնյակ և հարյուրավոր հաճախությունների դեպքում
4. Ըստ ԿՀ-ի էլեկտրահաղորդականության պարամետրերի չափումների, որոնց թվին են պատկանում հաղորդականության մոդուլը, ընդհանուր հաղորդականությունը, ակտիվ և ունակային դիմադրությունները, ֆազային անկյունը
5. Ըստ տվյալների մշակման համար համակարգչային ծրագրերի օգտագործման
6. Ըստ չափերի և զանգվածների:

Բոլոր սարքերը ունեն մեկ ընդհանուր բնութագիր՝ նրանք մեկ հաճախությունից անցնում են բազմահաճախային վերլուծության, որը ավելի շատ ինֆորմացիա է տալիս հետազոտվող օբյեկտի մասին:

Հայտնի են ԿՀ-ի էլեկտրական բնութագրերի չափման մի քանի սարքեր, որոնք չափում են ԿՀ-ի էլեկտրական բնութագրերը՝ հյուսվածքին ելքային իմպուլսներ հաղորդելով [82, 117]: Հոսանքի իմպուլսի անցման ժամանակ չափում են ակտիվ բաղադրիչը, իսկ հոսանքի իմպուլսի բացակայության դեպքում՝ ունակային բաղադրիչը: Հյուսվածքով հոսանքի իմպուլսի դրական բաղադրիչի անցման ժամանակ չափում են նրա գումարային ակտիվ հաղորդականությունը, իսկ բացասականի դեպքում՝ ԿՀ-ի գումարային ունակային բաղադրիչը: Դրա հետևանքով գումարային ունակային բաղադրիչը որոշվում է հոսանքի ապաբևեռացման միջոցով [31]: Նկ.1.10-ում բերված վերը նշված սկզբունքով աշխատող սարքի կառուցվածքային սխեման:



Նկ.1.10. ԿՀ-ի ունակային և ակտիվ դիմադրությունները չափող սարքի կառուցվածքը

Սխեմայի չափման պարամետրերն են՝

1. Հոսանքի հաճախություն՝ 100 *Հg*-ից 500 *կՀg* է;
2. Հյուսվածքին միացվող իմպուլսի ելքային ազդանշանի ամպլիտուդա՝ 1 Վ-ից 12 Վ է:

Սարքը բաղկացած է ստանդարտ իմպուլսների գեներատորից (1), որն ունի մեկ ղեկավարվող մուտք (2) և մեկ ելք (3), տվիչների բլոկից (4,5), որոնցից յուրաքանչյուրը համապատասխանաբար ունի անալոգային մուտք (6, 7) և մեկ անալոգային ելք (8, 9): Անալոգային ելքերը միացված են մեկ հոսանքի էլեկտրոդին (10): Սարքը կազմված է մեկ մուտքով (12) անալոգային կրկնիչից (11), որի ելքը միացված է (1) ղեկավարվող գեներատորի մուտքին (3) և երկու ելքերից (13, 14)՝ միացված (6, 7) ելքերին և ամպլիտուդային տվիչների ելքերին (4, 5) համապատասխանաբար: Սարքը ներառում է միկրոծրագրային ղեկավարում (15), որի մուտքը (16) միացված է ինդեֆերենտ էլեկտրոդին (17), իսկ (18) ելքը միացված է ղեկավարվող գեներատորի (2) մուտքին:

Նշված սարքի թերությունը հանդիսանում է ախտորոշման ոչ մեծ ճշգրտությունը՝ պայմանավորված մի քանի պարամետրերի միաժամանակյա չափումներով և հատկապես հյուսվածքի ակտիվ և ունակային հաղորդականության չափումների սխալների առկայությամբ:

Հայտնի է, որ կենդանի հյուսվածքների էլեկտրամագնիսառեզոնանսային հաղորդականության մեթոդը իրականացվում է ռեզոնանսային դիմադրության և տատանողական կոնտուրի ռեզոնանսային ունակության մեծությունների որոշմամբ: Տատանողական կոնտուրի ռեզոնանսային դիմադրության և ռեզոնանսային ունակության որոշումը ԿՀ-ի վրա առանց ազդեցության և ազդեցությամբ իրականացվում է համապատասխան ամպլիտուդահաճախային բնութագրերով, որոնք որոշվում են սկանավորմամբ՝ տատանողական կոնտուրի ամեն հաճախականության դեպքում, այնուհետև՝ ԿՀ-ի էլեկտրահաղորդականության ակտիվ և ունակային բաղադրիչները [32]:

Այս հայտնի սարքը ունի չափման մեծ բարդություններ, որոնք կապված են ինդուկտիվ կոճի արտաքին և ներքին էլեկտրամագնիսական դաշտերում ԿՀ-ի սևեռման հետ, որն էլ իր հերթին ազդում է ախտորոշման, հետազոտման որակի վրա: Նրա ցածր տեղեկատվությունը՝ կապված հիվանդության վաղ շրջանում տեսանելի փոփոխությունների հետ, որոնք ի հայտ են գալիս հատկապես ԿՀ–ի էլեկտրահաղորդականության հաճախային կախվածությունների ժամանակ: Բացի դրանից ամեն հյուսվածքի հաղորդականությունը անհատական է, որը և բարդացնում է

հայտնի մեթոդների օգտագործման ժամանակ գնահատման չափանիշները: Կենդանի հյուսվածքի ախտորոշման համար առաջին հերթին ուսումնասիրում են տատանողական կոնտուրի պարամետրերը, որոնք հաղորդվում են հետազոտվող օրգանիզմին:

Գոյություն ունեն ԿՀ-ի էլեկտրահաղորդականության չափիչ սարքերի մի շարք տարատեսակներ: Նրանց թվին են պատկանում հատուկ հաճախային տիրույթում եռաբևեռ չափման սխեմաները, ինչպես նաև հաճախության նեղ տիրույթում բարձր ճշտությամբ իմպեդանսի ֆազային անկյան չափումները [72, 82, 94, 117, 162]: Սովորական կամրջակային չափիչները չեն օգտագործվում ԿՀ-ի էլեկտրահաղորդականության չափման համար, քանի որ փորձնականորեն չեն կիրառվում: ԿՀ-ի էլեկտրահաղորդականության նոր չափիչ սարքերի ստեղծումը պահանջում է բարդ տեխնիկական խնդիրների լուծում: Այդպիսի սարքերը ունեն բարձր տեխնոլոգիականություն և բավական թանկ են:

Ամենապարզ միասեգմենտ, մեկ հաճախային տիրույթում աշխատող օրգանիզմի ընդհանուր հաղորդականության չափիչ սարքերը հայտնի են դեռևս 1980-ական թվականներից: Դրանց հիմնական նշանակությունն այն է, որ ԿՀ-ի էլեկտրահաղորդականությունը չափվում է 50 *կՀց* հաճախության դեպքում: Այսպիսի սարքերի արտադրությամբ *RJL Systems* (ԱՄՆ) ֆիրման, որը հայտնի է *RJL-101* ընդհանուր դիմադրության չափիչ սարքով: Նմանատիպ սարքերից են՝ *Quantum X, Quantum II, Quantum II Desktop* սարքերը որոնք արտադրում են *Akern* (Իտալիա), *Biodynamics* (ԱՄՆ), *ImpediMed* (Ավստրալիա): Ստանդարտ միացման դեպքում էլեկտրոդները տեղադրվում են աջ ձեռքին և ձախ ոտքին, չնայած դրանք կարելի է դասավորել նաև ուրիշ դիրքերով: Այս սարքերի բնութագրերը բերված են աղյուսակ 1-ում:

Առանձին դասին են պատկանում այն սարքերը, որոնք վերլուծությունը կատարում են իմպեդանսասպեկտրասկոպիայի համար: Դրանց հիմնական առավելությունը կայանում է նրանում, որ լայն հաճախային տիրույթում ակտիվ և ունակային դիմադրությունների չափումները ստացվում են Կոուլի մոդելից, որից էլ ստացվում է ներբջջային և արտաբջջային հեղուկների ծավալի հաշվարկը: Այդպիսի

դասին պատկանող սարք է *Xitron Thechnologies* (ԱՄՆ) ընկերության արտադրած *Hydra 4200* սարքը, որը չափումները կատարում է 50 հաճախությունների դեպքում (1 *կՀց*-ից մինչև 1 *ՄՀց*), իսկ երկրոդ դասինը՝ *ImpediMed* ընկերություն (Ավստրալիա) կողմից արտադրած *SFB7* սարքը՝ և 256 հաճախությունների դեպքում (4 *կՀց*-ից մինչև 1 *ՄՀց*): Վերլուծության համար այս երկու սարքերի դեպքում էլ անհրաժեշտ է ծրագրային ապահովում:

Աղյուսակ 1.1. Հայտնի սարքերի պարամետրերը

Տեսակը	*Հաճախություն. կՀց*	*Չափման տիրույթ. Օմ*	*Չափվող պարամետրերը*
RJL Systems ֆիրմայի սարքեր. ԱՄՆ			
Quantum II	50	0–1000	R, X_C
Quantum X	50	0–1000	R, X_C
Quantum II Desktop	50	0–1000	R, X_C, Z, ϕ.
Quantum III	50	0–1000	
Bodystat ֆիրմայի սարքեր. Մեծ Բրիտանիա			
Bodystat 1500	50	20–1300	R,
Bodystat 1500MDD	5, 50	20–1300	R, X_C, ϕ,
QuadScan 4000	5, 50, 100, 200	20–1300	R, X_C, ϕ,
Data Input ֆիրմայի սարքեր. Գերմանիա			
Nutri-guard-S	50	0–1300	R, X_C
Nutri-guard-M	5, 50 100	0–1300	R, X_C

Բոլոր հայտնի սարքերը չափում են ինչպես ակտիվ, այնպես էլ ունակային հաղորդականության բաղադրիչները հաճախային լայն տիրույթում (10 *կՀց*-ից 100 *ՄՀց*): Էլեկտրահիմպենդանսասկոպիայի մեթոդով չափվում է օրգանիզմի ընդհանուր ջրի քանակը, ներբջջային, արտաբջջային հեղուկների քանակը: Չափումները կատարվում են բարձր հաճախությունների տակ: Մագնիսառեզոնանսային մեթոդով հաղորդականության գրանցման սարքերով չափումները պահանջում են երկար ժամանակ, ախտորոշման ոչ մեծ ճշտություն, որը պայմանավորված է մի քանի

պարամետրերի չափումներով և հատկապես ԿՀ-ի հաղորդականության չափումների սխալների առկայությամբ, ինչպես նաև երկրի մագնիսական դաշտերի առկայությամբ: Մեծ հաճախությունների դեպքում չափվում է գումարային արտաբջջային և ներբջջային հաղորդականությունները, որը չի տալիս անհրաժեշտ տեղեկատվություն հյուսվածքի ֆունկցիոնալ վիճակի մասին: Այս սարքերը թանկ են և պահանջում են չափման հմտություն:

1.4. Գլուխ 1-ի եզրակացություն

Գրականության հետազոտումը ցույց տվեց տվյալ ուղղության հեռանկարային և պրակտիկ նշանակությունը ԿՀ-ի ուսումնասիրության համար: Հյուսվածքի հետազոտումը էլեկտրական բաղադրիչների չափման մեթոդներով չեն թողնում վնասակար ազդեցություն օրգանիզմի վրա: Այս հետազոտությունների համար նախատեսված սարքերը բավական պարզ են և ունեն բարձր ճշտություն և հուսալիություն: Սակայն ԿՀ-ի էլեկտրական հատկությունների ուսումնասիրությունները կատարվում են շատ բարձր հաճախությունների դեպքում: Կլինիկայում ախտորոշիչ նպատակներով ԿՀ-ի էլեկտրական հատկությունների չափումները ներկայացվում են հիմնականում ռեոգրաֆիայի կամ էլեկտրապլետիզմոգրաֆիայի մեթոդներով, որոնց հաճախային տիրույթը 30-300 *կՀց* է: Վերջին տարիներին աճող հետաքրքրություն է ներկայացնում նոր մեթոդներով և սարքերով ԿՀ-ի էլեկտրական հատկությունների հետազոտումը, որով էլ կարելի է գնահատել օրգանների և հյուսվածքների ֆունկցիոնալ վիճակը:

Մյուս կողմից հայտնի է, որ ցածր հաճախային հոսանքը ավելի զգայուն է հյուսվածքի կառուցվածքային տարրերի և ֆունկցիոնալ վիճակի նկատմամբ: Հետևաբար հաճախության նվազման հետ ավելի արժեքավոր են դառնում հետազոտման արդյունքները: Ըստ գրականության տվյալների՝ ԿՀ-ի էլեկտրական հատկությունների հետազոտման տվյալները, մեթոդները և սարքերը ցածր հաճախության դեպքում բավարար չեն: Բացի այդ հայտնի սարքերով գնահատվում են ԿՀ-ի ընդհանուր դիմադրությունը, այնինչ վերջինս կազմված է ակտիվ և ունակային

հաղորդականություններից, որոնց առանձին բաղադրիչների չափումները ավելի տեղեկատվական են օրգանիզմի ֆունկցիոնալ վիճակի գնահատման համար:

Ելնելով գրականության տվյալների ուումնասիրությունից՝ անհրաժեշտություն առաջացավ մշակել հյուսվածքի էլեկտրահաղորդականության չափիչ սարք, որի միջոցով գնահատվում է հյուսվածքների հիդրատացման աստիճանը: Ընտրված փոքր հաճախային տիրույթում 15 *Հg* և 1.5 *կՀg* հաճախությունները թույլ են տալիս գնահատել ներբջջային և արտաբջջային հեղուկների հաղորդականությունը: Մշակված սարքով չափվում է ԿՀ-ով անցնող հոսանքի ոչ միայն ակտիվ, այլ նաև ունակային բաղադրիչը: Չափումները կատարվում են միկրոհզորությունների դեպքում, որով բացառվում է չափվող տեղամասի տաքացումը: ԿՀ-ի հիդրատացման աստիճանի չափման տեխնիկան էապես դյուրացված է, սարքն ապահովում է պահանջվող ճշգրտությունը, կրճատում է չափման համար անհրաժեշտ ժամանակը:

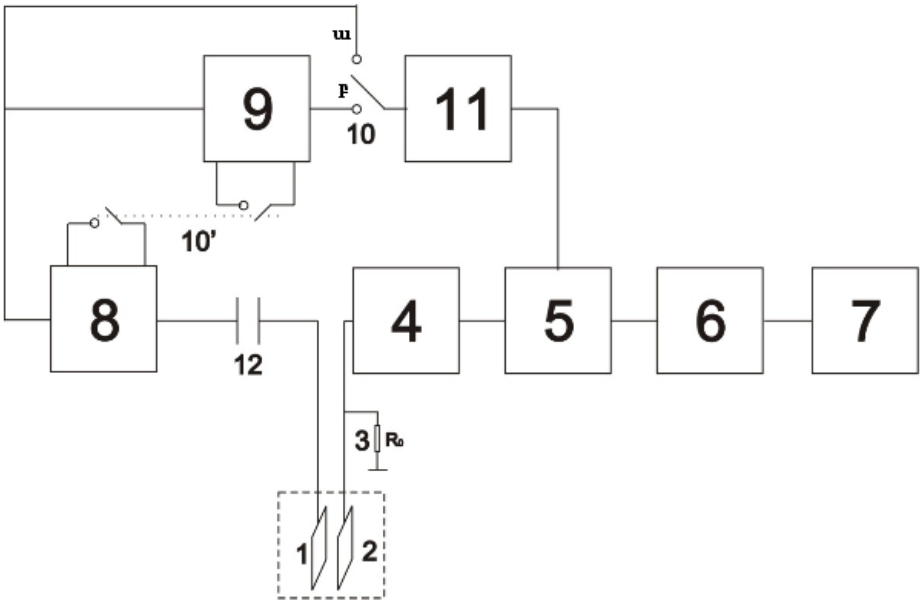
ԳԼՈՒԽ 2. ՉԱՓԻՉ ՍԱՐՔԻ ԿԱՌՈՒՑՎԱԾՔԱՅԻՆ ՍԽԵՄԱՅԻ ՄՇԱԿՈՒՄԸ

2.1 Սարքի կառուցվածքային սխեման և աշխատանքը

Աշխատանքի նպատակն է մշակել ԿՀ-ի էլեկտրահաղորդականության ակտիվ և ունակային բաղադրիչների չափիչ սարք, որի միջոցով կարելի է չափել հիդրատացման աստիճանը և գնահատել դրա փոփոխությունները:

Որպես հիմք վերցվել է սարք [34], որով չափում են հյուսվածքի էլեկտրական դիմադրության ակտիվ և ունակային բաղադրիչները իրարից մոտ 100 անգամ տարբերվող երկու հաճախությունների դեպքում: Չափման հոսանքը (0.01 *մԱ*) և լարումը (35 *մՎ*) պետք է այնքան լինեն, որ բացառվի չափող հոսանքով չափվող տեղամասի տաքացումը: Միաժամանակ չափվում է հյուսվածքի չափման ենթակա տեղամասի ջերմաստիճանը: Սարքը պետք է լինի դյուրակիր՝ հնարավոր չափումներ կատարելու ոչ միայն լաբորատոր, այլ նաև ցանկացած միջավայրում:

Մեր առջև դրված խնդիրը իրականացնելու համար ձևակերպվել է ՀՀ գյուտի արտոնագիր [1]: Մշակված սարքում հաղորդականության չափումները կատարվում են համաձայն հետևյալ գործառային սխեմայի (նկ.2.9)



Նկ. 2.1. Էլեկտրահաղորդականության չափիչ սարքի գործառային սխեման

Սարքը բաղկացած է չափվող հյուսվածքին միանալու համար սեղմակներից (1 և 2), ճշգրիտ ռեզիստորից (3), փոփոխական լարման ուժեղարարից (ՓԼՈՒ) (4), համաժամ ուղղիչ-զտիչից (ՀՈՒՋ) (5), ցածր հաճախության զտիչից (ՑՀՋ) (6), թվային վոլտմետրից (7), սինուսոիդային լարման կայունացված գեներատորից (Գ) (8), 90^0-ի փուլաշրջիչից (9), սինուսոիդային լարմումից ուղղանկյունաձև լարման ձևափոխիչից (Ձ) (11), ճշգրիտ կոնդենսատորից (12), փոխանջատիչներից (10):

Սարքն աշխատում է հետևյալ կերպ՝ չափվող հյուսվածքին միանում են ասեղնաձև էլեկտրոդները և գեներատորի ելքից սինուսոիդային լարումը կոնդենսատորի միջոցով տրվում է էլեկտրոդին: Լարման անկումը R_0 ճշգրիտ ռեզիստորի վրա որոշվում է հետևյալ բանաձևով՝

$$\dot{U}_{R0} = \frac{U_q R0}{R0 + Rh + Rq}, \qquad (2.1)$$

որտեղ U_{R0} - լարման անկումն է R_0 դիմադրության վրա, U_q –գեներատորի ելքի լարումը, R_q _գեներատորի ելքային դիմադրությունը, R_h –հյուսվածքի չափվող տեղամասի դիմադրությունը:

Սովորաբար $R_h >> R_q$, քանի որ հյուսվածքի դիմադրությունը կազմում է 1 *կՕմ*, իսկ գեներատորի ներքին կամ ելքային դիմադրությունը մի քանի Օհմ է: R_0-ն ընտրվել 1 *Օմ*: Մյուս կողմից $R_0 << R_h$ հետևաբար վերը նշված արժեքների դեպքում կարող ենք գրել՝

$$\dot{U}_{R0} = \frac{U_q R0}{Rh} = \dot{U}_q R_0 G_h, \qquad (2.2)$$

որտեղ $G_h=1/R_h$-հյուսվածքի էլեկտրահաղորդականությունն է:

Հետևաբար R_0 ռեզիստորի վրայի լարումը համեմատական է հյուսվածքի էլեկտրահաղորդականությանը: R_0 ռեզիստորի լարումը ուժեղացվում է ուժեղարարով, տրվում է համաժամ ուղղիչ-զտիչին (ՀՈՒՋ), որի ելքում ստացվում է հաստատուն հոսանքի լարում: Երբ 10 փոխանջատիչը գտնվում է ″ա″ դիրքում, ազդանշանի և համաժամ իմպուլսների միջև լարման փուլերը համընկնում են և այդ դեպքում հաստատուն լարումը համեմատական է ԿՀ-ի ակտիվ հաղորդականությանը: Երբ 10 փոխանջատիչը գտնվում է ″բ″ դիրքում, ազդանշանի և համաժամացնող իմպուլսների միջև ստացվում է 90^0-ի փուլային շեղում: Այդ դեպքում ՀՈՒՋ-ի ելքում ունենք

հաստատուն հոսանքի լարում, որը համեմատական է հյուսվածքի ունակային հաղորդականությանը: Այսպիսով, սարքը ապահովում է ԿՀ-ի ինչպես ակտիվ, այնպես էլ ունակային բաղադրիչների հաղորդականության չափումները:

Սարքի ֆունկցիոնալ հնարավորությունները լայնացնելու համար սարքի մեջ մտցվել է էլեկտրոնային ջերմաչափ, ակումուլյատորային մարտկոցի լիցքավորիչ (լիցքավորման գործընթացի ավարտելուց հետո ինքնուրույն անջատումով), կայունացված լարման սնուցման աղբյուր, թվային վոլտմետ:

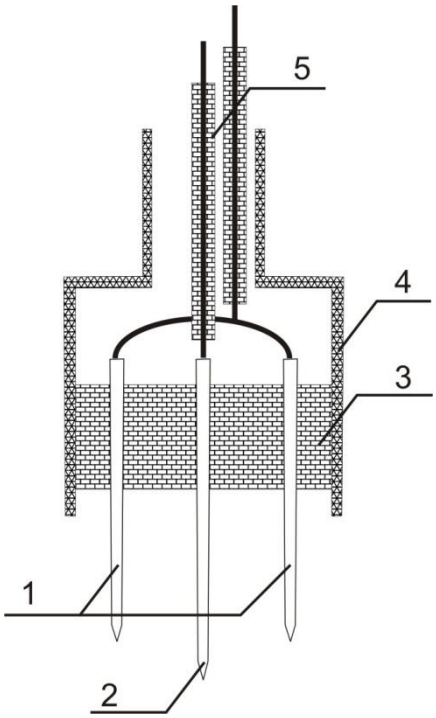
Այսպիսով սարքը բաղկացած է հետևյալ հանգույցները՝

- Չափիչ էլեկտրոդներով գլխիկ
- Ուժեղարար
- Համաժամ ուղղիչ-զտիչ
- Ցածր հաճախությունների զտիչ
- Հաստատուն հոսանքի թվային վոլտմետր
- Գեներատոր, որն ունի երկու հաճախությունների ռեժիմ
- Փուլաշրջիչ
- Սինուսոիդայինից ուղղանկյունաձևի լարման ձևափոխիչ
- Էլեկտրոնային ջերմաչափ
- Կայունացված լարումով սնման աղբյուր
- Ակումուլյատորի լիցքավորման հանգույց

2.2. Հիմնական տարրերը և հանգույցները

2.2.1. Չափիչ էլեկտրոդներով գլխիկ

Չափիչ գլխիկի կառուցվածքի հիմնական պահանջներն են՝ լավ և հուսալի կոնտակտ չափվող օբյեկտի հետ, տվյալ գլխիկով չափման համար մինիմալ ժամանակ, ամեն մի չափումից հետո ջերմային կամ քիմիական ախտահանում: Այս պահանջներին լրիվ բավարարում է չափիչ գլխիկը, որի կառուցվածքը ցույց է տրված նկ. 10 -ում՝



1-կողմնային էլեկտրոդներ (6 հատ)

2-կենտրոնական էլեկտրոդ

3-դիէլեկտրիկ (էբոնիտ)

4-մետաղական պատյանով բռնիչ

5-սարքին միանալու հաղորդալար

Նկ.2.2. Չափիչ էլեկտրոդներով գլխիկի կառուցվածքը

Բոլոր կողմնային էլեկտրոդները (ասեղնաձև, չժանգոտվող պողպատ) միացված են միմյանց և միացված են սարքին մի էկրանային հաղորդալարի միջոցով, իսկ կենտրոնական էլեկտրոդը միացված է սարքին մյուս էկրանային հաղորդալարով: Բոլոր էկրանային հաղորդալարերի էկրանները միացված են պատյան-բռնիչին և սարքի իրանին: Բոլոր էլեկտրոդները մեխանիկորեն միացված են էբոնիտե դիէլեկտրիկական բռնիչին: Կողմնային էլեկտրոդների և կենտրոնական ասեղի միջև հեռավորությունը կազմում է 3 *մմ*, իսկ ասեղների տրամագիծը՝ 1.2 *մմ*, աշխատանքային տեղամասի երկարությունը՝ 14 *մմ*: Գլխիկից սարքին միանալու համար օգտագործվել է ՄԳՏՓԷ0.12 մակնիշի (ռուսական արտադրանք) էկրանային հաղորդալար՝ 50 *սմ* երկարությամբ: Սարքը գլխիկին միացնելու համար օգտագործվել է PC-7TB մակնիշի միակցիչ: Չափիչ գլխիկը հավաքելուց հետո չափվում է կենտրոնական էլեկտրոդի և պատյանի, ինչպես նաև ճառագայթային էլեկտրոդի և պատյանի միջև ունակային դիմադրությունը: Մինչև հյուսվածքի մեջ մտցնելը, էլեկտրոդի ակտիվ դիմադրությունը հավասար է օդի դիմադրությանը՝ $>10^6$ *Օմ:*

Չափիչ էլեկտրոդներով գլխիկի բաղկացուցիչ մաս կազմող էլեկտրոդների միջև էլեկտրաունակության բանաձևի ստացման համար նախ պետք է դիտարկել երկու

էլեկտրոդներից (գլաններից) բաղկացած համակարգի ունակությունը: Այն արտահայտվում է հետևյալ բանաձով [9]՝

$$C = \frac{1}{2(\alpha_{11} - \alpha_{12})}, \tag{2.3}$$

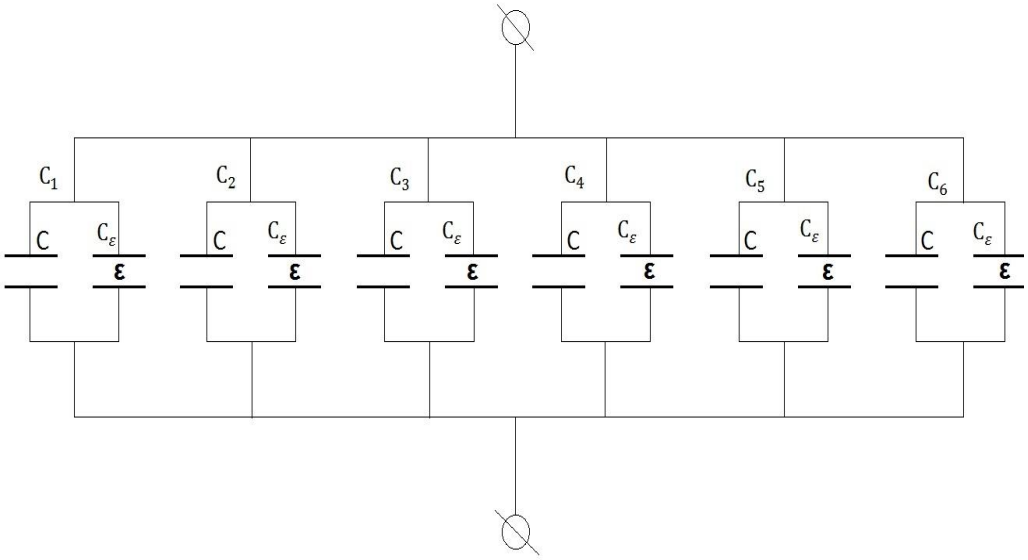
որտեղ α_{11}, α_{12} պոտենցիալային գործակիցներն են: Միջին պոտենցիալների մեթոդով այս գործակիցների համար ստացվել են [9]՝

$$\alpha_{12} = \frac{1}{2\pi\varepsilon_0 l}\left(\mathrm{Arsh}\frac{l}{D} - \sqrt{\frac{D^2}{l^2} + 1} + \frac{D}{l}\right), \tag{2.4}$$

$$\alpha_{11} = \frac{1}{2\pi\varepsilon_0 l}\left(\mathrm{Arsh}\frac{l}{r_0} - \sqrt{\frac{r_0^2}{l^2} + 1} + \frac{r_0}{l}\right), \tag{2.5}$$

որտեղ l-ը գլանի երկարությունն է, r_0-ն՝ գլանի շառավիղը, D-ն՝ գլանների միջև հեռավորությունը, ε_0-ն՝ դիէլեկտրիկական հաստատունը:

Չափիչ գլխիկի էլեկտրոդները մասամբ մտած են դիէլեկտրիկ նյութի մեջ, հետևաբար որպես կոնդենսատորների համակարգ այն կարելի է ներկայացնել հետևյալ սխեմայով (նկ. 2.3):



Նկ.2.3. Չափիչ էլեկտրոդների գլխիկի էլեկտրոդների համակարգի սխեման

Հաշվի առնելով, որ $C_1 = C_2 = \cdots = C_6 = C + C_\varepsilon$՝ ընդհանուր ունակությունը կստացվի՝

$$C_{\text{ընդ}} = C_1 + C_2 + \cdots + C_6 = 6(C + C_\varepsilon)\,, \tag{2.6}$$

որտեղ C-ն և C_ε-ը համապատասխանաբար օդի և դիէլեկտրիկի մեջ գտնվող երկու էլեկտրոդների (գլանների) դեպքում ունակությունն են:

Վերջնական տեսքը կունենա հետևյալ տեսքը՝

$$C_{\text{ընդ}} = 6\varepsilon_0\pi\left\{\frac{l}{\left(\text{Arsh}\frac{l}{r_0} - \sqrt{\frac{r_0^2}{l^2}+1} + \frac{r_0}{l}\right) - \left(\text{Arsh}\frac{l}{D} - \sqrt{\frac{D^2}{l^2}+1} + \frac{D}{l}\right)} + \frac{\varepsilon l_\varepsilon}{\left(\text{Arsh}\frac{l_\varepsilon}{r_0} - \sqrt{\frac{r_0^2}{l_\varepsilon^2}+1} + \frac{r_0}{l_\varepsilon}\right) - \left(\text{Arsh}\frac{l_\varepsilon}{D} - \sqrt{\frac{D^2}{l_\varepsilon^2}+1} + \frac{D}{l_\varepsilon}\right)}\right\}, \tag{2.7}$$

որտեղ l-ը էլեկտրոդների այն մասի երկարությունն է, որը գտնվում է օդում, իսկ l_ε-ը՝ դիէլեկտրիկում:

Բանաձևի մեջ տեղադրելով արժեքները՝ ընդհանուր ունակության համար կսանանք՝

$$C_{\text{ընդ}} = 6 * 8.85 * 10^{-12} * 3.14\left\{\frac{14 * 10^{-3}}{\left(\text{Arsh}\frac{14 * 10^{-3}}{0.6 * 10^{-3}} - \sqrt{\frac{0.36 * 10^{-6}}{196 * 10^{-3}}+1} + \frac{0.6 * 10^{-3}}{14 * 10^{-3}}\right) - \left(\text{Arsh}\frac{14 * 10^{-3}}{3 * 10^{-3}} - \sqrt{\frac{9 * 10^{-6}}{196 * 10^{-6}}+1} + \frac{3 * 10^{-3}}{14 * 10^{-3}}\right)} + \frac{2.1 * 10 * 10^{-3}}{\left(\text{Arsh}\frac{10 * 10^{-3}}{0.6 * 10^{-3}} - \sqrt{\frac{0.36 * 10^{-6}}{100 * 10^{-6}}+1} + \frac{0.6 * 10^{-3}}{10 * 10^{-3}}\right) - \left(\text{Arsh}\frac{10 * 10^{-3}}{3 * 10^{-3}} - \sqrt{\frac{9 * 10^{-6}}{100 * 10^{-6}}+1} + \frac{3 * 10^{-3}}{10 * 10^{-3}}\right)}\right\} \approx 4.2\ \text{պՖ}. \tag{2.8}$$

