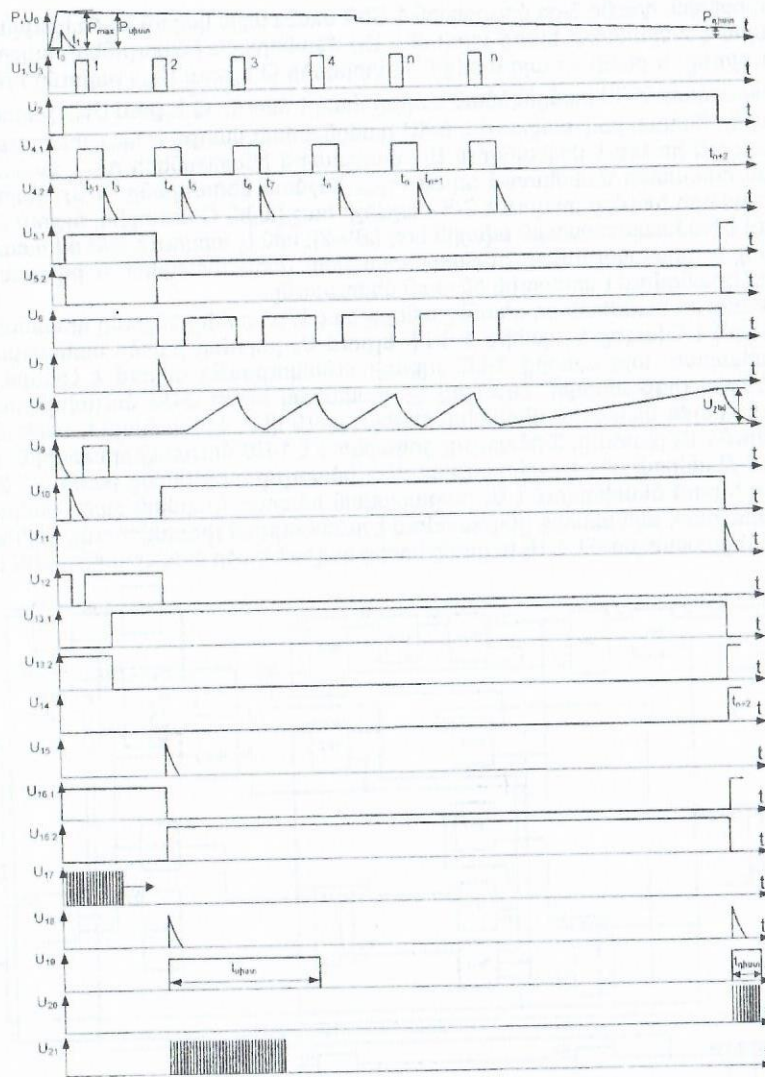


**ԱՐՅԱՆ ՀԱՍՆԱԿԱՐԳԱՅԻՆ ԶԱՐԿԵՐԱԿԱՅԻՆ ՃՆՇՄԱՆ  
ՉԱՓՄԱՆ ԱՎՏՈՄԱՏ ՍԱՐՔԻ ԴԵԿԱՎԱՐՄԱՆ ՍԽԵՄԱՆ**

*Արթ. Ղանջարյան*

Արյան սիստոլիկ և դիաստոլիկ ճնշումները չափող ավտոմատ սարքը՝ համա-  
ձայն դեկավարման ֆունկցիոնալ բլոկ-սխեմայի (Նկ.1) և դրա հանգույցների ելքային  
լարումների ժամանակային դիագրամների (Նկ.2), աշխատում է հետևյալ կերպ:  
Ժամանակի  $t_0$  պահին սնման աղբյուրից սարքի չափիչ շղթայի (ՉԾ) ելքային  
RS տրիգերի և «1»-1 տարրի միջոցով T4 տրիգերի S մուտքերին տրվում է Սթող  
լարման բարձր մակարդակ, հետևաբար դրանց Q ելքերում ձևավորվում են լար-  
ման բարձր մակարդակներ: P-1 բանալու ելքին միացված էլեկտրամագնիսական  
փականի փաթույթով հոսում է հոսանք՝ փակում է ճնշման մագնիսաճկուն կեր-  
պափոխիչին (ՃՄԿ) միացված կոմպրեսիոն մանժետի օդահանիչ անցքը: Միաժա-  
մանակ ՉԾ-ի RS տրիգերի Q ելքի լարման բարձր մակարդակով միանում է ման-  
ժետում ճնշում ստեղծող կոմպրեսորի էլեկտրաշարժիչը: Հետևաբար աճում է P  
ճնշումը մանժետում և ՃՄԿ-ի վրա, աճում է  $U_{\text{ՃՄԿ}}$  լարումը ՉԾ-ի ելքում և RS տրի-  
գերի R մուտքին միացված լարման կոմպարատորի (ԼԿ) ուղիղ մուտքին:  $t_1$  պա-  
հին ճնշումը մանժետում դառնում է  $P_{\text{max}}$ ,  $U_{\text{ՃՄԿ}}$  լարումը դառնում է մեծ  $P_{\text{max}}$ -ին հա-  
մապատասխան  $E_{\text{max}}$  արժեքից, որը տրված է ԼԿ լարման կոմպարատորի շրջող  
մուտքին, հետևաբար, կոմպարատորը փոխանջատվում է, ելքում լարումը թիչ-  
քաձև ցածր մակարդակից անցնում է բարձր մակարդակի, որը տրվում է RS տրի-  
գերի R մուտքին, անջատում է դրա Q ելքային շղթային միացված կոմպրեսորի  
էլեկտրաշարժիչը սնման աղբյուրից և դադարում է օդի հոսքը կոմպրեսորից  
մանժետ: ԼԿ-ի ելքային  $U_0$  լարման դրական թիչքը այդ պահին տրվում է նաև T<sub>1</sub>  
տրիգերի S մուտքին, դրա ելքում U<sub>2</sub> լարումը թիչքաձև ցածր մակարդակից անց-  
նում է բարձր մակարդակի և փոխանցվում է 1-ՀՍ համընկման սարքի ներքին  
մուտքին թուլատրելով դրա փոխանջատումը վերին մուտքից, T<sub>1</sub> տրիգերի S  
մուտքին, «Կամ»-1 տարրով (U<sub>10</sub>) T<sub>4</sub> տրիգերի R մուտքին: Արդյունքում, T<sub>3</sub> տրիգերի  
Q ելքում ձևավորվում է U<sub>5.1</sub> լարման բարձր մակարդակ,  $\bar{Q}$  ելքում U<sub>5.2</sub> լարման  
ցածր մակարդակ, իսկ T<sub>4</sub> տրիգերի Q ելքում ձևավորվում է U<sub>12</sub> լարման ցածր մա-  
կարդակ, փակվում է 1-Բ բանալին, բացվում է մանժետի օդահանման անցքը փա-  
կող էլեկտրամագնիսական փականը, և մանժետում ճնշումը  $P_{\text{max}}$  արժեքից սկսում  
է նվազել,  $t_2$  պահին հասնում է  $P_0$  սիստոլիկ ճնշման արժեքին. այդ պահին ՉԾ-ի  
ԴԾ դիֆերենցող շղթան  $U_{\text{ՃՄԿ}}$  լարումից անջատում է Կորոտկովի  $U_{\text{ԿԿ}}$  1-իմպուլսը,  
որը տրվում է 1-ԼԿ լարման կոմպարատորի ուղիղ մուտքին, և քանի որ դրա շրջող  
մուտքը հողանցված է, այն փոխանջատվում է, ելքում ձևավորվում է դրական  
իմպուլս, որը 1-ՀՍ համընկման սարքի ելքում ձևավորում է U<sub>3</sub> լարման դրական  
իմպուլս, որով թողարկվում է 1-ՍՍ սպասող մուլտիվիբրատորը և իր Q ելքում  
ձևավորում է  $t_{\text{հ1}}=0.2$  վ տևողությամբ իմպուլս, որը 4-ՀՍ համընկման սարքով,  
«1»-1 կամը բացառող տարրով փոխանցվում է T<sub>4</sub> տրիգերի S մուտքին (U<sub>9</sub>) և  
փակում է մանժետի օդահանիչ փականը՝ մանժետում ճնշումը հավասարվում է  $P_0$   
մակարդակի վրա մինչև  $t_4$  պահը,  $\bar{Q}$  ելքում բացասական իմպուլս, որի ավարտի  
դրական ճակատից ձևավորված դրական իմպուլսով  $t_3$  պահին թողարկվում է 2-  
ՍՍ սպասող մուլտիվիբրատորը և իր ելքերում ձևավորում է  $t_{\text{հ2}}=2$  վ տևողությամբ  
U<sub>13.1</sub> դրական և U<sub>13.2</sub> բացասական իմպուլսներ: Եթե դրա տևողության ընթացքում  
U<sub>3</sub> 2-իմպուլսը չի հայտնվում, ապա U<sub>13.1</sub> իմպուլսի ավարտի պահից փակվում է





