

**Հ Ա Յ Ա Ս Տ Ա Ն Ի Հ Ա Ն Դ Ա Պ Ե Տ Ո Ւ Թ Յ Ա Ն Կ Ի Թ Ո Ւ Թ Յ Ա Ն Ե Վ  
Գ Ի Տ Ո Ւ Թ Յ Ա Ն Ն Ա Խ Ա Դ Ա Դ Ո Ւ Թ Յ Ո Ւ Ն**

**Հ Ա Յ Ա Ս Տ Ա Ն Ի Ա Չ Գ Ա Յ Ի Ն Պ Ո Լ Ի Տ Ե Խ Ն Ի Կ Ա Կ Ա Ն  
Հ Ա Մ Ա Լ Ս Ա Դ Ա Ն**

**Դ Ե Ղ Ո Յ Ա Ն Ա Ն Ո Ւ Շ Ս Ե Յ Դ Ա Ն Ի**

**Կ Ե Ն Ս Ա Յ Յ Ո Ւ Ս Վ Ա Ճ Ք Ն Ե Դ Ի Հ Ի Դ Դ Ա Տ Ա Յ Մ Ա Ն  
Է Լ Ե Կ Տ Դ Ա Մ Ե Տ Դ Ի Կ Ա Կ Ա Ն  
Չ Ա Փ Մ Ա Ն Ս Ա Դ Ք Ի Մ Շ Ա Կ Ո Ւ Մ Ը Ե Վ Հ Ե Տ Ա Չ Ո Տ Ո Ւ Մ Ը**

**Ե 11.17 - «Բ ժ շ կ ա կ ա ն ն շ ա ն ա կ ո Լ թ յ ա ն ս ա ր ք ե ր ,  
հ ա մ ա կ ա ր գ ե ր , ա ր տ ա դ ր ա տ Ե ս ա կ ն ե ր »  
մ ա ս ն ա գ ի տ ո Լ թ յ ա մ ք տ Ե խ ն ի կ ա կ ա ն  
գ ի տ ո Լ թ յ ո Լ ն ն ե ր ի թ ե կ ն ա ծ ո Լ ի գ ի տ ա կ ա ն  
ա ս տ ի ճ ա ն ի հ ա յ ց մ ա ն ա տ Ե ն ա խ ո ս ո Լ թ յ ա ն**

**Ս Ե Ղ Մ Ա Գ Ի Դ**

**Ե րևան - 2017**

---

**МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ И НАУКИ РЕСПУБЛИКИ АРМЕНИЯ  
НАЦИОНАЛЬНЫЙ ПОЛИТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ АРМЕНИИ**

**ДЕГОЯН АНУШ СЕЙРАНОВНА**

**РАЗРАБОТКА И ИССЛЕДОВАНИЕ ПРИБОРА ДЛЯ ЭЛЕКТРОМЕТРИЧЕСКОГО ИЗМЕРЕНИЯ ГИДРАТАЦИИ  
БИОТКАНЕЙ**

**АВТОРЕФЕРАТ**

**Диссертации на соискание ученой степени кандидата технических наук по специальности E11.17 –  
«Приборы, системы и изделия медицинского назначения»**

**Ереван – 2017**

Ատենախոսությունների թեման հաստատվել է  
Հայաստանի ազգային պոլիտեխնիկական  
համալսարանում

Գիտական ղեկավար՝ Կ.Գ.Պ. Վարդապետյան  
Ս.Ն. Հայրապետյան  
Պաշտոնական ընդդիմախոսներ՝ տ.գ.թ.Մ.Ա.  
Մուրադյան

Կ.Գ.Պ. Վարդապետյան  
Վ.Հ. Սարգսյան

Առաջատար կազմակերպչություն՝ ՀՀ ԳԱԱ  
Ռադիոֆիզիկայի ինստիտուտ

Էլեկտրոնիկայի ինստիտուտ

Ատենախոսություն պաշտպանությունը տեղի  
կունենա 2017թ. հոկտեմբերի 13-ին, ժամը 14<sup>00</sup>-ին, ՀԱՊՀ -  
ում գործող ԲՈՀ-ի 046 «Ռադիոտեխնիկայի և  
Էլեկտրոնիկայի» մասնագիտական խորհրդի  
նիստում: Հասցե՝ 0009, Երևան, Տերյան 105, 17  
մասնաշենք:

Ատենախոսությունը կարելի է ծանոթանալ ՀԱՊՀ-ի  
գրադարանում:

Սեղմագիրն առաքված է 2017թվականի սեպտեմբերի  
11-ին:

0.46 Մասնագիտական

խորհրդի գիտական քարտուղար՝ տ.գ.թ.  
Մ.Տ.Այվազյան



---

Тема диссертации утверждена в Национальном политехническом университете Армении  
Научный руководитель:

д.б.н., профессор.

С. Н. Айрапетян

Официальные оппоненты:

к.т.н. М. А. Мурадян

д.б.н. профессор

В. А. Саргсян

Ведущая организация:

Институт радиофизики и  
электроники НАН РА

Защита диссертации состоит 13-ого октября 2017г. в 14<sup>00</sup> ч. на заседании специализированного  
совета ВАК 046-«Радиотехники и электроники», действующего при Национальном политехническом  
университете Армении (НПУА), по адресу: 0009, г. Ереван, ул. Теряна, 105, корпус 17.

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке НПУА.

Автореферат разослан 11-ого сентября 2017г.

Ученый секретарь Специализированного  
совета 046,



к.т.н. М. С. Айвазян

**ԱՇԽԱՏԱՆՔԻ ԸՆԴՀԱՆՈՒՐ ԲՆՈՒԹԱԳԻՐԸ**

**Թեմայի արդիականությունը:** Ներքջջային հիդրատացման աստիճանը հանդիսանում է օրգանիզմի \$ուկցիոնալ վիճակի գնահատման զգայուն չափանիշ, հետևաբար նրա ճշգրիտ որոշումը ոչ արյունալի մեթոդներով հանդիսանում է ժամանակակից բժշկական սարքաշինության հրատապ խնդիրներից մեկը: Զիդրատացման աստիճանի փոփոխությունները ավելի ցայտուն կերպով են արտահայտվում օրգանիզմի գրգռվող հյուսվածքներում՝ կենտրոնական նյարդային համակարգում և մկաններում:

Վլինիկայում ախտորոշիչ նպատակներով կենսահյուսվածքի (ԿՅ) հիդրատացման աստիճանի փոփոխությունները գնահատվում են մագնիսա-ռեզոնանսային տոմագրաֆիայի, էլեկտրաիմպեդանսասկոպիայի, կոնդուկտոմետրիայի, ռեոգրաֆիայի, էլեկտրալետիզմագրաֆիայի մեթոդներով: Այս մեթոդները թանկ են և ամենօրյա օգտագործման համար ոչ կիրառելի:

Ներկայումս լայն կիրառություն են ստացել ԿՅ-ի էլեկտրական պարամետրերի չափիչ սարքերը, որոնք օգտագործվում են օրգանիզմի վրա վնասակար գործոնների ազդեցությունները գնահատելու համար: Զայտնի սարքերով զննատվում է ԿՅ-ի ընդհանուր էլեկտրահաղորդականությունը, սակայն վերջինիս ակտիվ և ունակային բաղադրիչների՝ իրարիցանկախ չափումներն ավելի տեղեկատվական են օրգանիզմի \$ուկցիոնալ վիճակի գնահատման համար: Մարմնի ընդհանուր հիդրատացման աստիճանի չափումը, որը իրենից ներկայացնում է գումարային ներքջջային և արտաբջջային հեղուկների քանակների գնահատումը, չի կարող ճշգրիտ արտացոլել օրգանիզմի \$ուկցիոնալ վիճակը, քանի որ օրգանիզմի էլեկտրական պարամետրերը փոփոխվում են՝ կախված տարբեր օրգանների աշխատանքի ինտենսիվությունից, սրտի աշխատանքի, շնչառության, մարսողության գործընթացների արագությունից: Ուստի միայն ներքջջային ջրի պարունակությունը կարող է ծառայել օրգանիզմի \$ուկցիոնալ վիճակի գնահատման հավաստի չափորոշիչ: Գոյություն ունեցող էլեկտրահաղորդականություն չափիչ սարքերի չափման հաճախային տիրույթները հնարավորություն չեն ընձեռում ճշգրիտ

