

6. **Schroeder J.W.** Creating Tactile Feedback with Intelligent electrical stimulation to Compensate for Sensory Impairment: A dissertation submitted in partial fulfilment of the requirements of Bournemouth university. For the degree of doctor of philosophy. - 27 November, 2014. - 180 p.

**Օ.Ա. ՍԵՏՐՈՍՅԱՆ, Լ.Է. ԽԱՇԻԿՅԱՆ, Ա.Տ. ԱԼԱՎԵՐԴՅԱՆ**

**МОДЕЛЬ ЭЛЕКТРОСТИМУЛЯЦИИ БИОТЕХНИЧЕСКОЙ СИСТЕМЫ И  
РАЗРАБОТКА СТРУКТУРНОЙ СХЕМЫ ЭЛЕКТРОСТИМУЛЯТОРА**

Рассмотрены модель электростимуляции биотехнической системы и основные требования для разработки электростимулятора, а также типы стимулирующих сигналов. Предложена новая структурная схема электростимулятора на базе микроконтроллеров и рассмотрены алгоритмы ее функционирования.

**Ключевые слова:** модель, электростимулятор, биотехническая система, структурная схема.

**O.H. PETROSYAN, L.E. KHACHIKYAN, A. S. ALAVERDYAN**

**A MODEL OF ELECTROSTIMULATION OF A BIOTECHNICAL SYSTEM  
AND DEVELOPING THE BLOCK DIAGRAM OF THE  
ELECTROSTIMULATOR**

A model of electrostimulation of a biotechnical system, and the basic requirements set to the development of an electrical stimulator, as well as the types of stimulating signals are considered. A new block diagram of an electrical stimulator based on microcontrollers is proposed, and algorithms for its operation are considered.

**Keywords:** model, electrostimulator, biotechnical system, block diagram.

ՀՏԴ 621.3.011.712:616-018

**Լ.Է. ԽԱՉԻԿՅԱՆ**

**ԿԵՆՍԱՐԱՆԱԿԱՆ ՀՅՈՒՍՎԱԾՔՆԵՐԻՆ ՀԱՄԱՐԺԵՔ ՍԽԵՄԱՆԵՐԻ  
ՀԱՄԵՄԱՏԱԿԱՆ ՎԵՐԼՈՒԾՈՒԹՅՈՒՆ**

Դիտարկվել են տարբեր տեսակի կենսաբանական հյուսվածքներին համարժեք սխեմաները, բերվել են դրանց կենսաբանական իմպեդանսների արտահայտությունները և առանձնահատկությունները: Առաջարկվել են այդ սխեմաների մոդիֆիկացված տարբերակներ, կատարվել է համարժեք սխեմաների համեմատական վերլուծություն:

**Առանցքային բառեր.** կենսաբանական հյուսվածք, իմպեդանս, մոդել:

**Ներածություն:** Կենսաբանական հյուսվածքների (ԿՀ) էլեկտրահաղորդականությունը որոշվում է ազատ իոնների առկայությամբ: ԿՀ-երի համար Օհմի օրենքը չի գործում (բևեռացման պատճառով հոսանքը նվազում է 2-3 կարգով): Գրգռման

գործընթացների վրա ԿՀ-երի էլեկտրաֆիզիկական հատկությունների ազդեցության վերլուծության համար պասսիվ ԿՀ-երը ներկայացվում են համարժեք էլեկտրական սխեմաներով (ՀԷՍ), որոնք ունեն կենդանի ԿՀ-ի իմպենդանսային հատկություններ [1-6]: ԿՀ-երի կառուցվածքային կազմի հետազոտություններն իրականացվում են լայն հաճախականությունների տիրույթում ( $100 < g \dots 10^4$  ԿՀ): Այդ նպատակով ԿՀ-երի հաճախականային հատկությունները ներկայացվում են ՀԷՍ-երի տեսքով՝ համապատասխան կենսաբանական համակարգերում հոսանքի բաշխման օրինաչափությանը (իոնային հաղորդականության և լիցքերի տարանջատման երևույթները ԿՀ-երում պայմանավորված է հոսանքի և լարման փոփոխության շեղմամբ): Հյուսվածքային թաղանթները ներկայացնում են բարդ բաղադրիչներ, և ըստ Քոուլի՝ դրանք կարելի է համեմատել կոնդենսատորների հետ [1]: Կենսաէլեկտրական իմպեդանսի (ԿԷԻ) ակտիվ բաղադրիչները, բնութագրելով արտա- և ներքջային էլեկտրոլիտների հոսանքը (արյուն, ավիշ, միջիյուսվածքային հեղուկ և այլն), պայմանավորված են էլեկտրական շղթայում լիցքակիրների տեղափոխմամբ, իսկ ունակային բաղադրիչները՝ լիցքակիրների տարանջատմամբ, որը բնորոշ է տարաբնույթ կառուցվածքներով բազմաբնութագրային ԿՀ-երին: Ցածր հաճախականություններում ( $f < 100$  ՀՀ) ԿՀ-երի ունակային բաղադրիչը փոքր է, որի հիմնական պատճառը ակտիվ բաղադրիչին է, որը վերագրվում է մաշկի վերին շերտերին: Բարձր հաճախականություններում ( $f > 10^4$  ԿՀ), ԿՀ-երի ունակային բաղադրիչը փոքրանում է (նվազում է լիցքակիրների տարանջատման կառուցվածքների ազդեցությունը), իսկ ակտիվ բաղադրիչը ձգտում է հաստատունարժեքի, բնութագրելով բարձր հաղորդականություն ունեցող ԿՀ-երի հատկությունները:

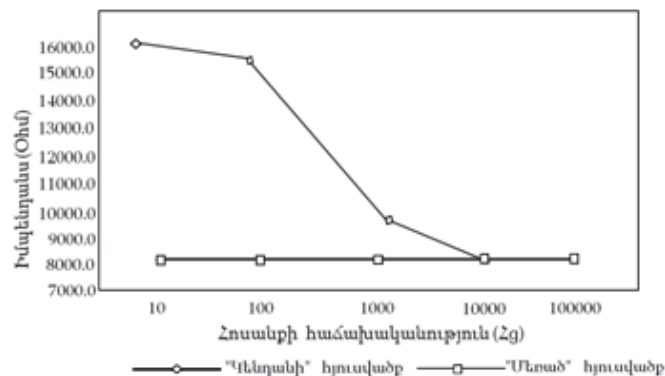
**Խնդրի դրվածքը և մեթոդիկայի հիմնավորումը:** ԿՀ-երի ՀԷՍ-ի կառուցումը՝ տվյալ ֆիզիկական երևույթի հետազոտման կարևոր փուլն է: ՀԷՍ-ը պետք է ոչ միայն արտացոլի ԿՀ-երի հատկությունները հետազոտվող հաճախականային և ջերմաստիճանային տիրույթներում, այլ նաև պետք է կանխատեսի դրանց վարքագիծն ավելի լայն տիրույթներում: Այդ տեսակետից արդիական խնդիր է ԿԷՀ-ի ՀԷՍ-երի հետազոտումը և համեմատական վերլուծությունը:

**Հետազոտության արդյունքները:** Աղ.1-ում բերված են հայտնի ԿՀ-երի ՀԷՍ-երը, իմպենդանսները և կիրառության ոլորտը:

Կենսաէլեկտրական իմպեդանսի հայրնի էլեկտրական համարժեք սխեմաները

| N° | Մոդելը | Իմպենդանսը                                                                          | Կիրառությունը                                          |
|----|--------|-------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------|
| 1  |        | $Z = R / (1 + j\omega CR)$<br>Քոուլի մոդել                                          | Ցածր հաճախականային տիրույթ                             |
| 2  |        | $Z = 1 / \left( (1/R_1) + (1/(R_2 + j\omega C_2)) \right)$<br>Ֆրիկե - Մորգեյի մոդել | Մկանային ԿՀ-եր այլ բաղադրիչներով (ճարպ, արյուն և այլն) |
| 3  |        | $Z = R_1 + (1/(1/R_2 + j\omega C_2))$<br>Ֆրիկե - Մորգեյի մոդելին հանգեցված մոդել    | Մաշկի մակերևութային շերտերի և ենթամաշկային բջջի համար  |
| 4  |        | $Z = R_3 \parallel (R_1 + (1/(1/R_2 + j\omega C_2)))$                               | Մարմնի խոր շերտեր և ներքին օրգաններ                    |