Նկ.2

$U_{4,1}$  դրական  $U_{4,2}$  բացասական իմպուլսները, որոնք ավարտվում են  $t_{n+1}$  պահին, 2-ՅՍ համընկման սարքը,  $U_{4,2}$  իմպուլսի ավարտի դրական ճակատից ձևավորված դրականորեն կարճատև հայտնվում է 2-ՍՍ մուլտիվիբրատորի թողարկման մուտքին, 1-ԼՇ շղթայի ունակության վրա այդ պահից լարումը էքսպոնենցիալ օրենքով սկսում է աճել,  $t_{n+2}$  ժամանակ հետո  $t_{n+2}$  պահին այն հասնում է  $U_{2,5}$  արժե-

քի, մուլտիվիբրատորը փոխանցատվում է անկայուն վիճակից անցնում է կայուն վիճակի, դրա  $Q$  ելքում  $U_{13,1}$  լարումը թռիչքաձև անցնում է ցածր մակարդակի, իսկ  $Q$  ելքում  $U_{13,2}$  լարումն անցնում է բարձր մակարդակի՝ բացվում են 5-ՅՍ և 6-ՅՍ համընկման սարքերը, դրանց ելքերում  $U_{11}$  և  $U_{14}$  լարումները թռիչքաձև անցնում են բարձր մակարդակների, փոխանցատվում են  $T_1$  և  $T_5$  տրիգերները,  $U_2$  և  $U_{16,2}$  լարումները թռիչքաձև անցնում են ցածր մակարդակի, 2-ԴՇ շղթայի ելքում ձևավորվում է  $U_{14}$  լարման դրական իմպուլս «1»-2 տարրի ելքում ձևավորվում է  $U_{18}$  լարման դրական կարճատև իմպուլս, որը տրվում է  $U_{6,2}$  լարումը ժամանակի կերպափոխիչի մուտքին: Քանի որ այդ պահին 2-ԼԿ կոմպարատորի մուտքին  $U_{6,2}$  դիաստ լարումն է, որը համապատասխանում է մանժետում եղած  $P_{դիաստ 6,2}$  ճնշմանը, ապա կերպափոխիչի  $T_2$  տրիգերի ելքում ձևավորվում է  $t_{դիաստ}$  տևողության իմպուլս, որն էլ տրվում է 7-ՅՍ, 8-ՅՍ համընկման սարքերի մուտքերին, բացվում է 7-ՅՍ-ը, և դրա ելքում, ուրեմն 1-Յ հաշվիչի հաշվային  $C$  մուտքում ձևավորվում է  $P_{դիաստ 2}$  ճնշմանը թվապես հավասար  $U_{20}$  լարման տակտային իմպուլսների  $n_{դիաստ}$  քանակ, 1-Յ հաշվիչի ելքում ձևավորվում է 1-ԹԿ համապատասխան թվային կոդ՝ 1-Թ թվատախտակի վրա գրանցվում է դիաստոլիկ ճնշման մեծությունը: Գրանցված սիստոլիկ (բարձր) և դիաստոլիկ (ցածր) ճնշումների մեծությունները թվատախտակների վրա մնում են գրանցված մինչև հաջորդ չափումը, քանի որ հաջորդ չափման թողարկման հենց սկզբում  $U_2$  լարման դրական թռիչքը տրվում է հաշվիչների  $R$  մուտքերին և դրանց բերում է գերոյի:

Գրականություն

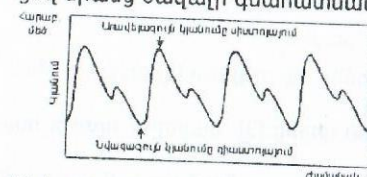
1. Левшина Е.С. Новицкий П.В. Измерительные преобразователи.-М.: Энергоатомиздат, 1983.
2. Твердин А.М., Панченко В.М., Закорюкин В.Б. Автоматические устройства с магнитоупругими преобразователями. - М.: Энергия, 1974.- 129с.

ՊՈԼՍՕՔՍԻՄԵՏՐԻԿ ԶԱՓՈՒՄՆԵՐԻ ՎՐԱ ՇԱՐժՈՂԱԿԱՆ ԱՐՏԵՖԱԿՏԵՐԻ ԱՁԴԵՑՈՒԹՅԱՆ ՂԱՂԱՏՈՒՄԸ

Յու.Սելիքսեթյան

Աշխատանքի նպատակը: Ներկայումս բժշկական հաստատություններում լայնորեն կիրառվում է պոլսոքսիմետրիան՝ արյան մեջ թթվածնի հագեցվածության որոշման անարյուն եղանակը, որը հուսալի մեթոդ է անընդհատ հսկման և վիրահատական միջամտության ժամանակ, ինչպես նաև հետվիրահատական շրջանում հիվանդի վերականգնողական գործընթացների հսկման համար:

Պոլսոքսիմետրի աշխատանքը հիմնված է ֆոտոպլետիզմագրի սկզբունքի կիրառման վրա [1]: Ֆոտոպլետիզմագրը հյուսվածքների միջով անցած լույսի միջոցով նրանց ծավալի գնահատման մեթոդ է: Պոլսոքսիմետրիայի ժամանակ լուսն անց է կացվում մատի կան ականջախեցու միջով: Ստացված պլետիզմոգրն ունենում է Նկ.1-ում բերված տեսքը:

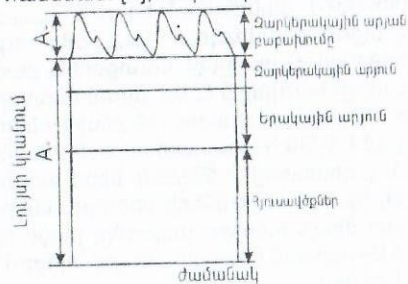


Նկ.1. Պոլսոքսիմետրիայի ժամանակ ստացվող ֆոտոպլետիզմագրը

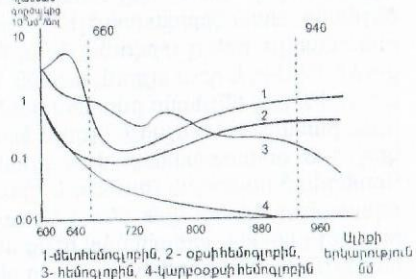
Այս նկարում բերված է պլետիզմագրի միայն փոփոխական բաղադրիչը՝ պայմանավորված այն երևույթով, որ սրտի ամեն մի կծկման ժամանակ արկերակները լցվում են արյունով և նրանց ծավալը փոփոխվում է:

Բացի այդ գոյություն ունի նաև պլետիզմագրի հաստատուն բաղադրիչ, որի մեծությունը համընկնում է դիաստոլայում նվազագույն կլանման մեծության հետ: Այդ բաղադրիչի առկայությունը բացատրվում է նրանով, որ լույսն իր ճանապարհին անցնում է մաշկի, ոսկորների և այլ հյուսվածքների միջով, որոնց մեջ լույսի կլանումը հաստատուն է: Լույսի կլանման բաշխումը հյուսվածքներում բերված է նկ.2-ում:

Արյան մեջ հեմոգլոբինը գտնվում է միացությունների ձևով, իսկ ամեն մի միացություն ունի իր կլանման սպեկտրը: Այդ սպեկտրերը բերված են նկ.3-ում: Քանի որ զարկերակային արյան մեջ կարբօքսիհեմոգլոբինի և մետհեմոգլոբինի պարունակությունը շատ փոքր է օքսիհեմոգլոբինի և վերականգնված հեմոգլոբինի համեմատ [2], ապա նկ.1-ում հետաքրքրություն են ներկայացնում 2 և 3 կորերը:



Նկ.2. Լույսի կլանման բաշխումը հյուսվածքներում



Նկ.3. Լույսի կլանման կապն ալիքի երկարության հետ՝ հեմոգլոբինի տարբեր ձևերի համար

Ըստ կորերի՝ 660 Նմ ալիքի երկարության դեպքում հեմոգլոբինը կլանում է մոտ 10 անգամ ավելի շատ լույս, քան օքսիհեմոգլոբինը, իսկ 940 Նմ ալիքի երկարության դեպքում օքսիհեմոգլոբինի կլանումն ավելի մեծ է, քան հեմոգլոբինին:

Պուլսօքսիմետրիայի մեթոդով հազեցվածության որոշման ճշտության բարձրացման համար կիրառվում է լույսի կլանման ազդանշանների նորմավորում: Այդ դեպքում դիաստոլայի ժամանակ չափվում է հաստատուն բաղադրիչը՝  $A_0$ , իսկ սիստոլայի ժամանակ՝ փոփոխական բաղադրիչը՝  $A_1$ , և հաշվվում է դրանց հարաբերությունը [1].

$$A_{\text{norm}} = A_1 / A_0$$

Այս գործողությունը կատարվում է կարմիր և ինֆրակարմիր ճառագայթների համար: Կլանման նորմավորված արժեքը կախված չէ լուսադիոդների ճառագայթման ուժգնությունից, այլ որոշվում է միայն կենդանի հյուսվածքի հատկություններով:

Հազեցվածության մեծության ստացման համար հաշվարկում են երկու ընտրված ալիքի երկարությունների համար լույսի կլանման նորմավորված մեծությունների հարաբերությունը.

$$R = (A_{\text{norm}} / A_{\text{norm}})_{\lambda_1} / (A_{\text{norm}} / A_{\text{norm}})_{\lambda_2}$$

որտեղ  $\lambda_1$ -ն վերաբերում է տարրապատկերի կարմիր տիրույթում կլանմանը,  $\lambda_2$ -ն՝ տարրապատկերի ինֆրակարմիր տիրույթում [3]:

Ունենալով  $R$  մեծությունը և օգտվելով հայտնի կորից [3]՝ կարելի է որոշել հազեցվածության տոկոսը՝  $\text{SpO}_2$ :

Պուլսօքսիմետրիայի վրա ազդող աղմուկները հիմնականում բաժանվում են 3 խմբի.

