

ბიოლოგიური ქსოვილის ელექტროწინააღობის გამოკვლევა

ნ. თავაძე¹, ო. კეთილაძე², ი. ქანთარია², მ. ჩიხლაძე^{2*}

¹საქართველოს საავიაციო უნივერსიტეტი
თბილისი, საქართველო

²საქართველოს ტექნიკური უნივერსიტეტი
თბილისი, საქართველო

* chixladze_manana51@mail.ru

მიღებულია 2020 წლის 16 ივლისს

ანოტაცია

მოცემულია ბიოლოგიური ქსოვილების ელექტრული თვისებების მოდელირების პრაქტიკაში ხშირად გამოყენებული ექვივალენტური RCR - ელექტრული სქემის მათემატიკური ანალიზი. გამოკვლეულია აქილევსის კუნთის იმპედანსის დისპერსია, რომელის გრაფიკული ფორმაც კარგი მიახლოებით იმეორებს თეორიულად აგებული მრუდის ფორმას.

ბიოლოგიური ობიექტების ელექტროწინააღობის გაზომვა საკმაოდ ფართოდ გამოიყენება მედიცინასა და ბიოლოგიაში. კვლევის ამ მეთოდის უპირატესობაა ის, რომ გამოყენებული ძაბვები არ იწვევს მნიშვნელოვან ცვლილებებს იმ ფიზიკურ და ქიმიურ პროცესებში, რომლებიც მიმდინარეობს ბიოლოგიურ ობიექტებში, და, უფრო მეტიც, არ აზიანებს მათ. ამ მეთოდით სარგებლობა განსაკუთრებით ინფორმატულია ქსოვილებზე სხვადასხვა დამაზიანებელი ფაქტორების ზემოქმედების (ტრამვა, ტემპერატურა, დასხივება და ა.შ.) შედეგად ფიზიოლოგიური მდგომარეობის შეცვლისას მიმდინარე პროცესების შესწავლაში.

ელექტროგამტარობის თეორიის თანახმად, ორგანიზმში დენის კარგი გამტარებია ისეთი ბიოსითხეები და ქსოვილები, როგორიცაა სისხლი, ლიმფა, თავზურგტვინის სითხე, კუჭის წვენი, შარდი და კუნთები, რადგან ისინი დიდი რაოდენობით შეიცავენ წყალსა და, აგრეთვე, მაღალი ძვრადობის იონებს. ცუდი ელექტროგამტარებია ნერვული ქსოვილი, ცხიმი, ძვლის ზედაპირის აფსკი (ძვლისაზრდელა) და კანი. შევნიშნოთ, რომ კანის ელექტროგამტარობა სისქეზე და ზედაპირის მდგომარეობაზეა დამოკიდებული.

უჯრედი ნებისმიერი ცოცხალი ორგანიზმის სტრუქტურულ-ფუნქციური ერთეულია, რომლიც მუდმივად განიზიანება ქსოვილის სითხით. ამავე დროს ყველა უჯრედს აქვს მემბრანა, რომელიც ნაწილაკების (ატომები, მოლეკულები, იონები) მიმართ შერჩევითი განვლადობის ბარიერის როლს ასრულებს და უჯრედის შიგთავსს (ციტოპლაზმას) ქსოვილის სითხეებისგან გამოყოფს. ელექტრული თვისებების მიხედვით, ქსოვილის სითხე და ციტოპლაზმა კარგი გამტარებია, ხოლო უჯრედის მემბრანა – ცუდი. მაშასადამე, ისინი შეადგენენ სისტემას გამტარი-დიელექტრიკი-გამტარი, რომელიც შეიძლება განხილულ იქნას როგორც კონდენსატორი. შესაბამისად ორგანიზმს აქვს ტევადური წინააღობა. ტევადური წინააღობის არსებობა ბიოლოგიურ სისტემებში დასტურდება იმით, რომ დენი გარკვეული ფაზით – ძვრის α კუთხით

უსწრებს მოდებულ ძაბვას. როგორც კვლევებმა აჩვენა, ბიოლოგიურ ქსოვილებს პრაქტიკულად არ აქვთ შესამჩნევი ინდუქტივობა. ამიტომ ორგანიზმში ცვლადი დენის გავლისას ვლინდება არასრული იმპედანსი აქტიური და ტევადურ წინაღობათა სახით.