Նույն ձևով ստանում ենք ունակության հաշվարկը հյուսվածքի մեջ էլեկտրոդը մտնելուց հետո:

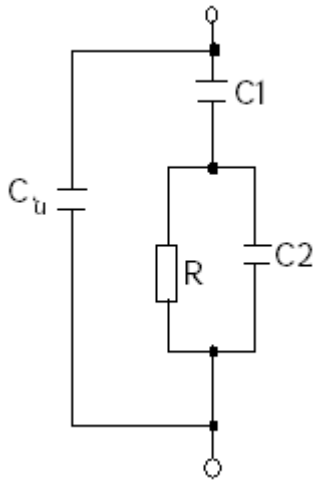
$$C_{\text{ընդ}} = 6\varepsilon_0\pi\left\{\frac{\varepsilon_{\text{արյուն}}l}{\left(\text{Arsh}\frac{l}{r_0}-\sqrt{\frac{r_0^2}{l^2}+1}+\frac{r_0}{l}\right)-\left(\text{Arsh}\frac{l}{D}-\sqrt{\frac{D^2}{l^2}+1}+\frac{D}{l}\right)}+\frac{\varepsilon l_\varepsilon}{\left(\text{Arsh}\frac{l_\varepsilon}{r_0}-\sqrt{\frac{r_0^2}{l_\varepsilon^2}+1}+\frac{r_0}{l_\varepsilon}\right)-\left(\text{Arsh}\frac{l_\varepsilon}{D}-\sqrt{\frac{D^2}{l_\varepsilon^2}+1}+\frac{D}{l_\varepsilon}\right)}\right\}, \quad (2.9)$$

որտեղ $\varepsilon_{\text{արյուն}}$ =60 [164]:

Այդ դեպքում $C_{\text{ընդ}} \approx 9.91$ *պՖ*:

Բանաձևի ստացման համար հաշվի չի առնված այն, որ կենտրոնական էլեկտրոդին շրջապատող վեց կողմնային էլեկտրոդները իրար մոտ են գտնվում, ինչը որոշ չափով կարող է փոխել ունակության հաշվարկը:

Չափիչ էլեկտրոդի ակտիվ և ունակային հաղորդականությունների կախվածությունը հոսանքի հաճախությունից, չափիչ էլեկտրոդի պարամետրերից իրենից ներկայացնում է չափիչ էլեկտրոդի ստատիկ բնութագիրը: Չափիչ գլխիկի յուրաքանչյուր էլեկտրոդ ներկայացվում է հետևյալ էլեկտրական սխեմայով, որը բերված է նկ. 2.4-ում [20]:



Նկ. 2.4. Չափիչ էլեկտրոդի էլեկտրական սխեման էլեկտրահաղորդականության չափման համար, որտեղ C1-ը և C2-ը համապատասխանաբար չափիչ էլեկտրոդի մետաղի և լուծույթի ունակություններն են, $C_{\text{ն}}$-ը ներթափանցման ունակությունը, R-ը՝ լուծույթի ակտիվ հաղորդականությունը:

Չափիչ էլեկտրոդի լրիվ էլեկտրահաղորդականությունը կազմված է G՝ ակտիվ և B՝ ունակային հաղորդականություններից՝

$$Y = G + jB\,, \qquad (2.10)$$

որտեղ $j = \sqrt{-1}$:

G ակտիվ հաղորդականությունը պայմանավորված է բարձր հաճախային էներգիայի կորուստներով: Այն որոշվում է իոնների գաղթով, որն առաջացնում է լուծույթում պոտենցյալի գրադիենտ: Դաշտի առկայության դեպքում B ունակային հաղորդականությունը պայմանավորված է էլեկտրոդի նյութի և լուծույթի լիցքերի դիֆուզիայով: Դաշտը հեռացնելուց հետո այդ լիցքերը վերադառնում են իրենց սկզբնական վիճակին: Համաձայն նկ. 2.4-ում բերված մոդելի՝ ընդհանուր էլեկտրահաղորդականությունը կորոշվի հետևյալ բանաձևով՝

$$Y_{c1} = j\omega C_1,\ Y_{c2} = j\omega C_2,\ Y_{cն} = j\omega C_{ն}\,, \qquad x = \frac{1}{R}\,, \qquad (2.11)$$

որտեղ $= 2\pi f$, x – ը՝ հաղորդականությունը:

Տարրերի զուգահեռ միացման դեպքում $Y_2 = x + j\omega C_2$ և ընդհանուր էլեկտրահաղորդականությունը կորոշվի հետևյալ բանաձևով՝

$$Y = \frac{Y_{c1}Y_2}{Y_{c1} + Y_2} + Y_{cն}: \qquad (2.12)$$

Տեղադրելով Y_{c1} – ի, Y_{c2} – ի, $Y_{cն}$ – ի արժեքները և առանձնացնելով իրական և կեղծ մասերը՝ կստանանք՝

$$G = \frac{x\omega^2 C_1^2}{x^2 + \omega^2 (C_1 + C_2)^2}\,,$$

$$B = \omega C_է = \frac{x^2 \omega C_1 + \omega^3 C_1 C_2 (C_1 + C_2)}{x^2 + \omega^2 (C_1 + C_2)^2} + \omega C_{ն}\,, \qquad (2.13)$$

որտեղ $C_է$-ն էլեկտրոդի համարժեք ունակությունն է:

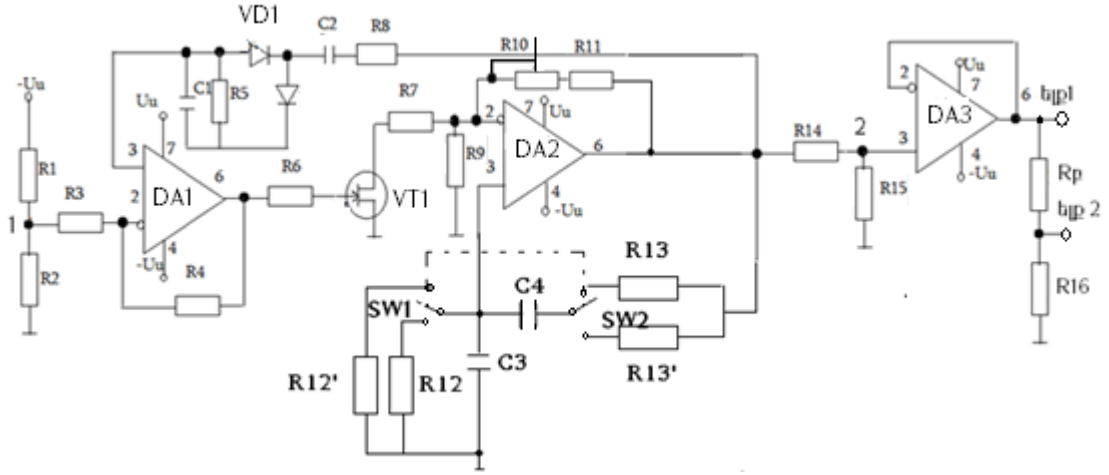
Ստացված բանաձևերի վերլուծությունը ցույց է տալիս, որ ակտիվ հաղորդականությունը ունի մաքսիմում: $x = x_{max} = \omega(C_1 + C_2)$ – ի դեպքում G^{max} – ը՝ կլինի՝

$$G^{max} = \frac{\omega C_1}{[2(C_1 + C_2)]}\ : \qquad (2.14)$$

2.2.2. Սինուսոիդային լարման գեներատոր

Սինուսոիդային լարման գեներատորը (ՍԼԳ) հանդիսանում է մշակվող սարքի կարևոր հանգույցներից մեկը, քանի որ չափվող հաղորդականության մեծությունը համեմատական է ՍԼԳ-ի ելքային լարմանը և գեներատորի լարման ամպլիտուդի ցանկացած անկայունություն կարող է առաջացնել չափման սխալ: Բացի դրանից ՍԼԳ-ն պետք է ունենա երկու հաճախություն, որպեսզի անհրաժեշտության դեպքում աշխատի և՛ ցածր, և՛ բարձր հաճախությունների դեպքում՝ առանց ամպլիտուդի և ձևի փոփոխության:

Նախագծված ՍԼԳ-ը բաղկացած է երկու գործութային ուժեղարարներից (ԳՈՒ), որոնցից մեկը հանդիսանում է գեներացման տարր, իսկ երկրորդը՝ գեներատորի ամպլիտուդի կայունացման ուժեղարար: Բացի դրանից գեներատորը բաղկացած է բաժանիչից և ԳՈՒ-ի վրա լարման կրկնիչից՝ ելքում ցածր մակարդակի լարման և ցածր ելքային դիմադրության համար: Սկզբունքային սխեման բերված է նկ. 2.5-ում՝



Նկ.2.5. Սինուսոիդային լարման գեներատորի սկզբունքային սխեման

Նկ. 2.5-ում սինուսոիդային լարումը ստացվում է DA2-ի միջոցով, որտեղ Վինի կամրջակով դրական հետադարձ կապ է ստեղծվում (դիմադրություններ R12, R13, կոնդենսատորներ C3, C4), իսկ սինուսոիդային լարման կայուն մեծությամբ ամպլիտուդա ապահովելու համար աշխատում է հետադարձ շղթան՝ հավաքած DA1-ով, VD1,VD2 դիոդներով, VT1 դաշտային տրանզիստորով, մի շարք ռեզիստորներով (R1-R9, R10, R11): Գեներատորի հաճախությունը որոշվում է R12, R13 ռեզիստորների և C3, C4 կոնդենսատորների միջոցով համաձայն հետևյալ բանաձևի՝

$$f = \frac{1}{2\pi RC}, \qquad (2.10)$$

$$f1 = \frac{1}{2 * 3.14 * 501 * 10^3 * 20.1 * 10^{-9}} \approx 15\ Հց$$

$$f2 = \frac{1}{2 * 3.14 * 5.01 * 10^3 * 20.1 * 10^{-9}} \approx 1.5\ կՀց,$$

որտեղ R=R12=R13, C=C3=C4:

Մշակված գեներատորն ունի հետևյալ պարամետրերը՝ f1=15 *Հց*, f2=1.5 *կՀց*: Հետադարձ կապի մեծությունը ճշգրտորեն ապահովելու համար DA2-ի բացասական կապի շղթայում դրվում է R10 կիսափոփոխական դիմադրություն: Միկրոհզորությունների ռեժիմ ապահովելու համար ելքային լարման ամպլիտուդը պետք է լինի 30 *մՎ*-ի կարգի, չնայած այդպիսի ամպլիտուդով գեներատորը գրեթե չի աշխատում: Այդ պատճառով լրացուցիչ մտցվում է լարման կրկնիչ, որի մուտքը լարման բաժանիչի միջոցով R14 և R15 ռեզիստորներով միացված է գեներատորի ելքին, որի բաժանման գործակիցը մոտավոր 100 է:

Ելքային լարումը ստանում ենք հետևյալ հաշվարկից՝

1 կետի լարումը հաշվում ենք հետևյալ բանաձևով՝

$$U_1 = \frac{U_u}{R1 + R2} R2 = \frac{5 * 4.9}{3.4 + 4.9} \approx 3\ Վ \qquad (2.11)$$

6 կետի լարումը հավասար է U_1 լարմանը՝ 3 *Վ*: $U_{ելք1}$ լարումը կլինի՝

$$U_{ելք1} = \frac{U_6 R15}{R15 + R14} = \frac{3 * 0.255}{0.255 + 25.5} \approx 0.03\ Վ = 30\ մՎ, \qquad (2.12)$$

$$U_{ելք2} = \frac{U_{ելք1}}{R16 + R_P} R16 = \frac{1 * 30}{100 + 1} \approx 0.3\ մՎ\ , \qquad (2.13)$$

որտեղ Rբ բջջի դիմադրությունն է և մոտավոր 100 *Օմ*-ի կարգի է:

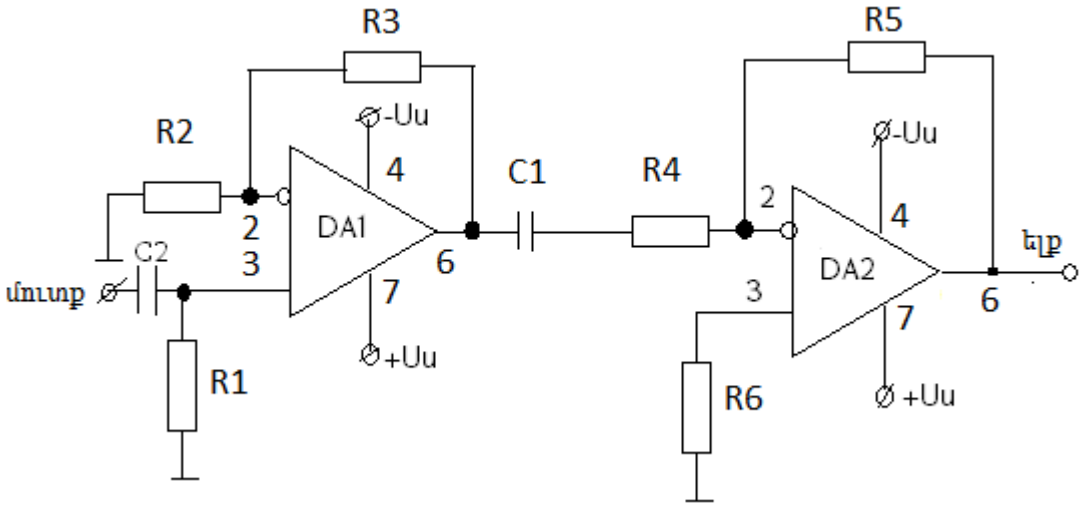
Գեներատորի ելքում լարումը մոտավոր 3 *Վ* է, MC3 միկրոսխեմայի ելքում՝ 30 *մՎ*, ամպլիտուդի կայունությունը 0.1 % մակարդակի:

Ընտրվել են՝ R1- C2-29B-0,125-3.44 *կՕմ±0.1%*, R2- C2-29B-0,125-4.99 *կՕմ±0.1%*, R3- C2-29B-0,125-5.1 *կՕմ±0.1%*, R4- C2-29B-0,125-300 *կՕմ±0.1%*, R5- C2-29B-0,125-

820 *կՕմ±0.1%*, R6- C2-29B-0,125-2 *կՕմ±0.1%*, R7- C2-29B-0,125-2 *կՕմ±0.1%*, R9- C2-29B-0,125-3 *կՕմ±0.1%*, R10- СП5-16ВА-0.25-680 *կՕմ±0.1%*, R11- C2-29B-0,125-3 *կՕմ±0.1%*, R12=R13- C2-29B-0,125-510 *կՕմ±0.1%* (ցածր հաճախության դեպքում), R12′=R13′- C2-29B-0,125-5.1 *կՕմ±0.1%* (բարձր հաճախության դեպքում), R14- C2-29B-0,125-5 *կՕմ±0.1%*, R15- C2-29B-0,125-250 *Օմ±0.1%*, R16- C2-29B-0,125-1 *Օմ±0.1%*, C1=C2- K10-43a-50B-1 *մկՖ*±5%, C3=C4- K10-43a-50B-20.1 *նՖ*±5%: Հաճախությունը փոխելու համար R13-ի և R14-ի փոխարեն միացվում է R13′ և R14′-ը:

2.2.3.Փոփոխական հոսանքի ուժեղարար

Գեներատորի 0.3 *մՎ* ելքային լարումը ուժեղացնելու համար օգտագործվել է փոփոխական հոսանքի ուժեղարար (ՓՀՈՒ): Ուժեղացված սինուսոիդային լարումը փոխանցվում է ՀՈՒՋ-ի մուտքին: Ուժեղացված ցածր հաճախությունը 15 *Հց* է, բարձրը՝ 1.5 *կՀց*, իսկ ուժեղացման գործակիցը 5000: Ելնելով այն հանգամանքից, որ չափումները կատարվում են միկրոհզորությունների ռեժիմում՝ մուտքային ազդանշանը ապահովում է թվային վոլտմետրի աշխատանքը առանց հագեցման: Այս պահանջներին բավարարում է ուժեղարարը՝ հավաքված հետևյալ սխեմայով (նկ.2.6)՝



Նկ. 2.6. Փոփոխական հոսանքի ուժեղարարի կառուցվածքային սխեման

Բացթողման շերտի ցածր սահմանները որոշվում են հետևյալ տարրերով՝ կոնդենսատոր C1=2.2 *մկՖ*, ռեզիստոր R4=20 *կՕմ* և ուժեղացվող ամենաբարձր հաճախություն՝ 10 *կՀց:*

Ուժեղացման գործակիցը ստանում ենք հետևյալ հաշվարկից՝ R1=1 *ՄՕմ*, R2=2 *կՕմ*, R3=1 *ՄՕմ*, R4=20 *կՕմ*, R6=18 *կՕմ*, R5=200 *կՕմ* դեպքում:

$$U_{ելք} = U_{մուտք}(1 + \frac{R3}{R2}) \quad (2.14)$$

$$U_{ելք} = -U_{ելք1}\frac{R5}{R4} = -U_{մուտք}\frac{R5}{R4}\left(1 + \frac{R3}{R2}\right) \quad (2.15)$$

$$|K| = \frac{R5}{R4}\left(1 + \frac{R3}{R2}\right) = 5000 \quad (2.16)$$

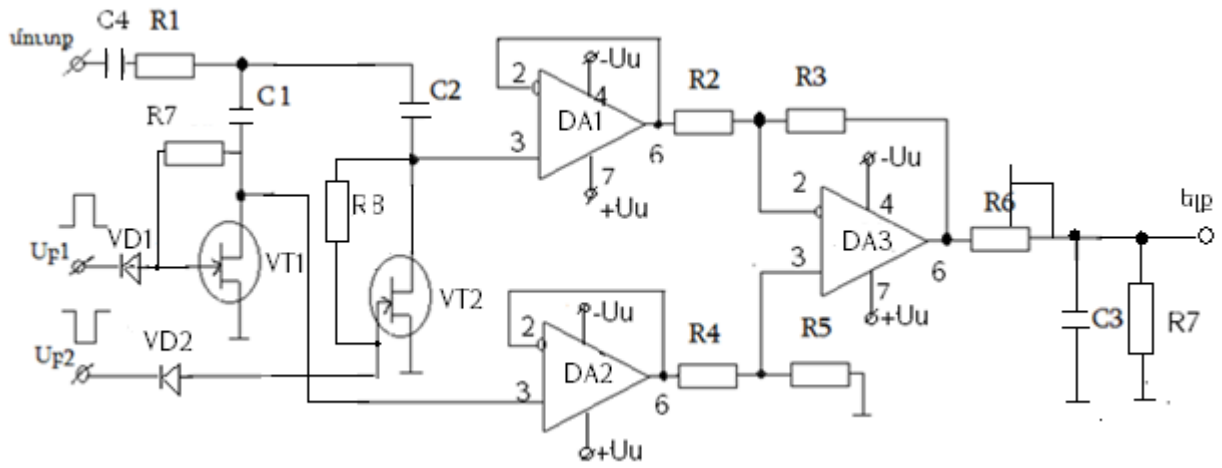
Ուժեղարարի ելքային լարումը 5000 անգամ ուժեղացնելուց հետո կլինի՝

$U_{ելք}$ =5000*0.3 *մՎ*=1.5 *Վ:* (2.17)

Այսպիսով ունենք տվյալ ուժեղարարի համար հետևյալ պարամետրերը՝ ուժեղացման գործակից-5000, բացթողման շերտ՝ 15 *Հg*-ից 1,5 *կՀg*, մուտքում աղմուկների մակարդակը՝ <0.5 *մկՎ*: Մուտքում միացված է ռեզիստոր (3), որի նոմինալ մեծությունը 10 *Օմ* է: Ուժեղարարի ելքում ուժեղացնելով լարումը՝ բեռնվածությունը գրեթե բացակայում է: Ելքային լարումը չափվել է OP-07 ԳՈՒ-ի ելքից ±5 Վ±0.1 Վ սնման լարման և ելքային 1*մՎ* լարման դեպքում:

2.2.4.Համաժամ ուղղիչ-զտիչ (ՀՈՒԶ) և ցածր հաճախությունների զտիչ

ՀՈՒԶ-ի հանգույցը հանդիսանում է սինուսոիդային լարումից հաստատուն լարման ձևափոխիչ՝ ապահովելով ինչպես հաճախային, այնպես էլ փուլային ընտրողունակությունը: Ստացված գեներատորի ելքային ազդանշանի ձևավորումից ՀՈՒԶ-ի ղեկավարման մուտքին տրվում է ուղղանկյունաձև լարում: Նկ. 2.7-ում ցույց է տրված ՀՈՒԶ-ի սխեման, որը օգտագործվել է սարքի մշակման ժամանակ:



Նկ.2.7. Համաժամ ուղղիչ-զտիչի կառուցվածքային սխեման

ՀՈՒՋ-ը աշխատում է հետևյալ կերպ՝ մուտքային լարումը, որը բաղկացած է ազդանշաններից և աղմուկներից, տրվում է R1 դիմադրությանը, ինտեգրվում է R1, C1, C2 շղթայով, ինչպես նաև VT1, VT2 էլեկտրական բանալիներով: Ինտեգրման ընթացքը իրականացվում է այնպես, որ ազդանշանը, լինելով համափուլ ղեկավարվող, նրանց $U_{բ1}$ և $U_{բ2}$ լարումներով փոխանջատվում է և մոտ 10-15 պարբերության ժամանակ գումարվում, իսկ մակածված $U_{բ1}$ և $U_{բ2}$ լարումները կապված չեն փուլով և արդյունքում C1, C2 կոնդենսատորների վրա տալիս են գրեթե զրոյական լարում: C1=C2=C դեպքում ազդանշանի կուտակման ժամանակի հաստատունը կլինի՝ τ=2RC:

Կոնդենստորներից մեկը լիցքավորվում է լարվածության ազդանշանի մեկ կիսապարբերության ընթացքում, իսկ երկրորդ կոնդենսատորը լիցքավորվում է մյուս կիսապարբերության ընթացքում: Կոնդենսատորների վրա լարումը չափելու համար օգտագործում են մուտքային կասկադով լարման կրկնիչներ DA1, DA2 ԳՈՒ-ի վրա: Դրական և բացասական կիսապարբերույթներով լարումների գումարման համար օգտագործված են դիֆերենցիալ մուտքով կասկադ: DA1-ի և DA3-ի համար ընտրված է ԳՈՒ LF357N (National Semiconductor Corporation) տիպի, իսկ DA2-ի համար՝ OP-27 տիպի (Precision Monolitic Corporation): DA3-ի վրա և որոշ թույլ ազդանշանների գրանցման ու չափման համար ապահովում են հաստատուն հոսանքի ուժեղացման անհրաժեշտ մակարդակ: DA3-ի սնուցումը կազմում է ±12 Վ ընդհանուր լարումից:

Էլեկտրական բանալիների աշխատանքի ժամանակ, ինչպես նաև կոնդենսատորների լարումների գումարման ժամանակ, DA3 ԳՈՒ-ի ելքում տեղադրված է RC-ի տեսքով ՑՀՋ: Աշխատանքային աղմուկներից կապված՝ VT1-ի և VT2-ի համար բավական է ժամանակի հաստատունը ընտրել $τ=10.10^{-3}$ *վ*, որը որոշվել է փորձնականորեն: Համաժամ ինտեգրատորի ժամանակի հաստատուն ընտրվել է մոտավոր 1 *վ*, քանի որ չափման ընթացքում չի ենթադրվում հյուսվածքի հաղորդականության արագ փոփոխություն: Այսպիսով, ՀՈՒՋ-ի տարրերը հետևյալն են՝ R1- C2-29B-0,125-1 *ՄՕմ*±0.1%, R2=R4- C2-29B-0,125-5 *կՕմ*±0.1%, R3=R5- C2-29B-0,125-25.5 *կՕմ*±0.1%, R6= R7- C2-29B-0,125-1-10 *կՕհմ*±0.1%, C1=C2- K73-11-50B-0.47 *մկֆ*±1%, C3- K10-43a-50B-1.5 *մկֆ*±5%, C4- K10-43a-50B-2.2 *մկֆ*±5%: VD1 և VD2

դիոդները КД522 դասից են: Բացի այդ տարրերից ԳՈՒ-ի սնուցման շղթայում տեղադրված են կայունցնող կոնդենսատորներ (գծագրում ցույց չի տրված): ՀՈՒՋ-ի ելքային լարումը ստացվում է հետևյալ հաշվարկից՝

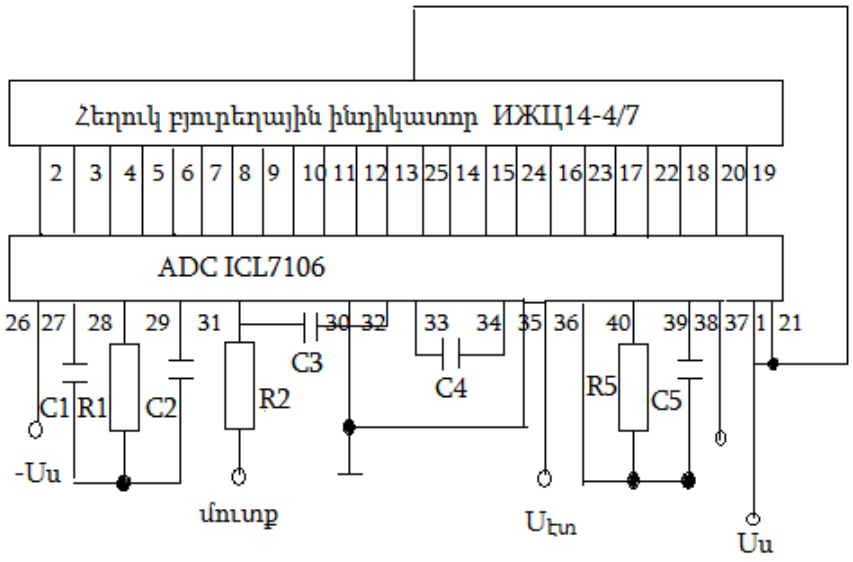
$$U_{ելք} = U_{մուտք}\frac{R_3}{R_2} = U_1\frac{R_3}{R_2} = 1.5 * \frac{25.5}{5} \approx 7.5\ Վ \qquad (2.18)$$

Վոլտմետրի ցուցմունքի և հաղորդականության արժեքների փոխհամաձայնեցման համար ՀՈՒՋ-ի ելքում միացված է լարման բաժանիչ: R6 և R7 դիմադրությունները ընտրում ենք այնպես, որ օրինակ 100 *Օմ* ռեզիստորի արժեքի դեպքում վոլտմետրի ցուցմունքը լինի 100 *մՎ:*

Որպես էլեկտրական փոխանջատիչներ ընտրված են p-n-անցումով դաշտային տրանզիստորներ 2П302А տիպի: Միացված վիճակում նրանք ունեն փոքր դիմադրություն, իսկ լիցքավորված ժամանակ՝ շատ մեծ դիմադրություն:

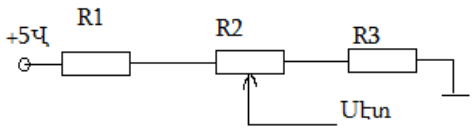
2.2.5. Թվային վոլտմետր

Որպես գրանցիչ օգտագործվել է հեղուկ բյուրեղային թվատախտակով և ICL7106 միկրոպրոցեսորի հիման վրա աշխատող հաստատուն թվային վոլտմետր: Արտաքին դիմադրություններով և արտաքին կոնդենսատորներով միկրոսխեման իրականացնում է անալոգա-թվային ձևափոխիչի (ԱԹՓ) ֆունկցիան, որը աշխատում է կրկնակի ինտեգրման սկզբունքով և մուտքային ազդանշանի բևեռացման ավտոմատ որոշմամբ: Թվային ինֆորմացիան ԱԹՓ-ի ելքում ներկայացվում է յոթ սեգմենտանի կոդով: Նախագծվող սարքի համար նպատակահարմար է $U_{էտ}$=1.000 *Վ* լարման օգտագործումը: Այս դեպքում թվային վոլտմետրը կփոփոխվի ±1.999 *Վ* տիրույթում: Այդ դեպքում միկրոսխեմայի սնման լարումը կազմում է ±5 *Վ*՝ օգտագործելով 1.8 *մԱ* հոսանք: Վոլտմետրի կառուցվածքային սխեման հետևյալն է (նկ. 2.8):



Նկ.2.8. Թվային վոլտմետրի կառուցվածքային սխեման

ICL7106 միկրոսխեմայի համար արտադրողները խորհուրդ են տալիս հետևյալ պարամետրերը՝ C1=0.22 *մկֆ*±5%, C2=0.047 *մկֆ*±5%, C3=0.01 *մկֆ* ±20%, C4=0.1 *մկֆ* ±5%, C5=100 *մկֆ* ±5%, R1- C2-29B-0,125-470 *Օմ*±0.1%, R2- C2-29B-0,125-1 *Օմ*±0.1%, R3- C2-29B-0,125-100 *Օմ*±5%: C1, C2, C4 կոնդենսատորները ընտրված են K73-11 շարքից, իսկ C3 կենդենսատորը՝ K10-17 շարքից՝ ±10% ճշտությամբ: C5 կոնդենսատորը կերամիկական է K10-43 շարքից է, որի ունակությունը 100 *պֆ*±2%: Վոլտմետրի անհրաժեշտ աշխատանքի համար սնուցումը ստանում ենք ընդհանուր սնման աղբյուրից՝ ±5 *Վ*±0.01 *%*: $U_{էտ}$ լարումը ստանում ենք լարման բաժանիչի միջոցով: Դա ցույց է տրված նկ. 2.9-ում:



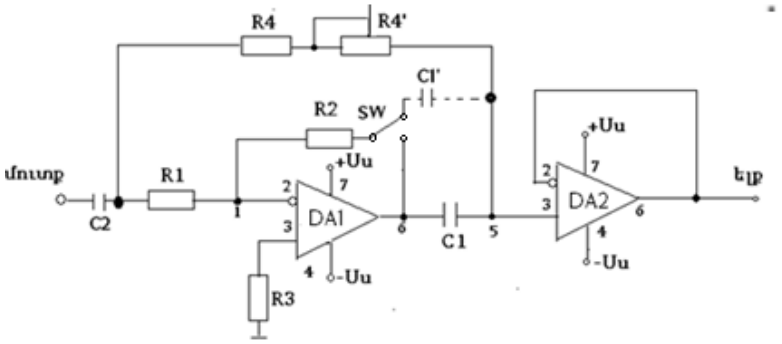
Նկ.2.9. Լարման բաժանիչի սխեման

Լարման բաժանիչի համար ընտրվել են՝ R1=4 *կՕմ*±1%, R2=330 *Օմ*±10%, R3=1 *կՕմ*±1%:

Վոլտմետրի անհրաժեշտ աշխատանքի համար սնուցումը ստանում ենք ընդհանուր սնման աղբյուրից՝ ±5 Վ±0.01 %:

2.2.6. Փուլաշրջիչ

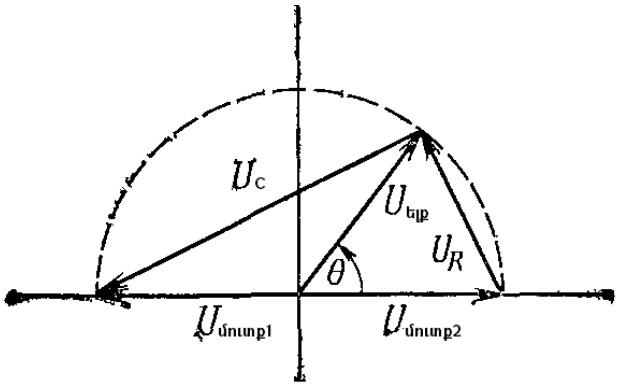
Որպեսզի կարողանանք չափել նաև հյուսվածքի ունակային բաղադրիչը մեզ անհրաժեշտ է ունենալ նաև 90^0-ի փուլաշրջիչ: Դա իրենից ներկայացնում է մի հանգույց, որը հնարավորություն ունի սինուսոիդային լարումից ստանալ նույն ամպլիտուդով, բայց 90^0 շեղված սինուսոիդային լարում: Դա իրականացվում է նկ. 2.10-ում բերված սխեմայով՝



Նկ.2.10. Փուլաշրջիչի էլեկտրական սխեման

Այս նկարում ունենք երկու ԳՈՒ-ների վրա հավաքած սխեմա, որտեղ առաջին սխեմայի վրա հավաքած է ինվերտող ուժեղարար 1 ուժեղացման գործակցով, իսկ երկրորդ սխեմայի վրա՝ լարման կրկնիչ, որի դերը անբեռ ռեժիմում 5 կետի լարման մեծության փոխանցումն է (ապալարման համար, որպեսզի հաջորդ շղթաները չազդեն փուլային 90^0 շեղվածության ճշտության վրա): Սխեմայի մեջ ընտրվել է R1=R2, որը ապահովում է ինվերտող ռեժիմում DA1-ի ելքում փոխանցման գործակցի միավոր լինելը, իսկ փուլի շրջումը ստացվում է R4 ռեզիստորի և C1 կոնդենսատորի միջոցով: R4 դիմադրությունը օգտագործվում է հաջորդաբար միացված R4 և R4′-ի ձևով: Հաշվի առնելով, որ R4′-ը պետք է՝ լինի կիսափոփոխական (փուլի անկյունը ճիշտ ապահովելու համար) ակնհայտ է, որ 90^0 փուլի շրջման դեպքում (R4+ R4′)=1/ωc, որտեղ ω-ն այն անկյունային հաճախությունն է, որի տակ պետք է փուլաշրջիչը աշխատի: Հաշվարկը կատարում ենք հետևյալ կերպ: Ցածր հաճախության դեպքում ընտրում ենք C1=1 *նՖ* իսկ բարձրի դեպքում՝ C1′=100 *նՖ:* R4′- C2-29B-0,125-100 *կՕմ±0.1%*, R4- C2-29B-0,125-900 *կՕմ±0.1%*, (R4+R4′)=1 *ՄՕմ*, R1=R2- C2-29B-0,125-10 *կՕմ±0.1%*, իսկ R3 դիմադրությունը կլինի՝ R3=R1R2/(R1+R2)=5 *կՕմ*: Որպեսզի խուսափենք ինքնագրգռումից, ԳՈՒ-ների սնուցման հաղորդալարերը հողակցում են K10-43a-50B-0.1 *մկՖ±5%* կոնդենսատորներով՝ համաձայն գործարանային կանոնադրության:

Սխեմայի պարզեցման համար R4 և R4′-ի դիմադրության փոխանջատիչը ցույց չի տրված: Փուլաշրջիչի սխեմայի աշխատանքը ներկայացվում է վեկտորական ձևով (նկ.2.11):

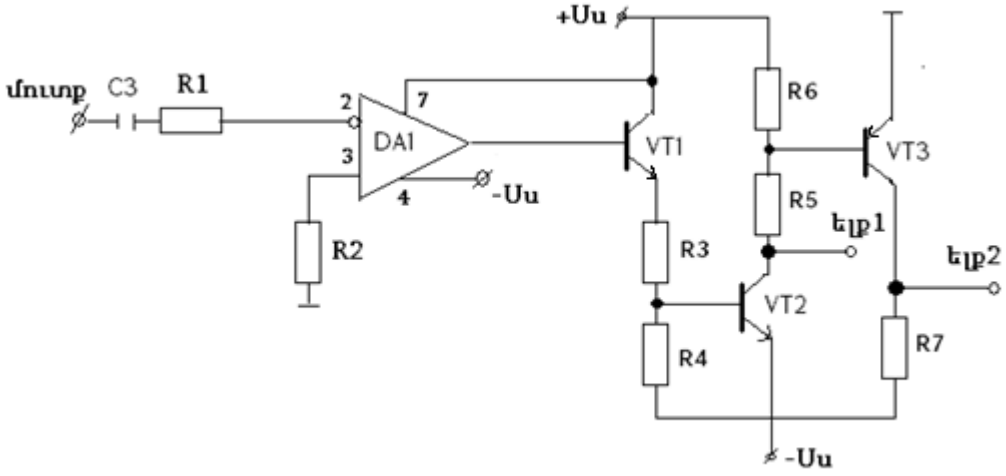


Նկ.2.11. Փուլաշրջիչ սխեմայի լարման վեկտորական դիագրամը

Ելքային լարումը ներկայացվում է միավոր վեկտորի տեսքով: Uc և U_R վեկտորների ուղղությունները, որոնք համապատասխանում են C1 կոնդենսատորի և R4 դիմադրության վրա լարման անկումներին, պետք է լինեն այնպիսին, որպեսզի այդ երկու վեկտորները համապատասխանեն հաստատուն վեկտորի մեծությանը: Այսպիսով ելքային լարումը միշտ ունի միավոր մեծություն, այսինքն այնպիսին ինչպիսին մուտքային ազդանշանի վեկտորն է: Նրա փուլը կարող է փոփոխվել 0-ից 180^0՝ համապատասխան մուտքային ազդանշանի փուլին:

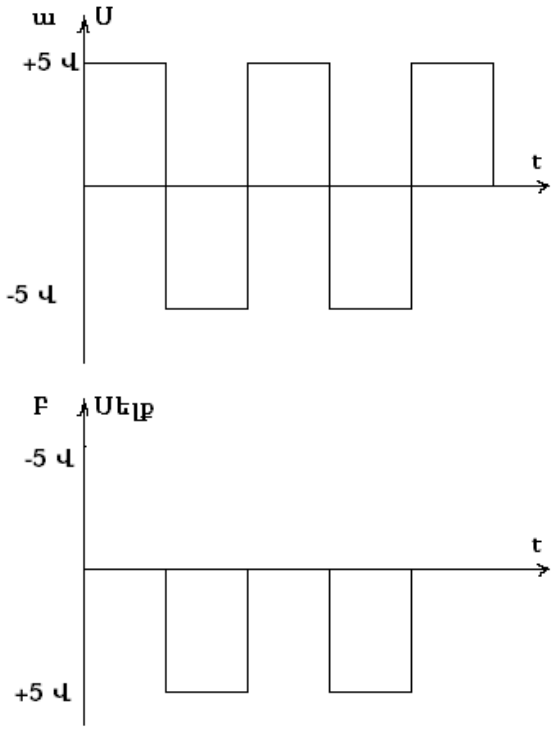
2.2.7. Սինուսոիդային լարումից ուղղանկյունաձև լարման ձևափոխիչ

Մեր սարքում ազդանշանի մշակման համար կա ՀՈՒՋ, որն իր մեջ պարունակում է էլեկտրոնային բանալիներ: Այդ էլեկտրոնային բանալիները իրենցից ներկայացնում են դաշտային տիպի կառուցվածքով տրանզիստորներ, որոնց համար լրիվ բաց վիճակում փականքին տրվում է զրոյականին մոտ լարում, իսկ լրիվ փակ վիճակում՝ -5 Վ և ավել բացասական լարում: Այդ նպատակով օգտագործում ենք նկ. 2.12-ում բերված սխեման:



Նկ.2.12. Սինուսոիդային լարումից ուղղանկյունաձև լարման ձևափոխիչ

Այստեղ մենք ունենք ԳՈՒ-ի վրա հավաքած սինուսից ուղղանկյունաձև հավաքած ձևափոխիչ, որը իրենից ներկայացնում է առանց հետադարձ կապի ուժեղարար: Բավական է ԳՈՒ-ի մեկ մուտքին տալ սինուսոիդային լարում, ապա ելքում կստանանք նույն սինուսոիդային լարումից ձևափոխված ուղղանկյունաձև լարում: Միայն տարբերությունն այն է, որ եթե մենք տանք այդ սինուսոիդային լարումը ինվերտող մուտքին, ապա ելքում կստանանք ուղղանկյունաձև ինվերտված լարում: Եթե լարումը տանք ոչ ինվերտող մուտքին, ապա լարումը կստանանք ուղղանկյունաձև ոչ ինվերտված ձևով: Երկու դեպքում էլ ուղղանկյունաձև լարման ամպլիտուդան կունենա սնուցման լարմանը մոտ մեծություն (սնման լարումներից մոտ 0.5 Վ լարումով պակաս): Նկ. 2.12-ում մշակված սխեման ապահովում է ելքում ինվերտված ուղղանկյունի: Մյուս կողմից սինուսոիդային լարման կիսապարբերությունները հավասարեցնելու համար օգտագործում են R3 դիմադրություն, որպեսզի ուղղանկյունաձև լարման կիսապարբերությունները հավասարեցնենք հավասարակշռման միջոցով: R2-ի գործարանային անվանական արժեքը 10 *կՕմ* է (մեր ընտրած OP27 ԳՈՒ-ի համար): Տվյալ ուժեղարարի ընտրությունը պայմանավորված է հատկապես փոքր ճակատային տևողություններ ստանալու համար: Հաջորդ կասկադը VT1, VT2 տրանզիստորների վրա հավաքած սխեման է, որը նախատեսված է նկ.2.13բ-ի ձևի համար, որը ստացվում է ԳՈՒ-ի ելքում երկբևեռ լարումը միաբևռ ձևափոխելու համար (նկ. 2.13բ):



Նկ.2.13. ԳՈՒ-ի ելքում երկբևեռ լարումը միաբևեռ ձևափոխելը

Ըստ որում T1 տրանզիստորը աշխատում է լարման կրկնիչի դերում, որը կրկնում է ԳՈՒ-ի ելքային լարումը, իսկ T2 տրանզիստորը, ունենալով կոլեկտորի բեռ, որը միացված է ընդհանուր հաղորդալարին, ԳՈՒ-ի ելքի դրական լարման դեպքում բերում է VT2 տրանզիստորի լրիվ բաց ռեժիմին, որի դեպքում VT2-ի կոլեկտորային լարումը մոտ է -5 Վ-ի: Երբ ԳՈՒ-ի ելքի լարումը բացասական է, VT2 տրանզիստորի էմիտերային լարումը բացասական է, VT3 տրանզիստորը փակ է, իսկ ելքում ունենք 0-ին մոտ լարում:

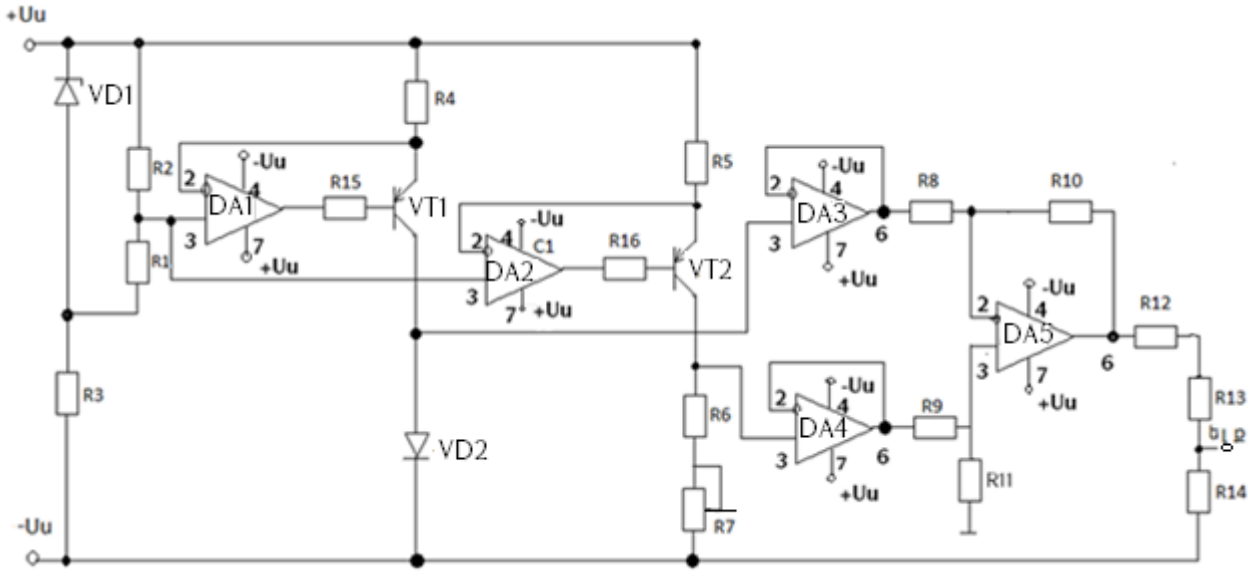
Հաշվի առնելով տրանզիստորների բանալիային ռեժիմները՝ ընտրում ենք R3=R4=5 *կՕմ,* R7=7.5 *կՕմ*, C3=2.2 *մկՖ:* Որպեսզի ԳՈՒ-ի մուտքային կասկադները չվնասվեն, մուտքերին միացվում են R1, R2 սահմանափակող դիմադրություններ: Քանի որ ՀՈՒԶ-ի մեջ օգտագործվել է երկու մուտքով աշխատող փոխանջատիչ, որոնք պետք է սնվեն հակափուլ լարումներով, ապա այս սխեմայում հակափուլ ելքի լարման համար օգտագործում են T3 տրանզիստորը: Հետևաբար այդ ձևափոխիչը, մուտքում ունենալով մեկ սինուսոիդային լարում, ելքում տալիս է 2 հակափուլ բացասական լարում: Որպես ԳՈՒ օգտագործել ենք OP27-ը, VT1, VT2, VT3-ը տրանզիստորները КТ3107 տիպի են:

2.2.8. Էլեկտրոնային ջերմաչափ

Էլեկտրոնային ջերմաչափի համար պետք է բավարարել հետևյալ պայմանները՝

1. Ջերմաչափի տվիչը պետք է ունենա հնարավորին չափ փոքր չափեր՝ ≤1 *մմ*
2. Չափման ժամանակ սխեման պետք է ապահովի մինիմալ ինքնատաքացում
3. Ունենա ինքնուրույն սնուցում
4. Ունենա փոքր իներցիա ջերմության արագ փոփոխությունների գրանցման համար
5. Ջերմությանը համեմատական չափվող լարումը պետք է լինի թվային ձևով

Այդ պայմաններին բավարում է նկ. 2.14-ում բերված սխեման, որտեղ որպես տվիչ օգտագործվում է անիրան տրանզիստորը (կամ դիոդը):



Նկ.2.14. Էլեկտրոնային ջերմաչափի կառուցվածքային սխեման

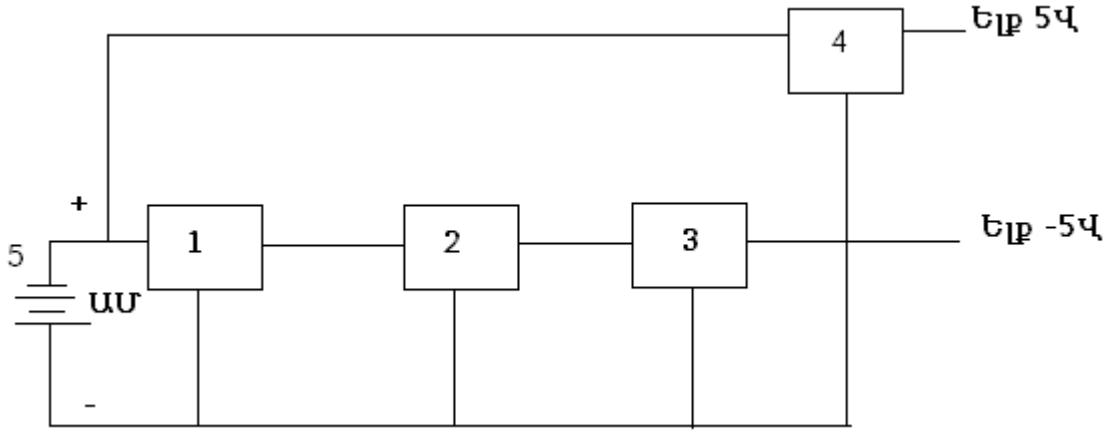
Ինչպես հայտնի է կիսահաղորդիչային p-n անցումը ունի գրեթե գծային բնութագիր մինչև 150 ^0C ջերմության տակ (կայունացված հոսանքի դեպքում): Գծայնությունից շեղվածությունը ավել չէ 0.2 %-ից: Դրա համար մենք օգտագործում ենք ուղղակի շեղումով p-n անցում, որպեսզի հոսանքը խստորեն կայունացվի: Այս սխեմայում մենք տեսնում ենք երկու ճշգրիտ աշխատող կայունացուցիչներ՝ հավաքված DA1 և DA2 միկրոսխեմաների և VT1 ու VT2 տրանզիստորների վրա: Որպես հենակային լարում օգտագործված է VD1 ստաբլիտրոնի լարումը R1 և R2 լարման բաժանիչի միջոցով: R3 դիմադրության միջոցով ապահովում է VD1 ստաբլիտրոնի հոսանքը:

Այստեղ DA1, DA2 ԳՈՒ-ի ոչ ինվերտող մուտքերին տրվում է նույն լարումը (բացասական աղբյուրի նկատմամբ 1Վ): R5 ռեզիստորի միջոցով որոշվում է R6, R7 դիմադրություններով անցնող հոսանքը: Նման միացումը ապահովում է հենակային լարման փոփոխության հետևանքով առաջացած սխալի փոքր արժեքը: R7 կիսափոփոխական ռեզիստորի միջոցով կարգավորվում է ջերմաչափի զրոյական ցուցումը, երբ ջերմատվիչը գտնվում է հալվող սառույցի միջավայրում, իսկ R6-ի և տվիչի լարումների տարբերությունը ուժեղացվում է DA3, DA4, DA5 ԳՈՒ-ի վրա հավաքած բալանսային ուժեղարարով: Նման մոտեցումը ապահովում է մինիմալ ջերմային դրեյֆը և չափվող լարման մինիմալ կախվածությունը տվիչի ներքին դիմադրությունից, ըստ որում DA3, DA4 ԳՈՒ-ները աշխատում են լարման կրկնիչների ռեժիմում, իսկ DA5-ը տալիս է հիմնական ուժեղացման գործակից: Քանի որ Si-ի վրա պատրաստված p-n անցումը ուղղակի շեղման դեպքում տալիս է անցման լարման փոփոխություն 2 *մՎ* բացարձակ արժեքով՝ կախված ջերմաստիճանից, ապա որպեսզի ջերմաչափը չափի 0-100^0, անհրաժեշտ է DA5-ի ելքում ունենալ 200 *մՎ* լարում: Այդ դեպքում ուժեղացման գործակիցը կլինի 5: Հաշվի առնելով p-n անցում ունեցող կառուցվածքային ցրվածությունը՝ մենք ուժեղացումը կվերցնենք մի փոքր ավել՝ մոտավոր 7 անգամ, հետևաբար R10/R8=R14/R13=7: Մյուս կողմից որպեսզի հնարավորություն ունենանք սահուն կերպով կարգավորել ուժեղացման մեծությունը, DA5 ԳՈՒ-ի ելքում լարումը վերցնում ենք երեք դիմադրություններից կախված բաժանիչի միջոցով, որոնցից մեջտեղինը կիսափոփոխական է, կազմում է (R11+ R14)/10: Հաշվի առնելով, որ թվային վոլտմետրի մուտքը միացվում է այս սխեմայի ելքին, ապա ցանկալի է (R12+R13+R14) դիմադրությունները ընտրել փոքր թվային վոլտմետրի մուտքային դիմադրությունից՝ $R_{մուտք}$: Թվային վոլտմետրի մուտքային դիմադրությունը ≥ 1 *ՄՕմ*-ից, հետևաբար (R12+R13+R14)≤ 10 *կՕմ* -ից, հետևաբար ընտրենք R10=1 *կՕմ*, R11 =1 *կՕմ* փոփոխական, իսկ մյուս դիմադրությունները՝ 8 *կՕմ*: R15, R16 նախատեսված է DA1 և DA2 ԳՈՒ-ի ոչ գեներացնող ռեժիմում աշխատելու համար: Ջերմաչափի համար ընտրվել են՝ R3- C2-29B-0,125-400 *Օմ±0.1%*, R2- C2-29B-0,125-6.2 *կՕմ±0.1%*, R5=R4- C2-29B-0,125-12 *կՕմ±0.1%*, R15=R16- C2-29B-0,125-1 *կՕմ±0.1%*, R7- C2-29B-0,125-1-680 *Օմ±0.1%*, R6- C2-29B-0,125-1-1.4 *կՕմ±0.1%,* R1- C2-

29B-0,125-2 *կՕմ±0.1%,* R8- C2-29B-0,125-1.4 *կՕմ±0.1%*, R9- C2-29B-0,125-1.4 *կՕմ±0.1%*, R10- C2-29B-0,125-10 *կՕմ±0.1%*, R11- C2-29B-0,125-10 *կՕմ±0.1%*, R12- C2-29B-0,125-1 *կՕմ±0.1%*: DA1, DA2 ԳՈՒ-ները OP07 տիպի են, DA3, DA4-ը՝ TL082 տիպի, իսկ DA5-ը՝ OP27: T2 տրանզիստորը ընտրված է p-n-p KT3107 տիպի: VD1, VD2 ստաբլիտրոնները D814A տիպի են: Ջերմաչափի տրամաչափումը կատարվում է հետևյալ կերպ: Բարակ թաղանթով պատված ջերմատվիչը ընկղմվում է 0 աստիճան ջրի մեջ (հալվող սառույց): R7 դիմադրության միջոցով թվային վոլտմետրը բերում ենք զրոյի: Թերմոստատի մեջ տաքանալուց հետո R13 դիմադրության միջոցով վոլտմետրի ցուցմունքը կարգավորում ենք այնպես, որ նա ցույց տա 50 *մՎ* կամ 100 *մՎ,* որը կհամապատասխանի 50^0 կամ 100^0 ջերմությանը: R4-ը որոշում է տվիչի ուղիղ շեղման կայունացված հոսանքը, իսկ R5-ը՝ R6-ով և R7-ով անցնող հոսանքի մեծությունը:

2.2.9. Սնուցման կայունացված աղբյուր

Քանի որ մշակված սարքը պետք է սնուցել ակումուլյատորային մարտկոցից, (ապահովելու համար ինքնուրույն աշխատանքի ռեժիմը), որը ապահովում է 7.2 Վ լարումից մինչև 9 Վ լարում, իսկ սարքի համար կարևոր է ունենալ 5 Վ կայունացված լարում, ապա հարմար է օգտագործել հետևյալ գործառային սխեման՝ սարքի նորմալ աշխատանքը ապահովելու համար (նկ. 2.15):



Նկ.2.15. Սնուցման աղբյուրի գործառային սխեման

Նկարում ունենք հետևյալ հանգույցները՝

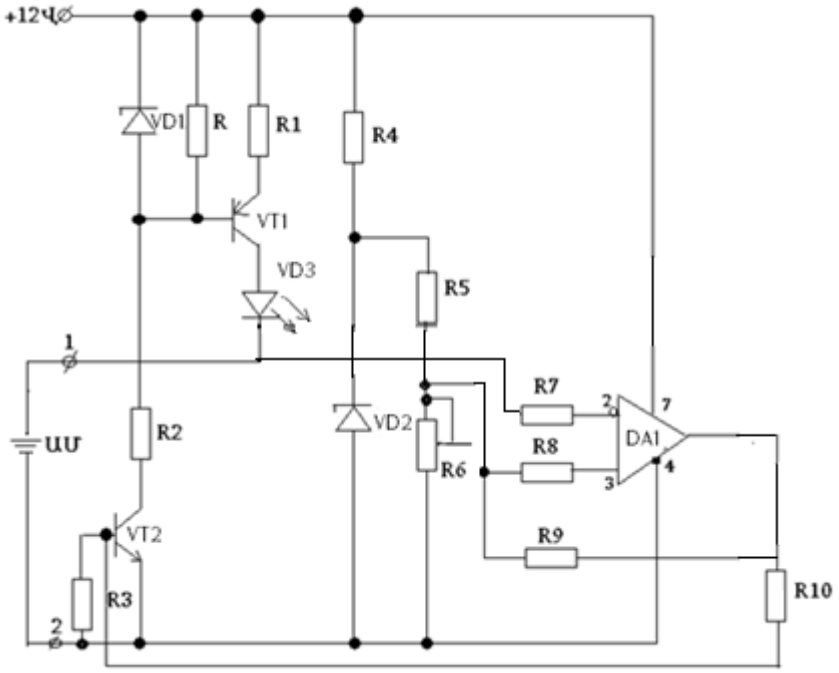
1. Հաստատուն լարումից փոփոխական լարման ձևափոխիչ

2. Բացասական բևեռականության ուղղիչ
3. Բացասական լարման կայունացուցիչ
4. Դրական լարման կայունացուցիչ (հավաքած 78L05 ինտեգրող կայունացուցիչի վրա)
5. Ակումուլյատորային մարտկոց

2.2.10. Լիցքավորման հանգույց

Սարքի ինքնուրույն սնուցման համար օգտագործել ենք վերալիցքավորվող ակումուլյատորային մարտկոցներ: Որպես VD1 ընտրվել է KC133 ստաբլիտրոնը, որի կայունացման լարումը 3.3 Վ է: Ընտրել ենք 9 Վ լարում և 0.2 Ա/ժամ ունակություն ունեցող մարտկոց: Ըստ գործարանային կանոնագրքի, այս մարտկոցը պետք է լիցքավորվի հաստատուն հոսանքով, որի մեծությունը կազմում է մարտկոցի կողմից տրվող ամպեր ժամերի 1/10 մասը: Հետևաբար լիցքավորումը պետք է լինի 20 *մԱ* հոսանքով, մինչև լարումը աճի լարման անվանական արժեքի 110% -ի չափով, այսինքն աճի մինչ 10 Վ մակարդակի:

Վերը նշված պայմանների դեպքում լիցքավորման հանգույցը նպատակահարմար է պատրաստել համաձայն նկ. 2.16-ի:



Նկ.2.16. Լիցքավորման հանգույցի կառուցվածքային սխեման

Այս սխեմայում իրագործվում են լիցքավորման համար անհրաժեշտ ռեժիմները՝

ա) լիցքավորում հաստատուն կայունացված հոսանքով (հոսանքի կայունացման համար օգտագործվում է VD1 և VT1 տրանզիստորի վրա ստեղծված հոսանքի կայունացուցիչը), ըստ որում հոսանքի կայունացված մեծությունը որոշվում է հետևյալ բանաձևով՝

$$I_{կայ} = \frac{U_{VD1} - U_{բէVT1}}{R1}, \qquad (2.19)$$

որտեղ U_{VD1}-VD1 ստաբլիտրոնի լարումն է, $U_{բէVT1}$ – VT1 տրանզիստորի բազա-էմիտեր անցման լարման անկումն է:

Տեղադրելով թվային արժեքները՝ կստանանք R1 դիմադրության մեծությունը՝

$$R1 = \frac{U_{VD1} - U_{բէVT1}}{I_{կայ}} = \frac{3.3 - 0.7}{20 * 10^{-3}} = 130\,Ohմ \qquad (2.20)$$

բ) կատարում է լիցքավորման ընդհատում, երբ լիցքավորման հետևանքով լարումը աճում է ավելի քան 10 Վ: Դա կատարվում է VD2 ստաբլիտրոնի, R5, R6 դիմադրությունների և DA1 ԳՈԽ-ի օգնությամբ: VD2 ստաբլիտրոնը ընտրվում է D814Г տիպի (ստաբլիտրոնի լարումը մոտ 12Վ), իսկ R5, R6 ռեզիստորների միջոցով ապահովում ենք DA1 միկրոսխեմայի ոչ ինվերտող մուտքային 10 Վ լարում, իսկ ինվերտող մուտքին տրվում է մարտկոցի լիցքավորումը (դրական բևեռը անմիջապես միացվում է ինվերտող մուտքին): Որպեսզի ԳՈԽ-ը ապահովի հիստերեզիս, ապա ելքից դեպի ոչ ինվերտող մուտքին տալիս ենք փոքր դրական կապ: ԳՈԽ-ի ելքային լարումով ղեկավարվում է VT2 տրանզիստորը: R2 և R4 դիմադրությունների միջոցով ապահովում ենք VD1, VD2 ստաբլիտրոնների աշխատանքի համար անհրաժեշտ հոսանքը (10 *մԱ*): Այդ դեպքում ընտրում ենք R2- C2-29B-0,125-2 *կՕմ±0.1%*, իսկ R4- C2-29B-0,125-1.2 *կՕմ±.0.1%*: Լիցքավորման հանգույցի համար ընտրված են հետևյալ պարամետրերը՝ R-C2-29B-0,125-47 *կՕմ±.0.1%,* R1- C2-29B-0,125-130 *Օմ±.0.1%,* R3- C2-29B-0,125-5.1 *կՕմ±.0.1%,* R5- C2-29B-0,125-1 *կՕմ±.0.1%,* R6- C2-29B-0,125-10 *կՕմ±.0.1%,* R7=R8- C2-29B-0,125-10 *կՕմ±.0.1%,* R10- C2-29B-0,125-1 *կՕմ±.0.1%:* R7 և R8 դիմադրությունները ընտրվում են մուտքային հոսանքները սահմանափակելու համար: Լիցքավորման ժամանակ VD3 դիոդը ճառագայթում է կարմիր լույս:

Լիցքավորման հանգույցը աշխատում է հետևյալ կերպ՝ լիցքավորման ենթակա մարտկոցը միացվում է 1 և 2 սեղմակներին, միացվում է ցանցի լարումը, որը

ապահովում է 12 *Վ* և եթե մուտքային լարումը ունի փոքր մեծություն՝ ≤10 *Վ*, ապա ԳՈՒ-ի ելքում հայտնվում է բարձր դրական լարում, որի հետևանքով VT2 տրանզիստորը լրիվ բացվում է: VD1 ստաբլիտրոնը ապահովում է 3.3 *Վ* լարում, իսկ VT1 տրանզիստորի կոլեկտորային շղթայում հոսում է 20.10^{-3} *Ա* հոսանք: Դա երևում է VD3 դիոդի պայծառ լուսավորմամբ: Այս պրոցեսը շարունակվում է այնքան, քանի դեռ մարտկոցի լարումը Սմ≤10 *Վ*, որից հետո մարտկոցի լարման աճը բերում է ԳՈՒ-ի ելքի լարման կտրուկ նվազմանը: VT2 տրանզիստորի փակ վիճակը կարող է շարունակվել մինչև մարտկոցը անջատվի 1 և 2 սեղմակներից և միացվի սարքին:

2.2.11. Սարքի կարգաբերումը և հարաբերական սխալանքի որոշումը

Մշակված սարքի կարգաբերումը և ստուգաչափումը կատարվում է արտաքին միացված ռեզիստորների և կոնդենսատորների միջոցով: Քանի որ հյուսվածքի ակտիվ դիմադրությունը չի գերազանցում 1 *կՕմ*-ը, հետևաբար ընտրվել են 100 *Օմ, 200 Օմ, 390 Օմ, 820 Օմ և 1 կՕմ* նմուշային դիմադրության արժեքներ: Բջջի ունակությունը 250 *պՖ*-ի կարգի է: Հետևաբար որպես նմուշային ունակություններ վերցվել են 47 *պՖ, 100 պՖ, 150 պՖ, 220 պՖ և 270 պՖ* ունակություններ: Սարքի կարգաբերումը կատարվել է հետևյալ կերպ՝ ակտիվ հաղորդականության համար որպես ստուգիչ վերցվել է 390 *Օմ* նմուշային ռեզիստորը: Սարքում առկա է լարման բաժանիչ, որով համաձայնեցվում են վոլտմետրի ցուցմունքը և նմուշային ռեզիստորի վրայի լարման արժեքը: Բաժանիչի ռեզիստորները ընտրվել են այնպես, որ սարքի հարաբերական սխալանքը հավասարվի զրոյի: Որից հետո հերթով տեղադրվել են նմուշային մյուս ռեզիստորները և գրանցվել է ակտիվ հաղորդականությանը համարժեք լարումը: Նմանատիպ ձևով կարգաբերվել է սարքը ունակային հաղորդականությունը գրանցելու համար: Կարգաբերումը կատարվել է 150 *նՖ* ունակության դեպքում:

Կարգաբերումից հետո հաշվվել է հարաբերական սխալանքը, որը որոշվում է հետևյալ բանաձևով՝

$$\delta_x = \frac{\Delta X}{X_{նմուշ}} * 100\% , \qquad (2.21)$$

որտեղ

$$X = X_{նմուշ} - X_{չափ} \qquad (2.22)$$

Չափման արդյունքները ներկայացված են աղյուսակ 2-ում և աղյուսակ 3-ում:

Ընդհանրացնելով նմուշային ռեզիստորների ու ունակությունների դեպքում հարաբերական սխալանքի արժեքները՝ կարելի է եզրակացնել, որ չափման սխալանքը չի գերազանցում ±5%-ը:

Աղյուսակ 2: Սարքի հարաբերական սխալանքի որոշումը նմուշային ռեզիստորների միջոցով

Նմուշային Ռեզիստոր ($X_{նմուշ}$)	**Սարքի ցուցմունքը ($X_{չափ}$) X10^{-3} Վ**	**Հարաբերական սխալանք (δx)**
C2-29B-0,125-100 *Օմ* ±0.1%	40	-5%
C2-29B-0,25- 200 *Օմ*±0.1%	11	-3.3%
C2-29B-0,25-390 Օմ±0.1%	***2***	-
C2-29B-0,25-820 *Օմ*±0.1%	2	-2.7%
C2-29B-0,25-1 *կՕմ*±0.1%	3	-4%

Աղյուսակ 3: Սարքի հարաբերական սխալանքի որոշումը նմուշային կոնդենսատորների միջոցով

Նմուշային Կոնդենսատոր ($X_{նմուշ}$)	**Սարքի ցուցմունքը ($X_{չափ}$) X10^{-10} Վ**	**Հարաբերական սխալանք(δx)**
K10-43a-47 *պՖ*±1%	146,1	-4.3%
10-43a -100 *պՖ*±1%	188,4	-3%
K10-43a -150 պՖ±1%	***141,3***	-
K10-43a -220 *պՖ*±1%	248,6	-2.2%
K10-43a -270 *պՖ*-±1%	254,3	-2%

2.3. Աշխատանքում օգտագործված նյութերը և մեթոդները

Նյութեր: Առնետների վրա կատարված փորձերում որպես ֆիզիոլոգիական լուծույթ (ՖԼ) կիրառվել է Թիրոդեի լուծույթը հետևյալ բաղադրությամբ (*մՄ*) (Մ=մոլ/լ) ՝ 137 NaCl; 5.4 KCl; 1.8 CaCl2; 1.05 MgCl2; 5 C6H12O6; 11.9 NaHCO3, 0.42 NaH2PO4 և միջավայրի ջրածնային ցուցիչը բերվել է pH=7.4-ի NaOH-ով, թորած ջուր (ԹՋ) և մանիտ ՝ C6H8(OH)6: Օգտագործվել է ուաբայինի (PerkinElmer, Boston, MA, USA) տարբեր չափաբաժիններ (10^{-9} *Մ*-10^{-4} *Մ*):

Փորձերում կիրառվել է կետամինի հիմնական լուծույթը, որը կազմված է 500 *մգ* կետամինից (Gedeon Richter, Budapest, Hugary), լուծված 10 *մլ* ՖԼ-ի մեջ: Կետամինի ներորովայնային ներարկումը հաշվարկված է անհատական՝ ըստ կենդանու մարմնի զանգվածի:

Կենդանիներ: Փորձերի ընթացքում կիրառվել են ոչ ազգակցական խաչասերումներով բազմացված 180-200 *գ* միջին քաշով ալբինոս արու առնետներ: Կենդանիները ձեռք են բերվել բժշկակենսաբանական միջազգային հետբուհական ուսումնական կենտրոնի կենդանանոցից (Երևան, ՀՀ): Կենդանիների հետ իրականացվող բոլոր փորձերը կատարվել են կենդանիների հանդեպ էթիկայի ուղեցույցի կանոններին համապատասխան: Կենդանիները տեղավորվել են հատուկ վանդակներում, որոնք գտնվել են օդափոխությամբ ապահովված տարածքում: Սենյակում օդի ջերմաստիճանը մշտապես եղել է 25-27 C^0: Կենդանիներն ունեցել են սնվելու ազատ հնարավորություն: Փորձնական կենդանիները բաժանվել են խմբերի, յուրաքանչյուրում 5-ական առնետ:

Փորձերի ընթացքը: Հայտնի է, որ անզգայացումը տարբեր քիմիական և դեղորայքային պրոֆիլներով [108, 109] ազդում է մետաբոլիկ երևույթների վրա, որը կարևոր դեր է խաղում բջջի ծավալի կարգավորման համար [76, 93]: Այդ պատճառով ներկայացվող աշխատանքում կենդանիների գլուխները արագորեն սառեցվել են հեղուկ ազոտով [156]: Այս գործընթացից հետո բոլոր սոմատիկ ռեֆլեքսները գրանցվել են: Ներկայացված հյուսվածքները (գլխուղեղի տարբեր տեղամասեր, մկան) առանձնացվել են և բաժանվել կտորների (50- 70 մգ): Յուրաքանչյուր հյուսվածքից վերցվել է 10 կտոր:

Հյուսվածքում ջրի պարունակության (հիդրատացման աստիճան) որոշումը: Հյուսվածքի հիդրատացման աստիճանը որոշվել է թաց և չոր զանգվածների հարաբերակցությամբ՝ արտահայտված միավոր չոր զանգվածին բաժին ընկնող ջրի պարունակությամբ (մգ/մգ):

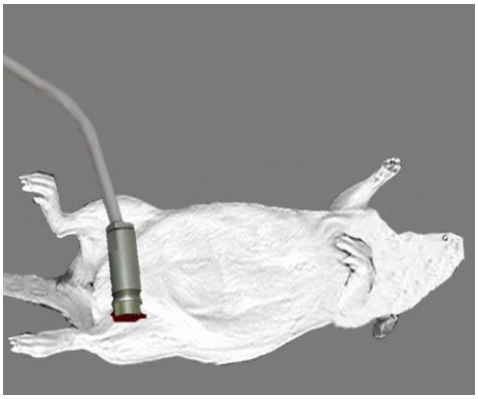
$$H = \frac{A-B}{B}\ , \qquad (2.23)$$

որտեղ՝ H –ը հիդրատացման աստիճանն է, A –ն՝ հյուսվածքի նմուշի զանգվածը թերմոստատում չորացումից առաջ («թաց քաշ»), B –ն՝ հյուսվածքի նմուշի զանգվածը թերմոստատում չորացումից հետո («չոր քաշ»):

Հյուսվածքի նմուշները չորացվել են թերմոստատում՝ 24 ժամվա ընթացքում, 105 ^{0}C պայմաններում:

Կենսահյուսվածքի (ԿՀ) էլեկտրահաղորդականության որոշումը: ԿՀ-ի հաղորդականության գրանցման համար օգտագործվել է մշակված սարքը՝ “Biophys Expert-1” (ԲԿՄՀՈՒԿ, Երևան, Հայաստան) սարքը (նկ. 2.15): Կենդանու մահից հետո դին անշարժ պահվել է հորիզոնական վիճակում:

ա 

բ 

Նկ. 2.15. “Biophys-Expert-1” սարքի արտաքին տեսքը (ա) և կենդանու ազդրի մկանից հաղորդականության գրանցումը ուղղահայաց տեղադրված էլեկտրոդի միջոցով (բ)

Գրանցումներ կատարելու համար կենդանու ազդրի վերին որովայնային հատվածում արվել է 2-3 *սմ* չափով բացվածք և չափիչ գլխիկի ուղղահայաց

տեղադրման միջոցով գրանցվել է էլեկտրահաղորդականությունը ցածր (15 *Հg*) և բարձր (1500 *Հg*) հաճախությունների դեպքում: Փորձերի ընթացքում չափվել է նաև ջերմաստիճանը:

Վիճակագրությունը: Տվյալների վերլուծությունը կատարվել է Sigma-Plot (Version 8.02A) և SPSS Statistics 17.0 համակարգչային ծրագրերով, որոշվել են միջին արժեքները և ստանդարտ շեղումները: Վիճակագրական հավաստիությունը որոշվել է Student's paired T Test-ով Sigma-Plot (Version 8.02A)-ի դեպքում ու T Test-ով SPSS Statistics 17.0-ի դեպքում և ներկայացվել է գրաֆիկներում աստղիկների միջոցով (*) $P<0.05$, (**) $P<0.01$, (***) $P<0.001$:

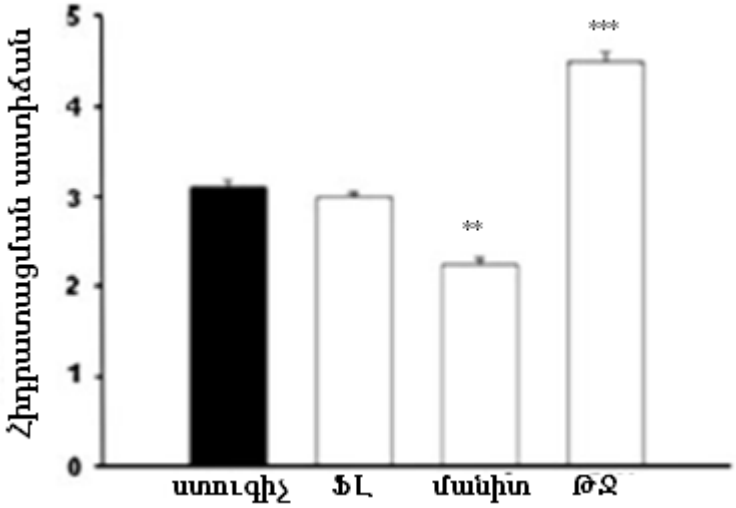
ԳԼՈՒԽ 3. ՄԿԱՆԻ ՀՅՈՒՍՎԱԾՔԻ ԷԼԵԿՏՐԱՀԱՂՈՐԴԱԿԱՆՈՒԹՅԱՆ ԲԱՂԱԴՐԻՉՆԵՐԻ ԵՎ ՈՒՂԵՂԻ ՀՅՈՒՍՎԱԾՔԻ ՀԻԴՐԱՏԱՑՄԱՆ ԱՍՏԻՃԱՆԻ ՄԻՋԵՎ ԿՈՐԵԼԱՑԻՈՆ ԿԱՊԻ ԳՆԱՀԱՏՈՒՄԸ ՄՇԱԿՎԱԾ ՉԱՓԻՉ ՍԱՐՔՈՎ

3.1. Հիպոտոնիկ և հիպերտոնիկ լուծույթների ազդեցությունը հյուսվածքի հիդրատացման աստիճանի և հաղորդականության բաղադրիչների փոփոխության վրա

Հայտնի է, որ բջջաթաղանթը ունի բարձր թափանցելիություն ջրի նկատմամբ: Այդ պատճառով կենդանի բջիջները ցուցաբերում են իրենց որպես օսմոչափիչներ՝ նրանք հիպերտոնիկ լուծույթներում կորցնում են ջուրը՝ փոքրանալով ծավալով, իսկ հիպոտոնիկ լուծույթներում հակառակը՝ կլանելով ջուրը, ուռչում են [160]: Ջրի այս շարժումը բջջաթաղանթով հանդիսանում է բջջի ներբջջային և արտաբջջային ջրի քիմիական պոտենցյալի հավասարակշռության խախտման հետևանք: Լուծույթային նյութերի չափաբաժինների մեծացումը բջջային միջավայրում քչացնում է բջջի ներսում ջրի քիմիական պոտենցիալը և ջուրը տեղաշարժվում է բարձր քիմիական պոտենցյալով տիրույթից դեպի ցածր քիմիական պոտենցյալով տիրույթ (ջուրը դուրս է գալիս բջջից): Արտաքին չափաբաժնի փոքրացումը բերում է բջջի ներսի ջրի քիմիական պոտենցյալի մեծացմանը և ջուրը մտնում է բջիջ, որպեսզի վերականգնի հավասարակշռությունը [92]: Ընդհանուր դեպքում բջջաթաղանթով ջրի տեղաշարժը իրականացվում է ինչպես հիդրոստատիկ, այնպես էլ օսմոտիկ գրադիենտի միջոցով: Բջջի ծավալի փոփոխությունները առաջանում են բջջի արտաքին և ներքին միջավայրերի միջև օսմոտիկ հավասարակշռության խախտումների հետևանքով: Օսմոտիկ հավասարակշռությունը շրջակա միջավայրի հետ պահանջում է էներգիայի ծախս, որի հետևանքով բջիջը արագ ուռչում է: Բջիջը նորմալ ֆիզիոլոգիական լուծույթի մեջ վերականգնում է իր սկզբնական ծավալը: Ծավալի այսպիսի հակառակ փոփոխությունները կատարվում են ի շնորհիվ նրան, որ բջջաթաղանթի պլազմատիկ կոշտությունը մեծ չէ և նա ի վիճակի չէ դիմադրել գրադիենտին: Բջջաթաղանթի դերը

կայանում է բոլոր արտաքին գործոններին դիմադրելը, իսկ վերջիններս էլ խախտում են բջջի կայուն վիճակը [57]:

Որպեսզի ցույց տանք հիպոտոնիկ և հիպերտոնիկ լուծույթների ազդեցությունը ուղեղի հյուսվածքի հիդրատացման աստիճանի և մկանի հյուսվածքի էլեկտրահաղորդականության բաղադրիչների (ակտիվ և ունակային) փոփոխությունների վրա, երեք խումբ կենդանիներին ներորովայնային ներարկվել են 3 *մլ* ՖԼ (իզոտոնիկ), 3 *մլ* մանիտ (հիպերտոնիկ) և 3 *մլ* ԹՋ (հիպոտոնիկ) լուծույթներ: Յուրաքանչյուր խմբում օգտագործվել է 5 կենդանի (նկ. 3.1):



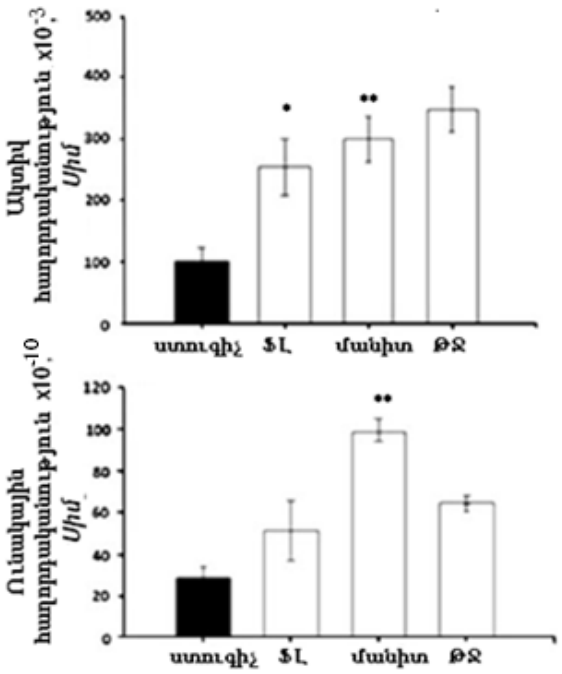
Նկ.3.1. Հիդրատացման աստիճանի միջին արժեքի փոփոխությունը գլխուղեղի կեղևում ՖԼ-ի, մանիտի և ԹՋ-ի ներարկումից հետո:

Փորձնական տվյալները համեմատվել են ստուգիչ խմբի տվյալների հետ: Խմբերի միջև տարբերությունը հավաստի է՝ P**<0.01, P***<0.001:

Փորձերը ցույց են տվել, որ ՖԼ-ի ներարկումը առաջացրել է բջջի դեհիդրատացում, մանիտը ավելի շատ դեհիդրատացում, իսկ ԹՋ-ը՝ հիդրատացում: Քանի որ մեր խնդիրն է ցույց տալ, որ մշակված սարքը կարող է գնահատել հյուսվածքի ներբջջային և արտաբջջային հեղուկների փոփոխությունները, ապա նույն պայմաններում ուսումնասիրվել է էլեկտրահաղորդականության բաղադրիչների փոփոխությունները վերը նշված լուծույթների ներարկումից հետո: Քանի որ ցածր հաճախությունների դեպքում հոսանքը անցնում է միայն արտաբջջային տարածությունով, ապա ստացված արդյունքների վիճակագրությունը կատարվել է

բարձր և ցածր հաճախությունների տարբերության դեպքում: ՖԼ-ի և մանիտի ներարկումը առաջացնում է բջջի դեհիդրատացում՝ մանիտի դեպքում ավելի շատ քան ՖԼ-ի դեպքում (նկ. 3.1): Դեհիդրատացման հետևանքով մեծանում է միջբջջային տարածությունը, որի արդյունքում մեծանում են արտաբջջային ակտիվ և ունակային էլեկտրահաղորդականությունների արժեքները: Ֆլ-ի և մանիտի ներարկումների դեպքում դիտվում է բացասական կորելացիա հաղորդականության բաղադրիչների և հիդրատացման աստիճանի միջև: Ակտիվ էլեկտրահաղորդականության և հիդրատացման աստիճանի միջև առկա կորելացման գործակիցը Ֆլ-ի դեպքում հաշվարկվել է $K_{\text{ակտիվ-հիդ}}$=0.42 և մանիտի դեպքում $K_{\text{ակտիվ-հիդ}}$=0.18՝, իսկ ունակային էլեկտրահաղորդականության և հիդրատացման աստիճանի միջև համապատասխանաբար՝ $K_{\text{ունակ-հիդ}}$=0.18 և $K_{\text{ունակ-հիդ}}$=0.21: Ինչպես երևում է նկ. 3.1-ից, ԹՋ-ի ներարկումից հետո հիդրատացման արժեքի մեծացումը առաջացնում է ակտիվ և ունակային էլեկտրահաղորդականությունների արժեքների մեծացում:

Թեև ԹՋ-ի ներարկումը առաջացնում է հիդրատացում, սակայն ստացված այս տվյալը չի կորելացվում էլեկտրահաղորդականության բաղադրիչների փոփոխության հետ: Դա միգուցե բացատրվում է նյութափոխանակության հետևանքով տարբեր իոնների առաջացմամբ:

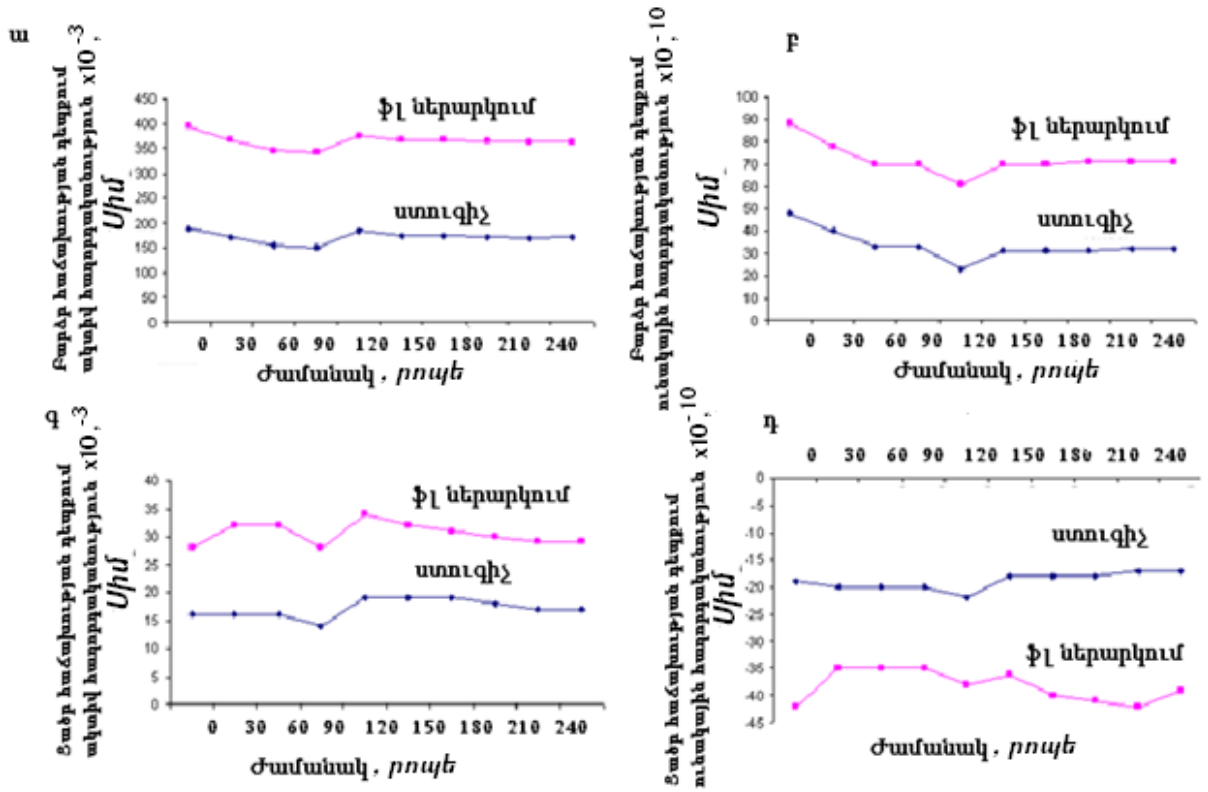


Նկ.3.2 Ակտիվ և ունակային հաղորդականությունների փոփոխությունները ցածր և բարձր հաճախությունների տարբերության դեպքում ՖԼ, մանիտ և ԹՋ ներարկումից հետո:

Փորձնական տվյալները համեմատվել են ստուգիչ խմբի տվյալների հետ: Խմբերի միջև տարբերությունը հավաստի են՝ P*<0.05, P**<0.01:

Հայտնի է, որ Na/K-ական պոմպը առանցքային դեր է խաղում բազմաթիվ կենսաբանական գործընթացների իրականացման համար, և այն գտնվում է սպիտակուցային և ֆերմետային ընդհանուր կարգավորման մակարդակում [159]: Սա նշանակում է, որ օրգանիզմում ցանկացած պաթոլոգիկ գործընթաց իր հետքն է թողնում այս սպիտակուցի աշխատանքային ռեժիմի վրա: Այստեղ իհարկե որոշակի վերապահում կա: Հարցը նրանում է, թե Na/K-ական պոմպի թերֆունկցիա՞ն է բերում բջջում որոշ ախտածին գործընթացների զարգացմանը, թե՞ բջջային որոշ գործընթացների ինչ-ինչ պատճառներով փոփոխության հետևանքով խաթարվում է պոմպի ճշգրիտ աշխատանքը, որի հետևանքով բջջում ի հայտ են գալիս բջիջն ախտահարող գործոններ կամ գործընթացներ: Ամեն դեպքում, Na/K-ական պոմպը հանդիսանում է մի յուրօրինակ անցակետ բջջային գործընթացների համար, որից այն կողմ դիտվում են բջիջն ախտահարող անդառնալի երևույթներ: Հաստատված է, որ հիդրատացումը հիմնավոր ցուցանիշ է բջջի ֆունկցիոնալ վիճակը գնահատելու համար [66]: Հիդրատացումը կարող է փոփոխել բջջում տեղի ունեցող գործընթացների բնույթը՝ առաջացնելով բջջի ծավալի մեծացում կամ փոքրացում: Հայտնի է, որ որքան բջջի հիդրատացումը բարձր է, այնքան այն ուռչեցված վիճակում է, իսկ դեհիդրատացման հետևանքով բջիջը սմքում է: Այս երևույթը տեղի ի ունենում բջջաթաղանթի ներփքումների, ներքին ծալքերի համապատասխանաբար բացվելու կամ փակվելու հետևանքով:

Հաջորդ փորձերում սարքը փորձարկվել է ստուգիչ խմբի և ՖԼ ներարկված կենդանիների մոտ ակտիվ, ունակային էլեկտրահաղորդականության բաղադրիչների փոփոխությունները գրանցելու համար: Ամեն խմբում վերցվել են 5-ական կենդանի: Գրանցումները կատարվել են կենդանու գլխատումից հետո յուրաքանչյուր 30 րոպեն մեկ (8 անգամ): Ինչպես երևում է նկ.3.3 ա, գ-ից ՖԼ ներարկված կենդանիների ակտիվ էլեկտրահաղորդականությունը և՛ ցածր, և՛ բարձր հաճախությունների դեպքում ավելի մեծ է, քան ստուգիչ խմբինը: Նույնն է ստացվել նաև ունակային բաղադրիչի փոփոխությունը երկու հաճախությունների դեպքում էլ (նկ. 3.3բ,դ):



Նկ.3.3. էլեկտրահաղորդականության բաղադրիչների փոփոխությունները ՖԼ ներարկված և չներարկված կենդանիների մոտ բարձր և ցածր հաճախությունների դեպքում:

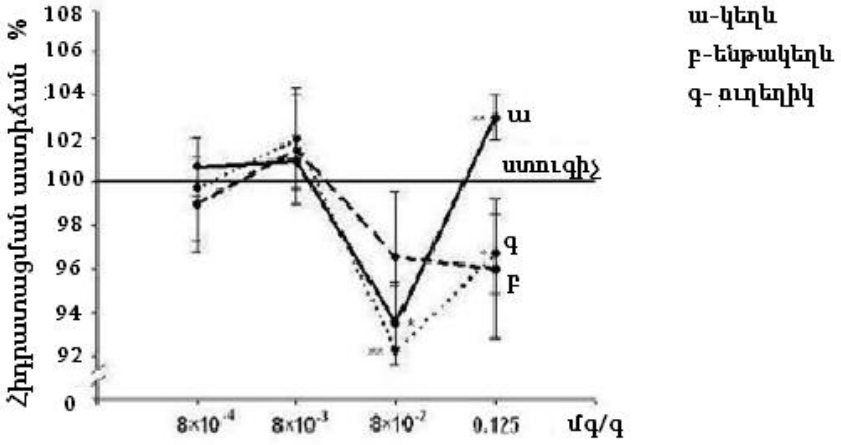
Նկարում գրաֆիկի յուրաքանչյուր կետը իրենից ներկայացնում է 5 կենդանիների էլեկտրահաղորդականության միջին արժեքը:

Ստացված արդյունքները բացատրվում են նրանով, որ բարձր հաճախության ժամանակ հոսանքը անցնում է արտաբջջային և ներբջջային տարածություններով, այսինքն գրանցվում է և՛ արտաբջջային, և՛ ներբջջային հաղորդականության փոփոխությունները: Ինչպես ցույց էր տրվել նկ.3.1-ում, ՖԼ-ի ներարկումից հետո տեղի է ունենում բջջի դեհիդրատացում, որի հետևանքով ներբջջային հաղորդականությունը փոքրանում է, իսկ արտաբջջայինը՝ մեծանում: Ցածր հաճախության ժամանակ գրանցվում է միայն արտաբջջային ակտիվ հաղորդականությունը:

3.2. Կետամինի տարբեր չափաբաժինների ազդեցությունը հյուսվածքի հիդրատացման աստիճանի և հաղորդականության բաղադրիչների փոփոխության վրա

Կետամինը հանդիսանում է ցավազրկող միջոց, որի օգտագործումը զուգորդվում է արյան շրջանառության և շնչառության նվազագույն ճնշմամբ: Այն անասնաբուժության մեջ օգտագործվում է որպես քնաբեր միջոց: Կետամինի օգտագործումը առաջացնում է դիսոցատիվ անզգայացում: Կետամինի դեղորայքային ազդեցությունը չի կարող բացատրվել միայն մեկ մեխանիզմով: Հայտնի է նաև, որ կետամինը փակում է սինապտիկ փոխանակիչի ռեցեպտորները [90, 95, 96, 97, 142, 145, 154]: Միևնույն ժամանակ հայտնի է, որ կետամինը ունի ընկճող ազդեցություն ռեցեպտորների՝ նիկոտինային [146, 147], մուսկարինիկ [113] և օփիոդիային [73, 95, 113], ինչպես նաև նյարդային համակարգի բջիջների Na^+ [104], K^+ [77, 148] և Ca^{2+} անցուղիների զգայնության վրա: Բացի դրանից այն ունի նաև հարթ, սրտի մկանների [46, 52, 83, 123] և ուրիշ հյուսվածքների թուլացնող հատկություն [80, 120]:

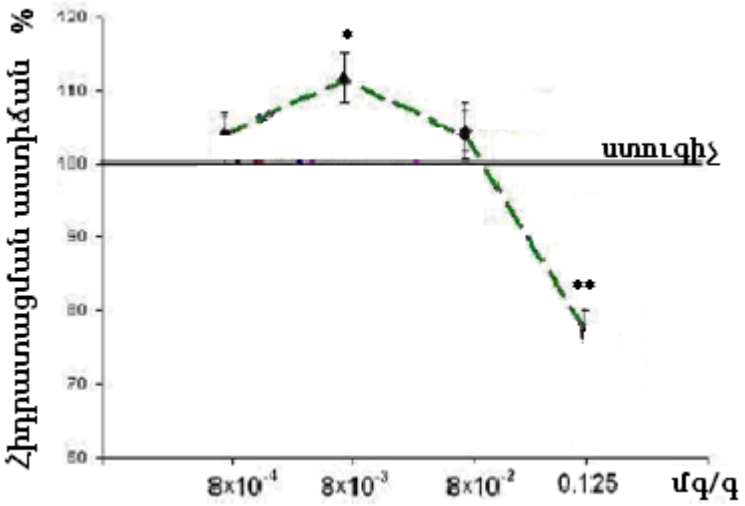
Կետամինի տարբեր չափաբաժինների ($8x10^{-5}$-$8x10^{-2}$ *մգ/գ* և 0.125 *մգ/գ*) ազդեցությունը ուսումնասիրվել է գլխուղեղի տարբեր տեղամասերի (կեղև, ենթակեղև, ուղեղիկ), մկանի հյուսվածքի հիդրատացման աստիճանի և ազդրի մկանի հյուսվածքի էլեկտրահաղորդականության բաղադրիչների փոփոխության վրա: Ստուգիչ խմբի կենդանիները ներարկվել են ներորովայնային 0.2 *մլ* ՖԼ, իսկ փորձարարական խմբի կենդանիները՝ 0.2 *մլ* կետամինի համապատասխան չափաբաժիններ (նկ. 3.4):