1. էլեկտրական,
2. օպտիկական,
3. Ֆիզիոլոգիական:

Էլեկտրական և օպտիկական աղմուկների դեմ պայքարը հիմնականում կատարվում է սխեմատեխնիկական եղանակներով՝ էլեկտրական ֆիլտրերի և լուսադիոդների փոխանջատման եռափուլ աշխատանքի շնորհիվ: Ամենաբարդ և անկանխատեսելի աղմուկները ֆիզիոլոգիական ծագում ունեցող աղմուկներն են, որոնցից ամենանշանակալիները հիվանդի շարժումների հետևանքով առաջացող աղմուկներն են՝ շարժողական արտեֆակտերը: Այդ արտեֆակտերի հայտնաբերումը ներկայումս կատարվում է ազդանշանի Ֆուրյեի ձևափոխության օգնությամբ [4], քանի որ շարժողական արտեֆակտերի հաճախությունը տարբերվում է օգտակար ազդանշանի հաճախությունից: Չնայած, որ այս մեթոդն ունի մեծ ճշտություն, այն պահանջում է բարդ մաթեմատիկական հաշվարկներ, հետևաբար նաև արագագործ միկրոպրոցեսոր և բարդ ծրագրային ապահովում: Ավելի պարզ ալգորիթմի կիրառումը թույլ կտա մեծացնել ամբողջ սարքի արագագործությունը և, վերջին հաշվով, նվազեցնել սարքի ինքնարժեքը:

**Ստացված արդյունքները:** Շարժողական արտեֆակտերի գնահատման ավելի պարզ մեթոդ է մակերեսայինը: Ըստ այս մեթոդի կատարվում է սրտի կծկման յուրաքանչյուր կոմպլեքսի մակերեսի հաշվարկը, և այն համեմատվում է հարևան երկու կոմպլեքսների մակերեսների հետ: Եթե այդ մակերեսների տարբերությունը գտնվում է տրված սահմաններում, ապա սխալ գոյություն չունի, և կատարվում է հազեցվածության տոկոսի հաշվարկ: Հակառակ դեպքում՝ կատարվում է հաջորդ երեք կոմպլեքսների մշակում և այդպես շարունակ: Այս ալգորիթմի հուսալիությունը մեծացնելու համար կատարվում է նաև ֆոտոպլետիզմագրի մաքսիմումների և մինիմումների հետևում՝ կտրուկ փոփոխության առկայության հայտնաբերման նպատակով: Այս երկու մեթոդների կիրառությունը թույլ է տալիս մեծ ճշտությամբ գնահատել շարժողական արտեֆակտերի առկայությունը և այդ մասին տեղեկացնել բժշկին:

**Եզրակացություն:** Պուլսօքսիմետրիայում այսպիսի ալգորիթմի կիրառումը թույլ կտա ստանալ արագագործ, էժան և ճշգրիտ պուլսօքսիմետրեր, որոնք կարող են կիրառվել ինչպես հիվանդանոցներում և բժշկական հաստատություններում, այնպես էլ հենց հիվանդների կողմից՝ իրենց իսկ առողջական վիճակը իսկելու համար:

#### Գրականություն

1. Rusch T.L., Sankar R., Scharf J.E. Signal processing methods for pulse oximetry. - Comput. Biol. Med. Vol.26, No. 2, pp. 143-159, 1996.
2. Шурьгин И. А. Мониторинг дыхания: пульсоксиметрия, капнография, оксиметрия. - М.: Изд-во БИНОМ, 2000. - 301с.
3. Калакутский А. И., Манелис Э. С. Аппаратура и методы клинического мониторинга: Уч. пос. - Самара. Самар. гос. аэрокосм. ун-т., 1999. - 161с.
4. Волков В.Я., Гладков Ю.М., Завадский В.К., Иванов В.П. Принципы и алгоритмы определения оксигенации крови по измерениям пульсоксиметра// Мед. техника, 1993.-№1. -С.16-21.

## ПРИМЕНЕНИЕ ТРАНСКРАНИАЛЬНОГО ЭЛЕКТРИЧЕСКОГО ВОЗДЕЙСТВИЯ ДЛЯ КОРРЕКЦИИ АДАПТАЦИОННЫХ ВОЗМОЖНОСТЕЙ ОРГАНИЗМА

*Э. Кришян, Л. Папоян*

В современной медицинской литературе рядом авторов болезнь определяется как несоответствие между организмом и окружающей средой. Понятия "больной" и "здоровый" указывают на разные и, по-видимому, взаимоисключающие, но взаимозависимые состояния. Болезнь определяется как реакция организма на повреждение, понимая под повреждением широкий спектр изменений в организме, вызываемых самыми разнообразными факторами – физическими, химическими, биологическими или факторами социальной среды. Таким образом, в основе современного клинического представления о здоровье и болезни лежит оценка взаимодействия организма со средой. При этом чрезмерное повреждающее воздействие факторов окружающей среды на организм и ведет к развитию заболеваний. Если воздействие не носит повреждающего характера, то организм может приспосабливаться (адаптироваться) к нему и оставаться здоровым. Правильнее говорить не о здоровье вообще, а об удовлетворительной приспособляемости к конкретным условиям жизни. Естественно, что широкий диапазон адаптации даже к экстремальным условиям – показатель стойкого гомеостаза и резервов физиологических систем. Таким образом, на современном этапе развития медицины клинический подход к оценке здоровья должен основываться на представлениях теории адаптации и рассматривать болезнь как нарушение сложившегося равновесия между организмом и средой в результате повреждающего воздействия неблагоприятных факторов среды. Для здорового организма эти реакции служат средством уравнивания со средой, а для больного – целям восстановления нарушенного равновесия со средой [1,2]. Исследования показали, что важнейшая роль в формировании адаптационных реакций принадлежит гипоталамусу – регулятору внутренней среды организма. Специфическое и неспецифическое тесно переплетаются в мозгу, и ни одна специфическая функция не может реализоваться без определенного неспецифического фона. Характер этого фона определяется силой (дозой) раздражителя. Это биологически целесообразно, так как позволяет отвечать на воздействие адекватно, без лишних трат [3]. Реакция гипоталамуса может меняться по-разному при действии раздражителей различной силы, т.е. он может формировать развитие различных адаптационных реакций, что позволяет организму гибко, биологически целесообразно приспосабливаться к многообразным воздействиям внешней и внутренней среды. Адаптационные реакции организма формируются по принципу работы функциональных систем, которые складываются из динамически мобилизуемых структур в масштабе целого организма [1]. Физические, психоэмоциональные нагрузки вызывают соматические, вегетативные, нервно-психические функциональные расстройства, с понижением адаптационного состояния, резко снижающие «качество жизни» людей. Ускорение технического прогресса, прогрессирующее загрязнение окружающей среды, значительный рост стрессогенности современного образа жизни увеличивают риск развития

заболеваний и делают каждого потенциальным "пациентом" медицинских учреждений. Это ставит во главе проблемы здоровья ее прагматический аспект – необходимость предсказания индивидуальной траектории движения от здоровья к болезни, что является основной задачей профилактической медицины. В качестве одного из важнейших критериев здоровья рассматривается риск заболевания. Степень риска болезни зависит от сопротивляемости организма болезнетворным влияниям, от его устойчивости к воздействию различных стрессорных факторов. Все эти свойства определяют способность организма приспособляться (адаптироваться) к изменениям окружающей среды. Так называемые "адаптационные возможности организма" могут рассматриваться как мера здоровья, как мера защиты от болезни. Отсюда следует какое важное значение имеет количественная оценка адаптационных возможностей организма как меры здоровья и защиты от развития заболеваний. Проблема оценки текущего уровня индивидуального здоровья и контроль за его изменениями приобретают все более важное значение для населения в целом, особенно для лиц, подверженных высоким психоэмоциональным или физическим нагрузкам. Это операторы сложных систем, космонавты, летчики, спортсмены, а также административно – управленческий аппарат, лица умственного труда, деловые люди и т.д.. Снижение адаптационных возможностей организма – это в определенной степени новый для физиологов и клиницистов фактор риска. Наличие известных факторов риска говорит о предрасположенности к тем или иным заболеваниям. Однако причиной реализации этой предрасположенности является снижение адаптационных возможностей организма.

Целью работы являлась разработка методов количественной оценки адаптационных возможностей организма и немедикаментозных методов воздействия для коррекции этих возможностей. Для достижения этой цели решены следующие задачи:

1. Отбор показателей организма, информативных для оценки адаптационных возможностей.
2. Адаптация известных математических методов, адекватных решению поставленной цели.
3. Разработка новых немедикаментозных методов воздействия для повышения адаптационных возможностей организма.