ბიოლოგიურ ქსოვილს, როგორც ელექტროგამტარს, შემდეგი თავისებურებები ახასიათებს: ცვლადი დენის მიმართ მისი წინააღმდეგობა ნაკლებია, ვიდრე მუდმივი დენის მიმართ. ამასთან ერთად, იმპედანსი Z დამოკიდებულია ქსოვილის ტიპზე, მის ფიზიოლოგიურ მდგომარეობაზე (მაგალითად, სისხლის მიწოდებაზე) და დენის ω სიხშირეზე. ანუ იმპედანსს ახასიათებს დისპერსია: $Z(\omega)$. დენის სიხშირის ზრდისას, გარკვეულ მნიშვნელობამდე ბიოლოგიური ქსოვილის იმპედანსი არაწრფივად მცირდება, შემდეგ კი თითქმის მუდმივი ხდება.

ბიოლოგიური სისტემის ცალკეულ ორგანოს ასევე გააჩნია სპექტრული მახასიათებელი – დამოკიდებულება ძვრის კუთხესა და დენის სიხშირეს შორის $\alpha(\omega)$, რომლის ფორმაც რთულია, იმპედანსის დისპერსიის მრუდთან შედარებით.

ბიოლოგიური ქსოვილების იმპედანსის დისპერსიის შესწავლა ფართოდ გამოიყენება დიაგნოსტიკაში, ასევე – ბიოლოგიურ და სამედიცინო გამოკვლევებში. მაგალითად, დაბალი სიხშირის არეში ქსოვილის იმპედანსის მნიშვნელოვანი ზრდა საშუალებას გვაძლევს ადრეულ ეტაპზე აღმოვაჩინოთ ანთებითი პროცესი. დენსა და ძაბვას შორის ფაზათა სხვაობის ცვლილების საფუძველზე, მაგალითად, შესაძლებელია ფარისებრი ჯირკვლის ზოგიერთი დაავადების დიაგნოზირება. ბიოქსოვილების კვდომის შემთხვევაში დისპერსია თანდათან ქრება, იშლება „ცოცხალი კონდენსატორები“ – უჯრედები და მათგან მხოლოდ ომური წინააღობები რჩება. ამიტომ დისპერსიისა და სპექტრული მახასიათებლის გამოკვლევა საშუალებას იძლევა შევაფასოთ ბიოლოგიური ობიექტის ქსოვილისა თუ ორგანოს ფიზიოლოგიური მდგომარეობა და, კერძოდ, სიცოცხლისუნარიანობა. ამ კრიტერიუმით სარგებლობენ, ტრანსპლანტაციისათვის განკუთვნილი ქსოვილის სიცოცხლისუნარიანობის შეფასებისას. კერძოდ, გამოთვლიან სიცოცხლისუნარიანობის კოეფიციენტს, რომელიც ტოლია დაბალ სიხშირეზე ბიოლოგიური ქსოვილის უჯრედის Z_0 იმპედანსის ფარდობისა მაღალ სიხშირეზე მის Z_∞ იმპედანსთან:

$$K = \frac{Z_0}{Z_\infty}.$$

მაღალ და დაბალ სიხშირეთა დიაპაზონი განისაზღვრება უჯრედთა ტიპის მიხედვით.

ჯანმრთელი ბიოლოგიური ქსოვილის შემთხვევაში $K > 1$. ქსოვილის კვდომის დროს დაბალ სიხშირეებზე იზრდება იონების მიმართ უჯრედთა მემბრანების განვლადობა ანუ მცირდება Z_0 . და ეს ხდება მაშინ, როდესაც Z_∞ პრაქტიკულად მუდმივი რჩება. შესაბამისად, $K \rightarrow 1$.

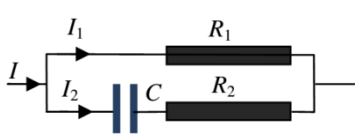
ბიოლოგიური ქსოვილების ელექტრული თვისებების მოდელირებისას, გამოიყენება ექვივალენტური სქემები სხვადასხვა აქტიური და ტევადური წინააღობებით. რეალურ პირობებში მყოფი ცოცხალი სტრუქტურები რთული ელექტრული სქემებით ხასიათდებიან. თუმცა, პრაქტიკაში ხშირად გამოიყენება **სურათზე 1** მოცემული RCR -წრედი (სადაც იგულისხმება, რომ $R_1 \gg R_2$), რადგან ის ხშირად იძლევა ბიოლოგიური ქსოვილების ელექტრული იმპედანსის შესახებ ექსპერიმენტული შედეგების კარგ ინტერპრეტაციას.