ԿՀ-ի մոդելի օղակների թիվը որոշվում է հյուսվածքի բնութագրերի մոտարկման ճշգրտության աստիճանով: 10% տոկոս ճշգրտության համար անհրաժեշտ է 3 օղակ: ԿՀ-ը, լինելով հաճախականային առումով կախյալ պարամետր, թույլ է տալիս գնահատել օրգանիզմի կենսունակությունը և ֆիզիոլոգիական վիճակը: Չվնասված ԿՀ-ի հաճախականային բնութագիրն ունի էքսպոնենցիալ տեսք, իսկ մահացած ԿՀ-երը չունեն հաճախականային կախվածություն (քանդված են կոնդենսատորի դեր կատարող թաղանթները) և (նկ.1): Բջիջը կազմում է ԿՀ-ի հիմքը: Թաղանթը ներկայացնում է ներբջջային և արտաբջջային բաղադրիչները տարանջատող թափանցելի արգելք և բնութագրվում է մեկուսչի հատկություններով: Աղ.2-ում բերված են ԿՀ-երի էլեկտրահաղորդականության արժեքները 50 ԿՀ-ի դեպքում:



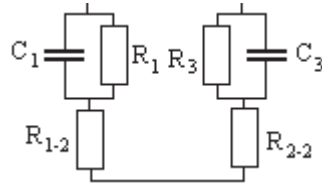
Նկ. 1. ԿՀ-ի հաճախականային կախվածությունը

Աղյուսակ 2

ԿՀ-երի տեսակարար դիմադրության տիպային արժեքները

| N°  | ԿՀ-ի տեսակը                           | Արժեքը, Օմ·մ |
|-----|---------------------------------------|--------------|
| 1.  | Ողնուղեղային հեղուկ                   | 0,65         |
| 2.  | Արյուն                                | 1,5          |
| 3.  | Ներվամկանային հյուսվածք               | 1,6          |
| 4.  | Անոթակիր թոքեր                        | 2,0          |
| 5.  | Ուղեղ (գորշ և սպիտակ նյութ)           | 2,8 և 6,8    |
| 6.  | Կմախքային մկաններ                     | 3,0          |
| 7.  | Լյարդ                                 | 4,0          |
| 8.  | Մաշկ                                  | 5,5          |
| 9.  | Թոքերը արտաշնչման (ներշնչման) փուլում | 7,0 (23)     |
| 10. | Ճարպային հյուսվածք                    | 15           |
| 11. | Ոսկրային հյուսվածք                    | 150          |

Այն ապահովում է իոնային կոնցենտրացիայի գրադիենտ արտաքին և ներքին տիրույթների միջև, ստեղծելով անհրաժեշտ պոտենցիալ իր գործունեության համար՝ նյութափոխանակային գործընթացներ, տեղեկության փոխանակում և այլն: Բջջի թաղանթը նորմալ վիճակում բաղկացած է ոչ հաղորդիչ լիպիդային շերտից, որը տեղակայված է հաղորդիչ սպիտակուցային մոլեկուլների երկու շերտերի միջև: Ցածր հաճախականային տիրույթում ( $<100$  Հց) հոսանք չի անցնում բջջային թաղանթով, անցնում է միայն արտաբջջային հեղուկով, ներբջջային հեղուկը չի մասնակցում այդ գործընթացին: Բարձր հաճախականային տիրույթում ( $>100$  Հց) ներբջջային հեղուկը նույնպես մասնակցում է հոսանքի հաղորդման գործընթացին՝ տարածվելով արտաբջջային և ներբջջային տիրույթներում: Հետևաբար, աղ.1-ին գլուգահեռ մոդելը լրիվ չի արտացոլում ԿՀ-երի ԿԷԻ-ային հատկությունները: Այդ պատճառով ԿԷԻ-ի հաճախականային բնութագրերի հետազոտման համար կիրառվում է Ֆրիկե-Մորգեի մոդելը (աղ.1), ըստ որի արտաբջջային և ներբջջային հեղուկները ներկայացնում են հաղորդիչներ, իսկ բջջային թաղանթը դիէլեկտրիկ՝ բնորոշվելով էլեկտրական ունակությամբ: Ցածր և բարձր հաճախականային տիրույթներում ունակային դիմադրության ներդրումը ԿԷԻ-ում ձգտում է զրոյի, իսկ բարձրի դեպքում թաղանթը չի խոչընդոտում հոսանքի հաղորդմանը: Ֆրիկե – Մորգեի մոդելը կարելի է փոխարինել վերլուծման համար առավել հարմար մոդելով (աղ.1): [3]–ում առաջարկված է մաշկի վերին շերտերի համարժեք սխեմա՝ հիմք ընդունելով էպիդերմիսի, դերմայի և հիպոդերմայի ՀԷՍ-երը (նկ.2):