Նկ.3.4. Կետամինի տարբեր չափաբաժինների ազդեցությունը գլխուղեղի տարբեր տեղամասերում (կեղև, ենթակեղև, ուղեղիկ) հիդրատացման աստիճանի վրա:

Նկար 3.4-ում ստուգիչ խումբը վերցվել է որպես 100 %: Յուրաքանչյուր կետը ջրի պարունակության միջին արժեքն է կետամինի համապատասխան չափաբաժնի դեպքում: Նկարում ցույց է տրված, որ կետամինի $8x10^{-4}$-$8x10^{-3}$ *մգ/գ* չափաբաժինների ներարկումը կեղևում առաջացնում է հիդրատացում, իսկ $8x10^{-4}$ *մգ/գ* չափաբաժնի դեպքում ենթակեղևում և ուղեղիկում՝ դեհիդրատացում, մինչդեռ $8x10^{-2}$ *մգ/գ* չափաբաժինը բոլոր երեք տեղամասերում բերում է դեհիդրատացման: Կետամինի քնաբեր չափաբաժինը (0.125 *մգ/գ*) կեղևում առաջացնում է հիդրատացում, իսկ ենթակեղևում և ուղեղիկում՝ դեհիդրատացում (նկ. 3.4): Ստացված տվյալները համեմատվել են ստուգիչ խմբի տվյալների հետ: Այն հանգամանքը, որ կետամինի քնաբեր չափաբաժինը բերում է կեղևի հիդրատացմանը, համապատասխանում է այն տվյալների հետ, որ գլխուղեղի կեղևի վրա կետամինի ազդեցությունը հանդիսանում է գլուտամիտի ռեցեպտորների խթանման պատժառ, որն առաջացնում է հիդրատացում:

Հաջորդ նկարում (նկ. 3.5) ցույց է տրված ազդրի մկանի հյուսվածքի հիդրատացման աստիճանի փոփոխությունը կետամինի տարբեր չափաբաժինների դեպքում:

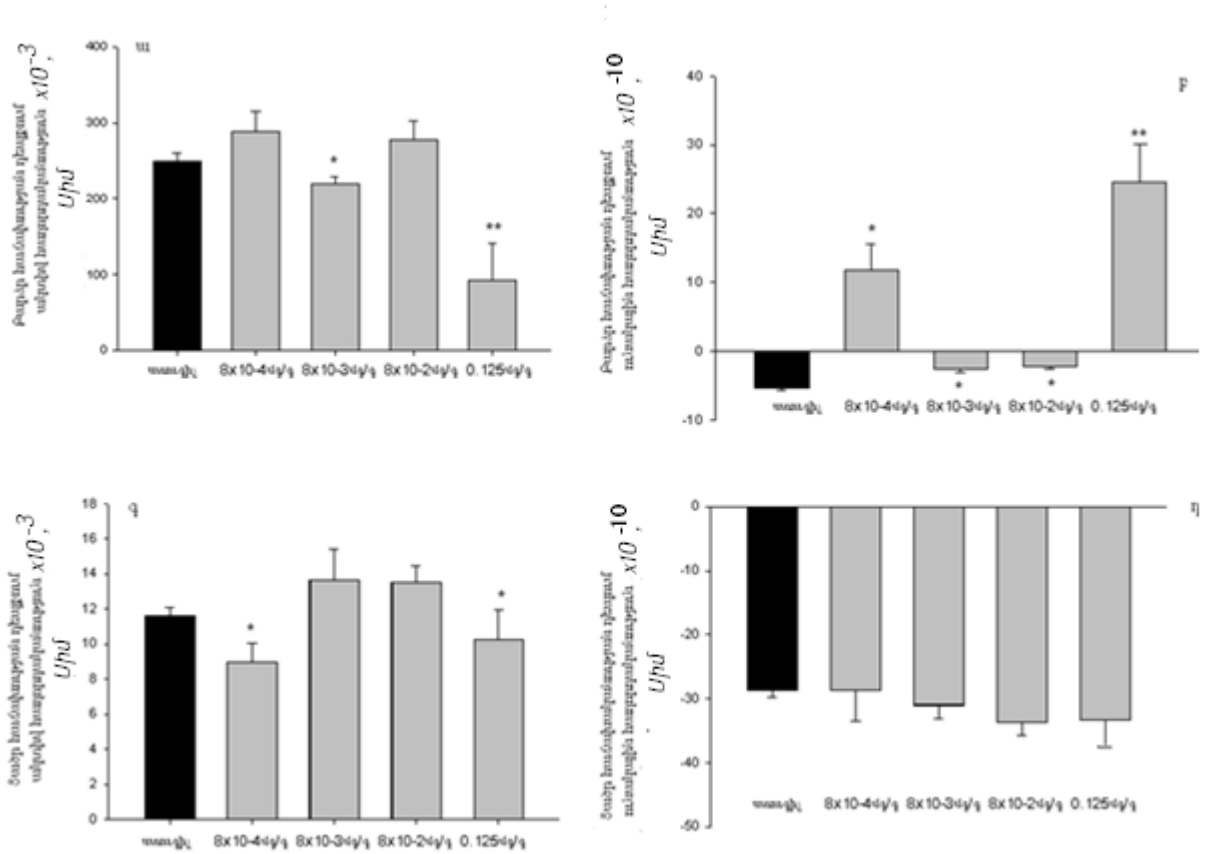


Նկ.3.5. Կետամինի տարբեր չափաբաժինների դեպքում հիդրատացման աստիճանը մկանի հյուսվածքում: Արդյունքները ներկայացված են տոկոսներով:

Նկար 3.5-ում ստուգիչ խումբը վերցված է որպես 100%: Յուրաքանչյուր կետը ջրի պարունակության միջին արժեքն է կետամինի համապատասխան չափաբաժինի դեպքում: Արդյունքները հավաստի են՝ $P^{*}<0.05$, $P^{**}<0.01$:

Նկարից երևում է, որ բացի անզգայնացնող չափաբաժնից մյուս երեք դեպքերում ստացվել է հիդրատացում: Գլխուղեղի և մկանի հիդրատացման աստիճանները տարբեր են ստացվել կետամինի տարբեր չափաբաժինների ներարկման դեպքում: Դա բացատրվում է նրանով, որ կետամինը ունի մոդուլացնող ազդեցություն տարբեր հյուսվածքների հիդրատացման աստիճանի վրա և նրանց զգայնությունը կետամինի նկատմամբ տարբեր է, որը կարող է բացատրվել բջջում ծավալի կարգավորման տարբեր մեխանիզմներով կամ արյան մեջ կետամինի տարբեր քանակների ներթափանցմամբ:

Այս փորձերում զուգահեռ չափվել է էլեկտրահաղորդականության բաղադրիչների փոփոխությունները կետամինի տարբեր չափաբաժինների դեպքում՝ ցույց տալու համար թե հաղորդականության ո՞ր բաղադրիչն է ավելի զգայուն մկանի հյուսվածքի հիդրատացման աստիճանի փոփոխության նկատմամբ (նկ. 3.6):



Նկ.3.6. Մկանի հյուսվածքի էլեկտրահաղորդականության ակտիվ, ունակային բաղադրիչների փոփոխությունը բարձր (ա, բ) և ցածր հաճախության (գ, դ) դեպքում:

Նկարում յուրաքանչյուր սյունը իրենից ներկայացնում 5 անկախ փորձերի միջին արժեքը, P*<0.05, P**<0.01:

Ինչպես երևում է նկարից կետամինի 8x10^{-4} *մգ/գ* և 8x10^{-2} *մգ/գ* չափաբաժնները բարձր հաճախության դեպքում բերում են ակտիվ հաղորդականության մեծացմանը, մինչդեռ 8x10^{-3} *մգ/գ* և անզգայացնող 0.125 *մգ/գ* չափաբաժնները՝ հակառակ ազդեցության (նկ. 3.6ա): Այլ է ստացվել ունակային հաղորդականության փոփոխությունը բարձր հաճախության դեպքում (նկ. 3.6բ): 8x10^{-4} *մգ/գ* և 0.125 *մգ/գ* չափաբաժների դեպքում ունակային հաղորդականությունը մեծացել է ստուգիչի նկատմամբ, իսկ 8x10^{-3} *մգ/գ*, 8x10^{-2} *մգ/գ* չափաբաժինների դեպքում ունակային հաղորդականությունները փոքրացրել են: Ցածր հաճախականության դեպքում 8x10^{-4} *մգ/գ* և 0.125 *մգ/գ* չափաբաժները առաջացրել են ակտիվ հաղորդականության փոքրացում, իսկ ցածր հաճախության դեպքում 8x10^{-3} *մգ/գ*, 8x10^{-2} *մգ/գ* չափաբաժինները՝ մեծացում (նկ. 3.6գ): Ցածր հաճախության դեպքում ունակային հաղորդականության փոփոխություն կարելի է ասել չի նկատվում կետամինի չափաբաժնից կախված (նկ. 3.6դ): Ստացված արդյունքներից չենք կարող բացատրել կետամինի ազդեցությունը մկանի հյուսվածքի վրա՝ ելնելով հաղորդականության չափման մեթոդից: Դա պայմանավորված է նրանով, որ ակտիվ հաղորդականության փոփոխություն կարող է առաջանալ ոչ միայն հիդրատացման աստիճանի փոփոխության, այլ նաև հորմոնալ, նյութափոխանակային գործընթացների հետևանքով: Բջջաթաղանթի ունակային հաղորդականության փոփոխությունը միանշանակ բնութագրվում է հիդրատացման աստիճանի փոփոխությամբ: Այս փորձերում միայն բարձր հաճախության դեպքում ունակային բաղադրիչի չափման միջոցով կարող ենք գնահատել կետամինի ազդեցությունը մկանի հիդրատացման աստիճանի փոփոխության վրա: Կետամինի տարբեր չափաբաժինների դեպքում կորելացման գործակիցը ունակային էլեկտրահաղորդականության և հիդրատացման աստիճանի միջև բարձր հաճախության ժամանակ հաշվարկվել է համապատասխանաբար՝ K=0.57, 0.03, 0.36, 0.28:

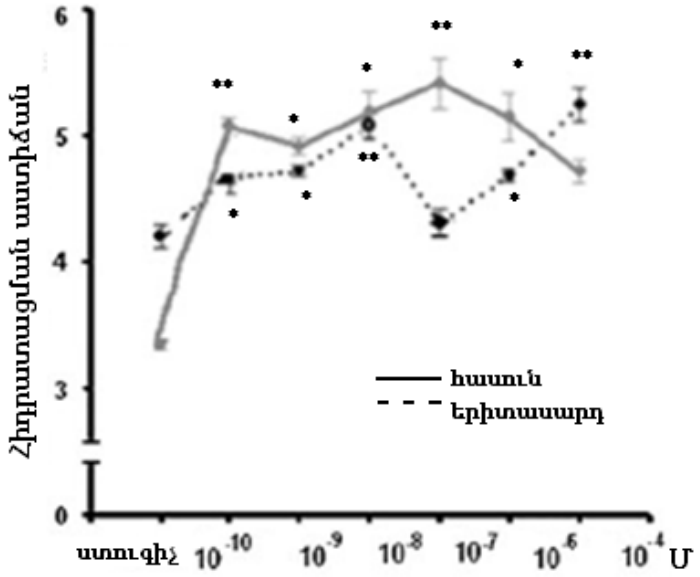
3.3. Տարիքային տարբեր խմբերում ուաբայինի տարբեր չափաբաժինների ազդեցությունը հիդրատացման աստիճանի և հաղորդականության բաղադրիչների փոփոխության վրա

Բջջի ուռչեցումը խթանում է պրոլիֆերացիան, իսկ սմքումը հանգեցնում է դրա հակադարձ վիճակին, որի արդյունքում դիտվում է ապոպտոզ: Ավելին, պետք է նշել, որ հիդրատացման ժամանակ տեղի է ունենում ոչ միայն բջջի ծավալի փոփոխություն, այլ նաև այն հանգեցնում է տարբեր նյութափոխանակային գործընթացների ակտիվացմանը, ինչպես նաև փոխվում է սպիտակուցների, նուկլեինաթթուների հիդրատացման աստիճանը, հետևաբար առաջանում են կառուցվածքային փոփոխություններ:

Na/K-ական պոմպը զգայուն է ուաբայինի նկատմամբ: Na/K-ական պոմպի կարդիոտոնիկ ստերոիդ կապող հատվածը հաճախ անվանում են ուաբային կապող հատված, քանի որ հենց այս կարդիոտոնիկ ստերոիդն է ամենաշատը կիրառվում տարբեր լաբորատորիաներում: Na/K-ական պոմպի՝ ուաբայինի նկատմամբ զգայուն ռեցեպտորների քանակը հաճախ դիտում են որպես բջջաթաղանթի մակերեսը բնութագրող ցուցանիշ [63]: Հաստատված է, որ գոյություն ունի հստակ արտահայտված կորելացիոն կապ բջջի հիդրատացման աստիճանի, Na/K-ական պոմպի և ուաբայինի ռեցեպտորների քանակի միջև: Բջջի ուռչեցումը բջջաթաղանթի մակերեսի մեծացման հաշվին բջջաթաղանթում առաջացնում է ֆունկցիոնալ ակտիվ Na/K-ական պոմպի և այլ սպիտակուցային մոլեկուլների քանակի աճ, մինչդեռ սմքումը՝ հակառակը՝ քանակի նվազում: Na/K-ական պոմպի ուաբայինի հանդեպ զգայունությունը կապված է այս սպիտակուցի α ենթամիավորի հետ:

Ելնելով վերը նշվածից՝ հետաքրքիր էր ուսումնասիրել տարիքային տարբեր խմբերի կենդանիների մոտ (սեռահասուն, ոչ սեռահասուն) ուաբայինի տարբեր չափաբաժինների (10^{-10} *Մ*-ից 10^{-4} *Մ*) ազդեցությունը: Փորձերում ուսումնասիրվել են տարիքային տարբեր խմբերում հիդրատացման աստիճանի փոփոխությունները և նույն պայմաններում ակտիվ և ունակային հաղորդականությունների փոփոխությունները՝ ցույց տալու դրանց միջև կորելացիոն կապը: Այս փորձերում օգտագործվել են 14 խումբ կենդանիներ (յուրաքանչյուրում 5 կենդանի):

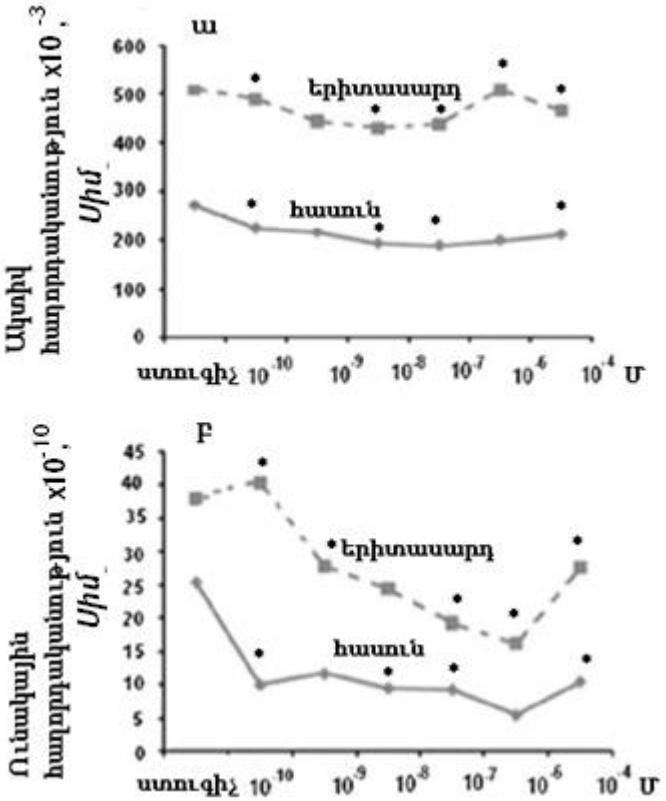
Համեմատական ուսումնասիրությունների համար կենդանիներին ներարկվել են 0.2 *մլ* տարբեր չափաբաժիններով (10^{-10} *Մ*-ից 10^{-4} *Մ*) ուաբայինի լուծույթներ (նկ. 3.7):



Նկ.3.7. Կեղևի հյուսվածքում հիդրատացման աստիճանի միջին արժեքը ուաբայինի տարբեր չափաբաժինների (10^{-10} *Մ*-10^{-4} *Մ*) ներարկումից հետո:

Նկար 3.7-ում շարունակական գիծը ցույց է տալիս սեռահասուն, իսկ ընդհատը՝ ոչ սեռահասուն կենդանիների հիդրատացման աստիճանի փոփոխությունները: Յուրաքանչյուր կետը 10 նմուշների միջին արժեքն է: Խմբերի միջև տվյալները հավաստի են՝ $P^{*}<0.05$, $P^{**}<0.01$:

Ինչպես երևում է նկ. 3.7-ից, սկզբնական ջրի մակարդակը երիտասարդ կենդանիների մոտ ավելի շատ է, քան հասունների մոտ: Երիտասարդ կենդանիների խմբում ուաբայինի (10^{-10} *Մ*-ից 10^{-8} *Մ*, 10^{-6} *Մ*-ից 10^{-4} *Մ*) ներարկումը առաջացնում է հիդրատացում՝ բացառությամբ ուաբայինի 10^{-7} *Մ* չափաբաժնից: Հասուն խմբի կենդանիների մոտ ուաբայինի բոլոր չափաբաժինների դեպքում դիտվել է հիդրատացման աստիճանի աճ, դրան համապատասխան հաղորդականության բաղադրիչների փոքրացում (նկ. 3.7, 3.8): Նյուն օրինաչափությամբ փոփոխվել են հիդրատացման աստիճանը և հաղորդականության բաղադրիչները երիտասարդ խմբի կենդանիների մոտ (նկ. 3.7, 3.8) :



Նկ.3.8. Ակտիվ (ա) և ունակային (բ) հաղորդականությունների փոփոխությունները բարձր և ցածր հաճախությունների տարբերության դեպքում ուաբայինի տարբեր չափաբաժինների (10^{-10} *Մ*-10^{-4} *Մ*) ներարկումից հետո:

Ուաբայինի վերը նշված չափաբաժինների ներարկման դեպքում չափվել է մկանի հյուսվածքի ակտիվ և ունակային հաղորդականությունները հաճախությունների տարբերության դեպքում (նկ. 3.8):

Նկար 3.8-ում շարունակական գիծը ցույց է տալիս հասուն կենդանիների հաղորդականության փոփոխությունը, իսկ ընդհատը՝ երիտասարդներինը: Խմբերի միջև տվյալները հավաստի են՝ $P^*<0.05$: Վերը նշված փորձերում դիտվել է բացասական կորելացիա երկու խմբրի մոտ: Համեմատելով հիդրատացման աստիճանի և հաղորդականության բաղադրիչների ստացված արդյունքները՝ կարելի ասել, որ ունակային հաղորդականության բաղադրիչը ավելի շատ է կորելացվում կեղևի հյուսվածքի հիդրատացման աստիճանի հետ, որն էլ կարող է առաջարկվել որպես օրգանիզմի ֆունկցիոնալ վիճակի գնահատման չափորոշիչ:

3.4. Տարիքային տարբեր խմբերում հաստատուն մագնիսական դաշտի (ՀՄԴ) ազդեցությունը հյուսվածքի հիդրատացման աստիճանի և էլեկտրահաղորդականության բաղադրիչների փոփոխության վրա

Ներկայումս գոյություն ունեն մեծ թվով փորձնական տվյալներ, որոնք ապացուցում են հաստատուն մագնիսական դաշտերի (ՀՄԴ) ազդեցությունը մոլեկուլից

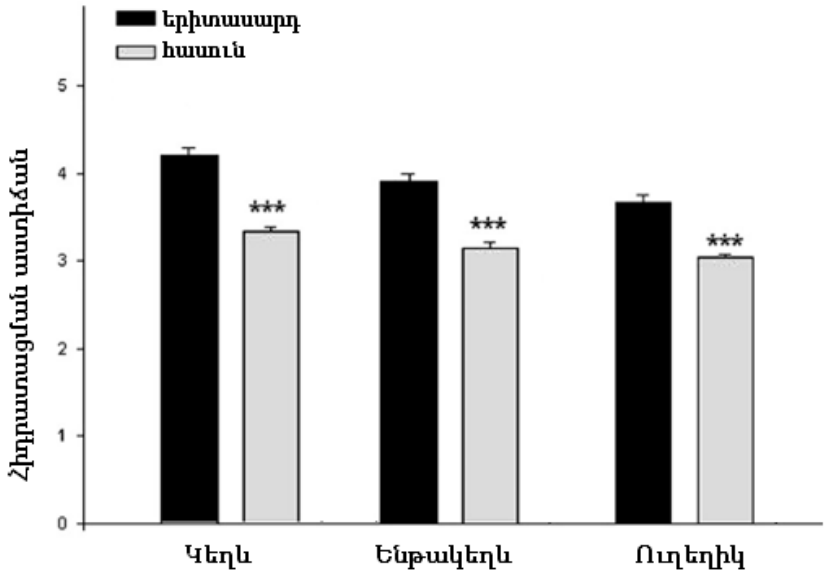
մինչև օրգանիզմ [5, 122, 140, 143]: Սակայն մեծ թվով հետազոտություններում մինչ այժմ պարզաբանված չէ ՀՄԴ-ի ազդման մեխանիզմը: Գոյություն ունեն բազմաթիվ վարկածներ, ենթադրություններ այդ արդյունքների բացատրման համար: Ստացված տվյալների վերլուծությունը թույլ է տալիս եզրակացնել, որ ՀՄԴ-ի ազդման հիմնական մեխանիզմը պայմանավորված է օրգանիզմի ջրային համակարգով: ՀՄԴ-ի ազդման դեպքում թորած ջրի էլեկտրահաղորդականությունը ընկնում է [16, 58], ինչպես նաև բերում է ջրի դիէլեկտրիկ թափանցելիության մեծացմանը [139]: Բազմաթիվ կատարված փորձերը ցույց են տվել, որ ՀՄԴ-ի ազդեցությունը բջջի վրա բերում է բջջաթաղանթի թափանցելիության մեծացմանը [16], փոքրացնում է ադենոզինեռֆոսֆատի միջավայրի ֆերմենտային ակտիվությունը, փոքրանում է բջջի հանգստի պոտենցյալը [16, 134]: Ուսումնասիրություններ են կատարվել նաև ՀՄԴ-ի ազդեցությունը կենդանիների վարքի և ֆիզիալոգիայի վրա [69, 70]: Որոշ հետազոտություններից ելնելով՝ [62, 65, 107, 126] բջջի նյութափոխանակությունը կարգավորող հիմնական չափորոշիչ է հանդիսանում բջջի հիդրատացումը: Նախկինում կատարված աշխատանքները ցույց են տվել, որ ՀՄԴ-ն ազդում է տարբեր հյուսվածքների բջիջների հիդրատացման աստիճանի վրա [89]: Քանի որ Na/K պոմպի հիմնական ֆունկցիան բջջի ծավալի կարգավորումն է, ապա տարիքից կախված նրա ակտիվության նվազումը բերում է մագնիսական զգայնության փոքրացմանը, որն էլ պատճառ է հանդիսանում Na/K պոմպի ընկճմանը [88]:

Հայտնի է, որ երիտասարդ օրգանիզմները ավելի զգայուն են միջավայրի գործոնների նկատմամբ, քան հասուն օրգանիզմները [65]: Գերցածր հաճախությունների էլեկտրամագնիսական դաշտերի (ԳՑՀԷՄԴ) վնասակար ազդեցությունները ներկայացվել են ոչ կենդանի համակարգերում [116]: Մագնիսական դաշտի ազդեցության էպիդեմիալ ուսումնասիրությունները ցույց են տվել զուգակցում ԳՑՀԷՄԴ և մանկական լեյկիմեայի միջև [121]: Ելնելով մի քանի հեղինակների ուսումնասիրություններից՝ լեյկիմեայի առաջացման հիմնական պատճառը ավելի շատ կապված է հյուսվածքի ներբջջային հեղուկի բարձր մակարդակի հետ [100], որը դարձնում է երիտասարդ օրգանիզմները ավելի խոցելի միջավայրի գործոնների նկատմամբ [144]:

Քանի որ ջրի մոլեկուլների դիսոցիացիան շատ զգայուն է տարբեր գործոնների նկատմամբ, ապա ներբջջային և արտաբջջային հեղուկ միջավայրը առաջարկվում է դիտել որպես սենսոր, որի միջոցով ազդում են միջավայրի ազդակները [61, 127, 155]: Կլինիկական տվյալներից հայտնի է, որ հիպոքսիան և թունավորումը տարբեր թույներով բերում են գլխուղեղի բջիջների ուռչեցմանը և նրանց հիդրատացումը ուռուցքի համար համարվում է հիմնական ախտորոշիչ չափորոշիչ [59, 87]:

Ստուգելու համար, թե ինչպես է ՀՄԴ-ը ազդում տարբեր օրգանիզմների վրա՝ մյուս փորձերում ուսումնասիրվել է ՀՄԴ-ի ազդեցությունը գլխուղեղի հիդրատացման աստիճանի և հյուսվածքի էլեկտրահաղորդականության բաղադրիչների փոփոխությունների վրա երիտասարդ ու հասուն կենդանիների մոտ:

Փորձերի առաջին մասում որոշվել է գլխուղեղի տարբեր տեղամասերում (կեղև, ենթակեղև, ուղեղիկ) հիդրատացման աստիճանի փոփոխությունները (նկ. 3.9):



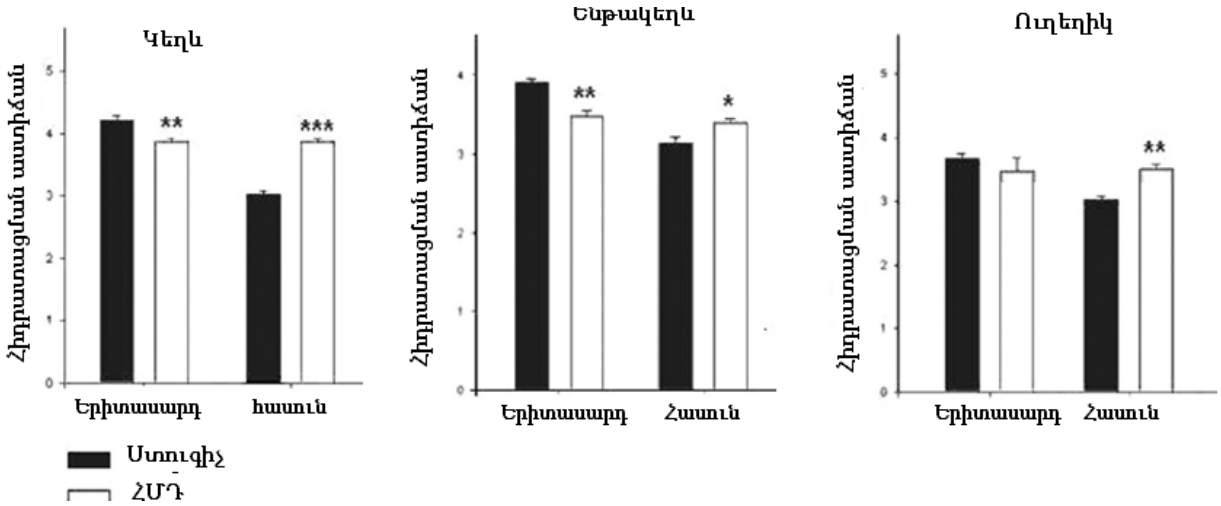
Նկ.3.9. Տարիքից կախված հիդրացաման աստիճանի փոփոխությունը գլխուղեղի տարբեր տեղամասերում (կեղև, ենթակեղև, ուղեղիկ):

Նկար 3.9-ում յուրաքանչյուր սյունը իրենից ներկայացնում է 4 անկախ փորձերի միջին արժեքը, P***<0.001:

Ինչպես երևում է նկ.3.9-ից երիտասարդ խմբում սկզբնական ջրի մակարդակը բոլոր ներկայացված հյուսվածքներում ավելի բարձր է, քան հասունների մոտ:

Փորձերի մյուս մասում յուրաքանչյուր կենդանու վրա ուսումնասիրվել է գլխուղեղի տարբեր հյուսվածքներում 0.2 *Տ* ՀՄԴ-ի ազդեցությունը: Տվյալ փորձում օգտագործվել են երկու խումբ կենդանիներ (մեկ ստուգիչ, մեկ փորձարարական): Յուրաքանչյուր խմբում ընդգրկվել է 5-ական կենդանի: Ստուգիչ խմբին ներարկվել է 0.2 *մլ* ՖԼ, որից հետո կենդանիները 15 րոպե դրվել են հաստատուն մագնիսի (0.2 *Տ*) տակ:

Արդյունքները համեմատվել են ստուգիչ խմբի փորձերի ստացված արդյունքների հետ: ՀՄԴ-ի ազդեցությունից հետո երիտասարդ խմբի գլխուղեղի բոլոր հյուսվածքներում առաջացել է դեհիդրատացում, մինչդեռ հասունների մոտ՝ հիդրատացում (նկ. 3.10):