Как показали исследования Института физиологии им. Павлова, транскраниальное электрическое воздействие (ТЭВ) в определенном диапазоне характеристик тока эффективно влияет на центральную регуляцию кровообращения, стабилизируя ее, и оказывает нормализующее влияние на регуляторные механизмы ряда функций и процессов. Было установлено, что в основе этих эффектов лежит избирательное влияние выбранных параметров тока, прилагаемых к покровам черепа, на некоторые структуры мозга, обладающие ключевой ролью в стабилизации гомеостаза [4]. Основываясь на эти работы, нами разработано принципиально новое устройство ТЭВ, существенно повысившее эффективность воздействия [5]. Сущность нашей разработки заключается в том, что в отличие от предложенного Институт физиологии им. Павлова воздействия импульсами фиксированной

частоты (77Гц), в нашем приборе предусмотрено воздействие импульсами качающейся частоты в пределах  $77 \pm 10$  Гц. Наш опыт применения транскраниального электрического воздействия при лечении гипертонической болезни и пограничной гипертензии свидетельствует об эффективности этого немедикоментозного метода [6, 7]. Проводятся работы по уточнению методики применения транскраниального электрического воздействия с целью коррекции адаптационных возможностей организма с выбором оптимальных параметров тока. Для оценки адаптационных возможностей организма наряду с показателями традиционных методов исследования физиологических процессов, в качестве экспресс-метода будет использоваться анализ состояния меридиональной системы организма человека по методу Фоля, который отражает целостную картину функционального состояния организма. Метод использует информацию о состоянии десяти меридианов в соответствии с разработанной Накатани картой. Информация берется с 12 биологически активных точек, расположенных на конечностях человека.

Внедрение результатов проведенных исследований в медицинскую практику может быть использовано как в профилактической медицине, для повышения адаптационных возможностей организма, так и в клинической практике для оценки эффективности проведенного лечения и как дополнительное немедикоментозное средство терапии.

**Литература**

1. Анохин П.К. Очерки физиологии функциональных систем. - М., 1975.
2. Баевский К.М., Берсенев А.П. Оценка адаптационных возможностей организма и риска развития заболеваний. - М., 1979.
3. Гаркави А.Х. и др. Адаптационные реакции и резистентность организма. - Ростов: Изд. Ростовского университета, 1979.
4. Лебедев В.П. Новый метод транскраниального электрообезболивания: Сб. - Л.: Наука, 1987. - С. 12-14.
5. Кришян Э.М. и др. Патент Армении N 391A2, 1997.
6. Кришян Э.М., Аванесян Г.М., Туманян А.А. Транскраниальное электрическое воздействие для стабилизации сердечно - сосудистой системы и коррекции психоэмоциональных сдвигов у спортсменов // Материалы конгресса Российских кардиологов. - М., 2001.
7. Кришян Э.М., Туманян А.А., Аветисян Г.М., Алавердян А.Г. Новый подход к вопросам профилактики сердечно-сосудистых заболеваний // Материалы научно-практической конференции по диагностической медицине, посвященной 20-летию МО "Диагностика". - Ереван, 2004.

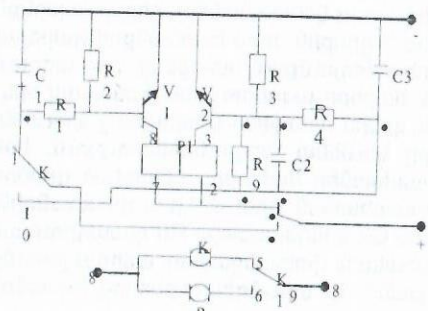
**ԵՐԿՈՒ ԱԿՏԻՎ ՇԱՐժՈՒՆԱԿՈՒԹՅԱՄԲ ՎԵՐԻՆ ՎԵՐՋՈՒՅՑՆԵՐԻ ՊՐՈԹԵԶԻ ՂԵԿԱՎԱՐՄԱՆ ԿՈՄԲԻՆԱՑԿԱԾ ՀԱՄԱՎԱՐԳԻ ՏՐԱՄԱՐԱՆԱԿԱՆ ՍԽԵՄԱՅԻ ԿԱՏԱՐԵԼԱԳՈՐԾՈՒՄԸ**

*Ա. Հուրոյան, Ռ. Խանդանյան, Ա. Սուրադյան*

Աշխատանքի նպատակը: Ներկայումս վերջույթների ակտիվ պրոթեզները, որոնք բացի արտաքին տեսքի ապահովումից, կատարում են նաև որոշակի ֆունկցիաներ, ավելի հաճախ են կիրառություններ գտնում: Աշխատանքի նպատակն է ներկայացնել երկու ակտիվ շարժունակությամբ վերին վերջույթի պրոթեզի ղեկավարման էլեկտրական սխեմայի աշխատանքը, ինչպես նաև դիլեկտորի մեկու-

սացմամբ տեխնոլոգիայով այդ սխեմայի ստացման հնարավորությունը և տոպոլոգիան:

Ստացված արդյունքները: Ակտիվ պրոթեզներից որոշակի հետաքրքրություն են ներկայացնում ղեկավարման կոմբինացված համակարգերով կենսապրոթեզները, որտեղ համատեղվում են գործող մեխանիզմների փոխանջատման կենսամեխանիկական և ղեկավարման կենսամեխանիկական եղանակները [1]: Այդպիսի սարքերում պրոթեզների հիմնական հիմքը տրամաբանական փոխանջատող սարքավորումն է, որն ունենում է 2 կայուն վիճակներ [2] նկ. 1: Տրամաբանական փոխանջատող սարքի հիմնական էլեմենտը երկու զույգ կոնտակտներով P1 ռելեին (ռելեին կարող է փոխարինել այլ էլեկտրոնային սխեման, որը կկատարի նույն դերը): Սխեման աշխատում է Տվ.1 օգնությամբ: Ռելեի հիմնական կոնտակտներն են 4-1 կամ 4-10 և 9-5 կամ 9-6, այսինքն) ռելեի մի վիճակում 9-ը միացված է 5-ին կամ 9-ը միացված է 6-ին: Դրան համապատասխան 4-ը միացված է 1-ին կամ 4-ը միացված է 10-ին: C1 և C3 կոնդենսատորները կատարում են հիշող սարքի դեր: Սկզբնական վիճակում տրանզիստորների (V1, V2) կոլեկտորներին տրվում է դրական պոտենցիալ էմիտրի նկատմամբ, սակայն տրանզիստորները գտնվում են փակ վիճակում: Հաշմանդամի կողմից Տվ.1-ի վրա կարծատն ազդեցության հետևանքով 3 կոնտակտը 1 դիրքից տեղափոխվում է 2 դիրքին, այդ կարծատն ազդեցության ընթացքում լիցքավորվում է C1 կոնդենսատորը, հետևյալ շրջայով 3-2, 4-1, C1-ով և դրա հետ մեկտեղ R1 ռեզիստորի միջոցով V1 տրանզիստորի բազային տրվում է դրական պոտենցիալ: Բազային տրվող պոտենցիալի մեծությունը կորոշվի R1 և R2 ռեզիստորների դիմադրությունների չափով և կախված կլինի սնման աղբյուրի լարման արժեքից: Այս վիճակում V1 տրանզիստորը կլինի բաց, սակայն նրանով հոսանք չի անցնի, քանի որ կոլեկտորին պոտենցիալ տրված չէ: Տվ.1-ի վրա ազդեցության վերացումից հետո տվիչի 3 կոնտակտը դարձյալ միացնում են 1 կոնտակտին, և արդյունքում տրանզիստորների կոլեկտորներին դարձյալ տրվում է դրական պոտենցիալ: Այս վիճակում, չնայած աղբյուրի դրական բևեռը անջատված է V1 տրանզիստորի բազայից, բայց V1 տրանզիստորի բազայի վրա կա որոշ քանակությամբ դրական պոտենցիալ, քանի որ նախորդ վիճակում C1 կոնդենսատորը կկատարի հիշող սարքի դեր: Արդյունքում V1 տրանզիստորը կգտնվի բաց վիճակում և նրանով հետևաբար նաև P1 ռելեի 7-8 կոնտակտներով հոսանք կանցնի: Դրա հետևանքով ռելեի 4-1 միացումը կփոխարինվի 4-10 միացման, իսկ 9-5 միացումը կփոխարինվի 9-6 միացման: Այսինքն, եթե մինչ այդ հոսանքի սնուցմամբ աշխատում էր առաջին գործող մեխանիզմը և ապահովում էր առաջին անհրաժեշտ շարժումը, հիմա արդեն կգործի երկրորդ գործող մեխանիզմը, և կունենանք երկրորդ շարժումը: Այդ վիճակում կսնա այնքան ժամանակ, մինչև տվիչի վրա ազդելը համապատասխան ազդակը: Երբ հաշմանդամը հաջորդ ազ-

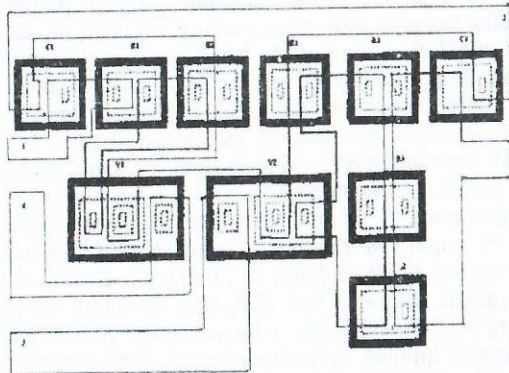


Նկ.1. Ղեկավարման կոմբինացված համակարգի երկու զույգ ղեկավարվող շարժումներով փոխանջատող սարքավորման սկզբունքային սխեման