გავანალიზოთ აღნიშნული წრედი. წარმოვიდგინოთ, რომ ის მივუერთეთ ცვლადი დენის წყაროს და დროის ათვლა დავიწყეთ იმ მომენტში, როცა ძაბვის ფაზა

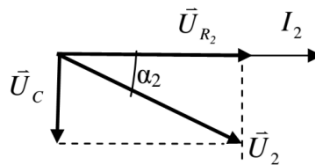
ნული იყო: $U = U_0 \cos \omega t$. მაშინ გამავალი დენი $I = I_0 \cos(\omega t + \alpha)$ და კირხჰოფის კანონის თანახმად, $I = I_1 + I_2$, სადაც $I_1 = I_{01} \cos \omega t$ და $I_2 = I_{02} \cos(\omega t + \alpha_2)$, შესაბამისად, I და II შტოებში გამავალი დენებია, ხოლო α_2 ის ფაზაა, რითაც I_2 დენი უსწრებს U ძაბვას. მისი მნიშვნელობის დასადგენად II შტოსათვის, რომელიც C -ისა და R_2 -ის მიმდევრობით შეერთებას წარმოადგენს, ვისარგებლოთ ძაბვათა ვექტორული დიაგრამით (სურათი 2), სადაც $U_2 = I_2 Z_2$ და $U_2 = U$:

$$Z_2 = \sqrt{R_2^2 + \frac{1}{\omega^2 C^2}},$$

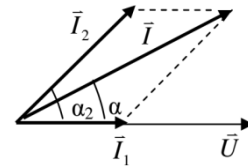
$$\cos \alpha_2 = \frac{R_2}{Z_2}.$$



სურათი 1. ცოცხალი სტრუქტურის RCR-ექვივალენტური სქემა.



სურათი 2. ძაბვათა ვექტორული დიაგრამა წრედის II შტოსათვის.



სურათი 3. დენების ვექტორული დიაგრამა RCR-წრედისათვის.

ამ RCR-წრედის იმპედანსის ჩასაწერად ვისარგებლოთ დენების ვექტორული დიაგრამით (სურათი 3). კოსინუსების თეორემის თანახმად,

$$I^2 = I_1^2 + I_2^2 + 2I_1 I_2 \cos \alpha_2 = I_1^2 + I_2^2 + \frac{2I_1 I_2 R_2}{Z_2}.$$

გარდა ამისა,

$$\sin \alpha = \frac{I_2 \sin \alpha_2}{I} = \frac{Z}{\omega C Z_2^2},$$

$$\alpha = \arcsin \frac{Z}{\omega C Z_2^2},$$

და თუ ვისარგებლებთ ომის კანონით, გვექნება:

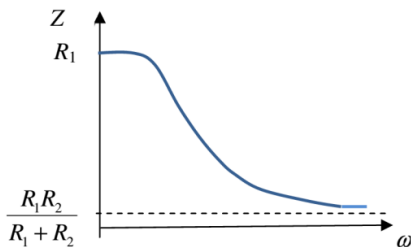
$$\frac{1}{Z^2} = \frac{1}{R_1^2} + \frac{1}{Z_2^2} + \frac{2R_2}{R_1 Z_2^2},$$

$$Z = \frac{R_1 \sqrt{R_2^2 + 1/\omega^2 C^2}}{\sqrt{(R_1 + R_2)^2 + 1/\omega^2 C^2}}.$$

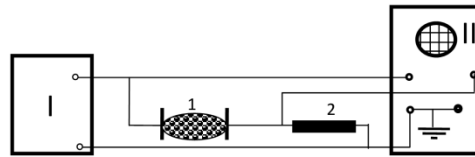
მიღებული გამოსახულების ანალიზი აჩვენებს, რომ როდესაც $\omega \rightarrow 0$, მაშინ $Z \rightarrow R_1$. ხოლო როდესაც $\omega \rightarrow \infty$, მაშინ $Z \rightarrow R_1 R_2 / (R_1 + R_2)$.