Նկ. 2. Մաշկի վերին շերտերի մակրոմոդելի համարժեք էլեկտրական սխեման

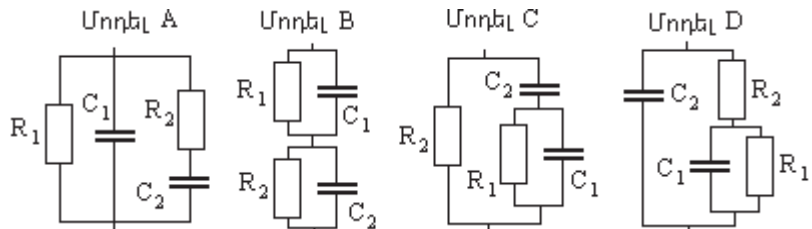
Նկ.2-ի սխեմայի ֆազային անկյան արտահայտությունն ունի հետևյալ տեսքը [3].

$$\varphi = \text{Arctg} \frac{X}{R} = -\text{Arctg} \frac{R_2 + R_1 / (1 + \omega^2 R_1^2 C_1^2) + R_3 / (1 + \omega^2 R_3^2 C_3^2)}{\omega (R_1^2 C_1 / (1 + \omega^2 R_1^2 C_1^2) + R_3^2 C_3 / (1 + \omega^2 R_3^2 C_3^2))}. \quad (1)$$

2Հg-100 ԿՀg հաճախականային տիրույթի համար նկ.3-ում բերված են ԿՀ-երի նոր մոդելներ [4-6]: Դրանց ԿԷԻ-ն ունի հետևյալ տեսքը՝

$$Z(\omega) = \frac{N_R + i\omega N_t}{1 - \omega^2 D_R + i\omega D_t},$$

որտեղ  $i = \sqrt{-1}$ ,  $\omega = 2\pi f$  - ն ֆազային անկյան հաճախականություն է ( $n\omega\eta/\nu$ ),  $N_R$ ,  $N_t$ ,  $D_R$  և  $D_t$  -ն՝ կոնկրետ ՀԷՍ-ի պարամետրերը:



Նկ. 3. ԿՀ-երին համարժեք սխեմաները 2Հg-100 ԿՀg հաճախականային տիրույթի համար

Հաստատուն հոսանքի դիմադրությունները A և C մոդելներում համապատասխանում են  $R_1$  և  $R_2$ -ին, մինչդեռ B և D մոդելներում այն հավասար է  $R_1$  և  $R_2$ -ի գումարին: Մաշկի շերտերի հատկությունների ճիշտ պատկերացումը շերտերի հաստությունից ցույց է տալիս, թե ԿԷԻ-ը ինչպես է փոխադրվում խորությունից կախված: Փոփոխական հոսանքի դեպքում բարդ կենսաբանական կառուցվածքներում տեղի է ունենում էլեկտրահաղորդականության դիսպերսիա՝ դիմադրության կախվածություն հաճախականությունից [7]: Քանի, որ ԿՀ-երը ներկայացնում են բարդ հետերոգենային համակարգեր, ապա դրանք էականորեն տարբերվում են իրենց էլեկտրահաղորդականությամբ և դիէլեկտրական հատկություններով. ԿՀ-երի արժեքները էպես կախված են հյուսվածքների վիճակից և հետազոտվող մարմնի կենսաբանա-

կան սեգմենտի շրջանառությունից: Մարմնի առանձին սեգմենտների էլեկտրական հատկությունների մոդելավորման համար լայն կիրառություն ունի երկու զուգահեռ միացված շղթաներով եռատարր մոդելը (աղ.1), որոնցից մեկը բաղկացած է հաջորդաբար միացված  $R_1$  դիմադրությունից և  $C_1$  կոնդենսատորից, իսկ մյուսը՝ միայն ակտիվ  $R_0$  դիմադրությունից: Ցածր հաճախականության տիրույթում իմպենդանսի դիմադրությունը որոշվում է միջբջջային հեղուկի դիմադրությամբ  $R_0 = (Z(\omega \rightarrow 0))$ : Հաճախականության մեծացման հետ ունակության դիմադրությունը նվազում է, և հոսանքի մեծ մասն անցնում է բջջով: Նկ.3-ի ՀԷՍ-ի իմպենդանսի և ֆազային անկյան արժեքներն ունեն հետևյալ տեսքերը.

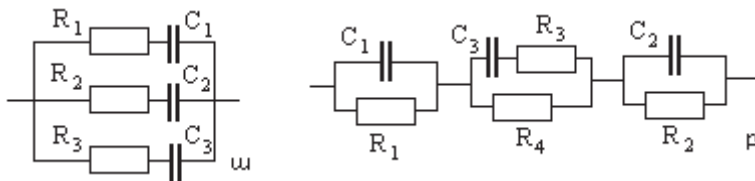
$$Z = R_0 + (R_0 + R_1)R_0R_1C_1^2\omega^2 - iR_0^2C_1\omega / (1 + (R_0 + R_1)^2C_1^2\omega^2), \quad (2)$$

$$\operatorname{tg} \varphi = -R_0C_1\omega / (1 + (R_0 + R_1)^2R_1C_1^2\omega^2): \quad (3)$$

Ինչպես երևում է (2)-ից, որոշակի  $\omega^*$  հաճախականության դեպքում ֆազային անկյունը հասնում է էքստրեմումի [7].

$$\omega^* = R_0 - Z(\infty) / C_1R_0\sqrt{R_0Z(\infty)} : \quad (4)$$

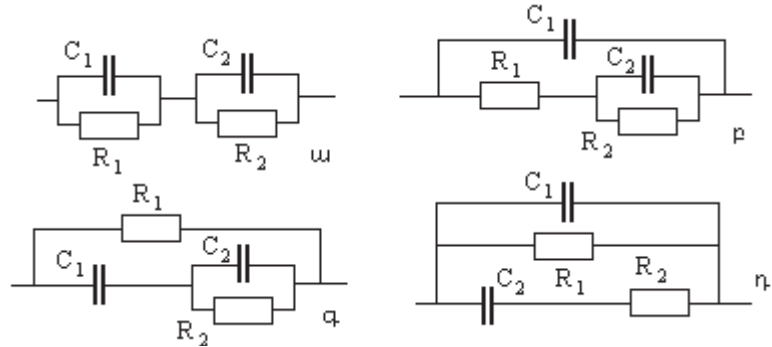
Զգալի չափով ԿՀ-երի ԿԷԻ-ը չի նկարագրվում վերը նշված եռա - կամ քառատարր սխեմաներով՝ նրանց Նայքվիստի հոդոգրաֆը տարբերվում է շրջանից, իսկ ֆազային անկյան դիագրամը բնութագրվում է մի քանի էքստրեմումներով: Կենսաբանական լուծույթների և արյան հաճախականային կախվածությունները տարբերվում են նշվածներից նրանով, որ իմպենդանսի դիսպերսիան նկատվում է առավել ցածր հաճախականություններում: ԿՀ-երի նման վարքագիծը ավելի ճշգրիտ նկարագրվում է նկ.4-ում բերված մոդելներով, որոնք ընդհանրացնում են նախորդները:



Նկ. 4. Վեց և յոթարարային համարժեք մոդելներ

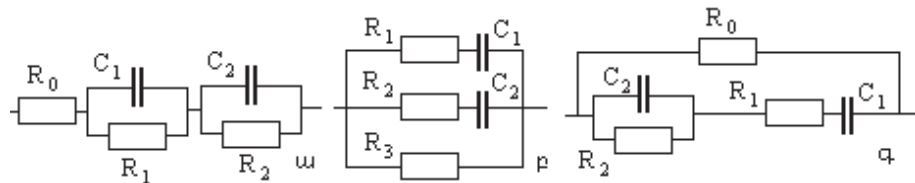
Հետազոտման տեսական մեթոդներով անհնար է իրականացնել հավասար թվով նմանատիպ տարրերից բաղկացած ԿՀ-երի հաճախականային կախվածության նույնականացումը: Յուրաքանչյուր ՀԷՍ-ին կարելի է համապատասխանեցնել մեկ այլ սխեմա, որն ունի նույն թվով տարրեր, սակայն տարբեր՝ դրանց միացումներով: ՀԷՍ-ի ընտրությունը կախված է ԿՀ-երում ընթացող ֆիզիկական և քիմիա-

կան գործընթացներից: [7]–ում բերված և վերլուծված են հաճախ կիրառվող եռա- և քառատարր ՀԷՍ-եր (նկ.5) և դրանց նույնականության պայմանները:



Նկ. 5. Քառատարր էլեկտրական համարժեք մոդել

Անվերջության ձգտող զոնդացնող հաճախականության դեպքում այդ ՀԷՍ-երի ԿԷԻ-ի արժեքը ձգտում է 0-ի, սակայն ԿՀ–երին բնորոշ է վերջավոր ակտիվ դիմադրությունը: ԿՀ–երի էլեկտրական հատկությունների բավարար նկարագրման համար այդ մոդելներն անհրաժեշտ է լրացնել հաջորդաբար միացված ակտիվ դիմադրությամբ: [5]–ում կիրառվում է Ֆոյխտի հնգատարր մոդելը՝ մարդու թոքային հյուսվածքների սպեկտրալ բնութագրերի հաշվարկման համար (նկ.6): [4]–ում բերվում են հնգատարր Մաքսվելյան տիպի մոդելի բնութագրերը, որոնք բավարար չափով մոտարկվում են փորձնական տվյալների հետ (նկ.3):



Նկ. 6. Հնգատարր սխեմաներ.

$\omega$  - Ֆոյխտի մոդելը,  $p$  - Մաքսվելի մոդելը,  $q$  - ժապավենաձև մոդել

Երբ  $R_\infty = 0$ , ապա Ֆոյխտի մոդելը կվերածվի նկ.1.ա - ի քառատարր մոդելին, իսկ, եթե  $R_l = 0$  ապա Ֆոյխտի մոդելը կվերածվի նկ.1.բ-ի քառատարր մոդելին: Ընդունելով, որ Մաքսվելի մոդելի  $R_6 = 0$ , ապա կստացվի քառատարր մոդել (նկ.5,գ): Հնգատարր մոդելները (նկ.6) բավական ճշգրիտ նկարագրում են ԿՀ–երի բարդ սպեկտրալ բնութագրերը:

**Եզրակացություն:** ԿՀ-երին համարժեք դիտարկված էլեկտրական սխեմաները, դրանց կենսաբանական իմպեդանսները և առանձնահատկությունները կարող են հիմք հանդիսանալ ԿՀ-երի բնութագրերի հետազոտման և մոդելավորման համար:

#### **ԳՐԱԿԱՆՈՒԹՅԱՆ ՑԱՆԿ**

1. **Акулов С.А., Федотов А.А.** Основы теории биотехнических систем. – М.: Физматлит. 2014.-259 с.
2. **Витер В.И., Жихорев В.И.** Математическое моделирование электрических параметров биологической ткани при оценке ее повреждений методом импедансометрии//Перспективы научных исследований.- 2006.-С. 34-37.
3. Моделирование процесса взаимодействия электромагнитной волны оптического диапазона с кожей человека / **Т.М. Печень** и др//БГУИР.-2015.-№ 1.-С.28-33.
4. AC impedance of the perineurium of the frog sclatic nerve / **A. Weerasuriya, A. Robert, Spangler et al** // Biophysical journal. - August, 1984.-V.46.-P.167-174.
5. **Amin M., Peter Dey P., Badkoobeni H.** A Complete Electrical Equivalent Circuit Model For Biological Cell //Recent advances in systems, communications & computers: Selected Papers from the WSEAS Conferences.- China, April 6-8, 2008. - P 343-348.
6. Эквивалентные электрические модели биологических объектов / **А.Л. Зуев, В.Ю. Мишланов** и др.// Российский журн. биомеханики.- 2012. -Т. 16, № 1. - С. 110–120.
7. **Зуев А.Л., Судаков А.И., Шакиров Н.В.** Тожественные электрические модели биологических объектов // Российский журн. биомеханики. - 2014. - Т. 18, № 4. – С. 491–497.

**Լ.Ջ. ԽԱՇԻԿՅԱՆ**

#### **СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ ЭКВИВАЛЕНТНЫХ СХЕМ БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ**

Рассмотрены эквивалентные схемы различных типов биологических тканей, приведены выражения для биологических импедансов и их особенности. Предложены модификации этих схем, проведен сравнительный анализ эквивалентных схем.

**Ключевые слова:** биологическая ткань, импеданс, модель.

**L.E. KHACHIKYAN**

#### **COMPARATIVE ANALYSIS OF EQUIVALENT CIRCUITS OF BIOLOGICAL TISSUES**

The equivalent circuits of various types of biological tissues are considered, the expressions for biological impedances and their peculiarities are introduced. Modifications of these circuits are proposed, and a comparative analysis of equivalent circuits are carried out.

**Keywords:** biological tissue, impedance, model.