աշատող սարքի հիմնական էլեմենտը երկու զույգ կոնտակտներով P1 ռելեին (ռելեին կարող է փոխարինել այլ էլեկտրոնային սխեման, որը կկատարի նույն դերը): Սխեման աշխատում է Տվ.1 օգնությամբ: Ռելեի հիմնական կոնտակտներն են 4-1 կամ 4-10 և 9-5 կամ 9-6, այսինքն) ռելեի մի վիճակում 9-ը միացված է 5-ին կամ 9-ը միացված է 6-ին: Դրան համապատասխան 4-ը միացված է 1-ին կամ 4-ը միացված է 10-ին: C1 և C3 կոնդենսատորները կատարում են հիշող սարքի դեր: Սկզբնական վիճակում տրանզիստորների (V1, V2) կոլեկտորներին տրվում է դրական պոտենցիալ էմիտրի նկատմամբ, սակայն տրանզիստորները գտնվում են փակ վիճակում: Հաշմանդամի կողմից Տվ.1-ի վրա կարծատն ազդեցության հետևանքով 3 կոնտակտը 1 դիրքից տեղափոխվում է 2 դիրքին, այդ կարծատն ազդեցության ընթացքում լիցքավորվում է C1 կոնդենսատորը, հետևյալ շրջայով 3-2, 4-1, C1-ով և դրա հետ մեկտեղ R1 ռեզիստորի միջոցով V1 տրանզիստորի բազային տրվում է դրական պոտենցիալ: Բազային տրվող պոտենցիալի մեծությունը կորոշվի R1 և R2 ռեզիստորների դիմադրությունների չափով և կախված կլինի սնման աղբյուրի լարման արժեքից: Այս վիճակում V1 տրանզիստորը կլինի բաց, սակայն նրանով հոսանք չի անցնի, քանի որ կոլեկտորին պոտենցիալ տրված չէ: Տվ.1-ի վրա ազդեցության վերացումից հետո տվիչի 3 կոնտակտը դարձյալ միացնում են 1 կոնտակտին, և արդյունքում տրանզիստորների կոլեկտորներին դարձյալ տրվում է դրական պոտենցիալ: Այս վիճակում, չնայած աղբյուրի դրական բևեռը անջատված է V1 տրանզիստորի բազայից, բայց V1 տրանզիստորի բազայի վրա կա որոշ քանակությամբ դրական պոտենցիալ, քանի որ նախորդ վիճակում C1 կոնդենսատորը կկատարի հիշող սարքի դեր: Արդյունքում V1 տրանզիստորը կգտնվի բաց վիճակում և նրանով հետևաբար նաև P1 ռելեի 7-8 կոնտակտներով հոսանք կանցնի: Դրա հետևանքով ռելեի 4-1 միացումը կփոխարինվի 4-10 միացման, իսկ 9-5 միացումը կփոխարինվի 9-6 միացման: Այսինքն, եթե մինչ այդ հոսանքի սնուցմամբ աշխատում էր առաջին գործող մեխանիզմը և ապահովում էր առաջին անհրաժեշտ շարժումը, հիմա արդեն կգործի երկրորդ գործող մեխանիզմը, և կունենանք երկրորդ շարժումը: Այդ վիճակում կսնա այնքան ժամանակ, մինչև տվիչի վրա ազդելը համապատասխան ազդակը: Երբ հաշմանդամը հաջորդ ազ-

դեցության միջոցով դարձյալ 3 կոնտակտը միացնի 2 դիրքին, հիմա արդեն կլից-բավորվի C3 կոնդենստորը հետևյալ շղթայով 3-2, 4-10, C3 և չնայած V2 տրանզիստորի բազային կտրվի դրական պոտենցիալ, նրանով դեռևս հոսանք չի հոսի: Սակայն C3-ը կհասցնի կուտակել անհրաժեշտ քանակի լիցք: Տվ.1-ի վրա ազդեցության վերացումից հետո 3 կոնտակտը դարձյալ կմիանա 1-ին, և V2 տրանզիստորի կոլեկտորին կտրվի դրական պոտենցիալ՝ շնորհիվ C3 կոնդենստորի լիցքի: V2 տրանզիստորի բազայում կունենանք անհրաժեշտ դրական պոտենցիալ, և V2 տրանզիստորը կբացվի, հետևաբար նաև P1 ռելեի 2 և 3 սեղմակներով կանցնի հոսանք, որը իր հերթին կփոխի զույգ կոնտակտների դիրքը, այսինքն 4 կվերադառնա 1 դիրքին, 9 կվերադառնա 5 դիրքին, դրա հետևանքով դարձյալ կսկսի գործել առաջին գործող մեխանիզմը: Արդյունքում ստացվեց, երբ ազդում ենք տվիչի վրա՝ գործում է մի մեխանիզմ, հաջորդ ազդեցության ժամանակ երկրորդը, կրկնակի ազդեցության ժամանակ կրկին առաջինը և այդպես շարունակ, սակայն տվյալ տրամաբանական սարքը կունենա արդյունավետություն, եթե սնման աղբյուրի միացմանը համապատասխաներ նախօրոք ընտրված գործող մեխանիզմի աշխատանքին և ոչ թե պատահական որևէ մեկի աշխատանքին: Դրա համար սխեմայում ավելացված է նաև C2 կոնդենստորը R5 դիմադրության հետ մեկտեղ: Ներկայացված տրամաբանական փոխանցատող սարքավորումը պահանջում է ոչ մեծ սնման աղբյուր, քանի որ տրանզիստորներով հոսանքի անցման ժամանակը մեծ չէ:

Հարկ է նշել, որ այս տրամաբանական փոխանցատող սարքավորումների աշխատանքը պրոթեզներում արդյունավետ կլինի, եթե վերջիններս լինեն հուսալի, ունենան աշխատանքային մեծ ժամկետ, պահանջեն քիչ էներգիա, լինեն դյուրակիր: Այդ պատճառով վերջիններս նպատակահարմար է պատրաստել կիսահաղորդչային ինտեգրալ միկրոսխեմաների տեսքով: Մասնավորապես հաշվի առնելով հոսանքների նվազագույն կորուստների պահանջը, տվյալ տրամաբանական սխեմայի կատարելագործմանը կարելի է հասնել դիլեկտրիկ մեկուսացմամբ կիսահաղորդչային ինտեգրալ միկրոսխեմայի տեսքով պատրաստելիս [3]: Նկ.2-ում ներկայացված է դիլեկտրիկ մեկուսացմամբ երկու ակտիվ շարժունակությամբ կենսապրոթեզի տոպոլոգիան:



Նկ.2. Դիլեկտրիկ մեկուսացմամբ երկու ակտիվ շարժունակությամբ կենսապրոթեզի տոպոլոգիան

Ներկայացված տոպոլոգիայում կոնդենստորները ստացված են մետաղ-դիլեկտրիկ կիսահաղորդչային կառուցվածքով:

Եզրակացություն: Տվյալ կառուցվածքի ստացումը կլինի արդյունավետ, եթե որպես հարթակ օգտագործվի սիլիցիումի բազմաբյուրեղի շերտ, SO<sub>2</sub>-ի շերտ, n<sup>+</sup> և n հաղորդականությամբ սիլիցումի տիրույթներ պարունակող հարթակ, որի մակերևույթին տեղային քայքայման դիֆուզիայի սիլիցումի բազմաբյուրեղի շեր-

տի նստեցման, հղկման օպերացիանորի օգնությամբ կծնավորվեն տվյալ սխեմայի էլեմենտները:

### Գրականություն

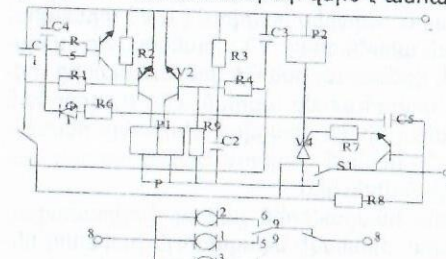
1. Антупов А.В., Воинова Л.Е., Умнов А.В. Экспериментальное протезирование многофункциональным протезом руки с электроприводом // Протезирование и протезостроение. Сб.н.т. -1983.-Вып.67.
2. Полян Е.П., Фельдман О.Е., Киракозов А.Г., Чудновский А.Н. Комбинированные системы управления протезами верхних конечностей с двумя и более степенями активной подвижности //Протезирование и протезостроение.Сб.н.т. -Вып.69.-С.41-47.
- 3.Ефимов И.Е., Козырь И.Я., Горбунов Ю.И. Микроэлектроника. Физические и технологические основы, надежность. - М.Высш шк.-1986.-С.299-302.