სურათზე 4 მოცემულია $Z(\omega)$ დისპერსიის თეორიული მრუდი. ჩვენი მიზანი იყო ექსპერიმენტის საშუალებით დაგვეფიქსირებინა ადამიანის აქილევსის კუნთის ელექტრული იმპედანსის დისპერსია და სპექტრული მახასიათებელი. **სურათზე 5** კი გამოსახულია ექსპერიმენტის ელექტრული სქემა. ძაბვები გენერატორის მომჭერებზე და ადამიანის კუნთზე, U_g და U_h , აისახება ოსცილოგრაფზე სინუსოიდალური გრაფიკების სახით. წრედის მიმდევრობის გამო R წინაღობაზე (ჩვენ შემთხვევაში $R = 4.7$ კომ) ძაბვის ვარდნის ამპლიტუდური მნიშვნელობა $U_2 = U_g - U_h$. შესაბამისი

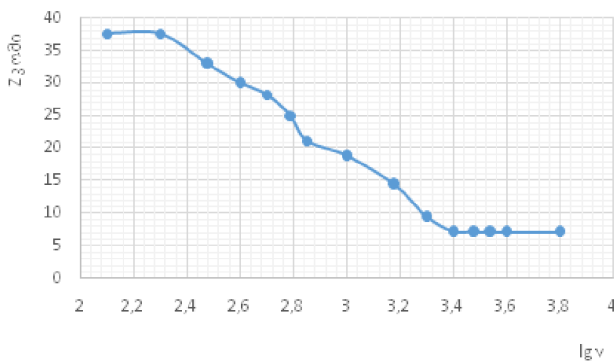
დენის ამპლიტუდური მნიშვნელობა იქნება: $I = U_2 / R = (U_g - U_h) / R$, ხოლო აქილევსის კუნთის იმპედანსი – $Z = U_h / I$ და მარტივი გარდაქმნით მიიღება: $Z = RU_h / (U_g - U_h)$.



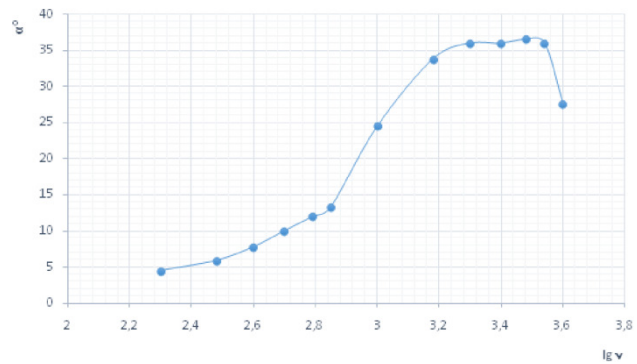
სურათი 4. იმპედანსის დისპერსიის მრუდი.



სურათი 5. ექსპერიმენტის ელექტრული სქემა: I – ზგერითი სიხშირის გენერატორი და II – ოსცილოგრაფი; 1 – ბიოლოგიური ქსოვილი და 2 – რეზისტორი.



სურათი 6. აქილევსის კუნთის იმპედანსის დისპერსია.



სურათი 7. აქილევსის კუნთის სპექტრული მახასიათებელი.

სურათებზე 6 და 7 მოცემულია ჩვენ მიერ მრავალჯერადი გაზომვების შედეგად მიღებული აქილევსის კუნთის იმპედანსის დისპერსია და სპექტრული მახასიათებელი ცვლადი დენის სიხშირის 0.2 – 4.0 კჰც დიაპაზონში. აქილევსის კუნთის იმპედანსის დისპერსიის მრუდის ფორმა კარგ თანხვედრაშია აქტიურ და ტევადურ წინაღობათა შერეული შეერთების ზემოთ განხილულ თეორიულ მრუდთან.

დამოწმებანი

- [1] А. М. Тихомиров. Импеданс биологических тканей и его применение в медицине, 2006, Москва, РГМУ.
- [2] В. Г. Лещенко, Г. К. Ильич. Медицинская биологическая физика, 2012, Минск, Новое знание – Москва, ИНФРА-М.
- [3] მ. ჩიხლაძე, მ. გიგინეიშვილი, ო. კეთილაძე. სამედიცინო ფიზიკის საფუძვლები, 2017, თბილისი, საქართველოს ტექნიკური უნივერსიტეტი (ელექტრონული ვერსია: CD-3732).
- [4] მ. გიგინეიშვილი, მ. ჩიხლაძე, თ. ხაჩიძე, ო. კეთილაძე. წინამხრის ელექტრული იმპედანსის დისპერსია და სპექტრული მახასიათებელი. Nano Studies, 2018, 17/18, 37-42.
- [5] Ю. В. Торнуев, Р. Г. Хачатрян, А. П. Хачатрян, В. П. Махнев, А. С. Осенний. Электрический импеданс биологических тканей, 1990, Москва, Изд. ВЗПИ.