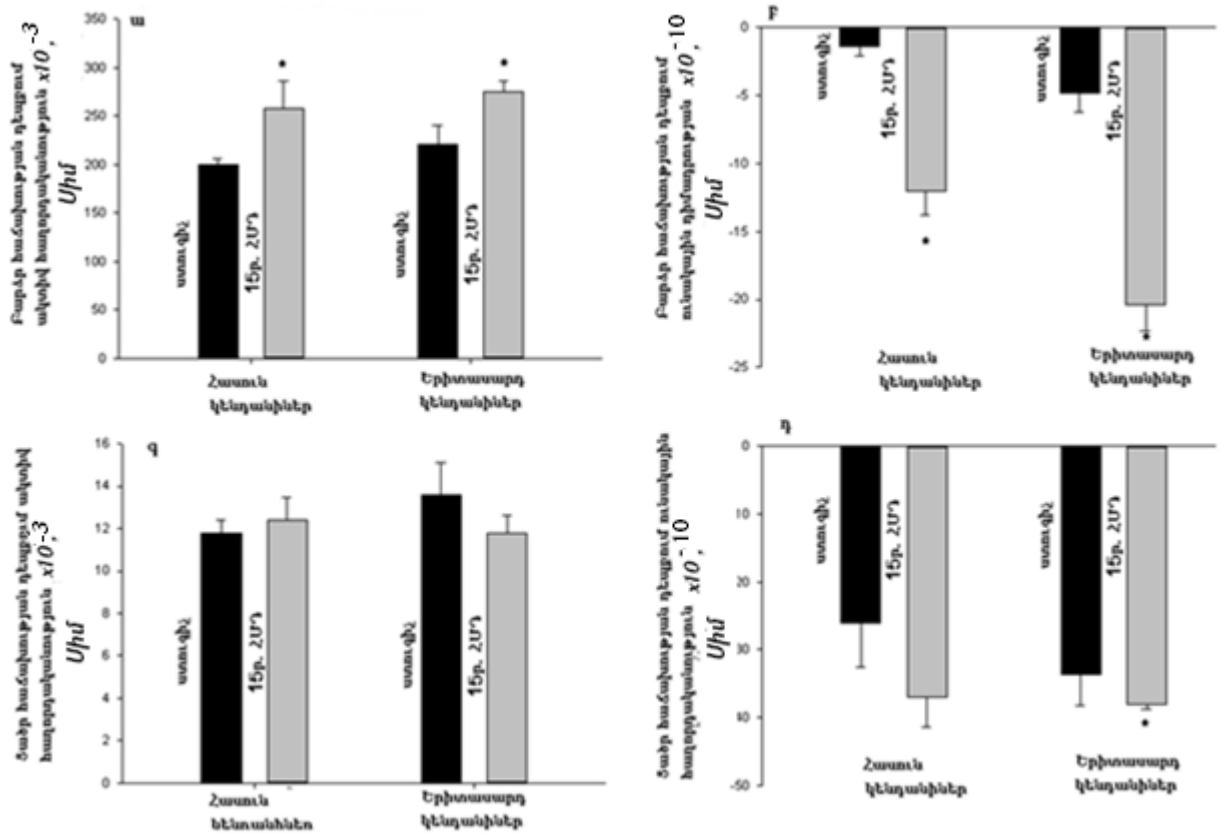


Նկ.3.10. Տարիքից կախված հիդրատացման աստիճանի փոփոխությունը ՀՄԴ-ի ազդեցությունից հետո գլխուղեղի տարբեր հյուսվածքներում:

Նկարում յուրաքանչյուր սյուն բնութագրում է 4 անկախ փորձերի միջին արժեքի շեղումները, P*<0.05, P**<0.01, P***<0.001:

Ստացված արդյունքները կարող են բացատրվել որպես տարիքից կախված Na/K պոմպի խանգարման պատճառ [86]:

Փորձերի մյուս մասում նույն պայմաններում գրանցվել է մկանի հյուսվածքի հաղորդականության ակտիվ և ունակային բաղադրիչների փոփոխությունները (նկ. 3.11):

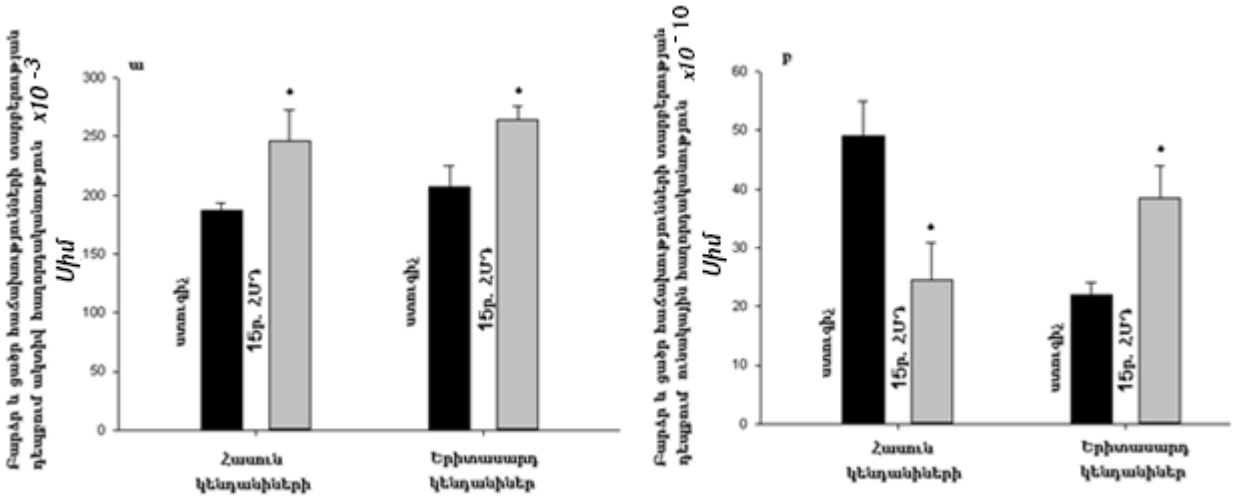


Նկ.3.11. Տարիքից կախված ակտիվ, ունակային հաղորդականության փոփոխությունները բարձր (ա, բ) և ցածր (գ, դ) հաճախությունների դեպքում 15 *բ* ՀՄԴ-ի ազդեցությունից հետո:

Տվյալները համեմատվել են ստուգիչ խմբի արդյունքների հետ: Փորձերը հավաստի են՝ P*<0.05:

Ինչպես երևում է նկարից երիտասարդ խմբի կենդանիների ստուգիչ խմբերում հաղորդականության արժեքները ավելի բարձր են երկու հաճախությունների դեպքում, քան հասուն կենդանիների մոտ: Դա պայմանավորված է նրանով, որ երիտասարդ օրգանիզմներում ջրի պարունակությունը ավելի շատ է, քան հասունների մոտ: ՀՄԴ-ի ազդեցությունից հետո երկու խմբերում էլ բարձր հաճախության դեպքում ակտիվ և ունակային հաղորդականությունները մեծանում են (նկ.3.11ա, բ): Ցածր հաճախականության դեպքում ակտիվ հաղորդականությունը ՀՄԴ-ի ազդեցությունից հետո մեծանում է հասուն խմբի կենդանիների մոտ, իսկ երիտասարդների մոտ՝ իջնում: Ցածր հաճախության դեպքում ունակային բաղադրիչը երկու խմբում էլ մեծանում է (նկ. 3.11դ): Ստացված արդյունքները առանձին հաճախությունների դեպքում ցույց չեն

տալիս հիդրատացման աստիճանի և հաղորդականության բաղադրիչների միջև կապը, քանի որ բարձր հաճախության դեպքում չափվում է գումարային արտաբջջային և ներբջջային հաղորդականությունները: Այդ իսկ պատճառով դիտվել են էլեկտրահաղորդականության բաղադրիչների փոփոխությունները բարձր և ցածր հաճախությունների տարբերության համար (նկ. 3.12):



Նկ.3.12. Տարիքային տարբեր խմբերում բարձր և ցածր հաճախությունների տարբերության դեպքում ակտիվ (ա) և ունակային (բ) հաղորդականությունների փոփոխությունները:

Արդյունքները համեմատվել են ստուգիչ խմբի տվյալների հետ: Փորձերը հավաստի են՝ $P^*<0.05$:

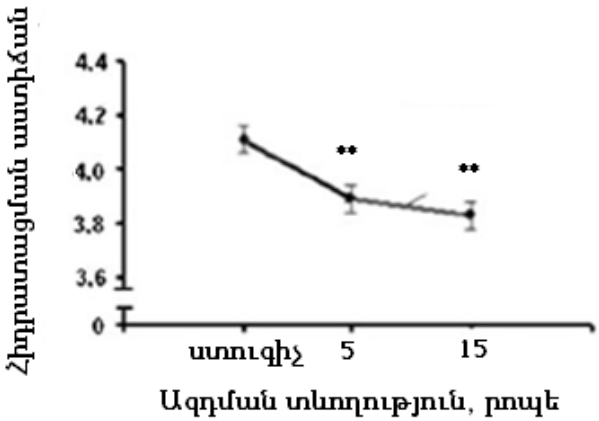
Այս նկարից երևում է, որ այս փորձերում ևս ունակային բաղադրիչն է կորելացվում երկու խմբի կենդանիների հիդրատացման աստիճանի փոփոխության հետ (նկ. 3.10, նկ. 3.12բ): Հասուն և երիտասարդ խմբի կենդանիների կեղևի հյուսվածքի հիդրատացման աստիճանների և ակտիվ հաղորդականությունների միջև կորելացման գործակիցները համապատասխանաբար $K_{\text{ակտիվ-հիդ}}=0.09$, $K_{\text{ակտիվ-հիդ}}=0.05$, բնամասի հյուսվածքի դեպքում՝ $K_{\text{ակտիվ-հիդ}}=0.15$, $K_{\text{ակտիվ-հիդ}}=0.04$, ուղեղիկի հյուսվածքի դեպքում՝ $K_{\text{ակտիվ-հիդ}}=0.41$, $K_{\text{ակտիվ-հիդ}}=0.07$:

Ստացված արդյունքներից կարելի է ևս մեկ անգամ համոզվել, որ հյուսվածքի ունակային հաղորդականության չափումը կարող է հանդիսանալ օրգանիզմի ֆունկցիոնալ վիճակի գնահատման չափորոշիչ:

3.5. Միլիմետրական ալիքների (ՄՄԱ) ազդեցությունը հյուսվածքի հիդրատացման աստիճանի և հաղորդականության բաղադրիչների փոփոխության վրա

ՄՄԱ-ի ազդեցությունը կենսաբանական համակարգերի վրա հայտնի է մի քանի տասնամյակներ [49, 50, 74, 125, 129] և օգտագործվում է տարբեր հիվանդությունների բուժման համար [55, 128, 131, 135, 163]: Այնուամենայնիվ մեխանիզմը, որով պայմանավորված է այս կենսաբանական ազդեցությունը դեռ մնում է անբացահայտ: Վերջին երկու տասնամյակների ընթացքում ուսումնասիրությունները ցույց են տվել, որ բջջի ծավալը գերզգայուն է թույլ քիմիական և ֆիզիկական ազդակների նկատմամբ, որոնք ունեն իոնացնող ճառագայթման ազդեցություն բջջի ջրային միջավայրի կառուցվածքային փոփոխության վրա [16, 22, 23, 61, 111]: Ցույց է տրված, որ հաստատուն մագնիսական և էլեկտրամագնիսական դաշտերը ունեն մոդուլացնող ազդեցություն բջջի հիդրատացման [53, 57], առնետների տարբեր օրգանների [78, 88] և կանանց կրծքի հյուսվածքի վրա [88]:

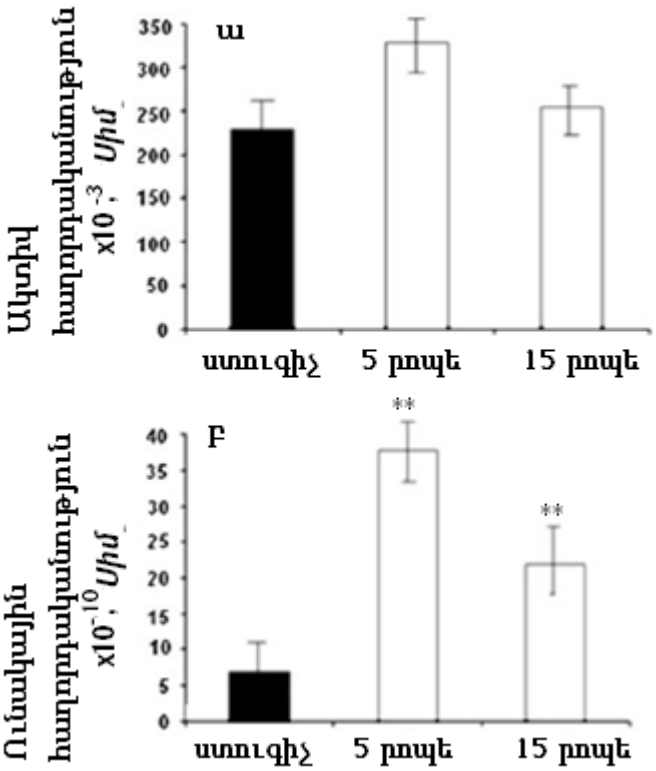
Այս նպատակով հետաքրքիր էր ուսումնասիրել ակտիվ և ունակային հաղորդականությունների փոփոխությունները 90-160 *ԳՀց* ցածր ինտենսիվությամբ (SAR 1.49) 4 *Հց* մոդուլացված ՄՄԱ-ի ազդեցության տակ, ինչպես նաև դրանց համեմատական ուսումնասիրությունները հյուսվածքի հիդրատացման աստիճանի հետ: Փորձերը կատարվել են հասուն կենդանիների վրա, որոնք ենթարկվել են տարբեր տևողությամբ (5 րոպե, 15 րոպե) ՄՄԱ-ի ճառագայթմանը: Օգտագործվել են 3 խումբ կենդանիներ՝ մեկ ստուգիչ և երկու փորձարարական (յուրաքանչյուր խմբում 5 կենդանի) (նկ. 3.13):



Նկ.3.13. Հիդրատցման աստիճանի միջին արժեքը կեղևի հյուսվածքում 5 րոպե և 15 րոպե ՄՄԱ-ի ազդեցությունից հետո:

Նկարում փորձարարական տվյալները համեմատվել են ստուգիչ խմբի հետ: Շեղումները ընդգրկում են յուրաքանչյուր խմբի 5 անկախ փորձերը: Յուրաքանչյուր կետը 10 նմուշների միջին արժեքն է: Տվյալները հավաստի են խմբերի միջև, P**<0.01:

Նկ. 3.13-ից երևում է, որ երկու տևողությամբ ճառագայթման դեպքում կեղևում առաջանում է դեհիդրատացում: ՄՄԱ-ի ազդեցության տարբեր տևողությունները ուսումնասիրվել են մկանի հյուսվածքի հաղորդականության ակտիվ և ունակային բաղադրիչների փոփոխության վրա (նկ. 3.14):



Նկ.3.14. Ակտիվ (ա) և ունակային (բ) հաղորդականությունների փոփոխությունը ՄՄԱ-ի 5 րոպե և 15 րոպե ճառագայթումից հետո բարձր և ցածր հաճախությունների տարբերության դեպքում:

Փորձերում տվյալները համեմատվել են ստուգիչ խմբի տվյալների հետ: Արդյունքները հավաստի են P**<0.01:

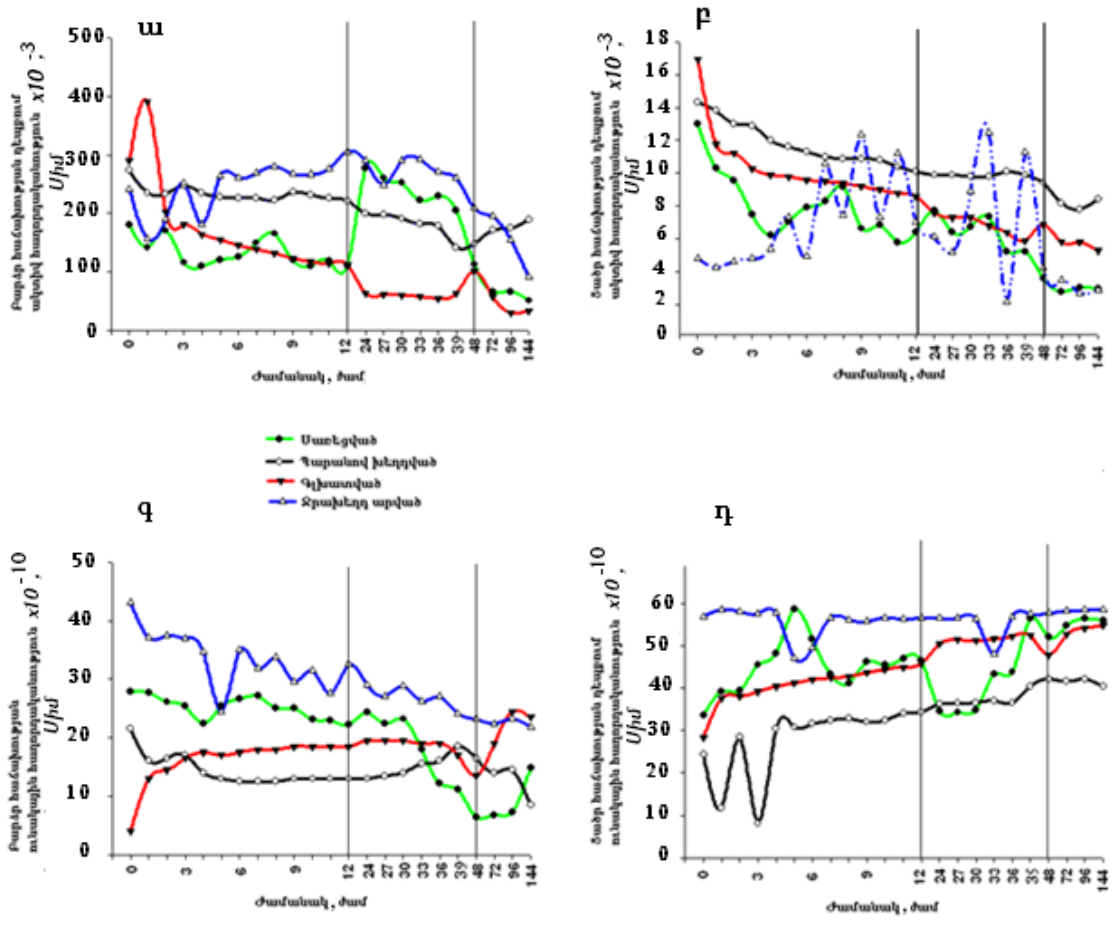
Ինչպես երևում է նկարից ակտիվ և ունակային հաղորդականությունները մեծանում են երկու դեպքում էլ: Դա բացատրվում է հյուսվածքի դեհիդրատացմամբ և արտաբջջային տարածության հաղորդականության մեծացմամբ: Ունակային

հաղորդականության մեծացումն էլ բացատրվում է բջջաթաղանթների ունակության մեծացմամբ, որին համապատասխան հաղորդականությունը մեծանում է: Այս փորձերում ևս ունակային էլեկտրահաղորդականության և հիդրատացման աստիճանի միջև առկա է բացասական կորելացիոն կապ, որի դեպքում կորելացման գործակիցները տարբեր տևողությամբ ճառագայթման ժամանակ հաշվարկվել են համապատասխանաբար՝ K=1.49 և K=0.51: Ունակային բաղադրիչի բարձր զգայնությունը թույլ է տալիս մեզ ենթադրել, որ այս մեթոդը հանդիսանում է որպես օրգանիզմի ֆունկցիոնալ վիճակի գնահատման համապատասխան միջոց, որի հետագա զարգացումը կարող է ունենալ կլինիկական կիրառություն:

3.6 Հետմահու տարբեր միջավայրում պահված դիակի մահվան պատճառի որոշումը Էլեկտրահաղորդականության գրանցման մեթոդով

Բջջի հիդրատացումը հանդիսանում է չափորոշիչ բջիջների և օրգանիզմի ֆունկցիոնալ վիճակի գնահատման համար [65, 67]: Հայտնի է նաև, որ կենսաբանական հյուսվածքի հաղորդականությունը բնութագրում է բջջի հիդրատացման վիճակը, ինչպես նաև բջջաթաղանթի կառուցվածքային հատկությունները [79, 83]: Դա թույլ է տալիս մեզ ենթադրել, որ կախված օրգանիզմի սկզբնական նյութափոխանակային վիճակից մինչև կենդանու մահանալը և մահանալուց հետո հաղորդականությունները տարբեր են: Մյուս փորձերում ուսումնասիրվել է մկանի հյուսվածքի հաղորդականության բաղադրիչների փոփոխությունները ժամանակից կախված տարբեր ճանապարհներով սպանված (գլուխը սառեցված, պարանով խեղդամահ արված, ջրում խեղդամահ արված, գլխատված) դիակների մոտ (նկ. 3.15):

Ամեն դեպքի համար օգտագործվել են 5-ական կենդանի: Հաղորդականության գրանցումները կատարվել են 7 օր շարունակ: Առաջին օրը գրանցումները կատարվել են ժամը մեկ, երկրորդ օրը՝ 3 ժամը մեկ, իսկ մյուս օրերի ընթացում՝ օրը մեկ անգամ: Փորձերը կրկնվել են երեք խումբ կենդանիների մոտ:

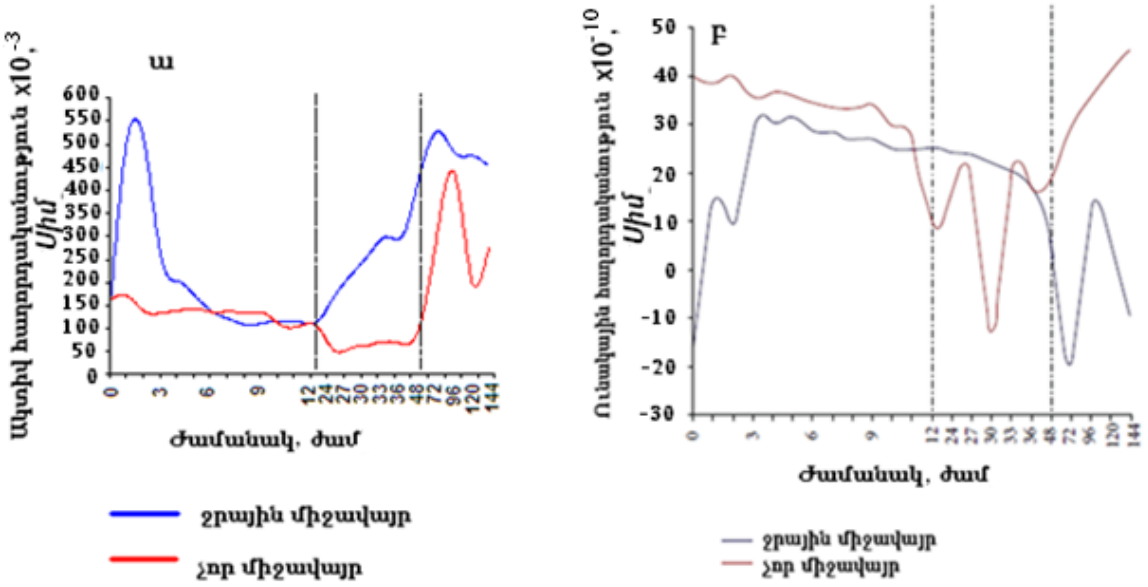


Նկ.3.15. Տարբեր եղանակներով սպանված կենդանիների ակտիվ և ունակային հաղորդականությունների փոփոխությունները բարձր (ա, գ) և ցածր (բ, դ) հաճախությունների դեպքում

Ստացված արդյունքները ցույց են տալիս, որ տարբեր ձևերով սպանված կենդանիների հաղորդականությունների կինետիկան տարբեր է: Սկզբնական պահին բարձր և ցածր հաճախությունների դեպքում ակտիվ հաղորդականությունը մեծ է գլխատված կենդանիների մոտ: Առաջին 12 ժամերի ընթացքում գլխատված, պարանով խեղդված և սառեցված կենդանիների խմբերում ակտիվ հաղորդականությունները երկու հաճախությունների դեպքում կարելի է ասել փոխվում են նույն ձևով (նկ. 3.15ա, բ): Չափումների մինչև 12 ժամը ջրախեղդ արված կենդանիների մոտ հաղորդականությունները երկու հաճախությունների դեպքում էլ փոփոխվում են անկանոն: Գլխատված կենդանիների մոտ ունակային հաղորդականությունը մեծանում է, իսկ պարանով խեղդված, սառեցված և ջրախեղդ արված խմբերում բարձր հաճախության դեպքում՝ նվազում (նկ. 3.15գ): Ցածր հաճախության դեպքում պարանով

խեղդված, սառեցված և գլխատված խմբերում ունակային հաղորդականությունը աճում է, իսկ ջրախեղդ արված կենդանիների խմբում կարելի է ասել չի փոխվում: 12 ժամից հետո գլխատված և պարանով խեղդված կենդանիների ակտիվ հաղորդականությունը երկու հաճախությունների դեպքում շարունակում է նվազել մինչև 48 ժամ, իսկ 48 ժամից հետո մինչև չափումների ավարտը գլխատված կենդանիների ակտիվ հաղորդականությունը բարձր հաճախության տակ նվազում է, իսկ պարանով խեղդվածինը՝ աճում: Սառեցված կեդանիների մոտ ակտիվ հաղորդականությունը բարձր հաճախությունների տակ 12 ժամից հետո նվազում է մինչև չափումների ավարտը: Ունակային հաղորդականությունը բարձր հաճախության դեպքում բոլոր խմբերում կարելի է ասել 12 ժամից մինչև 48 ժամը ընկնում է: 48 ժամից հետո բարձր հաճախության դեպքում գլխատված և սառեցված խմբերում ունակային հաղորդականությունը մեծանում է, իսկ ջրախեղդ արված և պարանով խեղդվածների մոտ՝ նվազում: Ցածր հաճախության դեպքում ունակային հաղորդականությունը պարանով խեղդված, ջրախեղդ արված, գլխատված կենդաիների մոտ մինչ 48 ժամ շատ քիչ է մեծանում, որից հետո մինչև չափումների ավարտը բացի պարանով խեղդված խմբից, մյուս երեք խմբերում հաղորդականությունը աճում է: Այս երևույթը բացատրվում է նրանով, որ բջիջը ժամանակի ընթացքում հիդրատացվում է, որից հետո տեղի է ունենում հակառակ երևույթը՝ դեհիդրատացում: Այս փորձերը ցույց են տալիս, որ տարբեր ճանապարհերով սպանված կենդանիների հաղորդականության կինետիկան տարբեր է:

Հաջորդ փորձերում դիտվել են տարբեր միջավայրերում (ջրային, չոր) պահված կենդանիների դիակների մկանի հյուսվածքի՝ ժամանակից կախված ակտիվ և ունակային հաղորդականության փոփոխությունները բարձր և ցածր հաճախությունների տարբերության դեպքում (նկ. 3.16): Փորձերը ցույց են տվել, որ Չափման սկզբնապահին ջրային միջավայրում և չոր միջավայրում պահված կենդանիների դիակի ակտիվ հաղորդականությունը նույնն է, իսկ ունակային հաղորդականությունը ավելի մեծ է չոր միջավայրում գտնվող կենդանու մոտ, քան ջրում գտնվողինը (նկ. 3.16ա, բ):



Նկ.3.16. Տարբեր միջավայրերում պահված կենդանիների դիակների մկանի հյուսվածքի ակտիվ (ա) և ունակային (բ) հաղորդականությունների փոփոխությունները ժամանակից կախված բարձր և ցածր հաճախությունների տարբերության դեպքում:

Առաջին երեք ժամերի ընթացքում ջրային միջավայրում գտնվող դիակի ունակային և ակտիվ հաղորդականությունները աճում են, որից հետո մինչև 12 ժամ չափումները՝ երկու բաղադրիչներն էլ նվազում են: 12 ժամից հետո ակտիվը աճում է, իսկ ունակայինը՝ նվազում: 48 ժամից հետո բաղադրիչների փոփոխությունները նույնատիպ են: Ակտիվ և ունակային բաղադրիչների հաղորդականությունը չոր միջավայրում պահված կենդանիների մոտ նվազում է մինչև 12 ժամը: 12 ժամից մինչև 48 ժամ ակտիվ հաղորդականությունը նշված խմբում նվազում է, իսկ ունակայինը փոխվում է անկանոն (նկ. 3.16ա, բ): 48 ժամից հետո չոր միջավայրում պահված կենդանու ակտիվ և ունակային հաղորդականությունները աճում են մինչև չափումների ավարտը: Դա բացատրվում է նրանով, որ մահվանից հետո տեղի է ունենում բջջի ծավալի փոփոխություն հետևյալ հաջորդականությամբ՝ հիդրատացում-դեհիդրատացում-հիդրատացում, որն էլ համապատասխանում է գրականության տվյալներին:

Այսպիսով, ընդհանրացնելով կենսաբանական հետազոտություններում ստացված արդյունքները, եզրակացնում ենք, որ ԿՀ-ի էլեկտրահաղորդականության չափման մեթոդը ցածր հաճախային տիրույթում ընտրված երկու հաճախությունների դեպքում կարող է օգտագործվել ներբջջային և արտաբջջային հեղուկների քանակի

գնահատման համար: Վերը նշված փորձերում ստացված տվյալները, որոնք ցույց են տալիս գլխուղեղի հյուսվածքի հիդրատացման աստիճանի և մկանի էլեկտրահաղորդականության ունակային բաղադրիչի միջև կորելացիոն կապը, հաստատում են այն ենթադրությունը, որ բարձր հաճախության դեպքում չափված էլեկտրահաղորդականության ունակային բաղադրիչները կարող է հանդիսանալ որպես չափորոշիչ՝ օրգանիզմի ֆունկցիոնալ վիճակը գնահատելու համար:

ԵԶՐԱԿԱՑՈՒԹՅՈՒՆ

Կենսաբանական համակարգերի ընդհանուր դիմադրության (իմպեդանս) չափումները կարող են տալ կարևոր ախտորոշիչ տեղեկատվություն: Կենսաէլեկտրական իմպեդանսի վերլուծությունը, օգտագործվում է մարմնի կառուցվածքի գնահատման մեթոդ և ներկայումս լայն կիրառություն ունի կլինիկայում [130]: Լայն հաճախային տիրույթում ԿՀ-ի էլեկտրահաղորդականության չափումները տալիս են տեղեկատվություն ներբջջային և արտաբջջային հեղուկների քանակի մասին: Դա բացատրվում է նրանով, որ կենդանի և մահացած հյուսվածքների հաղորդականությունները տարբեր են: Հյուսվածքի հաղորդականության փոփոխությունները ֆունկցիա են ժամանակից, քանի որ բջջի մահանալու հետ զուգահեռ ժամանակի ընթացքում բջջաթաղանթի թափանցելիությունը փոխվում է: Հյուսվածքի պաթոլոգիկ կամ ֆունկցիոնալ վիճակի գնահատման համար որոշ հետազոտողներ ուսումնասիրել են միայն ունակային բաղադրիչը [130]: Սակայն հետագայում հիմնական հետաքրքրությունը դարձել է ընդհանուր հաղորդականության ուսումնասիրությունը՝ բջջի ֆունկցիոնալ հատկությունները գնահատելու համար:

Գոյություն ունեն ԿՀ-ի էլեկտրահաղորդականության չափման բազմաթիվ սարքեր [82, 124, 132, 133, 163]: Հայտնի սարքերը չափում են ինչպես ակտիվ, այնպես էլ ունակային հաղորդականության բաղադրիչները հաճախային լայն տիրույթում (10 *կՀց*-ից 100 *ՄՀց*): Էլեկտրաիմպենդանսասկոպիայի մեթոդով չափվում են օրգանիզմի ընդհանուր ջրի քանակը, ներբջջային, արտաբջջային հեղուկների քանակները: Չափումները կատարվում են բարձր հաճախությունների տակ: Մագնիսառեզոնանսային մեթոդով հաղորդականության չափումները կատարվում են մեծ հոսանքների դեպքում, բարձր հաճախությունների տակ, պահանջում են երկար ժամանակ և ախտորոշման ոչ մեծ ճշտություն: Էլեկտրապլետիզմոգրաֆիայի մեթոդով կատարվող էլեկտրահաղորդականության չափումները ևս ունեն թերություն, որը հանդիսանում է հետազոտության արդյունքների մեկնաբանման դժվարությունները: Կոնդուկտամետրայի մեթոդով չափումներ կատարելու ժամանակ առաջանում է անհրաժեշտություն չափումները կատարել հատուկ խցիկում, որը հանդիսանում է տվյալ մեթոդի թերություններից մեկը: Այս մեթոդով չափումներ իրականացնելու