## ԿՈՄՔԻՆԱՑՎԱԾ ՄԵԿՈՒՄԱՑՄԱՄԲ ԵՐԵՔ ԱԿՏԻՎ ՇԱՐՇՈՒՆԱԿՈՒԹՅԱՄԲ ՎԵՐԻՆ ՎԵՐՋՈՒՅԹԻ ՊՐՈԹԵԶԻ ՍՏԱՑՄԱՆ ՀՆԱՐԱԿՈՐՈՒԹՅԱՆ ՈՒՍՈՒՄՆԱՍԻՐՈՒՄԸ

Ա.Զաղոյան, Ռ. Խանդանյան, Ա.Չուրոյան

Աշխատանքի նպատակը: Կենսապրոթեզավորման ոլորտի ճարտարագետների հիմնական խնդիրներից է վերջույթների հարմարավետության և արտաքին տեսքի ապահովումից բացի՝ տարբեր ֆունկցիաներ իրագործող վերջույթների պրոթեզների ստեղծումը: Այս աշխատանքի նպատակն է ներկայացնել երեք ակտիվ շարժունակությամբ վերին վերջույթի պրոթեզի ղեկավարման էլեկտրական սխեմայի աշխատանքը, ինչպես նաև կոմբինացված մեկուսացմամբ տեխնոլոգիայով այդ սխեմայի ստացման հնարավորությունը և տոպոլոգիան:

Ստացված արդյունքները: Մեծ տարածում են գտել կոմբինացված ղեկավարմամբ համակարգերը, որտեղ համատեղվում են գործող մեխանիզմների փոխանցատման կենսամեխանիկական եղանակը և ղեկավարման կենսաէլեկտրական եղանակը: Այս համակարգն ապահովում է պրոթեզի ավելի օպերատիվ գործողություն և համեմատաբար զեղծ է անհարմարություններից [1]:



Նկ.1. Երեք զույգ ղեկավարող շարժումներով վերին վերջույթների պրոթեզի կոմբինացված ղեկավարման համակարգի փոխանցատող սարքավորման սկզբունքային սխեման

Նկ. 1-ում ներկայացված ՏՓՄ-ի ղեկավարումն իրականացվում է կողավորված

Այսպիսի սարքերում պրոթեզների հիմքը հանդիսանում է տրամաբանական փոխանցատող սարքավորումը՝ ՏՓՄ-ն, որն իրագործում է գործող մեխանիզմի միացումը կենսաէլեկտրական ղեկավարման համակարգի հետ: ՏՓՄ-ն կարող է ունենալ որոշակի կայուն վիճակներ, որոնց քանակը կախված է գործող մեխանիզմների քանակից: Յուրաքանչյուր կայուն վիճակի դեպքում կենսաէլեկտրական ղեկավարման համակարգին միացվում է որոշակի գործող մեխանիզմ [2]:

փոխանջատող ազդանշանով, որն առաջանում է ղեկավարման էլեկտրամեխանիկական սարքավորման միջոցով: Որպես այդպիսի սարքավորում օգտագործվում է մի սահմանով կոնտակտային տվիչ, որը տեղադրվում է պրոթեզի ամրակին:

ԳՄ-ի էլեկտրաշարժաբեթի միացումը ղեկավարման կենսաէլեկտրական համակարգին տեղի է ունենում հետևյալ կերպ: Սնման աղբյուրի միացումից հետո ՏՓՄ-ն գտնվում է առաջին կայուն վիճակում: Հարմարավետության համար համարվում է արհեստական դաստակի շարժակին միացված վիճակը որպես առաջին կայուն վիճակ: Ռոտացիայի մեխանիզմին միացման վիճակը՝ երկրորդ կայուն վիճակ, իսկ արհեստական արմունկի էլեկտրաշարժիչին միացված վիճակը՝ երրորդ կայուն վիճակ:

Գործող մեխանիզմի (ԳՄ) աշխատանքի ազդակը տվիչների վրա ազդման տևողությունն է: Որոշակի-տ-ից ավելի փոքր տևողությամբ փոխանջատող ազդանշանի տրման դեպքում ՏՓՄ-ն անցնում է երկրորդ կայուն վիճակի: Եթե փոխանջատող ազդանշանը մեծ է կամ հավասար է-ին, անկախ այն բանից, թե որ կայուն վիճակում է գտնվում ՏՓՄ-ն (առաջին կամ երկրորդ), այն անցնում է երրորդ կայուն վիճակի: Եթե ՏՓՄ-ն գտնվում է երկրորդ կամ երրորդ կայուն վիճակում, իսկ փոխանջատող ազդանշանի տևողությունը փոքր է-ից, ապա ՏՓՄ-ն անցնում է առաջին կայուն վիճակին:

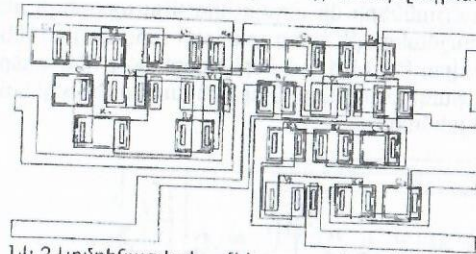
Փոխանջատող ազդանշանի ապակողավորումը կատարվում է ՏՓՄ-ում գտնվող ժամանակային բլոկով: Բլոկն աշխատում է հետևյալ կերպ. S1 տվիչի վրա է-ին հավասար ժամանակ ազդելու դեպքում C5 կոնդենսատորը հասցնում է լիցքավորվել: S1-ի վրա ազդեցության դադարեցումից հետո C5 կոնդենսատորի լիցքավորմանը պայմանավորված հոսանքի իմպուլսը բացում է V5 տրանզիստորը, որի էմիտերային շղթային R7 սահմանափակիչ դիմադրության միջոցով միացված է V4 տիրիստորի ղեկավարման էլեկտրոդը: Տիրիստորը բացվում է, գործարկվում է P2 ռեզիստորի և միացնում է ԳՄ-ի ղեկավարման համակարգը արհեստական աղմուկի շարժաբեթին: ՏՓՄ-ն գտնվում է երրորդ կայուն վիճակում:

ՏՓՄ-ում նախատեսվում է նաև կասկադ, որն ապահովում է ՏՓՄ-ի երրորդ կայուն վիճակից առաջինին անցումը, երբ փոխանջատող ազդանշանի ժամանակը փոքր է է-ից: Երբ ՏՓՄ-ն գտնվում է երրորդ կայուն վիճակում, V4 տիրիստորը բաց է և R6 ռեզիստորի, D1 դիոդի և R5 ռեզիստորի միջոցով դրական պոտենցիալը տրվում է V1 տրանզիստորի բազային: Վերջինս բացվում է և V3 տրանզիստորի բազային հաղորդում է բացասական պոտենցիալ: V3 տրանզիստորը փակվում է (եթե բաց էր) կամ պահվում է փակ վիճակում, իսկ C4 կոնդենսատորը լիցքավորվում է: Այս վիճակում է-ից փոքր տևողությամբ ազդանշանի հաղորդման դեպքում սնման աղբյուրին կարող է միանալ միայն միացված սեղմակը: Հետևաբար է-ից փոքր տևողությամբ ազդանշանի տրման դեպքում ՏՓՄ-ն երրորդ կայուն վիճակից միշտ կանցնի առաջին կայուն վիճակին:

Երկայացված սխեման պետք է լինի հնարավորին չափով փոքրածավալ, փոքր զանգվածով, պահանջի քիչ էներգիա, որպեսզի նվազագույն չափերով սնման աղբյուրի միջոցով հնարավոր լինի այն ղեկավարել: Նաև անհրաժեշտ է, որ այդ սխեման ունենա մեծ արագագործություն, որպեսզի անմիջականորեն կարողանա արձագանքել հաշմանդամի անհրաժեշտ ցանկությանը: Շատ կարևոր է նաև կենսապրոթեզի աշխատանքային երկարակեցությունը և աշխատանքի հուսալիությունը: Այս ամենի իրագործումը հնարավոր է միայն այն դեպքում, եթե համապատասխան էլեկտրոնային սխեման իրագործվի կիսահաղորդչային ինտեգրալ

միկրոսխեմայի (ԻՄՍ) տեսքով [3]:

Ելնելով երեք ակտիվ շարժունակությամբ կենսապրոթեզի կառավարման տրամաբանական սխեմայից՝ համաձայն իզոպլանար տեխնոլոգիայի նկ. 2-ում ներկայացված է այդ սխեմայի տոպոլոգիան:



Նկ.2. Կոմբինացված մեկուսացումով երեք ակտիվ շարժունակությամբ կենսապրոթեզի տրամաբանական սխեմայի տոպոլոգիան

իզոպլանար տեխնոլոգիայով, քանի որ վերջինս չի պարունակում բարդ տեխնոլոգիական օպերացիաներ և ապահովում է պիտանի սարքերի ավելի բարձր ելքի տոկոս: Նմանատիպ տրամաբանական փոխանջատող սարքավորումների ստեղծման համար կարող է հինք հանդիսանալ ներկայացված տոպոլոգիան:

#### Գրականություն

1. Антупов А.В., Войнова Л.Е., Умнов А.В. Экспериментальное протезирование многофункциональным протезом руки с электроприводом //Сб.н.т.Протезирование и протезостроение. -1983.-Вып.67.
2. Полян Е.П., Фельдман О.Е., Киракозов А.Г., Чудновский А.Н. Комбинированные системы управления протезами верхних конечностей с двумя и более степенями активной подвижности //Сб.н.т. Протезирование и протезостроение. Вып.69.-С.41-47.
3. Ефимов И.Е., Козырь И.Я., Горбунов Ю.И. Микроэлектроника. Физические и технологические основы, надежность. -М.:Высш.шк.-1986. -С.304-307.