գնահատել ներբջջային ջրի քանակը, քանի որ նրանցով չափուվները կատարվում են բարձր հաճախությունների (10 ԿՅԳ-ից 100 ՄՅԳ) և համեմատաբար մեծ հոսանքների ( $>10^6$  Ա) դեպքում, որը առաջացնում է հյուսվածքների գրգռում և հիդրատացման աստիճանի փոփոխություն:

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

**Յե տագոտություն հիմնական նպատակ:**

Ատենախոսություն նպատակն է ԿՅ-ի էլեկտրահաղորդականության ակտիվ և ունակային բաղադրիչների միջոցով գնահատել ուղեղի հյուսվածքի հիդրատացման աստիճանի փոփոխությունը ցածր հաճախային տիրույթում ընտրված երկու հաճախություններով, ինչը 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) ազդեցությունը:

2. Մշակել և ստեղծել ԿՅ-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 էլեկտրահաղորդականության առանձին բաղադրիչների համարժեքությունը գլխուղեղի հյուսվածքների արտաբջջային և ներբջջային հիդրատացման աստիճանի հետ՝

որպես օրգանիզմի ֆունկցիոնալ վիճակի գնահատման չափանիշ:

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

**Աշխատանքի գիտական նորոլյթը:**

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 Յց, 15 կՅց) 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 համար ժեք չափորոշիչ:

**Աշխատանքի գործնական նշանակությունը:**

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 գնման և մահվան պատճառների պարզաբանման համար (CRDF դրամաշնորհ ARE2-2584-YE-04):

**Աշխատանքի հիմնական արդյունքները.**

**Եզրակացությունները:**

1. Մշակվել է հյուսվածքի էլեկտրահաղորդականության չափիչ սարք, որի միջոցով կարելի է որոշել հյուսվածքների ներքջային հիդրատացման աստիճանը՝ կախված միջավայրի տարբեր գործոնների ազդեցություններից:
2. Սարքը չափաբերվել է նմուշային դիմադրությունների և կոնդենսատորների միջոցով, որոշվել է սարքի հարաբերական սխալանքը, որը չի գերազանցում  $\pm 5\%$ -ը:
3. Մշակված սարքով չափված կմախքային մկանների էլեկտրահաղորդականության բաղադրիչների փոփոխությունները կորելացվում են գլխուղեղի հյուսվածքների հիդրատացման աստիճանի փոփոխությունների հետ տարբեր գործոնների ազդեցության պայմաններում (\$L-ի, մանիտի, ԹՋ-ի, ուաբայինի, կետամինի ներարկում, ՅՄԴ-ի, ՄԱ-ի ազդեցությունն):
4. Մշակված սարքով ցույց է տրվել, որ ժամանակից կախված էլեկտրահաղորդականության բաղադրիչների փոփոխությունները տարբեր եղանակներով սպանված (պարանոլ, խեղդված, ջրախեղդ արված, սառեցված, գլխատված) և տարբեր միջավայրերում պահված կենդանիների դիակների մոտոնեն տարբեր դինամիկա:
5. Էլեկտրահաղորդականության ունակային բաղադրիչը հանդիսանում է զգայուն չափորոշիչ ներքջային 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:

**Պաշտպանությունն առաջադրված**

**հիմնադրությունները:**

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

Ե գնահատել հյուսվածքներում արտաբջջային և ներբջջային հեղուկներին քանակը:

3. Մշակված սարքն աշխատում է միկրոհզորություններին ռեժիմում, որը բացառում է ԿՅ-ի չափվող տեղամասի տաքացումը, գրգռումը և ցավագիներևոյթները:

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

**Հավաստիություններ:** Գիտական փորձերի հավաստիությունը ապացուցված է դասական և ներբջջային մեթոդով հյուսվածքի հիդրատացման աստիճանի և էլեկտրահաղորդականության բաղադրիչների չափման հիման վրա ստացված արդյունքների համապատասխանությամբ:

**Ատենախոսություններ փորձաքննություններ:**

Կատարված հետազոտություններին հիմնական դրույթներն ու արդյունքները զեկուլցվել ու քննարկվել են «Միկրո-էլեկտրոնիկա և կենսաբժշկական սարքեր», «էլեկտրոնային տեխնիկա» ամբիոնների գիտական սեմինարներում, ՀՀ ԿԳՆ Բժշկական սաբանական միջազգային հետքուհական ուսումնական կենտրոնի պարբերական սեմինարներում և հետևյալ միջազգային գիտաժողովներում բանավոր կամ ստենդային զեկուլցներով՝ *“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”* (Ճադկածոր, 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):

**Հրատարակված աշխատանքներ:** Հետազոտությունները արտացոլված են 10 գիտական հրատարակություններում, որոնցից 7-ը՝ միջազգային գրախոսվող ամսագրերում, 2-ը՝ ՀՀ գրախոսվող գիտական ամսագրերում և 1 ՀՀ գյուղատնտեսագրում (ՄԱԴ<sup>7</sup> G01R27/00, N2824A):

**Աշխատանքի կառուցվածքը և ծավալը:**

Ատենախոսությունները բաղկացած է ներածությունից, 3 գլուխներից, եզրակացությունից, եզրահանգումից, օգտագործված գրականության ցանկից, որը

ն եր առ ու մ է 164 ան ու ն գրական ու թյ ու ն և  
հավելված ներից: Ատենախոս ու թյ ու ն ը  
շարադրված է 123 էջի վրա, պար ու նակ ու մ է 43 նկար, 3  
աղյ ու սակ:

**ԱՇԽԱՏԱՆՔԻ ՀԻՄՆԱԿԱՆ ԲՈՎԱՆԴԱԿՈՒԹՅՈՒՆԸ**

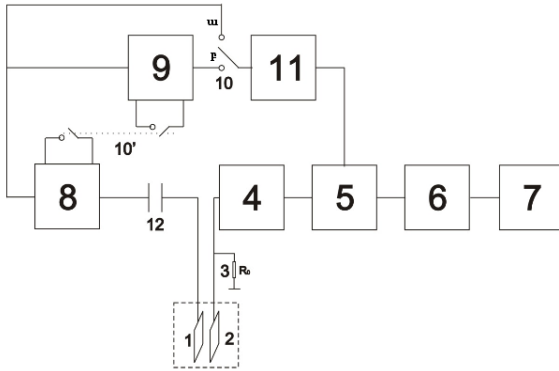
**Ներած ու թյ ա ն մ Ե ջ** ս եղ մ ձ ն ո վ ն կ ար ա գր վ ած է  
ատենախոսական աշխատանքի կառուցվածքը,  
ընտրված թեմայի արդիական ու թյ ու ն ը: Նշված են  
աշխատանքի նպատակն ու ու ս ու մ ն աս իր վ ող  
խնդիրները: Ձևակերպված են գիտական նոր ու յ թ ը,  
գործնական նշանակ ու թյ ու ն ը և  
պաշտպան ու թյ ա ն ն առ ա ջ ա դր վ ած  
հիմնադր ու յ թ ն եր ը:

**Առ ա ջ ի ն գ լ խ ու մ** շ ար ա դր վ ած են գիտական  
գրական ու թյ ա ն մ ան ր ա կ ր կ ի տ ո վ յ ա լ ն եր `ն վ իր վ ած  
ԿՀ-ի էլեկտրահաղորդական ու թյ ա ն հետ կապված  
հիմնական խնդիրներին, ու ս ու մ ն աս իր վ ած են  
հյ ու ս վ ած ք ն եր ի համար ժե ք էլեկտրական  
սխեմաները: Գրական ու թյ ա ն տվյալ ներից  
ուս ու մ ն աս իր վ ած են գոյ ու թյ ու ն ու ն եց ող  
հայտնի սարքերը, այդ սարքեր ո վ  
էլեկտրահաղորդա-կան ու թյ ա ն չափան  
մեթոդները ն դրանց թեր ու թյ ու ն ն եր ը:

**Երկրորդ գլխ ու մ** ներկայացված են չափիչ սարքի  
կառուցվածքային սխեման, նրա հիմնական  
մասերի աշխատանքը, ինչպես նաև նյ ու թ եր ը և  
մեթոդները, որոնք օգտագործվել են  
ներկայացվող ատենախոս ու թյ ա ն մ Ե ջ:

**Սարքի կառուցվածքային սխեման և աշխատանքը:**  
Աշխատանքի նպատակն է մշակել ԿՀ-ի  
էլեկտրահաղորդական ու թյ ա ն ա կ տի վ և  
ու ն ա կ ա յ ի ն ք աղ ա դր ի չ ն եր ի չ ափի չ սարք, որ ի  
միջոց ո վ կ ար ե լ ի է չ ափե լ հ ի դր ա տ ա գ մ ա ն  
աստիճանը և գնահատել դրա փոփոխ ու թյ ու ն ն եր ը:  
Մեր առջև դրված խնդիրը իրականացնել ու  
համար ձևակերպվել է ՀՀ գյ ու տ ի  
արտոնագիրը: Մշակված սարք ու մ  
հաղորդական ու թյ ա ն չ ափ ու մ ն եր ը կ ա տ ար վ ու մ են  
համաձայն հետևյալ գործ առ ա յ ի ն ս խե մ ա յ ի (ն կ .1)





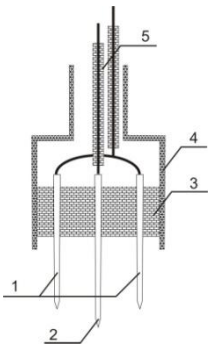
**Նկ. 1.** Էլեկտրահաղորդականության չափիչ սարքի գործառային սխեման

Նշված չափիչը բաղկացած է չափվող հյուսվածքի միանալու համար սեղմակներից (1 և 2), ճշգրիտ դիամետրոս ունեցող (3), փոփոխական լարման ուժեղարարից (ՓԼՈՒ) (4), համաժամ ուղղիչ-գտիչից (ՅՈՒԶ) (5), ցածր հաճախության գտիչից (ՅՅԶ) (6), թվային վոլտմետրից (7), սինոլսոփոյային լարման կայունացված գեներատորից (ՍՓԼԿԳ) (8), 90°-ի փուլաշրջիչից (9), սինոլսոփոյային լարումից ուղղանկյուն ածև լարման ձևափոխիչից (ՍՈՒԼԶ) (11), ճշգրիտ կոնդենսատորից (12), փոխանջատիչներից (10):

Սարքն աշխատում է հետևյալ կերպ՝ չափվող հյուսվածքի միանում են ասեղնաձև էլեկտրոդները և գեներատորի ելքից սինոլսոփոյային լարումը կոնդենսատորի միջոցով տրվում է էլեկտրոդին:  $R_0$  ռեզիստորի վրայի լարումը համեմատական է հյուսվածքի հաղորդականությանը:  $R_0$  ռեզիստորի լարման անկումը ուժեղարարով տրվում է ՅՈՒԶ-ին, որի ելքում ձևավորվում է հաստատուն հոսանքի լարում: Երբ 10 փոխանջատիչը գտնվում է 'ա' դիրքում, ազդանշանի և համաժամ իմպուլսների միջև լարման փուլերը համընկնում են և այդ դեպքում ունենք հաստատուն լարում՝ համեմատական ԿՅ-ի ակտիվ հաղորդականությանը: Երբ 10 փոխանջատիչը գտնվում է 'բ' դիրքում, ազդանշանի և համաժամացնող իմպուլսների միջև ստացվում է 90°-ի փուլային շեղում: Այդ դեպքում ՅՈՒԶ-ի ելքում ունենք հաստատուն հոսանքի լարում, որը համեմատական է հյուսվածքի ունակային հաղորդականությանը: Այսպիսով, սարքը ապահովում է ԿՅ-ի ինչպես ակտիվ, այնպես

Էլեկտրոնակային բաղադրիչ-ներին հաղորդականության չափումները: Սեղմագրում նկարագրվել է համաժամուկողիչ-գտիչի, չափիչ գլխիկի, սինուսոիդային գեներատորի, փուլաշրջիչի կառուցվածքն աշխատանքը, քանի որ վերջիններս սխեմաները ենթարկվել են որոշակի փոփոխության: Այս մերաջնդրված խնդիրը իրականացնելու համար:

**Չափիչ Էլեկտրոդներին գլխիկ:** Չափիչ Էլեկտրոդներին գլխիկի կառուցվածքի հիմնական պահանջներն են՝ լավ և հուսալի կոնտակտ չափվող օբյեկտի հետ, տվյալ գլխիկով չափման համար նվազագույն ժամանակ, ամեն մի չափումից հետո չերմային կամ քիմիական ախտահանում: Այս պահանջներին լրիվ բավարարում է չափիչ գլխիկը, որի կառուցվածքը ցույց է տրված նկ. 2-ում:



**Նկ. 2.** Չափիչ Էլեկտրոդներին գլխիկի կառուցվածքը

- 1-կողմնային Էլեկտրոդներ (6հատ)
- 2-կենտրոնական Էլեկտրոդ
- 3-դիէլեկտրիկ (էբոնիտ)
- 4-մետաղական պատյանով բռնիչ
- 5-սարքին միանալու հաղորդալար

Բոլոր կողմնային Էլեկտրոդները (ասեղնաձև, չժանգոտվող պողպատից) 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:

Չափիչ Էլեկտրոդներին գլխիկի բաղկացուցիչ մաս կազմող Էլեկտրոդներին միջև ունակության բանաձևի ստացման համար նախ պետք է դիտարկել երկու Էլեկտրոդներից (գլաններից) բաղկացած համակարգի ունակությանը: Այն արտահայտվում է հետևյալ բանաձևով՝

$$C = \frac{1}{2(\alpha_{11} - \alpha_{12})} \quad (1)$$

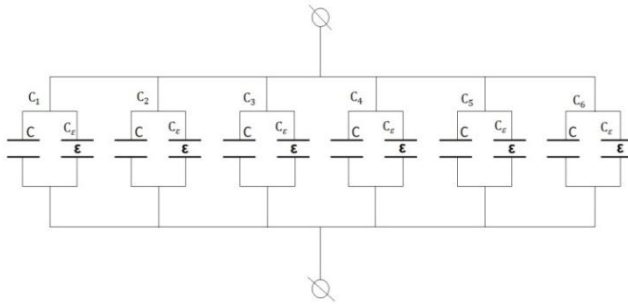
որտեղ  $\alpha_{11}, \alpha_{12}$  պոտենցիալային գործակիցներն են: Միջին պոտենցիալների մեթոդով այս գործակիցների համար ստացվում են՝

$$\alpha_{12} = \frac{1}{2\pi\epsilon_0 l} \left( \text{Arsh} \frac{l}{D} - \sqrt{\frac{D^2}{l^2} + 1} + \frac{D}{l} \right), \quad (2)$$

$$\alpha_{11} = \frac{1}{2\pi\epsilon_0 l} \left( \operatorname{Arsh} \frac{l}{r_0} - \sqrt{\frac{r_0^2}{l^2} + 1} + \frac{r_0}{l} \right), \quad (3)$$

որտեղ  $l$ -ը գլանի երկարությունն է,  $r_0$ -ն՝ գլանի շառավիղը,  $D$ -ն՝ գլանների հեռավորությունը,  $\epsilon_0$ -ն՝ դիէլեկտրիկական հաստատունը:

Չափիչ գլխիկի էլեկտրոդները մասամբ մտած են դիէլեկտրիկ նյութի մեջ, հետևաբար որպես կոնդենստորների համակարգ այն կարելի է ներկայացնել հետևյալ սխեմայով (նկ. 3):