համար անհրաժեշտ է առանձնացնել հյուսվածքի նմուշ, որը առաջացնում է հյուսվածքի վնասվածք, հետևաբար միշտ չէ հնարավոր այս մեթոդը կիրառել կլինիկայում [44]: Այս իրավիճակը կտրուկ սահմանափակում է կոնդուկտամետրիայի չափման մեթոդի կիրառությունը բժշկության մեջ:

Այս բոլոր մեթոդների թերությունները պայմանավորված են միաժամանակյա մի քանի պարամետրերի չափումներով, որոնք առաջացնում են ԿՀ-ի էլեկտրահաղորդականության չափումների սխալներ: Մեծ հաճախությունների դեպքում չափվում են գումարային արտաբջջային և ներբջջային հաղորդականությունները, որը չի տալիս անհրաժեշտ տեղեկատվություն հյուսվածքի ֆունկցիոնալ վիճակի մասին: Բացի այդ այս սարքերը թանկ են և պահանջում են չափման հմտություն:

Հայտնի է ԿՀ-ի էլեկտրահաղորդականության չափիչ սարք, որը չափում է ԿՀ-ի էլեկտրահաղորդականության միայն ակտիվ բաղադրիչը [33]:

Հայտնի սարքը ունի թերություններ, որոնք բերում են չափման ցածր ճշգրտությանը և օգտագործման հնարավորությունների սահմանափակմանը: Թերությունները հետևյալն են՝

ա) սարքը չափում է լրիվ էլեկտրահաղորդականության միայն ակտիվ բաղադրիչը

բ) չափվող տեղամասերում տեղի ունի չափվող հոսանքով ինքնատաքացում, քանի որ սարքը չափումները չի կատարում միկրոհզորությունների ռեժիմներում

գ) հոսանքորոշիչ դիմադրության արտանցիչների միջև եղած լարման ուժեղացման ժամանակ տեղի ունի լարման միափուլ բաղադրիչների ոչ բավարար մարում, քանի որ հոսանքորոշիչ դիմադրության երկրորդ արտանցիչը միացված է ընդհանուր հաղորդալարին, իսկ հոսանքորոշիչ լարման ուժեղացումը կատարվում է մեկ մուտք ունեցող (ոչ դիֆերենցիալ) ուժեղարարով:

Վերը նշված թերությունները շտկվել են ներկայիս աշխատանքում մշակված սարքում, որտեղ բարձրացվել է հաղորդականության չափման ճշգրտությունը, լայնացվել նրա կիրառման հնարավորությունները:

Մշակված սարքում չափվում է ԿՀ-ով անցնող հոսանքի ոչ միայն ակտիվ, այլ նաև ունակային բաղադրիչը, չափումները կատարվում են ցածր հաճախային

տիրույթում ընտրված երկու իրարից 100 անգամ տարբերվող հաճախությունների դեպքում և միկրոհզորությունների ռեժիմներում:

Մշակված ԿՀ-ի էլեկտրահաղորդականության սարքն ունի մուտքային երկու սեղմակ, սինուսոիդային լարման կայունացված աղբյուր (ՍԼԿԱ), սինուսոիդային լարումից երկու հակափուլ ուղղանկյունաձև լարումների ձևավորիչ, հոսանքորոշիչ ճշգրիտ դիմադրություն (ՃԴ), փոփոխական հոսանքի լարման ուժեղարար, համաժամ ուղղիչ-զտիչ (ՀՈՒԶ), ցածր հաճախության զտիչ (ՑՀԶ) և թվային վոլտմետր, կատարելագործման համաձայն լրացուցիչ ունի լարման բաժանարար, լարման կրկնիչ, 90^0 –ի փուլաշրջիչ: Ըստ որում ՍԼԿԱ-ի ելքը միացվում է լարման կրկնիչին լարման բաժանարարի միջոցով, իսկ լարման կրկնիչի ելքը միացված է ՃԴ-ի մի արտանցիչին և ԴՈՒ-ի շրջող մուտքին: ՃԴ-ի մյուս արտանցիչը ԴՈՒ-ի մյուս չշրջող մուտքի հետ, ինչպես նաև կենսապարուրիչի միջոցով միացված է ընդհանուր հաղորդալարին: ԴՈՒ-ի ելքը միացված է ՍԶՈՒ-ի մուտքի հետ, իսկ ՍԶՈՒ-ի ելքը միացված է գրանցող սարքի մուտքին:

Այսպիսով մշակված հաղորդաչափը ունի ակնհայտ առավելություններ գոյություն ունեցող հաղորդաչափերի նկատմամբ: Նշենք հիմնական առավելությունները՝

ա. Ելնելով չափման արդյունքներից կարելի է ասել, որ անհրաժեշտ սինուսոիդային լարումը ունի խիտ կայունացված ամպլիտուդ և հաճախություն: Այս պարամետրերի առավելագույն փոփոխությունները չեն գերազանցում 1%-ը, որի շնորհիվ էլ սարքն ունի մեծ ճշգրտություն շրջապատի ջերմության ողջ տիրույթում՝ 0-40 ^0C

բ. Մշակված սարքը աշխատում է միկրոհզորությունների ռեժիմում՝ ԿՀ-ի չափվող տեղամասի տաքացումը անցնող հոսանքով բացառելու համար: Տեղամասի տաքացումը չի գերազանցում 0.1 ^0C-ը, որը միանգամայն կարելի է անտեսել

գ. Էլեկտրահաղորդականության չափիչ սարքը աշխատում է չափող ցածր հոսանքի դեպքում (0.01 *մԱ*), որի շնորհիվ լիովին բացառվում են չափվող հոսանքով նյարդային գրգռումը կամ ցավագին երևույթները

դ. Սարքը հնարավորություն ունի ակտիվ և ունակային հաղորդականության չափումները կատարել ցածր հաճախային տիրույթում ընտրված ցածր (15 *Հց*) և բարձր

(1,5 *կՀg*) հաճախությունների դեպքում՝ արտաբջջային և ներբջջային հեղուկների քանակը որոշելու համար

ե. Սարքի ունակային և ակտիվ բաղադրիչների որոշումը հնարավորություն է տալիս գնահատել ԿՀ-ի չափվող տեղամասի դիէլեկտրիկ թափանցելիության մեծությունը:

Բացի վերը նշված կետերից մշակված հաղորդաչափը իր կազմում ունի էլեկտրոնային ջերմաչափ հետևյալ պարամետրերով՝

1. Չափման տիրույթ -50 ^0C մինչև 50 ^0C
2. Թույլատրելի սխալը ≤0.1 ^0C (0 ^0C -ից -50 ^0C տիրույթում)
3. Ջերմաչափի տվիչի չափսերը 1.1.1 $մմ^3$

Ջերմաչափը հնարավորություն է տալիս սարքի միջոցով ուսումնասիրել ԿՀ-ի ակտիվ և ունակային բաղադրիչների մեծությունները՝ կախված ջերմաստիճանից:

Սարքի մշակումից հետո նրա աշխատանքը ուսումնասիրվել է կենսաբանական հետազոտություններում՝ գրանցելու համար տարբեր ֆիզիկական և քիմիական գործոնների ազդեցությունները գլխուղեղի հյուսվածքի հիդրատացման աստիճանի և մկանի հյուսվածքի հաղորդականության բաղադրիչների փոփոխության վրա:

ՖԼ-ով և մանիտով պայմանավորված դեհիդրատացումները (նկ. 3.3) համապատասխանում են հաղորդականության ակտիվ և ունակային բաղադրիչների (նկ. 3.4) աճին: Դա բացատրվում է նրանով, որ դեհիդրատացման հետևանքով մեծանում է արտաբջջային հեղուկի քանակը, որի հետևանքով էլ ակտիվ հաղորդահաղոդականությունը: Դեհիդրատացման ժամանակ մեծանում է բջջաթաղանքի ունակությունը, որն էլ բերում է էլեկտրահաղորդականության ուանակյին բաղադրիչի աճին: ԹՋ-ի ներարկման դեպքում չի երևում կորելացիոն կապ էլեկտրահաղորդականության բաղադրիչների և հիդրատացման աստիճանի միջև: Դա միգուցե բացատրվում է նրանով, որ առաջացած հիդրատացումը կարող է պատճառ լինել այլ նյութափոխանակային գործընթացների (նկ. 3.4): Ինչպես ցույց է տրված (նկ. 3.5) ստուգիչ խմբի և ՖԼ ներարկված կենդանիների հաղորդականության բաղադրիչները ժամանակից կախված փոխվում են նույն օրինաչափությամբ: Ինչպես երևում է նկ. 3.3-ից, ՖԼ-ը առաջացնում է դեհիդրատացում, որով էլ պայմանավորված է ակտիվ և ունակային բաղադրիչների մեծացումը:

Ներկայումս հայտնի է, որ բջջի ծավալի մետաբոլիկ ղեկավարումը դինամիկ չափորոշիչ է, որի միջոցով բացատրվում է բջջի տարբեր ֆունկցիաների կարգավորումը [56, 111, 107, 157]: Կետամինի ներարկման տարբեր չափաբաժինները գլխուղեղի տարբեր տեղամասերում առաջացնում են տարբեր հիդրատացման աստիճաններ (նկ. 3.6): Դա կարող է բացատրվել կետամինի բազմակողմանի ազդեցություններով, որոնք ընդգրկում են բջջի ծավալի կարգավորման տարբեր մեխանիզմները: Բջջի ծավալը, էլեկտրածին իոնների տեղափոխման մեխանիզմը, որոնցից են Na^+/K^+ պոմպը և Na^+/Ca^{2+} փոխանակիչը, կարևոր դեր են խաղում այս գործընթացներում [54, 62, 86]: Ավելի վաղ ցույց է տրված, որ կետամինը ունի ակտիվացնող ազդեցություն Na^+/K^+ պոմպի և Na^+/Ca^{2+} փոխանակիչի վրա, որի միջոցով առաջանում է բջջի դեհիդրատացում և բջջաթաղանթի հոսունության փոքրացում [62, 118]: Այսպիսով, վերը նշված արդյունքները և գրականության տվյալները, որոնք վերաբերվում են ներբջջային ցիկլիկ նուկլեոտիդների ներգրավածությանը գլխուղեղի ֆիզիոլոգիական գործընթացներում [118, 154] առաջ են բերում մի վարկած, որ կետամինի ազդեցությունը կապված է ցիկլիկ նուկլեոտիդների նյութափոխանակության մոդուլացնող ազդեցությամբ: Սա կարող է հետագա ուսումնասիրության առարկա հանդիսանալ: Կետամինի նշված չափաբաժինների դեպքում անզգայացնող ազդեցությունը կաթնասունների մոտ հիմնականում բացատրվում է գլխուղեղում հաղորդական ֆունկցիաներով: Այս եզրակացությունը հաստատվում է նախկին աշխատանքներով, որտեղ ցույց են տրված կետամինի դեհիդրատացնող ազդեցությունը կանանց կրծքի հյուսվածքի վրա [89]: Ստացված արդյունքները թույլ են տալիս ենթադրել, որ հաղորդականության գրանցման մեթոդով կարելի է գնահատել նաև կետամինի տարբեր չափաբաժիններով առաջացած փոփոխությունները: Մկանի հյուսվածքի դեպքում կետամինի տարբեր չափաբաժինները նույնպես առաջացնում են տարբեր հիդրատացման աստիճաններ (նկ. 3.7): Հաղորդականության ստացված արդյունքները կորելացվում են միայն քնաբեր չափաբաժնի ներարկման դեպքում ունակային հաղորդականության փոփոխության հետ բարձր հաճախության ժամանակ (նկ. 3.8բ): Դա բացատրվում է նրանով, որ կետամինի փոքր չափաբաժինները մկանի հյուսվածքի հիդրատացման աստիճանի վրա չեն առաջացնում զգալի

փոփոխություններ: Քանի որ վերը նշված փորձերից արդեն իսկ երևում է, որ ունակային բաղադրիչը հանդիսանում է ավելի զգայուն պարամետր, քան ակտիվը, նրա միջոցով էլ ցույց է տրվում հիդրատացման աստիճանի փոփոխությունը քնաբեր չափաբաժնի դեպքում:

Na/K-ական պոմպը զգայուն է ուաբայինի նկատմամբ: Na/K-ական պոմպի կարդիոտոնիկ ստերոիդ կապող հատվածը հաճախ անվանում են ուաբային կապող հատված, քանի որ հենց այս կարդիոտոնիկ ստերոիդն է ամենաշատը կիրառվում տարբեր լաբորատորիաներում [68]: Na/K-ական պոմպի ուաբայինի նկատմամբ զգայուն ռեցեպտորների քանակը հաճախ դիտում են որպես բջջաթաղանթի մակերեսը բնութագրող ցուցանիշ [63]: Համեմատական ուսումնասիրությունները ուղեղի հյուսվածքի հիդրատացման աստիճանի և մկանի հաղորդականության բաղադրիչների միջև տարիքային տարբեր խմբերում (նկ. 3.9) ցույց են տվել, որ ուաբայինի բոլոր չափաբաժինները երկու խմբերում էլ առաջացնում են հիդրատացում, բացառությամբ երիտասարդ խմբի մոտ 10^{-7} *Մ* չափաբաժնից, որն էլ ուղեկցվում է հաղորդականության ակտիվ և ունակային բաղադրիչների նվազմամբ (նկ. 3.10ա, բ): Չնայած նրան, որ հոմոպատիկ (10^{-10} *Մ*-10^{-7} *Մ*) և բարձր (10^{-6} *Մ*-10^{-4} *Մ*) չափաբաժիններով առաջացած հիդրատացումները բացատրվում են տարբեր մեխամիզմներով (ներբջջային ազդանշանային համակարգի խախտմամբ և Na/K-ական պոմպի արգելակմամբ)՝ սարքով չափված հաղորդականության բաղադրիչների փոփոխությունները համապատասխանում են տարբեր մեխանիզմներով պայմանավորված բջջի ծավալի փոփոխություններին:

Ներկայումս հայտնի է փաստ, որ բջջի ծավալը դինամիկ չափորոշիչ է, որը կարգավորում է բջջի տարբեր ֆունկցիաները [66, 107, 111, 157]: Տվյալ աշխատանքում ներկայացված տվյալները ցույց են տվել, որ տարիքային տարբեր խմբերում ջրի քանակությունը և հաղորդականության փոփոխությունները տարբեր են (նկ. 3.9, 3.10): Ցույց է տրվել, որ նախնական ջրի մակարդակը հասուն կենդանիների գլխուղեղի հյուսվածքներում ավելի քիչ է, քան երիտասարդներինի մոտ (նկ. 3.11): Դա բացատրվում է տարիքից կախված Na/K պոմպի ֆունկցիայի խախտմամբ: Հաշվի առնելով այն հանգամանքը, որ ՀՄԴ-ի կենսաբանական ազդեցությունը կարող է բերել

կենդանի համակարգերի տարբեր հյուսվածքների փոփոխությանը [65, 103, 137, 161]՝ մեր կողմից կատարված փորձերը ցույց են տվել, որ տարբեր հյուսվածքների վրա ՀՄԴ-ն ունի մոդուլացնող ազդեցություն (նկ. 3.12), որը բերում է Na/K պոմպի ակտիվացմանը, իսկ վերջինս էլ կարևոր դեր է խաղում ջրի պարունակության կարգավորման գործում: Երկու տարբեր խմբերում ՀՄԴ-ի ազդեցությունը առաջացնում է հիդրատացման աստիճանի և հաղորդականության բաղադրիչների փոփոխություններ: Երիտասարդների մոտ ստացվում է դեհիդրատացում, իսկ հասունների մոտ՝ հիդրատացում (նկ. 3.12): Դրան համապատասխան փոփոխվում են հաղորդականության ակտիվ և ունակային բաղադրիչները (նկ. 3.13): Ավելի ցայտուն ակտիվ և ունակային հաղորդականության փոփոխությունները երևում են երկու հաճախությունների տարբերության դեպքում (նկ. 3.14): Փորձերը ցույց են տվել, որ ունակային բաղադրիչի գրանցումով կարելի է ցույց տալ հասուն խմբում ՀՄԴ-ով առաջացած հիդրատացումը, իսկ երիտասարդների մոտ՝ դեհիդրատացումը:

Հայտնի է, որ ՄՄԱ-ն ազդում են նյարդային համակարգի վրա [50, 71, 74, 104, 114, 141] և բացի դրանից նրանք լայն կիրառություն ունեն կլինիկայում տարբեր հիվանդությունների բուժման ժամանակ [131, 163]: Սակայն ՄՄԱ-ի ազդման մեխանիզմը դեռ հայտնի չէ: Ներկայիս աշխատանքում ներկայացված արդյունքները ցույց են տվել, որ 90-160 *ԳՀg* ցածր ինտենսիվությամբ (SAR 1.49) 4 *Հg* մոդուլացված ՄՄԱ-ն բերում է ՖԼ-ի վրա ոչ ջերմային ազդեցությանը [14], որն էլ կարող է պատճառ հանդիսանալ առնետների գլխուղեղի կեղևի դեհիդրատացմանը: Մեխանիզմը, որի միջոցով կարելի է բացատրել այս ազդեցությունը կարող է հանդիսանալ հետագա ուսումնասիրության առարկա: ՄՄԱ-ի տարբեր տևողությամբ ազդեցության ուսումնասիրությունները գլխուղեղի կեղևի հիդրատացման աստիճանի և մկանի հյուսվածքի հաղորդականության բաղադրիչների փոփոխության վրա ցույց են տվել, որ ՄՄԱ-ի ազդեցությունը կեղևի հյուսվածքում առաջացնում է դեհիդրատացում (նկ. 39), որը կորելացվում է հաղորդականության ունակային բաղադրիչի աճի հետ (նկ. 40):

ԿՀ-ի հաղորդականության չափման մեթոդով ստացված արդյունքները ցույց են տվել, որ տարբեր ճանապարհներով սպանված կենդանիների հաղորդականության բաղադրիչների փոփոխման դինամիկան տարբեր է: Չափման սկզբնական պահին և

վերջնական պահին բոլոր խմբերում հաղորդականությունների կինետիկան երկու հաճախությունների դեպքում էլ նույն է: 3 ժամից հետո մինչև չափման ավարտը բոլոր խմբերում հաղորդականության բաղադրիչների փոփոխության դինամիկան տարբեր է ստացվել, որը բացատրվում է նրանով, որ մահվան պատճառից կախված՝ տեղի է ունենում տարբեր նյութափոխանակային և քիմիական գործընթացներ (նկ. 3.15):

Հետազոտությունների մյուս մասում կատարված փորձերը ցույց են տվել, որ տարբեր միջավայրերում պահված կենդանիների դիակների հաղորդականության փոփոխությունները ևս տարբեր են (նկ. 3.16): Ջրային միջավայրում պահված դիակի ակտիվ և ունակային հաղորդականությունները առաջին 3 ժամից հետո կտրուկ աճում են, հետո նվազում, հետո նորից աճում: Դա բացատրվում է նրանով, որ մահվանից հետո տեղի է ունենում բջջի հիդրատացում, այնուհետև դեհիդրատացում, որից հետո հիդրատացում [60]: Նույն դինամիկան առկա է նաև չոր միջավայրում պահված դիակի մոտ, սակայն այստեղ կարևոր հանգամանքն այն է, որ սկզբնապահին երկու միջավայրերում պահված դիակների ունակային հաղորդականությունները ակնհայտ տարբեր են (նկ. 3.16բ): Այս մեթոդը կարող է օգտագործվել դատաբժշկության մեջ:

ԿՀ-ի հիդրատացման չափման տեխնիկան էապես դյուրացված է մշակված սարքով, որը բարձրացնում է չափման ճշգրտությունը, կրճատում է չափման համար անհրաժեշտ ժամանակը:

ԵԶՐԱՀԱՆԳՈՒՄՆԵՐ

Ստացված արդյունքները բերում են հետևյալ եզրահանգումների՝

1. Ստեղծվել է ԿՀ-ի էլեկտրահաղորդականության չափիչ սարք ցածր հաճախային տիրույթում ընտրված հաճախություններով, որը թույլ է տալիս գնահատել ներբջջային և արտաբջջային հեղուկների քանակները
2. Էլեկտրահաղորդականության չափիչը աշխատում է միկրոհզորությունների ռեժիմում, որը հնարավորություն է տալիս խուսափել ԿՀ-ի չափվող տեղամասի տաքացումից, գրգռումից և ցավագին երևույթներից
3. Մշակված սարքը թույլ է տալիս գնահատել գլխուղեղի հյուսվածքի հիդրատացման աստիճանի փոփոխությունները տարբեր գործոնների ազդեցության տակ՝ չափելով կմախքային մկանի էլեկտրահաղորդականությունը
4. Էլեկտրահաղորդականության ունակային բաղադրիչը հանդիսանում է բջջի հիդրատացման աստիճանի զգայուն չափորոշից, որով էլ գնահատվում է օրգանիզմի ֆունկցիոնալ վիճակը
5. Սարքը կարող է կիրառվել գիտահետազոտական՝ լաբորատորիայում, կլինիկայում՝ ախտորոշիչ և անհատական առողջության վերահսկման, դատաբժշկության մեջ՝ փորձաքննության նպատակներով:

ԳՐԱԿԱՆՈՒԹՅԱՆ ՑԱՆԿ

1. Սիմոնյան Ռ, Դեղոյան Ա, Հայրապետյան Ս: Կենսահյուսվածքների էլեկտրահաղորդականության չափման սարք: ՀՀ գյուտի արտոնագիր: ՄԱԴ[7] G01R 27/00, N2824A: 25.03.2014:
2. Андреев В. Кондуктометрические методы и приборы в биологии и медицине. М : Медицина, 1973.- 33 с.
3. Березовская Г, Корытный В. Роль приэлектродных поляризационных процессов при измерении электропроводности биологических объектов. Биофизика. 1968.- Т. 13.- № 3. -С. 524-528.
4. Березовский В, Колотилов Н. Биофизические характеристики тканей человека: Справочник. Киев: Наукова думка. 1990.- 224 с.
5. Биогенный магнетит и магниторецепция. Новое о биомагнетизме: В 2-х т. Т.1: Пер. с англ. Под ред. Дж. Кирш винка, Д. Джонса, Б. Мак-Фаддена. М.: Мир- 1989.-353 с.
6. Бурлакова Е, Вепринцев Б, Колье О, Кригер Ю. Практикум по общей биофизике. (Исследования биоэлектрических явлений в тканях и клетках). М: Высш. шк.- 1961.- 260 с.
7. Ватмахер У, Толстопятова И, Пьянкова Т. Коагулограф - новый портативный прибор для исследования системы свертывания крови. Лабор. дело. 1969. -№ 8.- С. 496-499.
8. Гуревич М, Соловьев А, Литовченко Л, Доломан Л. Импедансная реоплетизмография. Киев: Наукова думка. 1982. -176 с.
9. Демирчян К, Нейман Л. Теоретические основы электротехники. Питер. 2003.- Том 3.-364с.
10. Ибрагимов Р, Белкин А. О возможном механизме влияния электрических полей низкой частоты на биологические объекты. Бюл. СО АМН СССР. 1989.- № 4.-С. 95-97.

11. Ибрагимов Р, Ибрагимов Р, Давронов Х. Исследование низкочастотной диэлектрической проницаемости биологических тканей. М. 1990.- 14 с
12. Ибрагимов Р, Ибрагимов Р. Низкочастотная кондуктометрия тканей и органов произвольной геометрической формы. Мед. техника. 1990.- №2.-С. 8-11.
13. Ибрагимов Р, Умбетов Т. Влияние алкогольной интоксикации на электрические свойства и структуру почек. Медицинские и социально-психологические аспекты алкоголизма. Под ред. Короленко Ц. Труды Новосибирского мединститута. Новосибирск. 1988.- №132.- С. 90-93.
14. Карапетян А. Миллиметровые волны и структурированность воды. Изд. ЕГУАС, Ереван. 2012.- 88 с.
15. Кедров А. О новом методе определения пульсовых колебаний кровонаполнения в различных участках человеческого тела. Клин, медицина. 1941.- Т. 19.- С. 71-81.
16. Классен В. Омагничивание водных систем. Москва. 1982. -2-е изд.- 296 с.
17. Коновалова Л, Ярошенко А. Временная нестабильность характеристик электропроводности кожи человека. Биофизика. 1981.- Т. 26, -№ 2.- С. 380.
18. Кривицкий Н, Гудинская Ц, Перспективы количественной электроплетизмографии. Физиология человека. 1986.- Т.12.- № 4.- С. 590-594.
19. Кудряшов Ю, Петров Ю, Рубин А. Радиационная биофизика: радио-частотные и микроволновые электромагнитные излучения. – Москва: ФИЗМАТЛИТ. 2008.
20. Кулаков М. В. Технологические измерения и приборы для химических производств: Учебник для вузов по специальности <<Автоматизация и комплексная механизация химико-технологических процессов>>.-3-е изд.-М.: Машиностроение, 1983.-424с.
21. Лебединский А. Б. Поляризационное явление при различных функциональных состояниях скелетной мышцы. Физиол. журн. СССР. 1937. -Т.2 2(1),- С. 24-34.
22. Левтов В, Регигер С, Шадрина П. Реология крови. М : Медицина. 1982.- 270 с.
23. Левтов В. Стеклянный электрод. Л. Наука. Ленинград, отд-ние. 1983.- 271 с.
24. Мажбич Б, Матвеев П, Ройфман М. Роль изменений объема крови и линейной

скорости ее движения в формировании пульсовых колебаний электрического импеданса. Физиол. журн. СССР. 1981.- № 8.- С. 1237-1244.

25. Мажбич Б. Теоретические основы трансбронхиальной регионарной электроплетизмографии легких. Новосибирск: Наука, Сиб. отделение, 1986.- С. 5-20.

26. Малов Н. П., Ржевкин С. Н. Сопротивление человеческого тела электрическим токам высокой частоты. Жури, прикл. физики. 1920.- Т. 6.- № 5.- С. 39-74.

27. Мирошников А, Фомченков В, Иванов А. Электрофизический анализ и разделение клеток. М.: Наука. 1986.- 184 с.

28. Москаленко Ю, Науменко А. Изменение электропроводности крови при ее движении. Бюл. эксперим. биол. и мед. 1959.- Т. 47.- № 2.- С. 77-81.

29. Москаленко Ю. Реоэнцефаллография. Методы клинической нейрофизиологии. Л.: Наука, 1977.- С. 188-207.

30. Осенний А, Курындина Н. Исследование по выявлению продольного электрического тока нерва лягущки. Биофизика. 1975.- Т. 20.- № I.- С. 78-81.

31. Патент РФ на изобретение №2128942, МПК А 61 В 5/05, опубл. 20.04.1999 г.

32. Патент РФ на изобретение №2182814, МПК А 61 В 5/053, опубл. 27.05.2002 г.

33. Патент Российской Федерации. №2024885, кл. G01R 27/22, опубл. 15. 12.1994 г.

34. Патент Российской Федерации. №1600499, кл. G01N 33/48. опубл. 05.05.1988 г.

35. Поленов А, Васкин И, Сельков Е. Опыт применения электрозонда (омметрии) в диагностике опухолей головного мозга на операционном столе. Сов. хирургия. 1934.- № 1.- С. 72-84.

36. Прокопенко Ю. Клинические аспекты способа диагностики отечного синдрома у беременных путем кондуктометрии малых объемов крови. Способы и устройства для диагностики и лечения в акушерстве и гинекологии. М.: 1984.- С. 101-103.

37. Рауба В, Пихус А. Ранняя диагностика отечного синдрома у беременных путем кондуктометрии малых объемов крови. Способы и устройства для диагностики и лечения в акушерстве и гинекологии. М., 1984.- С. 103-105.

38. Романов Ю, Леус В. Синхронный детектор для измерения составляющих комплексного сопротивления и проводимости. Проблемы создания аппаратуры для

медицинских лабораторных исследований. Ч. IV. 1974.- С. 130-138.

39. Соколова И, Яруллин Х. Информативность метода двухкомпонентного анализа реограммы. Клин, медицина. 1983.- № 7.- С. 94-101.
40. Соколова И. Биофизические основы метода двухкомпонентного анализа биосигналов пульсового наполнения. Физиология человека. 1985.- Т. 11.- № 5.- С. 783-787.
41. Сорочану Н. Исследование растительной ткани как элемента электрической цепи. Электронная обработка материалов. 1983.- №1.- С. 67-71.
42. Тарусов Б. Электрическая поляризация живой клетки. Проблемы проницаемости. М. Л.: Медгиз, 1939.- С. 92-98.
43. Шван Х, Форстер К. Воздействие высокочастотных полей на биологические системы. Электрические свойства и биофизические механизмы. ТИИЭР. 1980.- Т 68.- №1.-С. 121-132.
44. Шван Г. Спектроскопия биологических веществ в поле переменного тока Электроника и кибернетика в биологии и медицине. М.:Мир.- 1963.-С. 71-108.
45. Яруллин Х. Клиническая реоэнцефалография. Л.: Медицина, Ленинград, отдние. 1983.- 271 с.
46. Abdalla S, Laravuso R, Will J. Mechanisms of the Inhibitory Effect of Ketamine on Guinea Pig Isolated Main Pulmonary Artery. Anesth. Analg. 1994.- N78.-p. 17-22.
47. Ackman J, Seitz M. Method of compliex impedance measurements in biologic tissue. CRC Crit. Rev. Biomed. Eng. 1984.- V.11.-N4.-p. 281-311.
48. Adam O, Tador A, Aisinbud E, Schinler H. Electrical impedance monitoring of the woundhealing process. Med. Progr. Technol. 1983.-V. 9.-N4.-p. 227-232.
49. Adey W. Potential Therapeutic Applications of Nonthermal Electromagnetic Fields: Ensemble Organization of Cells in Tissue as a Factor in Biological Field Sensing. Bioelectromagnetic Medicine. 2004.- Rosch PJ and Markov MS, editors, page 1.
50. Adey W. Tissue interactions with non-ionizing electromagnetic field. Physiol. Rev. 1981.-N61.-p. 435 – 514.

51. Adrian R. The effect of internal and external potassium concentration on the membrane potential of frog muscle. The Journal of Physiology. 1956.- N133.-p. 631–658.

52. Akbaş L, Sarioğlu Y, Utkan T. Effect of ketamine on contractile performance of isolated frog myocardium and comparison of ketamine, thiopental and droperidol. Mater Med Pol. 1992.-V.24.-N1.-p.32-40.

53. Amyan A, Ayrapetyan S. On the modulation effect of pulsing and static magnetic fields and mechanical vibrations on barley seed hydration. Physiol. Chem. Phys. Med. 2004.-N36.-p. 69–84.

54. Annunziato L, Pignataro G, Di Renzo G. Pharmacology of Brain Na_/Ca2_ Exchanger: From Molecular Biology to Therapeutic Perspectives Pharmacol Rev. 2004.- N56.-p. 633–654.

55. Arendash G, Sanchez-Ramos J. Mori T. Electromagnetic field treatment protects against and reverses cognitive impairment in Alzheimer's disease mice. J. Alzheimer's Dis. 2009.- V.19.-N1.-p.191–210.

56. Ayrapetian S. Mechanism of trace hyperpolarization of the action potential of snail giant neurons. Biofizika. 1975.- N20.-p. 462-466.

57. Ayrapetyan G, Hayrapetyan H, Dadasyan E. The non thermal effect of weak intensity millimeter waves on physicochemical properties of water and water solutions. Electromagn. Biol. Med. 2009.- V.28.-N4.-p. 331–341.

58. Ayrapetyan G, Papanyan A, Hayrapetyan H. Metabolic pathway of magnetized fluidinduced relaxation effects on heart muscle. Bioelectromagnetics. 2005.- V.26.-N8.-p. 624–630.