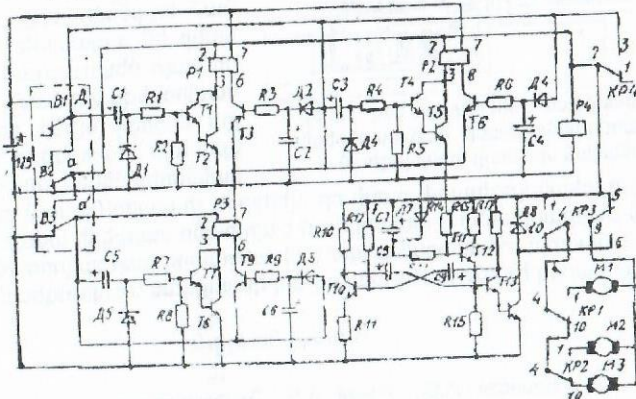
### ԻԶՈՊԼԱՆԱՐ ՏԵԽՆՈԼՈԳԻԱՅՈՎ ԲԱԶՄԱՆՈՒԿՑԻՈՆԱԼ ԿԵՆՍԱՊՐՈԹԵԶԻ ՂԵԿԱՎԱՐՄԱՆ ՀԱՄԱԿԱՐԳԻ ՊԱՏՐԱՅՄԱՆ ՀՆԱՐԱՎՈՐՈՒԹՅԱՆ ՈՒՍՈՒՄՆԱՍԻՐՈՒՄԸ

Ա.Ձաղոյան, Ա.Մուրադյան

Աշխատանքի նպատակը: Աշխատանքի նպատակն է ներկայացնել բազմաֆունկցիոնալ պրոթեզի ղեկավարման համակարգի աշխատանքի սկզբունքը, ինչպես նաև կոմբինացված մեկուսացմամբ տեխնոլոգիայով այդ սխեմայի ստացման հնարավորությունը և տոպոլոգիան:

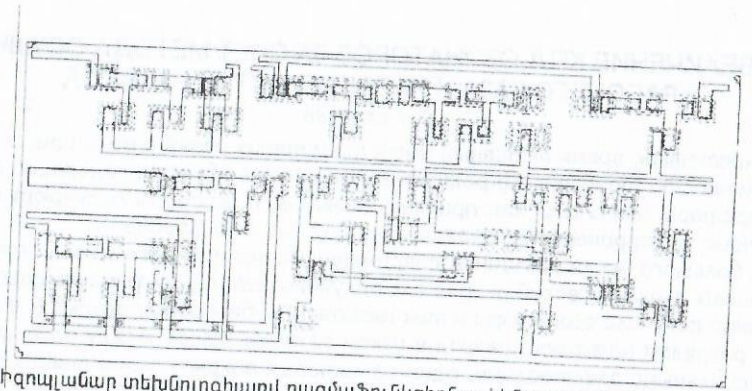
Ստացված արդյունքները: Հաշմանդամների պրոթեզավորումը և նոր կատարելագործված պրոթեզների ստեղծումը, հենվելով գիտության և տեխնիկայի նվաճումների վրա, զարգացած երկրների համար արդիական խնդիր է: Վերջույթների պրոթեզներն անցել են զարգացման մի քանի փուլեր: Սկզբնական պրոթեզները հանդիսացել են պրոթեզներ էին, որոնք միայն ապահովել են վերջույթի

արտաքին տեսքը: ժամանակի ընթացքում ի հայտ են եկել որոշ պարզագույն ֆունկցիաներ ապահովող ակտիվ պրոթեզները: Ենթադրյալ առավել օգտագործվող ձեռքի պրոթեզներից է երեք զույգ շարժումներ ապահովող (մատների ծալում և ընդարձակում, դաստակի ծալում և բացում, թևի հողի ծալում և բացում) ձեռքի պրոթեզը, որը ղեկավարվում է ազդանշանների մի աղբյուրից: Այս պրոթեզի ղեկավարման ազդրիքը հիմնված է հաշմանդամի երեք տարբեր արագություններով մկանների կծկման կարողության վրա [1]: Նկ.1-ում ներկայացված է ղեկավարվող ազդանշանների մեկ աղբյուրով բազմաֆունկցիոնալ կենսապրոթեզի ղեկավարման համակարգի էլեկտրական սխեման:



Նկ.1. Ղեկավարվող ազդանշանների մեկ աղբյուրով բազմաֆունկցիոնալ պրոթեզի ղեկավարման համակարգի սկզբունքային սխեման

Ղեկավարման համակարգի սկզբունքային սխեման պարունակում է երեք (B1, B2, B3) միկրոփոխանջատիչներից բաղկացած D տվիչ, P1, P2, P3, P4 ռելեներ, շարժիչների իմպուլսային սնուցման սխեմա և շարժիչների (իմպուլսային) սնուցման ավտոմատ անջատող սխեմա: P1 ռելեի սխեման հավաքված է V1, V2, V3 տրանզիստորի վրա, P2 ռելեինը՝ V4, V5, V6 տրանզիստորի վրա, P3 ռելեինը՝ V7, V8, V9 տրանզիստորի վրա: Ավտոմատ անջատման սխեման հավաքված է V11 տրանզիստորի վրա: Կախված հաշմանդամի տարիքից, շարժումակությունից՝ ընտրվում են երեք տարբեր ժամանակահատվածներ (միացման տեմպեր), որից էլ ելնելով ընտրվում են էլեմենտների պարամետրերը: Առավել օպտիմալ կարող են համարվել 75մվ-ից փոքր (արագ տեմպ), 75մվ-ից 250մվ (միջին տեմպ) և 250մվ-ից մեծ (դանդաղ տեմպ) ժամանակահատվածները: Սխեմայի աշխատանքը կախված է հետևյալ կերպ. եթե B1 և B2 միկրոփոխանջատիչների հաջորդական միացման ժամանակ  $t < 75$ մվ, այդ դեպքում գործարկվում են P1 և P2 ռելեները, որին համապատասխան միացվում է առաջին շարժաբեռը, և կարող է տեղի ունենալ մատների կծկում: Այս դիրքում աշխատում է միայն M1 շարժիչը: Եթե B1 և B2 միկրոփոխանջատիչների հաջորդական միացման ժամանակ  $t \in (75-250)$ մվ, այդ դեպքում գործարկվում է միայն P2 ռելեն, և շարժիչները միանում են: Որպեսզի M2 շարժիչը միացվի, անհրաժեշտ է, որ P1 ռելեի կոնտակտն անջատվի: Այս վիճակում տեղի է ունենում դաստակի ծալում:



Նկ.2. Իզոպլանար տեխնոլոգիայով բազմաֆունկցիոնալ կենսապրոթեզի տոպոլոգիան

Եթե B1 և B2 միկրոփոխանջատիչների հաջորդական միացման ժամանակ  $t > 250$ մվ, ապա P1 և P2 ռելեներն անջատված են, որի հետևանքով միացված է միայն M3 շարժիչը: B3 միկրոփոխանջատիչի հետագա միացմամբ սնման աղբյուրի դրական բևեռը միացվում է P3 ռելեի ղեկավարման սխեմային և P3-ը թողարկվում է: Իսկ այն դեպքում, երբ B1 և B2 միկրոփոխանջատիչների հաջորդական միացման ժամանակ  $t < 75$ մվ, կգործարկվեն P1 և P2 ռելեները, KP1 և KP2 կոնտակտները կմիացվեն 1 կետերին համապատասխան: Այս դեպքում կծկված մատները բացվում են: Եթե B1 և B2 միկրոփոխանջատիչների հաջորդական միացման ժամանակ  $t \in (75-250)$ մվ, գործարկվում է P1 ռելեն և միացվում է M2 շարժիչը: Այս դեպքում տեղի է ունենում ծավված դաստակի բացում: Իսկ եթե B1 և B2 միկրոփոխանջատիչների հաջորդական միացման ժամանակ  $t > 250$ մվ, ապա P1 և P2 ռելեներն անջատվում են և միացվում է M3 շարժիչը:

Ելնելով ժամանակակից բազմաֆունկցիոնալ կենսապրոթեզի ղեկավարման համակարգերի նկատմամբ ներկայացված պահանջներից՝ դյուրակիրություն, հեշտ ղեկավարելիություն, հուսալիություն, աշխատանքային երկարակեցություն, անհրաժեշտություն է առաջանում տվյալ սխեմաներն իրագործել կիսահաղորդչային ինտեգրալ միկրոսխեմայի տեսքով: Մասնավորապես նկ.2-ում ներկայացված է իզոպլանար կառուցվածքով այդ սխեմայի տոպոլոգիան, որը բացի արտադրությունում լավ յուրացված լինելուց, կարող է լիարժեք բավարարել ներկայացված պահանջները՝ օգտագործելով նվազագույն էներգիա [2]:

Եզրակացություն: Աշխատանքում ներկայացված բազմաֆունկցիոնալ կենսապրոթեզի ղեկավարման համակարգի պատրաստման տոպոլոգիան կարող է հիմք հանդիսանալ իզոպլանար տեխնոլոգիայով հուսալի կենսապրոթեզավորման էլեկտրոնային միջոցներ ստանալու համար:

#### Գրականություն

1. Антупов А.В. Экстремальное протезирование многофункциональным протезом руки с электроприводом //Протезирование и протезостроение: Сб.НТ. 1983.- Вып.67.
2. Ефимов И.Е., Козырь И.Я., Горбунов Ю.И. Микроэлектроника. Физические и технологические основы, надежность. -М.:Высш.шк.-1986.-С.302-307.

## УВЕЛИЧЕНИЕ КПД ОЗОНАТОРОВ ЗА СЧЕТ МЕТОДА ОСУШКИ РАБОЧЕГО ГАЗА И ХАРАКТЕРИСТИК РАЗРЯДА

Р. Геворкян

В настоящее время активный рост применения озона в медицине и в промышленности требует эффективных решений в области генерации озона. Генераторы озона или, как принято называть, озонаторы получают озон с помощью электрического разряда в воздухе или в кислороде.

Из большого числа различных современных конструкций озонаторов, использующих электрический разряд для получения озона, наибольшее распространение получили озонаторы с так называемым барьерным разрядом. Барьерным разрядом называют разряд в узком газовом зазоре между плоскими или коаксиальными электродами, один из которых покрыт слоем твердого диэлектрика.

Озонатор является пока еще далеко не самым совершенным и удобным в применении прибором, т.к. на его характеристики накладываются очень жесткие условия. В частности, получение озона из атмосферного воздуха затрудняется тем, что перед подачей в озонатор воздух необходимо очищать от пыли и влаги. Конечно, такая необходимость будет отсутствовать, если вместо воздуха использовать кислород, но это не только повысит себестоимость озонирования, но и в некоторых случаях приведет к тому, что станет невозможно использовать кислород (например, в полевых госпиталях).

КПД озонатора зависит не только от качества воздуха подаваемого в озонатор, но также и от характеристик разрядного импульса. В частности, при уменьшении длительности импульса наблюдается рост выхода озона.

Цель работы: усовершенствовать метод осушки атмосферного воздуха, подаваемого в озонатор, и обосновать увеличение КПД озонатора при уменьшении длительности импульса разряда.

Для улучшения качества подаваемого в озонатор воздуха существует метод электронной осушки, суть которого заключается в следующем.

Очищенный от пыли атмосферный воздух поступает в камеру, снабженную электродами, к которым подведено высокое напряжение – 10-250 кВ. Воздух, содержащий пары воды, поступает в межэлектродное пространство, в котором имеется электрическое поле высокой напряженности свыше 28 кВ/см. При этом молекулы воды, содержащиеся в потоке воздуха и имеющие большое сродство с электронами, образуют устойчивые отрицательные ионы, что способствует тому, что молекулы воды не смогут охватывать свободные электроны в последующем процессе озонирования. В камере предварительной ионизации образуется достаточное количество электронов, необходимое не только для уменьшения активности молекул воды, но и для улучшения работы озонаторов, используемых в дальнейшем технологическом процессе.

Минимальная напряженность электрического поля (25 кВ/см) выбрана из расчета того, что при этой напряженности практически происходит незначительное генерирование свободных электронов вследствие недостаточной эффективности влияния ударной ионизации на указанный процесс. Максимальная напряженность электрического поля выбрана из расчета

того, что в межэлектродных промежутках с полями свыше 100 кВ/см свободные электроны приобретают большую энергию; в результате затрудняется процесс прилипания электронов и увеличивается вероятность формирования электрического разряда, что приводит к резкому возрастанию стоимости процесса получения озона.

Конструктивно связывание влаги воздуха, подаваемого в озонатор, достигается двумя методами: первый метод – простой с точки зрения электроники, но трудноисполнимый в механическом плане – заключается в том, что из основного высоковольтного трансформатора, который питает сам озонатор, через классический умножитель напряжение подается на так называемый третий электрод.

Создание третьего электрода для электронной осушки воздуха, подаваемого в озонатор, требует дополнительных расходов и повышает себестоимость озонаторов, поэтому более целесообразно использовать второй, более простой и более доступный метод.

Из дополнительного маломощного импульсного трансформатора с большой длительностью фронта импульса (~ 100 мкс) через выпрямительный мостик и сопротивление порядка 0,1-1 МОм напряжение подается прямо на электроды озонатора. Единственное, что надо учесть, заключается в следующем: поскольку высокое напряжение подается через большое сопротивление, необходимо четко рассчитать рост напряжения на электродах озонатора, т.е. время зарядки озонатора, как емкости, должно быть меньше длительности фронта нарастания напряжения:

$$T = RC_0,$$

где T – время зарядки озонатора как емкости;  $C_0$  – емкость озонатора до пробоя; R – сопротивление разряда.

Емкость озонатора до пробоя рассчитывается по формуле

$$C_0 = \frac{C_1 C_2}{C_1 + C_2},$$

где  $C_1$  – общая емкость внешнего электрода, воздушного зазора и внешней поверхности диэлектрика;  $C_2$  – общая емкость внешней поверхности диэлектрика, самого диэлектрика и внутреннего электрода.

Эти емкости рассчитываются по формуле

$$C_1 = \frac{2\pi\epsilon_0\epsilon l}{\ln \frac{h_1}{h_2}}, \quad C_2 = \frac{2\pi\epsilon_0\epsilon l}{\ln \frac{h_2}{h_3}},$$

где  $\epsilon_0$  – электрическая постоянная;  $\epsilon$  – диэлектрическая проницаемость диэлектрика; l – длина коаксиальной трубы;  $h_1$  – внутренний диаметр металлического электрода;  $h_2$  – внешний диаметр диэлектрика;  $h_3$  – внутренний диаметр диэлектрика.

Зная эти времена, можно легко собрать соответствующий импульсный трансформатор с соответствующей длительностью фронта импульса.

Длительность фронта импульса имеет огромное влияние не только на качество обрабатываемого воздуха, но и непосредственно на выход озона.

Для увеличения КПД озонатора необходимо в первую очередь определить, от чего зависит коэффициент полезного действия с точки зрения физики барьерного разряда. Направления изученных работ на предмет таких усло-

вий, как качество газа, оптимизация E/N, выбор материала барьера и т.д., сходятся в одном: с уменьшением длительности импульса разряда до определенного предела (фронт импульса – от  $10 \cdot 10^{-9}$  до  $5 \cdot 10^{-6}$  с) выход озона увеличивается более чем в два раза, причем увеличение начинает расти уже при длительности фронта 3-5 мкс, т.е. это не связано с характеристикой разряда стримера как такового, поскольку в этом случае этот процесс имел бы пороговый эффект (зафиксированное время формирования стримера – более 10 нс до 0,5 мкс в зависимости от давления и геометрии электродов). Известно, что за счет перегрева плазмы в самом стримере озон не образуется, он образуется в околостримерном пространстве (диффузный разряд): т.е. чем больше зона диффузного разряда и чем выше повторяемость разряда в этой зоне, тем выше выход озона и неизменность его количества при других равных параметрах озонатора. Из всего вышесказанного мы предполагаем, что увеличение выхода озона связано не с характеристикой разряда (плотность стримеров, давление), а с таким понятием, как переток электронов по поверхности диэлектрика, т.е. зарядом емкости, поскольку электроды озонатора представляют собой распределенную емкость, а в физике плазмы барьерного разряда существует понятие зарядки таких емкостей, путем перетока электронов по поверхности.

#### Полученные результаты

Практический опыт показал, что период от  $10 \cdot 10^{-9}$  до  $5 \cdot 10^{-6}$  секунд и есть характеристика времени перетоков, т.е. зарядки распределенной емкости, и поэтому можно предположить, что чем короче фронт разряда, тем больше объем плазмы в разряде промежутка, т.к. распределенная емкость заряжена меньше.

Использование второго метода осушки атмосферного воздуха, подаваемого в озонатор, не только упростило сборку озонаторов, но и способствовало уменьшению влаги в рабочем газе.

#### Выводы

Чем выше разность напряжения между анодом и катодом озонатора, тем больше затраточных электронов автоэмиссии и тем больший объем плазмы в озонаторе, а объем плазмы диффузного разряда прямо пропорционален выходу озона.

Чем больше объем диффузного разряда плазмы при том же энергокладе на  $\text{см}^3$ , тем меньше ее нагрев и, следовательно, выше выход озона, что является дополнительным, но не основным фактором увеличения выхода озона, т.е. повышения КПД прибора.

Отсутствие необходимости третьего электрода для электронной осушки воздуха, подаваемого в озонатор, не только резко уменьшает расходы и повышает себестоимость озонаторов, но и улучшает параметры рабочего газа, повышая таким образом КПД озонатора.

#### Литература

1. Филиппов Ю. В., Вобликова В. А., Пантелеев В. И. Электросинтез озона. -М.: Изд-во Моск. ун-та., 1987.
2. Самойлович В. Г., Гибалов В. И., Козлов К. В. Физическая химия барьерного разряда. -М.: Изд-во Моск. ун-та., 1989.
3. Орлов В. А. Озонирование воды. -М.: Стройиздат. -1984.