**Նկ. 3.**

Չափիչ գլխիկի էլեկտրոդների համակարգի սխեման

Յաջվի առնելով, որ  $C_1 = C_2 = \dots = C_6 = C + C_\epsilon$ , ապա ընդհանուր ունակությունը կստացվի՝

$$C_{\text{ընդ}} = C_1 + C_2 + \dots + C_6 = 6(C + C_\epsilon), \quad (4)$$

որտեղ  $C$ -ն և  $C_\epsilon$ -ը համապատասխանաբար օդի և դիէլեկտրիկի մեջ գտնվող երկու էլեկտրոդների (գլանների) դեպքում ունակությունն են: Վերջնական տեսքը կունենա հետևյալ տեսքը՝

$$C_{\text{ընդ}} = 6\epsilon_0 \pi \left\{ \frac{l}{\left( \operatorname{Arsh} \frac{l}{r_0} - \sqrt{\frac{r_0^2}{l^2} + 1} + \frac{r_0}{l} \right) - \left( \operatorname{Arsh} \frac{l}{D} - \sqrt{\frac{D^2}{l^2} + 1} + \frac{D}{l} \right)} + \frac{\epsilon l_\epsilon}{\left( \operatorname{Arsh} \frac{l_\epsilon}{r_0} - \sqrt{\frac{r_0^2}{l_\epsilon^2} + 1} + \frac{r_0}{l_\epsilon} \right) - \left( \operatorname{Arsh} \frac{l_\epsilon}{D} - \sqrt{\frac{D^2}{l_\epsilon^2} + 1} + \frac{D}{l_\epsilon} \right)} \right\}, \quad (5)$$

որտեղ  $I_D$  էլեկտրոդների այն մասի երկարությունն է, որը գտնվում է օդում, իսկ  $I_{\epsilon}$ ՝ դիէլեկտրիկում:

Բանաձևի մեջ տեղադրելով արժեքները՝ ընդհանուր ունակություն համար կստանանք՝  $C_{\text{ընդ}} \approx 4.2 \text{ պՖ}$ :

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

$C_{\text{ընդ}} =$

$$6 \epsilon_0 \pi \left\{ \frac{\epsilon_{\text{արտ}} l}{\left( \text{Arsh} \frac{l}{r_0} - \sqrt{\frac{r_0^2}{l^2} + 1} + \frac{r_0}{l} \right)} - \left( \text{Arsh} \frac{l}{D} - \sqrt{\frac{D^2}{l^2} + 1} + \frac{D}{l} \right)} + \frac{\epsilon l_{\epsilon}}{\left( \text{Arsh} \frac{l_{\epsilon}}{r_0} - \sqrt{\frac{r_0^2}{l_{\epsilon}^2} + 1} + \frac{r_0}{l_{\epsilon}} \right)} - \left( \text{Arsh} \frac{l_{\epsilon}}{D} - \sqrt{\frac{D^2}{l_{\epsilon}^2} + 1} + \frac{D}{l_{\epsilon}} \right)} \right\},$$

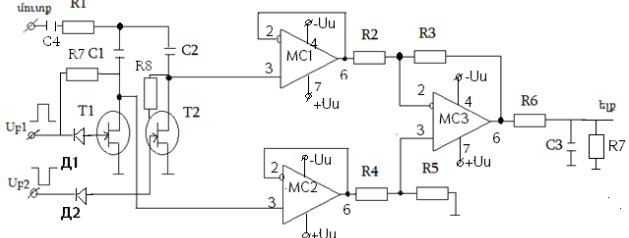
(6)

որտեղ  $\epsilon_{\text{արյուն}} = 60$ :

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

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:

**Յամաժամ ուղղիչ-գտիչ (ՅՈՒԶ) և ցածր հաճախության ունեցիչ գտիչ:** ՅՈՒԶ-ի հանգույցը հանդիսանում է սինուսոիդային լարումից հաստատուն լարման ձևափոխիչ՝ ապահովելով ինչպես հաճախային, այնպես էլ փուլային ընտրող ունակությունը:



**Նկ. 3. Յամաժամ ուղղիչ-գտիչի կառուցվածքային սխեման**

Ստացված գեներատորի էլքային ազդանշանի ձևավորումից ՅՈՒԶ-ի ղեկավարման մուտքին տրվում է ուղղանկյունաձև լարում: Նկ. 3-ում ցույց է տրված ՅՈՒԶ-ի սխեման, որը օգտագործվել է սարքի մշակման ժամանակ:

ՅՈՒԶ-ը աշխատում է հետևյալ կերպ՝ մուտքային լարումը, որը բաղկացած է ազդանշաններից և

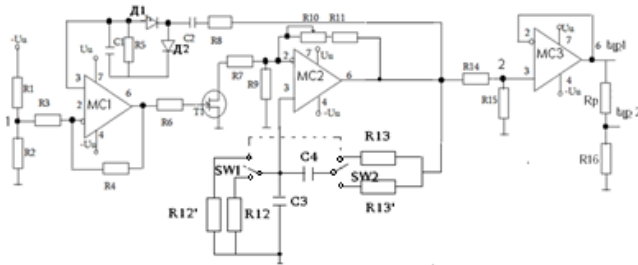
աղմուկներին, տրվում է R1 դիմադրությունը, ինտեգրվում է R1, C1, C2 շղթայով, ինչպես նաև T1, T2 էլեկտրական բանալիներով: Կոնդենսատորներին մեկը լիցքավորվում է լարվածության ազդանշանի մեկ կիսապարբերության ընթացքում, իսկ երկրորդ կոնդենսատորը լիցքավորվում է մյուս կիսապարբերության ընթացքում: Կոնդենսատորների վրա լարումը չափելու համար օգտագործում են լարման կրկնիչներ գործողությամբ ու ժեղարարների (ԳՈՒ) վրա MC1, MC2 մուտքային կասկադով: Դրական և բացասական կիսապարբերության ներքին լարումների գումարման համար օգտագործված են դիֆերենցիալ մուտքով կասկադ: MC1, MC3-ի համար ընտրված է ԳՈՒ LF357N տիպի, իսկ MC2-ի համար՝ OP-27 տիպի: MC3-ի վրա և որոշ թույլ ազդանշանների գրանցման ու չափման համար ապահովվում են հաստատուն հոսանքի ու ժեղացման անհրաժեշտ մակարդակ:

**Սինոլսոիդային լարման գեներատոր:**

Սինոլսոիդային լարման գեներատորը (ՍԼԳ) հանդիսանում է մշակվող սարքի կարևոր հանգույցներից մեկը, քանի որ չափվող հաղորդականության մեծություները 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-ի սկզբունքային սխեման բերված է նկ. 4-ում: 4-ում սինոլսոիդային լարումը ստացվում է MC2-ի միջոցով, որտեղ Վինի կամրջակով դրական հետադարձ կապ է ստեղծվել (դիմադրություններ R12, R13, կոնդենսատորներ C3, C4), իսկ սինոլսոիդային լարման կայուն մեծությամբ ամպլիտուդա ապահովելու համար աշխատում է հետադարձ շղթան՝ հավաքած MC1-ով, A1, A2 դիոդներով, T1 դաշտային տրանզիստորով, միջարք մեզիստորներով (R1-R9, R10, R11): Գեներատորի հաճախությունը որոշվում է R12, R13 մեզիստորներին և C3, C4 կոնդենսատորների միջոցով: Միկրոհզորության ներքին մեծիմ ապահովելու համար ելքային լարման ամպլիտուդը պետք է լինի 30 մՎ-ի կարգի, չնայած այդպիսի ամպլիտուդով գեներատորը գրեթե չի աշխատում: Այդ պատճառով արագուցիչ մտցվում է

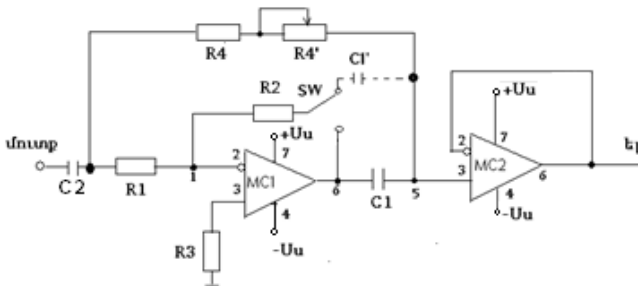
լ արման կրկնիչ, որի մուտքը լարման բաժանիչի միջոցով R14 և R15 ռեզիստորներով միացված է գեներատորի ելքին, որի բաժանման գործակիցը մոտավոր 100 է:



**Նկ.4.** Սինոլ սոփոյան լարման գեներատորի սկզբունքային սխեման

Մշակված գեներատորն ունի հետևյալ պարամետրերը՝  $f_1=15$  Յց,  $f_2=1.5$  կՅց, գեներատորի ելքում լարումը 3 Վ է, MC3 միկրոսխեմայի ելքում՝ 30 մՎ, ամպլիտուդի կայունությունը 0.1% մակարդակի: Յաճախությունը փոխելու համար R13-ի և R14-ի փոխարեն միացվում է R13' և R14' -ը:

**Փոլիառիչ:** Որպեսզի կարողանանք չափել նաև հյուսվածքի ունակային բաղադրիչը մեզ անհրաժեշտ է ունենալ նաև 90°-ի փոլիառիչ: Դա իրենից ներկայացնում է մի հանգույց, որը հնարավորություն ունի սինոլ սոփոյան լարումից ստանալ նույն ամպլիտուդով, բայց 90° շեղված սինոլ սոփոյան լարում: Դա իրականացվում է նկ.5-ում բերված սխեմայով: Այս նկարում ունենք երկու ԳՈՒ-ներ Վրա հավաքված սխեմա: Առաջին սխեմայի վրա հավաքված է ինվերտոր ու ժեղարար 1 ու ժեղացման գործակցով, իսկ երկրորդ սխեմայի վրա՝ լարման կրկնիչ, որի դերը անբեռնեցիմում 5 կետի լարման մեծություն փոխանցումն է:



**ՆԿ.5. Փոփոխությունների էկվիտրակալ սխեման**

Սխեմայի մեջ ընտրվում է  $R1=R2$ , որը ապահովում է ինվորտող մեծիմում  $MC1$ -ի ելքում փոխանցման գործակցի միավոր լինելը, իսկ փոփոխությունը ստացվում է  $R4$  մեզիստորի  $C1$  կոնդենսատորի միջոցով:  $R4$  դիմադրությունը օգտագործվում է հաշորդաբար իրար միացված  $R4$  և  $R4'$  -ի ձևով՝ հաշվի առնելով, որ  $R4'$  -ը պետք է լինի կիսափոփոխական (փոփոխանկյունը ճիշտ ապահովելու համար): Ակնհայտ է, որ  $90^\circ$ -ի փոփոխությունը պետք է  $(R4+R4')=1/\omega c$ , որտեղ  $\omega$ -ն այն անկյունային հաճախությունն է, որի տակ պետք է փոփոխությունը աշխատի:

**Սարքի կարգաբերումը և հարաբերակալ սխալանքի որոշումը:** Մշակված սարքի կարգաբերումը և ստուգաչափում կատարվել է արտաքին միացված մեզիստորների 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 մեզիստորներ: Հյուսվածքի ունակությունը  $250$   $\mu S$ -ի կարգի է: Որպես նմուշային ունակություններ վերցվել են  $47$   $\mu S$ ,  $100$   $\mu S$ ,  $150$   $\mu S$ ,  $220$   $\mu S$  և  $270$   $\mu S$  ունակություններ: Սարքի կարգաբերումը կատարվել է հետևյալ կերպ՝ ակտիվ հաղորդականության համար որպես ստուգիչ վերցվել է  $390$  ՕՄ նմուշային մեզիստորը: Սարքում առկա է բաժանիչ, որով համաձայնեցվում են վոլտմետրի ցուցմունքը և նմուշային մեզիստորի վրայի լարման արժեքը: Բաժանիչի մեզիստորները ընտրվել են այնպես, որ սարքի հարաբերակալ սխալանքը հավասարվի գրոյի: Որից հետո հերթով տեղադրվել են նմուշային մյուս մեզիստորները և գրանցվել է ակտիվ հաղորդականությանը համարժեք լարումը: Նմանատիպ ձևով կարգաբերվել է սարքը ունակային հաղորդականությունը գրանցելու համար: Կարգաբերումը կատարվել է  $150$   $\mu S$  ունակության դեպքում:

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

$$\delta_x = \frac{\Delta X}{X_{\text{ստուգ}}} * 100\%, \quad (7)$$

որտեղ  $\Delta X$ -ը իրենից ներկայացնում է նմուշային արժեքի և չափվող արժեքի տարբերությունը՝

$$\Delta X = X_{\text{նմուշ}} - X_{\text{ստուգ}} \quad (8)$$

Չափման արդյունքները ներկայացված են աղյուսակ 1-ում և աղյուսակ 2-ում:

**Աղյուսակ 1:** Սարքի հարաբերական սխալանքի որոշումը նմուշային ռեզիստորների միջոցով

Նմուշային Ռեզիստոր ( $X_{նմուշ}$ )	Սարքի գույքը ( $X_{սարք}$ ) $\times 10^{-3}$ Վ	Հարաբերական սխալանք ( $\delta x$ )
C2-29B-0,125-100 ՕՄ $\pm 0.1\%$	40	-5%
C2-29B-0,25-200 ՕՄ $\pm 0.1\%$	11	-3.3%
<b>C2-29B-0,25-390 ՕՄ <math>\pm 0.1\%</math></b>	<b>2</b>	<b>-</b>
C2-29B-0,25-820 ՕՄ $\pm 0.1\%$	2	-2.7%
C2-29B-0,25-14 ՕՄ $\pm 0.1\%$	3	-4%

**Աղյուսակ 2:** Սարքի հարաբերական սխալանքի որոշումը նմուշային կոնդենսատորների միջոցով

Նմուշային Կոնդենսատոր	Սարքի գույքը ( $X_{սարք}$ ) $\times 10^{-10}$ Բ	Հարաբերական սխալանք ( $\delta x$ )
K73-11-50B-47 $\mu\text{F} \pm 1\%$	146,1	-4.3%
K73-11-50B-100 $\mu\text{F} \pm 1\%$	188,4	-3%
<b>K73-11-50B-150 <math>\mu\text{F} \pm 1\%</math></b>	<b>141,3</b>	<b>-</b>
K73-11-50B-220 $\mu\text{F} \pm 1\%$	248,6	-2.2%
K73-11-50B-270 $\mu\text{F} \pm 1\%$	254,3	-2%

Ընդհանրացնելով նմուշային ռեզիստորների ու ունակ ությունների դեպքում հարաբերական սխալանքի արժեքները՝ կարելի է եզրակացնել, որ չափման սխալանքը չի գերազանցում  $\pm 5\%$ -ը:

**Հյուսվածքի չորի պարունակության (հիդրատացման աստիճան) որոշումը:** Հյուսվածքի հիդրատացման աստիճանը որոշվել է թաց և չոր զանգվածների հարաբերակցությամբ՝ արտահայտված միավոր չոր զանգվածին բաժին ընկնող չորի պարունակությամբ ( $U_q / U_q$ ):

$$H = \frac{A - B}{B} \quad (9)$$

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 °C պայմաններում:

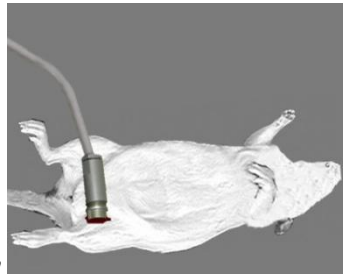
**Կենսահյուսվածքի էլեկտրահաղորդականության և փոխումը:** (43) 43-ի



Էլեկտրահաղորդականության գրանցման համար  
 օգտագործվել է մշակված սարքը՝ *“Biophys Expert-1”*  
 (ԲԿՄՅՈՒԿ, Երևան, Հայաստան) (նկ. 6).



**ա**



**բ**

**Նկ. 6. “Biophys Expert-1” սարքի արտաքին տեսքը (ա) և կենդանու ազդրի մկանից**

Էլեկտրահաղորդականության գրանցումը  
 ուղղահայաց տեղադրված չափիչ էլեկտրոդների  
 գլխիկի միջոցով (բ)

Կենդանու մահից հետո դին անշարժ պահվել է  
 հորիզոնական վիճակում (նկ. 6բ): Գրանցումներ  
 կատարելու համար կենդանու ազդրի վերին  
 որովայնային հատվածում արվել է կտրվածք 2-3 սմ  
 չափով և չափիչ գլխիկի ուղղահայաց տեղադրման  
 միջոցով գրանցվել է մկանի  
 էլեկտրահաղորդականությանը ցածր (15 Հց) և  
 բարձր (1500 Հց) հաճախության ուժեղացում:  
 Փորձերի ընթացքում չափվել է նաև  
 ջերմաստիճանը:

**Վիճակագրությունը:**

Տվյալները  
 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 (\*):  $P < 0.05$ , (\*\*)  
 $P < 0.01$ , (\*\*\*)  $P < 0.001$ :

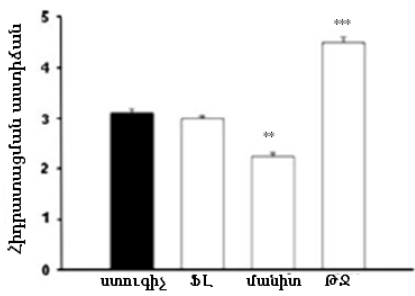
**Մշակված սարքի տեսնիկական բնութագրերը**

Հաղորդականության չափման տիրույթ,  
 Միմ .....  $10^{-10}$  -  $10^{-3}$ :  
 Հաղորդականության չափման ճշգրտությունն.  
 % .....  $\pm 5$ :  
 Ջերմաստիճանի չափման տիրույթ,  
 °C ..... 0 - 50:

Ջերմաստիճանի չափման ճշգրտություն, °C  
 .....±0,1:  
 Բարձր հաճախություն չափում,  $\gamma$  g ..... 15:  
 Ցածր հաճախություն չափում,  $\gamma$  g ..... 1500:  
 Չափման արժեք,  $\nu$  .....  $35 \times 10^{-3}$ :  
 Չափման ազդանշանը ..... սինոսոիդ:  
 Հաղորդականություն չափման ժամանակ նմուշի վրա  
 ծախսվող հզորությունը,  $\nu$  m .....  $\leq 0,612 \times 10^{-6}$ :  
 Ջերմաստիճանի չափման ժամանակ նմուշի վրա ծախսվող հզորությունը,  $\nu$  m .....  $\leq 2,73 \times 10^{-6}$ :  
 Հաղորդականություն տվիչի ձևը ..... կոդմային էլեկտրոնետրոպլիկ:  
 Ջերմատվիչի ձևը ..... ասեղաձև:  
 Ջերմատվիչի չափսերը,  $\nu$  m<sup>3</sup> .....  $1 \times 1 \times 1$ :  
 Էլեկտրասնում (ավտոնոմ),  $\nu$  ..... 9:  
 Սպառվող հոսանք,  $\nu$  A .....  $72 \pm 3$ :  
 180  $\nu$  A/ժ ունակություն ամբարտկոցի աշխատունակություն տևողությունը, ժամ. 2,2:  
 Բարձրություն / արամագիծ,  $\nu$  m .....  $120 \times 213 \times 85$ :  
 Կշիռը,  $\nu$  g ..... 1,2:

**ԱՐԴՅՈՒՆՔՆԵՐ ԵՎ ՔՆՆԱՐԿՈՒՄ**

**Էրրորդ գլխում** ներկայացված են սարքի փորձարկման արդյունքները և դրանց քննարկումները: Սարքի մշակումից հետո նրա աշխատանքը հետազոտվել է մի շարք կենսաբանական հետազոտություններում: Ուսումնասիրվել է կորելացիոն կապը գլխուղեղի հյուսվածքի հիդրատացման աստիճանի և ազդրի մկանի էլեկտրահաղորդականության բաղադրիչներին միջև տարբեր արտաքին գործոնների ազդեցություններին:

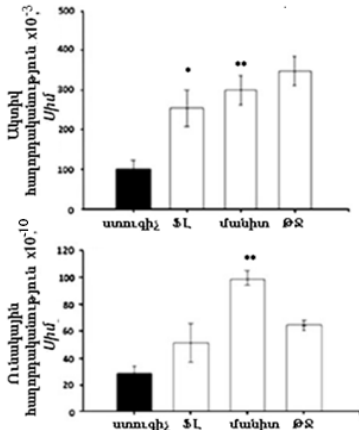


**Նկ. 7.3** հիդրատացման աստիճանի միջին արժեքի փոփոխությունը գլխուղեղի կենդանու կենդանու

ն եր ո ղ ո ղ վ ա յ ն ա յ ի ն \$ L ,  
 մ ա ն ի տ ն Թ Ձ  
 ն եր ա ղ կ ու մ ի ց հ ե տ ո :  
 Փ ո ղ ճ ն ա կ ա ն

տ վ յ ա լ ն եր ղ  
 հ ա մ ե մ ա տ վ ե լ ե ն  
 ս տ ու գ ի չ խ մ բ ի  
 տ վ յ ա լ ն եր ի հ ե տ :

\$ L - ո վ և մ ա ն ի տ ո վ պ ա յ մ ա ն ա վ ո ղ ո վ ա ծ  
 դ ե հ ի դ ղ ր ա տ ա ց ու մ ն եր ղ (ն կ . 7) հ ա -մ ա պ ա տ ա ս խ ա ն ու մ  
 ե ն հ ա ղ ո ղ դ ա կ ա ն ու թ յ ա ն ա կ տ ի վ և ու ն ա կ ա յ ի ն  
 բ ա ղ ա դ ղ ի չ ն եր ի ա ճ ի ն (ն կ . 8): Դ ա բ ա ց ա տ ղ ու մ է  
 ն ր ա ն ո վ , ո ղ բ ջ ջ ի դ ե հ ի դ ղ ր ա տ ա ց մ ա ն հ ե տ ն ա ն ք ո վ  
 մ ե ծ ա ն ու մ



Դ ա

ար տա բ ջ ջ ա յ ի ն  
 տ ի ղ ու յ թ ու մ հ ե ղ ու կ ի  
 ք ա ն ա կ ղ , ո ղ ն է լ  
 բ եր ու մ է ա կ տ ի վ  
 հ ա ղ ո ղ դ ա կ ա ն ու թ յ ա ն  
 ա ճ ի ն : Թ Ձ -ի ն եր ա ղ կ մ ա ն  
 դ ե պ թ ու մ չ ի եր ն ու մ  
 կ ո ղ ե լ ա ց ի ո ն կ ա պ  
 ու ղ ե ղ ի հ ի դ ղ ր ա տ ա ց մ ա ն  
 ա ս տ ի ճ ա ն ի և մ կ ա ն ի  
 է լ ե կ տր ա հ ա ղ ո ղ դ ա -  
 կ ա ն ու թ յ ա ն  
 բ ա ղ ա դ ղ ի չ ն եր ի մ ի ջ ն :  
 բ ա ց ա տ ղ ու մ է  
 ն ր ա ն ո վ , ո ղ  
 հ ի դ ղ ր ա տ ա ց ու մ ղ  
 մ ի գ ու ց ե պ ա տ ճ ա մ է

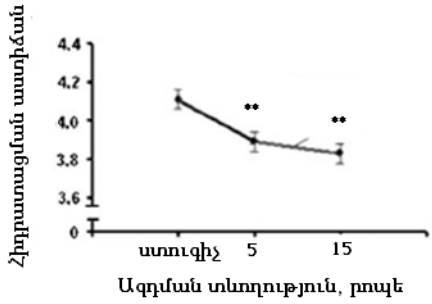
ա յ լ եր ն ու յ թ ն եր ի , ո ղ ո ն ք ա մ ա շ ա ց ն ու մ ե ն  
 հ ա ղ ո ղ դ ա կ ա ն ու թ յ ա ն ա ճ (ն կ . 8):

**Ն կ . 8. Ա կ տ ի վ և ու ն ա կ ա յ ի ն**

հ ա ղ ո ղ դ ա կ ա ն ու թ յ ու ն ն եր ի փ ո փ ո խ ու թ յ ու ն ն եր ղ  
 ց ա ծ ղ և բ ա ղ ղ ղ հ ա ճ ա խ ու թ յ ու ն ն եր ի  
 տ ա ղ բ եր ու թ յ ա ն դ ե պ թ ու մ \$ L , մ ա ն ի տ ն Թ Ձ  
 ն եր ա ղ կ ու մ ի ց հ ե տ ո : Փ ո ղ ճ ն ա կ ա ն տ վ յ ա լ ն եր ղ  
 հ ա մ ե մ ա տ վ ե լ ե ն ս տ ու գ ի չ խ մ բ ի տ վ յ ա լ ն եր ի հ ե տ :

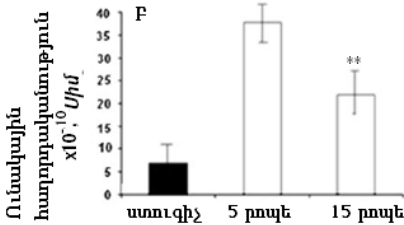
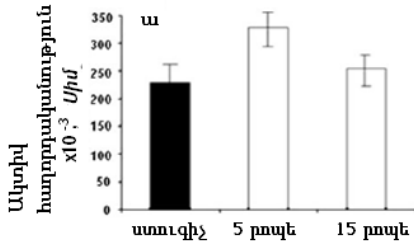
Մ յ ու ն ս փ ո ղ ճ եր ու մ ու ն ու մ ա ս ի ղ վ ե լ ե ն տ ա ղ բ եր  
 տ ն ո ղ ու թ յ ա մ բ մ ի լ ի մ ե տր ա կ ա ն ա լ ի ք ն եր ի (Մ Մ Ա)  
 ա գ ղ ե ց ու թ յ ու ն ն ղ գ լ խ ու ղ ե ղ ի հ յ ու ն ս վ ա ծ ք ի  
 հ ի դ ղ ր ա տ ա ց մ ա ն ա ս տ ի ճ ա ն ի և մ կ ա ն ի հ յ ու ն ս վ ա ծ ք ի  
 է լ ե կ տր ա հ ա ղ ո ղ դ ա կ ա -  
 ն ու թ յ ա ն

բ ա ղ ա դ ղ ի չ ն եր ի  
 փ ո փ ո խ ու թ յ ու ն ն եր ի  
 վ ղ ա (ն կ . 9, 10):



**Նկ.9.** *Հիդրատացման աստիճանի միջին արժեքը գլխուղեղի կեղևի հյուսվածքում 5րոպե և 15րոպե ՄՄԱ-ի ազդեցությունը նից հետո:*

Ինչպես երևում է նկ. 10-ից՝ ալտիվ և ունակային հաղորդականությունները մեծանում են երկու դեպքում էլ: Դա բացատրվում է նրանով, որ կրկին դեհիդրատացման հետևանքով մեծանում է արտաբջջային հեղուկի քանակը, որի հետևանքով էլ ալտիվ հաղորդականությունը:



Դեհիդրատացման հետևանքով մեծանում է բջջաթաղանթների մադրոնոլոնը, որի հետևանքով էլ աճում ունակային հաղորդականությունը (նկ. 10բ):

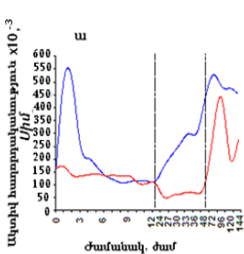
**Նկ.10.** *Ալտիվ (ա) և ունակային (բ) հաղորդականությունների փոփոխությունները ՄՄԱ-ի 5րոպե և 15րոպե ճամազային ժիջ հետո բարձր և ցածր հաճախությունների տարբերության դեպքում:*

Բոլոր կատարված փորձերից կարելի է եզրակացնել, որ էլեկտրահաղորդականությունակային բաղադրիչի փոփոխությունները ավելի շատ են կորելացվում ուղեղի հյուսվածքի դեհիդրատացման աստիճանի հետ քան ալտիվ բաղադրիչինը:

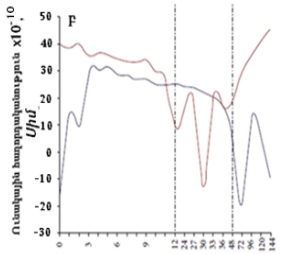
Որպես դատաբժշկական փորձաքննության մեջ կիրառվող սարք՝ այն փորձարկվել է տարբեր միջավայրերում՝ պահված կենդանիների դիակների մոտ: Այս փորձերում ցույց է տրվել էլեկտրահաղորդականության բաղադրիչների փոփոխման դինամիկան՝ ժամանակից կախված (նկ. 11):

Ստացված արդյունքները ցույց են տալիս, որ տարբեր միջավայրերում պահված կենդանիների դիակներին էլեկտրահաղորդականություններին կիսետիկաները տարբեր են: Ստացված արդյունքները բացատրվում են գրականության տվյալներից ելնելով՝ հաշվի առնելով, որ մահվանից հետո տեղի է ունենում բջջի ծավալի

փոփոխությունները հետևյալ հաջորդականություններում՝  
 հիդրատացում-դեհիդրատացում-հիդրատացում:



— ջրային միջավայր  
 — չոր միջավայր



— ջրային միջավայր  
 — չոր միջավայր

**Նկ. 11.** Տարբեր միջավայրերում պահված կենդանիների դիակների մկանսի հոլոյսվածքի ակտիվ (ա) և ունակային (բ) հաղորդականությունները փոփոխությունները ժամանակից կախված բարձր և ցածր հաճախությունների արժեքների տարբերություններում:

Այսպիսով ԿՅ-ի էլեկտրահաղորդականության չափման մեթոդը երկու հաճախությունների դեպքում կարող է օգտագործվել ներքաշային և արտաքաշային հեղուկների քանակի գնահատման համար: Վերը նշված փորձերում ստացված տվյալները, որոնք ցույց են տալիս գլխուղեղի հյուսվածքի հիդրատացման աստիճանի և մկանսի էլեկտրահաղորդականության միջև կապը, հաստատում են այն ենթադրությունը, որ ցածր և բարձր հաճախություններին դեպքում չափված էլեկտրահաղորդականության ակտիվ և ունակային բաղադրիչները կարող են հանդիսանալ որպես չափորոշիչ օրգանիզմի Ֆուկսիցիոնալ վիճակը գնահատելու համար:

**ԵՃՐԱՅԱՆԳՈՒՄՆԵՐ**

Ստացված արդյունքները բերում են հետևյալ եզրահանգումներին՝

1. Ստեղծվել է ԿՅ-ի էլեկտրահաղորդականության չափիչ սարք ցածր հաճախային տիրույթում ընտրված հաճախություններով, որը թույլ է տալիս գնահատել ներքաշային և արտաքաշային հեղուկների քանակները
2. Էլեկտրահաղորդականության չափիչը աշխատում է մկրոհզորությունների մեծ մասում, որը հնարավորություն է տալիս խոլեստերոլ ԿՅ-ի չափվող տեղամասի տաքացումից, գրգռումից և ցավագիտելու ունակություններից
3. Մշակված սարքը թույլ է տալիս գնահատել գլխուղեղի հյուսվածքի հիդրատացման աստիճանի փոփոխությունները տարբեր

- գործունեերի ազդեցություն տակ՝ չափելով կմախքային մկանի էլեկտրահաղորդականությունը
4. Էլեկտրահաղորդականությունը ունակային բաղադրիչը հանդիսանում է բջջի հիդրատացման աստիճանի զգայուն չափորոշիչ, որով էլ գնահատում է օրգանիզմի ֆունկցիոնալ վիճակը
5. Սարքը կարող է կիրառվել Լաբորատորիայում՝ գիտահետազոտական, կլինիկայում՝ ատորոշիչ և անհատական առողջության վերահսկման, դատաբժշկության մեջ՝ փորձաքննություն նպատակներով:

**ԱՏԵՆԱԽՈՍՈՒԹՅԱՆ ԹԵՄԱՅՈՎՅՐԱՏԱՐԱԿՎԱԾ  
ԱՇԽԱՏԱՆՔՆԵՐԻ ՑՈՒՑԱԿ**

1. Սիմոնյան Ռ, **Դեղոյան Ա**, Յայրապետյան Ս: Կենսաախյուսվածքները Էլեկտրահաղորդականություն չափման սարք: ԶԳՅՈՒՄԻ ԱՐՏՈՆԱԳԻՐ: ՄԱԴ՝ G01R 27/00, N2824A, 25.03.2014:
2. **Deghoyan A.** Conductivity measurement device for determination of functional state of organism. Յայաստանի ճարտարագիտական ակադեմիայի Լրաբեր: Երևան: 2015.-Յ .12.- N4.- 737-743.
3. **Deghoyan A.** Impedance measurement method for determination of body hydration. Տեսական և կլինիկական բժշկություն: Երևան: 2015.-Յ .18.- N5(102).- 16-18.
4. **Deghoyan A.**, Nikoghosyan A, Heqimyan A, Ayrapetyan S. Age-dependent effect of static magnetic field on brain tissue hydration. Electromagnetic Biology and Medicine. USA.- 2014.- 33(1).- 58-67.
5. **Deghoyan A.**, Simonyan R, Wachtel H, Ayrapetyan S. The Skeletal Muscle Impedancemetric Characteristics as a Marker for Detection of Functional State of Organism. ISRN Biophysics. UK.- 2013.- Article ID 948074.- 1-7.
6. **Deghoyan A.**, Simonyan R, Ayrapetyan S. Double-frequency impedance measurement method of determination of body hydration. The Environmentalist. USA.-2012.- V.32.- 222-227.
7. **Deghoyan A.**, Heqimyan A, Nikoghosyan A, Dadasyan E, Ayrapetyan S. Cell bathing medium as a target for non thermal effect of millimeter waves. Electromagnetic Biology and Medicine. USA.- 2012.- 1-11.
8. Ayrapetyan S, Heqimyan A. and **Deghoyan A.** Cell Dehydration as a Mechanism of Ketamine Analgesic and Anesthetic Effects. Bioequivalence & Bioavailability. USA.-2013.- Volume 5(3).- 136-141.
9. Heqimyan A, **Deghoyan A.**, Ayrapetyan S. Ketamine-induces Cell Dehydration as a Mechanism of it's Analgesic and Anesthetic Effects. Journal of International Dental And Medical Research. Turkey.- 2011.- V4(1).-42-49.
10. Ayrapetyan S, Musheghyan G, **Deghoyan A.** The Brain Tissue Dehydration as a Mechanism of Analgesic Effect of Hypertonic Physiological Solution in Rats. Journal of International Dental And Medical Research. Turkey.- 2010.- V3(2).- 93-99.

## РАЗРАБОТКА И ИССЛЕДОВАНИЕ ПРИБОРА ДЛЯ ЭЛЕКТРОМЕТРИЧЕСКОГО ИЗМЕРЕНИЯ ГИДРАТАЦИИ БИОТКАНЕЙ

**Ключевые слова:** Электропроводность, двухчастотное измерение, биоткань, гидратация

### РЕЗЮМЕ

Общепринято, что степень внутриклеточной гидратации является чувствительным параметром для оценки функционального состояния организма, следовательно, ее точное определение не кровавыми методами является одним из актуальных проблем современного медицинского приборостроения. Изменения степени гидратации более ярко выражаются в возбудимых тканях организма - в центральной нервной системе и в мускулах. Измерение степени общей гидратации тела, путем определения суммарного количества внутриклеточного и внеклеточного жидкостей, не может точно отобразить функциональное состояние организма. Частотные диапазоны существующих измерительных приборов электропроводности не позволяют точно оценить количество внутриклеточной воды, поскольку измерения осуществляются при высоких частотах (10 КГц-100 МГц) и сравнительно больших токах -  $I > 10^{-6}$  А, что вызывает возбуждение тканей, а также изменяет степень гидратации.

С учетом этих недостатков, возникла необходимость создания устройства измерения электропроводности для оценки внутриклеточного содержания воды, которое позволит производить измерения в диапазоне низких частот при специально выбранных, 100кратно отличающихся друг от друга частотах и при токе образца ниже  $10^{-6}$ А, обеспечивающее определение функционального состояния организма.

В диссертационной работе представлена разработка прибора для измерения активной и реактивной составляющих полной электропроводности биотканей. Устройство содержит первое и второе клеммы, стабилизированный источник синусоидального напряжения, формирователь синусоидального напряжения с прямоугольным противофазным выходами, токоизмерительный прецизионный резистор, усилитель напряжения переменного тока, синхронный фильтр-детектор, фильтр низких частот и регистр. В устройстве введены также делитель напряжения, повторитель напряжения, фазовращатель на  $90^{\circ}$ , Такое соединение узлов повышает точность измерения активной и реактивной составляющих полной электропроводности биотканей в микромоощном режиме и повышает помехоустойчивость во время измерения.

Прибор был апробирован на разных группах крыс, которые были подвергнуты воздействию химических (инъекция физиологического раствора, маннита, дистиллированной воды, различных доз уабаина и кетамина), и физических факторов (статическое магнитное поле и микроволны). Прибор также был применен на группах животных, которые были умерщвлены разными способами (задушены, утоплены, заморожены и обезглавлены). Были исследованы также группы животных, трупы которых находились в разных средах (сухой и влажной).

Результаты экспериментов показали, что существует корреляция между гидратацией и полной электропроводностью биотканей. Изменение гидратации тканей, как при высоких (1500 Гц), так и при низких (15 Гц) частотах особенно четко видно при рассмотрении показателей реактивной составляющей электропроводности. Исследования показали также, что с помощью данного прибора можно определить метод умерщвления животного и ту среду, в которой находился труп.

Прибор может быть применен в лабораториях с научно-исследовательской целью, в клинике - для диагностирования и контроля личного здоровья, в судебной медицине - с целью экспертизы.

# THE DEVELOPMENT AND INVESTIGATION OF AN ELECTROMETRIC MEASUREMENT DEVICE FOR DETERMINATION OF BIOTISSUE HYDRATION

**Keyword:** Conductivity, double frequency measurement, biotissue, hydration

## SUMMARY

The variation of intracellular hydration is a sensitive parameter for determining the functional state of organism. Thus, its determination with non-invasive methods is an important problem for medical engineering. The variations of hydration are more vividly expressed in excitable tissues of organism, e.g. in nervous system and muscle tissues. The detection of the total hydration level of the organism, which supposes the estimation of the sum of intra and extracellular water content, cannot precisely reflect the functional state of the organism. The frequency ranges of the existing conductivity measurement devices do not allow to accurately estimate the intracellular water content as the measurement conducted by them are carried out at high frequencies (10 kHz to 100 MHz) and at relatively high currents  $I > 10^{-6}$  A, which causes tissue excitation and hydration changes.

Taking into consideration the aforementioned disadvantages there was a need to elaborate a conductivity measurement device for estimation of intracellular water content, which will allow to make measurements at low frequency ranges using frequencies with the difference of 100 times and with  $10^{-6}$  A sample current in order to determine the functional state of organism. Thus, the estimation of intracellular water content by the conductivity components is a frontier problem to be solved for determining the functional state of organism.

The dissertation is aimed at developing a device for the measurement of the active and reactive components of complete conductivity of tissue. The device contains the first and the second clamps, a stabilized source of sinusoidal voltage, the generator of sinusoidal voltage with rectangular antiphase outputs, a precision resistor for power measurement, a voltage amplifier of alternating current, the synchronous detector with synchronous filter, the low frequency filter and the register. The device also comprises a voltage divider, a voltage repeater, 90-degree phase shifter. Such a connection of nodes enhances the accuracy of the measurement of the active and reactive components of complete conductivity of biotissues in micropower regimes and promotes the level of interference immunity during measurement. The hydration of biotissues is due to the changes of cell volume (as a result of dysfunction of cell metabolism).

The device was tested on different groups of rats, which were exposed to chemical (injection of physiological solution, mannite, distilled water, different doses of ouabain and ketamine) and physical factors (static magnetic field and microwaves). The device was also tested on the groups of animals, which were killed in different ways (strangled, drowned, frozen and beheaded). The groups of animals, the corpses of which were kept in different mediums (dry, wet) were also investigated.

The data obtained from the experiments indicate that there is a close correlation between the changes of tissue hydration and complete tissue conductivity. The changes in tissue hydration at high (1500 Hz) and low (15 Hz) frequencies are especially easily noticeable, when considering the results of the reactive component of conductivity. The studies have shown that it is possible to detect the methods that were used for killing the animals and the environment in which their corpses were buried by means of this device.

The device may be used in the laboratory for research purposes, in clinics for diagnosis and personal health control, in forensic medicine for expertise.



*Shirley*