59. Ayrapetyan S, Akopyan K. The method for inhibition of development and grow of cancer. Patent N2149, A22008.

60. Ayrapetyan S, Carpenter D. Synaptic transmitters for membrane functional activity (in Russian). Evol.Biochem and Physiol. 1991.- V.26.-N4.-p. 513-528.

61. Ayrapetyan S, Grigorian K, Avanesyan A. Magnetic fields alter electrical properties of solutions and their physiological effects. Bioelectromagnetics. 1994. N15.-p. 133–142.

62. Ayrapetyan S, Suleymanyan M, Saghyan A and Dadalyan S. Autoregulation of the electrogenic sodium pump. Cellular and Molecular Neurobiology. 1984; 4(4):367–383.

63. Ayrapetyan S, Suleymanyan M. On The Pump-Induced Cell Volume Changes. Comp Biochem Physiol. 1979.- N64.-p. 571-575.

64. Ayrapetyan S. Cell Aqua Medium as a Preliminary Target for the Effect of Electromagnetic Fields. In: Bioelectromagnetics: Current Concepts, S. Ayrapetyan and M. Markov, eds., NATO Security through Science Series, Springer Press, The Netherlands. 2006.- p. 31-64.

65. Ayrapetyan S. Cell hydration as a universal marker for detection of environmental pollution. Earth & Environ Sci. 2012.- N32.-p. 210-221.

66. Ayrapetyan S. On the Physiological Significance of Pump Induced Cell Volume Changes. Adv. Physiol.Sci. 1980.- N23.-p. 67-82.

67. Ayrapetyan S. The Application of the Theory of Metabolic Regulation to Pain. In: Pain Mechanism and Management (Eds. Ayrapeyan S and Apkarian A), IOS Press, Amsterdam, Netherland. 1998.- p. 3-14.

68. Baker P, Willis J. Binding of the cardiac glycoside ouabain to intact cells. J Physiol. 1972.- N224.-p. 441–462.

69. Barnothy M. Biological Effects of Magnetic Fields. 1964.- Vol.1, Plenum Press New-York.

70. Barnothy M. Biological Effects of Magnetic Fields. 1969.- Vol.2 Plenium Press, New-York.

71. Bas O, Odaci E, Kaplan S. 900 Megahertz electromagnetic field exposure affects qualitative and quantitative features of hippocampal pyramidal cells in the adult female rat. Brain Res. 2009.- N1265.-p. 178 – 185.

72. Baur D, Bach C, Hyder W, Ormsbee M. Fluid retention, muscle damage, and altered body composition at the Ultraman triathlon. Eur J Appl Physiol. 2016.-V.116.-N3.-p. 447-458.

73. Baure′us K, Sommarin M, Persson B, Salford L, Eberhardt J. Interaction between weak low frequency magnetic fields and cell membranes. Bioelectromagnetics. 2003.- N24.- p. 395–402.

74. Belyaev A. Non-thermal biological effects of microwaves. Microwave Rev. 2005.-N11.-p. 13 – 29.

75. Bielinska I, Terlecki J. Dielectric studies on the reaction of the intercellular matter of fish red blood cells to detergent toxicity. Phys. Med. and Biol. 1984.- V29.-N5.-p. 525-534.

76. Blaustein N and Lederer W. Na+/Ca2+ exchange. Its physiological implications. Physiological Reviews. 1999.-N79.-p. 763– 854.

77. Brau M, Sander F, Vogel W, Hempelmann G. Blocking mechanisms of ketamine and its enantiomers in enzymatically demyelinated peripheral nerve as revealed by single-channel experiments. Anesthesiology. 1997.- N86.-p. 394–404.

78. Buzsaki G. Rhythms of the Brain. New York: Oxford University Press. 2006.

79. Carpenter D, Fejtl M, Ayrapetyan S, Szarowski D, Turner J. Dynamic changes in neuronal volume resulting from osmotic and sodium transport manipulations. Acta Biologica Hungarica. 1992.- N43.-p. 39-48.

80. Chang Y, Chen T, Wu G. Mechanisms involved in the antiplatelet activity of ketamine in human platelets. Journal of Biomedical Science. 2004.-N11.-p. 764-772.

81. Chaplin M. Water Structure and Science. 2011. -http://www.lsbu.ac.uk/water/

82. Chen X, Kao T, Ashe J, Boverman G, Sabatini J, Davenport D. Multi-channel electrical impedance tomography for regional tissue hydration monitoring. Physiol Meas. 2014.-V.35.-N6.-p. 1137-47.

83. Cole K, Curtis H. Electrical Impedance of the Squid Giant Axon During Activity. J. Gen. Physiol. 1939.-N22.-p. 649-670.

84. Cole K. Permeability and Impermeability of Cell Membrane for Ions. Cold Spring Harbor Sympos Quant. Biol. 1940.-N8.- p.-110-122.

85. Conway J. Electrical impedance tomography for monitoring of hiperthermia. Clin. Phys. and Physiol. Meas. 1987.-N8.-p. 141–146.

86. Cooke K. Ouabain and regulation of cellular volume in freshly prepared slices of rabbit renal cortex. J Physiol. 1978.- N279.-p. 361-374.

87. Damadian R, Goldsmith M, Minkoff L. NMR in Cancer: XVI. Fonar image of the live human body. Physiol. Chem. Phys. 1977.-N9.-p. 97–100.

88. Danielyan A, Ayrapetian S. Changes of hydration of rats' tissues after in vivo exposure to 0.2 Tesla Steady Magnetic Field. Bioelectromagnetics. 1999.-N20.-p. 123–128.

89. Danielyan A, Mirakyan M, Grigoryan G. The static magnetic field on ouabain H3 binding by cancer tissue. Physiol. Chem. Phys. Med. NMR. 1999.- N31.-p. 139–144.

90. Davies S, Alford S, Coan E, Lester R, Collingridge G. Ketamine blocks an NMDA receptor- mediated component of synaptic transmission in rat hippocampus in a voltage-dependent manner. Neurosci Let. 1988.- N92.-p. 213-7.

91. Dean R.B. Biological Symposia. 1941.-N3.-331 p.

92. Dick D.A. T. Cell water. London: Butterworts. 1966.

93. Dipolo R. and Beauge L. Na+/Ca2+ exchanger: influence of metabolic regulation on ion carrier interaction. Physiological Reviews. 2006.- N86.-p. 155–203.

94. Dodde R, Kruger G, Shih A. Design of Bioimpedance Spectroscopy Instrument With Compensation Techniques for Soft Tissue Characterization. J Med Device. 2015.-V.9.-N2.-0210011-210018.

95. Finck A, Ngai S. Opiate receptor mediation of ketamine analgesia. Anesthesiology. 1982.- N56.-p. 291–297.

96. Franks N, Lieb W. Molecular and cellular mechanisms of general anaesthesia. Nature. 1994.- N367.- p. 607–614.

97. Franks NP. General anesthesia: from molecular targets to neuronal pathways of sleep and arousal. Nature Reviews (Neuroscience) 2008.- N9.-p. 370-386.

98. Frewer R. The electrical conductivity of flowing blood. Biomed. Engn. 1974.- V9, N12.-p. 552-555.

99. Fricke H, Curtis H. The Dielectric Properties of Water- Dielectric Interphases. J . Phys. Chem. 1937.- N41.-p. 729-745.

100. Gabriel C. Dielectric properties of biological tissue: variation with age. Bioelectromagnetics. 2005.- N26.-p. 12–18.

101. Gabriel S, Lau R and Gabriel C. The dielectric properties of biological tissues: II. Measurements in the frequency range 10 Hz to 20 GHz. Phys. Med. Biol. 1996a.- N41.-p. 2251–69.

102. Galvanoskis J, Sandblom J. Periodic forcing of intracellular calcium oscillators. Theoretical studies of the effects of low-frequency fields on the magnitude of oscillations. Bioelectrochem. Bioenerg. 1998.- N46.-p. 161–174.

103. Gmitrov J, Ohkubo C, Okano H. Effect of 0.25 T static magnetic field on microcirculation in rabbits. Bioelectromagnetics. 2002.- N23.-p. 224–229.

104. Grigoriev Y. Modulation role of EMF on biological systems. J. Rad. Biol. Radioecol. 1996.- V36.-N5.-p. 659 – 670 (in russian).

105. Hamill O, Marty A, Neher E, Sakmann B, Sigworth F. Improved patch-clamp techniques for high-resolution current recording from cells and cell-free membrane patches. Pflugers Arch. 1981.- N391.-p. 85-100.

106. Han J, Kim N, Joo H, Kim E. Ketamine blocks Ca2+-activated K+ channels in rabbit cerebral arterial smooth muscle cells. Am J Physiol Heart Circ Physiol. 2003.- N285.-p. 1347-1355.

107. Haussinger D. Regulation of Cell Function by Hydration, Biochem. J. 1996.- N313.-p. 697-710.

108. Haworth R, Goknur A and Bertroff H. Inhibition of Na-Ca exchange by general anesthetics. Circulation Research. 1989.- N65.-p. 1021–1028.

109. Heqimyan A, Deghoyan A and Ayrapetyan S. Ketamine induced cell dehydration as a mechanism of its analgesic and anesthetic effects. Journal of International Dental and Medical Research. 2011.- V4.-N1.-p. 42–49.

110. Hodgkin, Alan Lloyd. The conduction of the nervous impulse. Liverpool: Liverpool University Press. Neher E, Sakmann B, Steinbach J. 1978. The extracellular patch

clamp: A method for resolving currents through individual open channels in biological membranes. Pflugers Arch. 1964.- N375.-p. 219-228.

111. Hoffman E, Lambert I, Pedersen S. Physiology of cell volume regulation in vertebrates. Physiol. Rev. 2009.- N89.-p. 193-277.

112. Hoizer W, Poizer K., Marko A. Arztliche rheokardiographie (ein Verfahren der Kreisiaufforschung und Kreislauf diagnostik). Wien: Ficher Verl, 1945.- 138 p.

113. Hustveit O, Maurset A, Oye I. Interaction of the chiral forms of ketamine with opioid, phencyclidine, sigma and muscarinic receptors. Pharmacol. Toxicol. 1995.- N77.-p. 355–359.

114. Inaba R, Keiichi Shishido K. Effects of whole body microwave exposure on the rat brain contents of biogenic amines. Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol. 1992.- V65.-N2.-p. 124 – 128.

115. Iwasa K, Tasaki I, Gibbons R. Swelling of nerve fibers associated with action potentials. Science 1980.- N210.-p. 338-339.

116. Juutilainen J. Developmental effects of electromagnetic fields. Bioelectromagnetics. 2005.- N26.-p. 107–115.

117. Kafri M, Myint P, Doherty D, Wilson A, Potter J, Hooper L. The diagnostic accuracy of multi-frequency bioelectrical impedance analysis in diagnosing dehydration after stroke. Med Sci Monit. 2013.- V10.-N19.-p. 548-70.

118. Kandel E, Schwartz J. Molecular biology of learning: modulation of transmitter release. Science 1982.- N218.-p. 433-442.

119. Katz B. Nerve muscle and synapse. New York, St. Louis, San Francisco, Toronto, London, Sydney: McGraw-Hill Book Company. 1966.- 193p.

120. Kawano T, Oshita S, Takahashi A. Molecular Mechanisms Underlying Ketamine-mediated Inhibition of Sarcolemmal Adenosine Triphosphate-sensitive Potassium Channels. Anesthesiology. 2005.- N102.-p. 93-101.

121. Kheifets L, Shimkhada R. Childhood leukemia and EMF: review of the epidemiologic evidence. Bioelectromagnetics. 2005.- N26.-p. 51–59.

122. Kohane M, Tiller W. Energy, fitness and information–augmented electromagnetic fields in Drosophila Melanogaster. J. Sci. Explor. 2000.- V14.-N2.-p. 217-231.

123. Kohjitani A, Shirakawa J, Okada S, Obara H. The Relaxing Effect of Ketamine on Isolated Rabbit Lower Esophageal Sphincter. Anesth Analg. 1997.- N84.-p. 433-7.

124. Kyle U, Bosaeus I, De Lorenzo A, Deurenberg P, Elia M, Gómez J, Heitmann B, Kent-Smith L, Melchior J, Pirlich M, Scharfetter H, Schols A, Pichard C; Composition of the ESPEN Working Group. Bioelectrical impedance analysis--part I: review of principles and methods. Clin Nutr. 2004.- V23.-N5.-p. 1226-1243.

125. Lai H, Singh N. Acute low-density microwave exposure increases DNA single-strand breaks in rat brain cells. Bioelectromagnetics. 1995.- N16.-p. 207–210.

126. Lang F. Mechanisms and significance of cell volume regulation. J. Am. Coll. Nutr. 2007.- N26.-p. 613–623.

127. Lednev V. Possible mechanism for the influence of weak magnetic field interactions with biological systems. Bioelectromagnetics. 1991.- N12.-p. 71–75.

128. Limanskii Yu, Tamarova Z. Possible mechanisms of analgesic effects of low-intensity microwave radiation. Neurophysiology. 1998.- V30.-N6.-p. 439–441.

129. Lin J. Studies on microwaves in medicine and biology: from snails to humans. Bioelectromagnetics. 2004.- V25.-N3.-p. 146–159.

130. Lukaski H, Johnson P, Bolonchuk W and Lykken G. "Assessment of fat-free mass using bioelectrical impedance measurements of the human body. American Journal of Clinical Nutrition. 1985.- V41.-N4.-p. 810–817.

131. Markov M. Expanding use of pulsed electromagnetic field therapy. Electromagn. Biol. Med. 2007.- V26.-N3.-p. 257 – 274.

132. Moreno M, Ribbe-Cornet E, Rebeyrol J, Vannicatte A, Krief L. Evaluation of a new impedancemeter to independently measure extracellular, intracellular and total body water volumes: application to the measurement of hydration. Med Biol Eng Comput. 2015.- V53.-N10.-p. 989-999.

133. Nakagawa H, Sato Y, Toshimori H, Fujimoto S. Evaluation of a new bio-impedance spectroscopy device in healthy Japanese. Biomed Mater Eng. 2015.-V26.-

N3-N4.-p. 97-102.

134. Nakasono S, Saiki H. Effect of ELF magnetic fields on protein synthesis in *Escherichia coli* K12. Radiat. Res. 2000.- V154.-p. 208–216.

135. Nesin E, Gura E. Analgesia induced by combined action of Tramadol and microwave irradiation in somatic pain in mice. Neurophysiology. 2006.- V38.-N4.-p. 314–319.

136. Nyboer J. Electrical impedance pletysmograhy. New. York: Springfield, 1959.- 164 p.

137. Okano H., Ohkubo C. Anti-pressor effects ofwhole-body exposure to static magnetic field on pharmacologically induced hypertension in conscious rabbits. Bioelectromagnetics. 2003.- N24.-p. 139–147.

138. Pauli W, Redwitz E. Bemerkungen zur Konstruction und Verwendung der Meyer - Schuterschen Sond. Dtsch. Zschr. Chir. 1925.- Bd. 193.- S. 343-348.

139. Pazur A. Characterisation of weak magnetic field effects in an aqueous glutamic acid solution by nonlinear dielectric spectroscopy and voltammetry. Biomagn. Res. Technol. 2004.- V2.-N1.-8 p.

140. Polk C, Postow E. Handbook of biological effects of electromagnetic field. 2nd ed. New York: CRS Press. 1996.

141. Radzievsky A, Rojavin M, Cowan A. Suppression of pain sensation caused by millimeter waves: a double-blinded, cross-over, prospective human, volunteer study. Anesthes. Analges. 1999. N88.-p. 836 – 840.

142. Reich D, Silvay G. Ketamine: an update of the first twenty-five years of clinical experience. Canad. J. of Anaesthesa. 1989.- N36.-p. 186-197.

143. Repacholi M, Saunders R, van Deventer E. Guest Editors' Introduction: Is EMF a potential environmental risk for children? Bioelectromagnetics. 2005.- N7.-p. 2–4.

144. Saghyan A, Dadalian S, Takenaka T, Suleymanyan M, Ayrapetyan S. The effects of short-chain fatty acids on the neuronal membrane functions of helix pomatia. III 22 Na efflux from the cells. Cell. And Mol. Neourobiol. 1986.- N6.-p. 397-405.

145. Sakai F, Amaha K. Midazolam and ketamine inhibit glutamate release via a cloned human brain glutamate transporter. Canad. J. of Anesthesia 2000.- N47.-

p. 800-806.

146. Sasaki T, Tomio A, Itaru W, et al. Nonstereoselective inhibition of neuronal nicotinic acetylcholine receptors by ketamine isomers. Anesth Analg 2000.- N91.- p. 741–748.

147. Scheller M, Bufler J, Hertle I, et al. Ketamine blocks currents through mammalian nicotinic acetylcholine receptor channels by interaction with both the open and the closed state. Anesth. Analg 1996.- N83.-p. 830–836.

148. Schnoebel R, Wolff M, Peters S. Ketamine impairs excitability in superficial dorsal horn neurons by blocking sodium and voltage-gated potassium currents. Brit J. of Pharmacology 2005.- N146.-p. 826–833.

149. Schwan H, Kay C. The conductivity of living tissues. Ann. N .- Y. Acad. Sci.1957.- N65.-p. 1007-1013.

150. Schwan H. Alternating Current Spectroscopy of Biological Substances. Proc. IRE.1959.- V47.-N11.-p. 1841-1855.

151. Schwan H. Determination of Biological Impedance. Phys. Techniques in Biological Research, ed. By Nastuk W. part B. New-York and London: Acad. Press. 1963.-p. 323-407.

152. Schwan H. Electrical properties of tissue and cell Suspensions. Advances Biol, and Med. Phys. 1957.- N5.-p. 147-209.

153. Schwan H. Electrical properties of body tissues and impedance plethysmography. IRE Trans. Med. Electronics. 1955.-N3.-p. 32-46.

154. Smith D, Bouchal R, Desanctis C. Properties of the interaction between ketamine and opiate binding sites in vivo and in vitro. Neuropharmacology 1987.- N26.-p. 1253–1260.

155. Szent-Gyorgyi A. Bioelectronics: A study in cellular regulations, defence and cancer. vol. 79. New York: Academic Press. 1987.-p. 235–258.

156. Takahashi R and Aprison M. Acetylcholine content of discrete areas of the brain obtained by a near-freezing method. Journal of Neurochemistry. 1964.-p. 887–892.

157. Tasaki I, Iwasa K. Rapid pressure changes and surface displacements in the squid giant axon associated with production of action potentials. Jpn J Physiol. 1982.- N32.-p. 69-81.

158. Teorell T. Electrokinetic membrane processes in relation to properties excitable tissues. II. Some theoretical considerations. J Gen Physiol. 1959.- N42.-p. 847- 863.

159. Thomas R. Electrogenic sodium pump in nerve and muscle cells. Physiol Rev 1972.- N52.-p. 563-594.

160. Xie Z and Askari A. Na+/K+-ATPase as a signal transducer. European Journal of Biochemistry. 2002.- V269.-N10.-p. 2434–2439.

161. Xu S, Okano H, Ohkubo C. Acute effects of whole-body exposure to static magnetic fields and 50-Hz electromagnetic fields on muscle microcirculation in anesthetized mice. Bioelectromagnetics. 2001.- N53.-p. 127–135.

162. Zhu F, Levin N. Estimation of body composition and normal fluid status using a calf bioimpedance technique. Blood Purif. 2015.-V39.-N1-3.-p. 25-31.

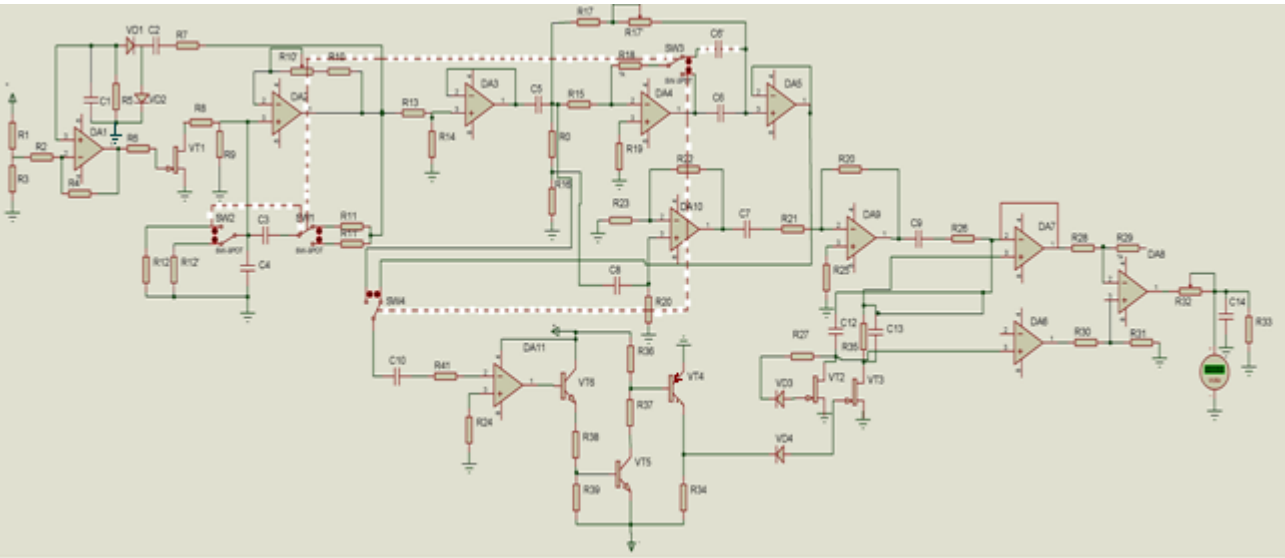
163. Ziskin M. Physiological mechanisms underlying millimeter wave therapy. In: Ayrapetyan S, Markov M. Bioelectromagnetics Current Concepts. Netherlands: Springer. 2006.-p. 241 – 251.

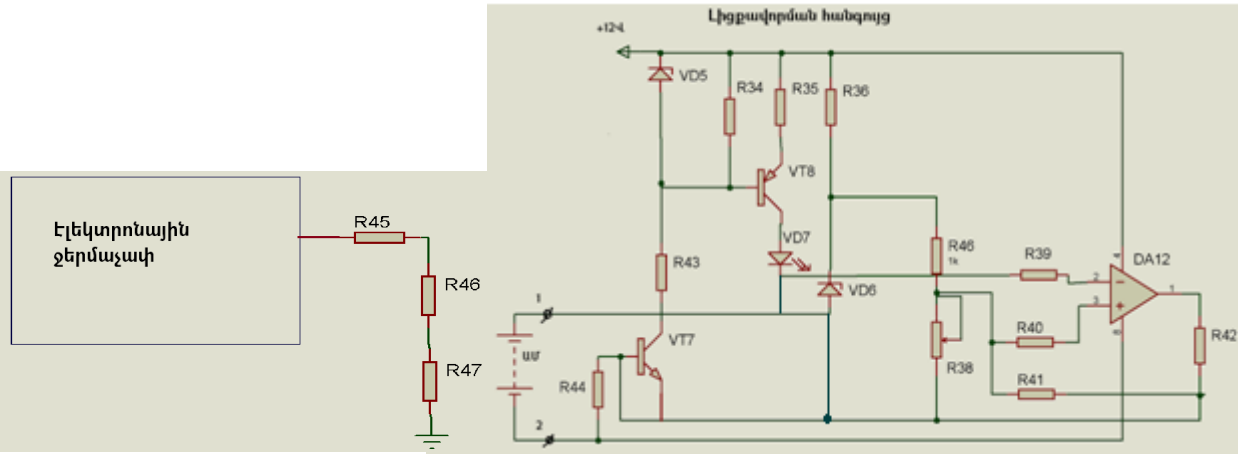
164. Технические таблицы- http:// www.tehtab.ru

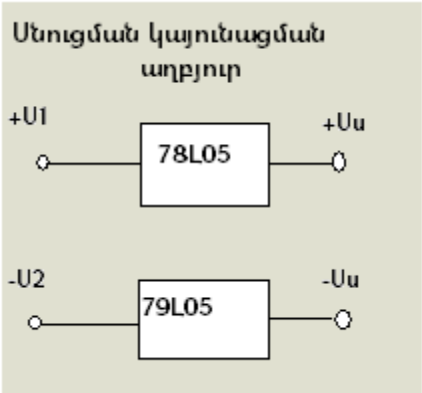
ՀԱՎԵԼՎԱԾՆԵՐ

Հավելված 1

Մշակված սարքի ընդհանուր սխեման







Հավելված 2

Աղյուսակ Հ2: Մշակված սարքի պարամետրերը

Դիրքային նշանակում	***Անվանում***	***Քանակը***
	Ռեզիստորներ	
R1	С2-29В-0,125-3.44 *կՕմ* ±0,1 %	1
R2	С2-29В-0,125-4.99 *կՕմ* ±0,1 %	1
R3, R52	С2-29В-0,125-5.1 *կՕմ* ±0,1 %	2
R4	С2-29В-0,125-300 *կՕմ* ±0,1 %	1
R5	С2-29В-0,125-820 *կՕմ* ±0,1 %	1
R6, R7, R8, R23, R49	С2-29В-0,125-2 *կՕմ* ±0,1 %	5
R9, R10	С2-29В-0,125-3 *կՕմ* ±0,1 %	2
R10’	СП5-16ВА-0.25-680 *կՕմ* ±5 %	1
R13, R29, R31	С2-29В-0,125-25.5 *կՕմ* ±0,1 %	3
R14	С2-29В-0,125-255 *Օմ* ±0,1 %	1
Rբ, R45, R50	С2-29В-0,125-1 *կՕմ* ±0,1 %	3
R16	С2-29В-0,125-1 *Օմ* ±0,1 %	1
R11, R12	С2-29В-0,125-501 *կՕմ* ±0,1%	2
R’11, R’12	С2-29В-0,125-5.1 *կՕմ* ±0,1%	2
R15, R18, R34, R40, R41, R42, R46, R47	С2-29В-0,125-10 *կՕմ* ±0,1 %	8
R17	С2-29В-0,125-900 *կՕմ* ±0,1%	1
R’17	СП5-16ВА-0.25-100 *կՕմ* ±5 %	1

Դիրքային նշանակում	***Անվանում***	***Քանակը***
R19, R28, R30, R38, R39	С2-29В-0,125-5 *կՕմ* ±0,1 %	5
R22, R24, R27, R35’, R48	С2-29В-0,125-1 *ՄՕմ* ±0,1 %	5
R20	С2-29В-0,125-200 *կՕմ* ±0,1 %	1
R21	С2-29В-0,125-20 *կՕմ* ±0,1 %	1
R25	С2-29В-0,125-18 *կՕմ* ±0,1 %	1
R26	С2-29В-0,125-10 *ՄՕմ* ±0,1 %	1
R32	С2-29В-0,125-30 *կՕմ* ±0,1 %	1
R36, R37	С2-29В-0,125-7.5 *կՕմ* ±0,1 %	2
R49	СП5-16ВА-0.25-10 *կՕմ* ±5 %	1
R53, R54, R55	С2-29В-0,125-<10 *կՕմ* ±0,1 %	3
R44	С2-29В-0,125-1.2 *կՕմ* ±0,1 %	1
	Կոնդենսատորներ	
C1, C2, C30	К10-43а-50В-1 *մկՖ*±5 %	3
C3, C4	К10-43а-50В-20 *նՖ*±5 %	2
C5, C11, C12, C18	К10-43а-50В-2.2 *մկՖ*±5 %	4
C6	К10-43а-50В-1 *նՖ*±5 %	1
C6’	К10-43а-50В-100 *նՖ*±5 %	1
C24, C25, C28, C29	К10-43а-50В-0.1 *մկՖ*±5 %	4
C20	К73-11-50В-0.1 *մկՖ*±1 %	1
C13, C14, C22	К73-11-50В-0.47 *մկՖ*±1 %	3

Աղ. Հ2-ի շարունակություն

Դիրքային նշանակում	***Անվանում***	***Քանակը***
	Կոնդենսատորներ	
C15	К10-43а-50В-1.5 *մկՖ*±5 %	1
C19	К73-11-50В-100 *պՖ*±1 %	1
C21	К10-43а-50В-0.02 *մկՖ*±5 %	1
C23	К73-11-50В-0.22 *մկՖ* ±1 %	1
C26, C33	К10-43а-50В-0.1 *պՖ* ±5 %	2
C27	К10-43а-50В-10 *նՖ*±5 %	1
C31, C32	К10-43а-50В-10 *մկՖ*±5 %	2
VT1, VT2, VT3	Տրանզիստոր 2П302А	3
VD1, VD2, VD3, VD4, VD10, VD11, VD12	Դիոդ КД522	7
VD5	Ստաբլիտրոն КС133А	1
VD7	Ստաբլիտրոն Д815Г	1
VD8, VD9	Ստաբլիտրոն Д814А	2
VD6	Լուսադիոդ 1П5А-К	1
	Միկրոսխեմաներ	
DA1,DA2, DA7	Օպերացիոն ուժեղարար LF357N	3
DA3, DA4, DA5, DA8, DA17, DA18, DA12	Օպերացիոն ուժեղարար OP-07	7
DA10, DA9, DA6, DA11, DA13	Օպերացիոն ուժեղարար OP-27	5
DA15, DA14	Օպերացիոն ուժեղարար TL082	2

Աղ. Հ2-ի շարունակություն

Դիրքային նշանակում	***Անվանում***	***Քանակը***
DA19, DA20	Օպերացիոն ուժեղարար 78L05	2
DD1, DD2, DD3, DD4, DD5, DD6	Ինվերտոր 561ЛН2	6
	Փոխանաջատիչներ	
SW1, SW2, SW3	MT-1	3

Հավելված 3

Մշակված էլեկտրահաղորդականության չափիչ սարքի տեխնիկական բնութագրերը

Հաղորդականության չափման տիրույթ, *Սիմ*.....10^{-10} – 10^{-3}:

Հաղորդականության չափման ճշգրտություն. %..... ± 5:

Ջերմաստիճանի չափման տիրույթ, ^{0}C..... . 0 – 50:

Ջերմաստիճանի չափման ճշգրտություն, ^{0}C .....± 0,1:

Բարձր հաճախության չափում, *Հg*..... 15:

Ցածր հաճախության չափում, *Հg* 1500:

Չափման լարում, *Վ* .....35 x 10^{-3}:

Չափման ազդանշանը..... .սինուսոիդ:

Հաղորդականության չափման ժամանակ նմուշի վրա

ծախսվող հզորությունը, *Վտ*..... ≤ 0,612 x 10^{-6}:

Ջերմաստիճանի չափման ժամանակ

նմուշի վրա ծախսվող հզորությունը, *Վտ*..... ≤ 2,73 x 10^{-6}:

Հաղորդականության տվիչի ձևը.....կողմնային էլեկրոդներով գլխիկ:

Ջերմատվիչի ձևը.....ասեղաձև:

Ջերմատվիչի չափսերը, *մմ*^{3}.....1x1x1:

Էլեկտրասնում (ավտոնոմ), *Վ*.....9:

Սպառվող հոսանք, *մԱ*..... 72±3:

180 *մԱ/ժ* ունակությամբ մարտկոցի աշխատունակության տևողությունը, *ժամ*.....2,2:

Բարձրություն/կշիռ/տրամագիծ, *սմ*..... 120 x 213 x 85:

Կշիռը, *կգ*..... 1,2: