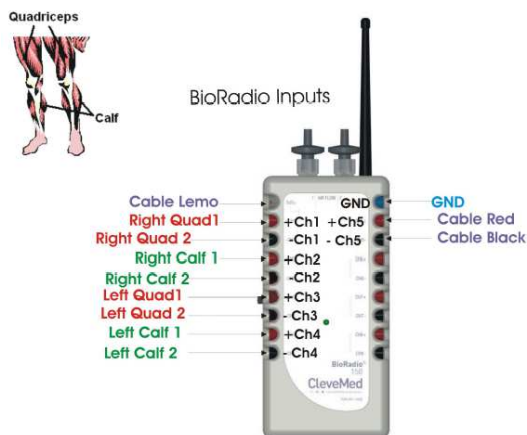


გ. გიგილაშვილი, ი. გოცირიძე,
ზ. მგალობლიშვილი. ზ. ლურჯკაია, მ.წიკლაური



სამედიცინო ინჟინერიის ლაბორატორიული სისტემები



Cleve Med Lab Systems

“ტექნიკური უნივერსიტეტი”

საქართველოს ტექნიკური უნივერსიტეტი

გ. გიგილაშვილი, ი. გოცირიძე,
ზ. მგალობლიშვილი. ზ. ღურწკაია, მ.წიკლაური

სამედიცინო ინჟინერიის ლაბორატორიული სისტემები

მეთოდური მითითებები
ლაბორატორიული სამუშაოებისათვის

თბილისი - 2012

ბიომექანიკა



შესავალი

კუნთების ბიომექანიკური თვისებები ადამიანს საშუალებას აძლევს შეასრულოს სხვადასხვა ტიპის აქტივობა. თითოეული კუნთი შედგება სხვადასხვა სახის ბოჭკოსგან, რომლებიც განაპირობებს ცალკეულ მახასიათებლებს, როგორცაა, მგრძობიარობა და ცვეთის წინაღობა. არსებობს კუნთის სხვა ბიომექანიკური მახასიათებლები, რომლებიც განისაზღვრება მისი სიგრძითა და შეკუმშვის სისწრაფით. თითოეულ კუნთს ახასიათებს სპეციფიკური სიგრძე-დაჭიმვის და ძალა-სისწრაფის დამოკიდებულება.

ბიომექანიკური ტესტის ჩატარებისას, ძალის ელექტროდი გამოიყენება ფეხის კუნთის მახასიათებლების მონიტორინგისთვის ხტუნვის დროს. ძალის ელექტროდის მეშვეობით, რაოდენობრივად განისაზღვრება ხტუნვის სხვადასხვა ფაზაში გენერირებული ძალა. ორი გადამწოდის მეშვეობით, შესაძლებელია დავადგინოთ, რომელი კუნთია აქტიური ხტუნვის სხვადასხვა ფაზაში. ტესტით ასევე შესაძლებელია დადგინდეს, როგორ განსაზღვრავს გადახტომის შესაძლებლობას კუნთის სხვადასხვა თვისებები.



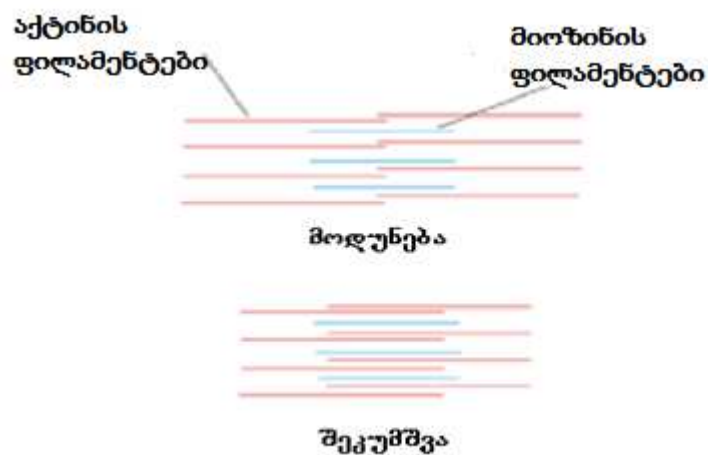
სურ.1. ფეხები შედგება მრავალი კუნთისგან, რომლებითაც სრულდება ისეთი მოქმედებები, როგორცაა: სიარული, სირბილი და გადახტომა.

საჭირო აღჭურვილობა

- CleveLabs-ის ნაკრები;
- CleveLabs-ის პროგრამა;
- 9 ცალი კნოპიანი ელექტროდი და კნოპიანი სადენი;
- სიმძლავრის ბრტყელი გადამწოდი;
- ინტერფეისის გადამწოდი;
- MATLAB[®], ან LabVIEW[™].

კუნთის შეკუმშვის ფიზიოლოგია

სხეულის თითქმის 40% შედგება ჩონჩხის კუნთებისაგან, რომლებიც უმსუბუქებს ადამიანს ყოველდღიურ მოძრაობას (სიარული, მართვა და საუბარი). ყოველი ჩონჩხის კუნთი შედგება მრავალი ბოჭკოსგან, რომელთაგან თითოეულის ზომა 10–80 მიკრომეტრის ფარგლებშია. ყოველი მათგანი შედგენილია კიდევ უფრო მცირე ერთეულებისაგან, რომლებსაც მიოფიბრილები ეწოდება. ჩვეულებრივი ტიპური ქსოვილი შედგება რამდენიმე ასეულ–ათასი მიოფიბრილისაგან, რომლებიც დაახლოებით 1500 მიოზინის და 3000 აქტინის ძაფს შეიცავს. მიოზინისა და აქტინის ძაფები – დიდი პოლიმერიზებული ცილის მოლეკულებია, რომელიც პასუხისმგებელია კუნთის შეკუმშვაზე.



სურ.2. სარკომერის მოდუნებული და შეკუმშული უბნები.

კუნთის შეკუმშვა ხდება შემდეგნაირად:

1. მოქმედების პოტენციალი ვრცელდება ნერვული ბოჭკოს გასწვრივ და აღწევს მიოფიბრილს;

2. ნერვის დაბოლოებიდან გამოიყოფა აცეტილქოლინი, რომელიც კუნთის მემბრანაზე მოქმედებს, აცეტილქოლინის არხის დროული გახსნისათვის;

3. დიდი რაოდენობით ნატრიუმის იონი კუნთის მემბრანაში აღწევს ზემოხსენებული არხის მეშვეობით;

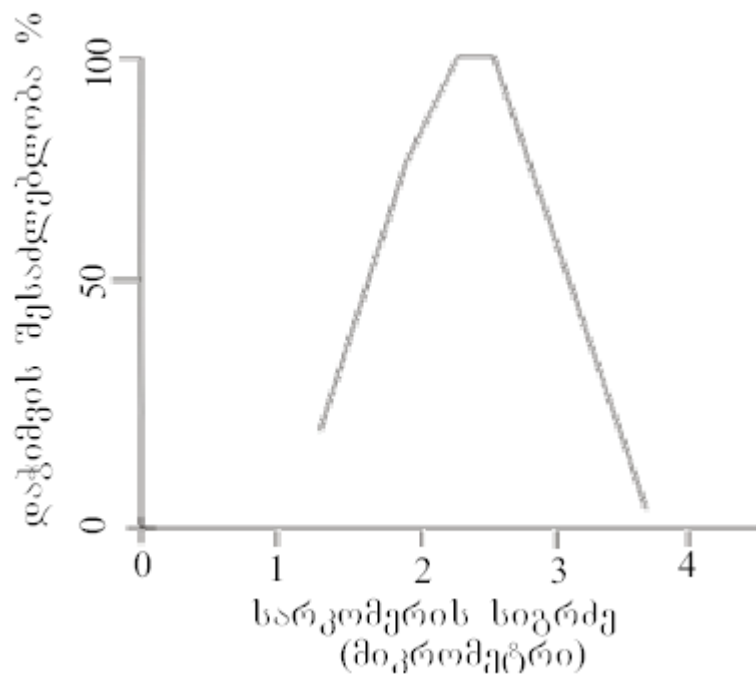
4. მოქმედების პოტენციალი წარმოიქმნება ნატრიუმის იონების შეღწევით, რის შემდეგაც მოქმედების პოტენციალი კუნთის ბოჭკოს სიგრძეზე ვრცელდება;

5. მოქმედების პოტენციალი ახდენს კუნთის ბოჭკოს მემბრანის დეპოლარიზებას და აღწევს კუნთის ბოჭკოს სიღრმეში, რაც, თავის მხრივ დაგროვილი კალციუმის იონების მიოფიბრილებიდან გამოდევნას იწვევს;

6. აქტინის და მიოზინის ფილამენტებს შორის ჩნდება ურთიერთმიმზიდველი ძალა, რის შედეგადაც ხდება მათი წანაცვლება ერთმანეთზე;

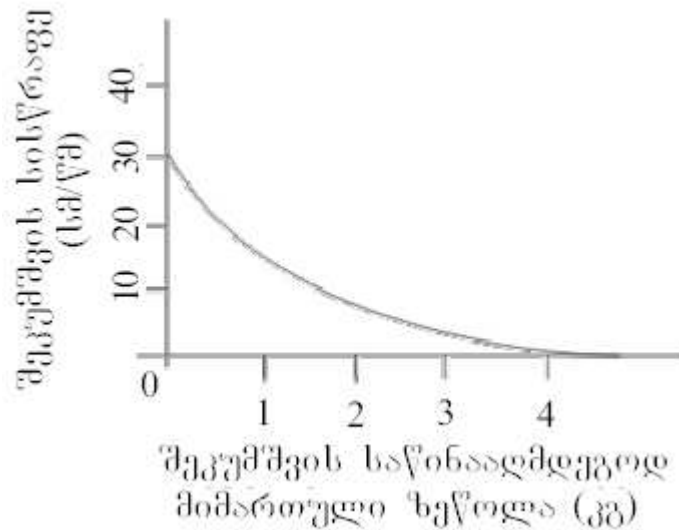
7. ამის შემდეგ, მიოფიბრილისგან მყისვე გამოიდევენება კალციუმის იონები და კუნთის ბოჭკოს სიღრმეში კონცენტრირდებიან, რათა მოხდეს შემდეგი მოქმედების პოტენციალისთვის მზადება; კუნთის შეკუმშვა წყდება;

მიოფიბრილის შეკუმშვა გრაფიკულად გამოსახულია მე-2 სურათზე. მიოფიბრილის ამ ნაწილს სარკომერი ეწოდება. როდესაც კუნთი მთლიანად მოდუნებულია, სარკომერის სიგრძე აღწევს დაახლოებით 2.2 მიკრომეტრს. ამ სიგრძეზე აქტინის ფილამენტები გადაფარავენ მიოზინის ფილამენტებს და ნაწილობრივ - სხვა აქტინის ფილამენტებსაც. აღნიშნულ სიგრძეზე სარკომერს აქვს მაქსიმალური ძალის გენერირების საშუალება, ეს სიტუაცია მე-3 სურათზეა ასახული.



სურ.3. ერთი სარკომერის დაბაზულობის დიაგრამა.

კუნთის შეკუმშვის სიჩქარე მაქსიმალურია, როდესაც მისი შეკუმშვა არანაირ ზეწოლაზე არაა დამოკიდებული. საშუალოდ, ზეწოლისგან თავისუფალი კუნთი სრულად იკუმშება 0.1 წამის განმავლობაში. თუმცა, როდესაც კუნთი განიცდის ზეწოლას, მისი შეკუმშვის სისწრაფე საგრძნობლად მცირდება. მე-4 სურათზე ასახულია შეკუმშვის ზეწოლის ძალასა და შეკუმშვის სისწრაფეს შორის არსებული დამოკიდებულება. როდესაც ხდება ზეწოლა კუნთის შეკუმშვაზე, ამ ძალას უპირისპირდება კუმშვის ძალა. ამ ძალების ურთიერთდაპირისპირება ამცირებს ჯამურ ძალას, რომელიც საჭიროა შეკუმშვის სისწრაფის გასაზრდელად, რაც შეკუმშვის შენელებას იწვევს. თუ ზეწოლის ძალა გაუტოლდება იმ მაქსიმალურ ძალას, რომლის გამომუშავება კუნთს შეუძლია, შეკუმშვა არ მოხდება.



სურ.4. ერთი სარკომერის სიგრძის დაძაბულობაზე დამოკიდებულების დიაგრამა.

ბიომექანიკური მოდელირება

ბიომექანიკური მოდელირება სამეცნიერო აპლიკაციებში ხშირად გამოიყენება კუნთის მიერ გამოქმუშავებული ძალების განსაზღვრისთვის არსებულ მდგომარეობაში. ასეთი სახის მოდელირება ხშირად სრულდება კომპიუტერული სიმულაციების გამოყენებით. მიუხედავად იმისა, რომ ადამიანზე ჩატარებული ექსპერიმენტები ზოგ შემთხვევაში მნიშვნელოვანია, ბიომექანიკური მოდელირება და სიმულაციებიც დიდი უპირატესობით ხასიათდება. პირველ რიგში, ადამიანებზე ექსპერიმენტების ჩატარება შეიძლება ასოცირდებოდეს დიდ ხარჯებთან და დროსთან. ამასთან ერთად, ზოგიერთი პროცედურა ატარებს ინვაზიურ ხასიათს და დამატებით საჭიროებს განმეორებას, შერჩეული პარამეტრების ცვლილებიდან გამომდინარე. კომპიუტერული სიმულაციების გამოყენება საშუალებას იძლევა სწრაფად ჩატარდეს ტესტები, რაც ასოცირდება ნაკლებ ხარჯებთან. ამასთანავე, უდიდესი მნიშვნელობა ენიჭება ისეთი ბიომექანიკური მოდელების შექმნას, რომელთა მეშვეობითაც შესაძლებელია ჰიპოთეზების შემოწმება სიმულაციების გზით, რაც თავიდან აგვარიდებს ადამიანების გამოყენებას. ერთ-ერთი ყველაზე ცნობილი კუნთის მოდელი, რომელიც ინტეგრირებულია ბიომექანიკურ მოდელირებაში, არის ჰილის ტიპის მოდელი. ეს მოდელი ითვალისწინებს კუნთის კუმშვად

ელემენტებს, ალგუნების პარამეტრებს, სიგრძე-დაჭიმვისა და დატვირთვა-სიჩქარის მახასიათებლებს. ამ მოდელის გამოყენებით შესაძლებელია განისაზღვროს კუნთის მიერ გამოიმუშავებული ძალა, რომელიც დაფუძნებული იქნება რამდენიმე შესაყვან პარამეტრზე, როგორცაა ნევრალური აქტივაცია, არსებული კუნთის სიგრძე, სიჩქარე და მისი ზომა.

შესაძლებელია რამდენიმე განსხვავებული ტიპის მოდელის შექმნა. ზოგიერთ შემთხვევაში, მომხმარებელს სურვილი აქვს კუნთის ძალები გამოიყენოს, როგორც შესაყვანი პარამეტრი, ხოლო მოდელმა განსაზღვროს საბოლოო ძალები, რომლებიც გენერირდება ხელზე ან ფეხზე. სხვა შემთხვევაში, მომხმარებელს სურს საბოლოო ძალის მითითებით მოდელმა შეძლოს დადგენა, თუ რომელი კუნთების აქტივობა და რომელი აქტივობის დონე იქნება სავალდებულო დასმული შედეგის მისაღწევად.

კუნთის შეკუმშვის ტიპები

კუნთის შეკუმშვის სამი განსხვავებული ტიპი არსებობს.

კონცენტრული შეკუმშვა ნიშნავს, რომ კუნთის სიგრძე მცირდება როგორც კი კუნთი იწყებს ძალის გამოიმუშავებას. მაგალითად შეგვიძლია მოვიყვანოთ შემთხვევა, როდესაც ადამიანი ჰანტელს მკლავით ასწევს იდაყვში მოხრით. ბიცეფსის კუნთების სიგრძე მცირდება, როდესაც ის იკუმშება წონის აწევისას (ბიცეფსის კუნთის სავარჯიშო).

ექსცენტრული კუნთის შეკუმშვა ნიშნავს კუნთის სიგრძის მომატებას, როდესაც კუნთი ახდენს გარკვეული ძალის გენერირებას. ჩვენ შეგვიძლია შევქმნათ ექსცენტრული შეკუმშვა, თუ ნელ-ნელა დავუშვებთ ჰანტელს, მას შემდეგ, რაც შესრულდება ბიცეფსის ვარჯიში. როგორც კი ვიწყებთ ჰანტელის დაწევას, ბიცეფსის კუნთის სიგრძე იზრდება; მაგრამ, ამავდროულად წარმოიქმნება ძალა, რომელიც დაუპირისპირდება ჰანტელის წონას.

საბოლოოდ, იზომეტრულ შეკუმშვას ადგილი აქვს მაშინ, როდესაც კუნთი იკუმშება, ხოლო მისი სიგრძე კი უცვლელი რჩება. ეს არის შემთხვევა, როდესაც ჰანტელი ხელში გვიკავია, ხოლო იდაყვის კუთხე უცვლელია.

თუ მხარი უძრავია, მაშინ კუნთი იზომეტრულად იკუმშება, რათა დააბალანსოს წონა. ხტუნვის დროს ფეხის კუნთები განიცდის როგორც კონცენტრული, ისე ექსცენტრული კუმშვის ფაზას.

ჩაჯდომისას კუნთი გადადის ექსცენტრულ ფაზაში. ამ დროს კუნთები ინახავს ენერგიას, რომლის გამოყენება შემდგომში იქნება შესაძლებელი.

როდესაც ადამიანი ჩაჯდომისას ქვევით სწევს მის სიმძიმის ცენტრს, კუნთებში ხორციელდება დიდი რაოდენობის პოტენციური ენერგიის შენახვა; ხოლო ჩაჯდომამდე არსებული პოტენციური ენერგიის ნაწილი განიდევენება. რაც უფრო სრაფად იწყება კონცენტრული ფაზა ექსცენტრულის შემდეგ, მეტი ენერგია იქნება საჭირო, რათა ადამიანის სიმძიმის ცენტრი გადაადგილდეს პერპენდიკულარული მიმართულებით.

ბიომექანიკური კინემატიკა

ნიუტონის მესამე კანონის თანახმად, ნებისმიერი მოქმედებისათვის არსებობს თანაბარი და უკუაქცია. მიზიდულობის გამო, საგნები მუდმივ კონტაქტშია დედამიწასთან. ამ დროს წარმოიქმნება ძალა, როგორც საგნის, ისე დედამიწის ურთიერთქმედების შედეგად. ადამიანის სიარულის დროს, როდესაც ნაბიჯი გადაიდგმება, გამომუშავდება ძალა. დედამიწის მიერ გენერირებული თანაბარი ზომის და უკუმიმართულების ძალას რეაქციის ძალა ეწოდება. ადამიანის მოძრაობისას წარმოქმნილი ძალების რაოდენობრივად განსაზღვრისთვის, მეცნიერები იყენებენ ძალის ფირფიტებს. ზემოხსენებული ინსტრუმენტის მეშვეობით დედამიწასთან რეაქციის ძალის განსაზღვრა საშუალებას იძლევა დადგინდეს მოძრაობის გაუმართაობები, გაანალიზდეს სიარულის ნიმუში, რაც გამოიყენება სპორტული წარმოდგენის შესწავლისას.

რამდენიმე ბიომექანიკური კინემატიკის პარამეტრის გაანგარიშება შესაძლებელია გადახტომის მომენტში. ადამიანი გარკვეული რაოდენობის ძალას გამოყოფს, როდესაც ხტება მიწაზე, როგორც ეს ძალის ფირფიტის მიმწოდის მეშვეობით განისაზღვრება. ძალა, რომელიც იზომება ძალის ფირფიტით, არის ნორმალური ძალა (F_n). თუ ვიცით ადამიანის წონა, შეგვიძლია ვიანგარიშოთ

ადამიანის აჩქარება. როდესაც ადამიანი უმოძრაოდ დგას ძალის ფირფიტაზე, გაზომილი ძალა გამოისახება შემდეგი ფორმულით:

$$F_n = mg,$$

სადაც m არის ადამიანის წონა. როდესაც ადამიანი ხტება, მასთან ასოცირებული აჩქარება შეიძლება განისაზღვროს შემდეგი ფორმულით:

$$F_n - mg = ma.$$

აქსელერაციის ინტეგრირებით შესაძლებელია ადამიანის აჩქარების გაზომვა ხტუნვის დაწყების მომენტში.

ქვემოთ მოყვანილი ფორმულა შეიძლება გამოვიყენოთ მონაცემთა ანალიზისათვის.

$$\text{ძალა} = \text{მასა} * \text{აჩქარება} \quad 1 \text{ ნიუტონი} = 1 \text{ კგ} * \text{მ/წმ}^2.$$

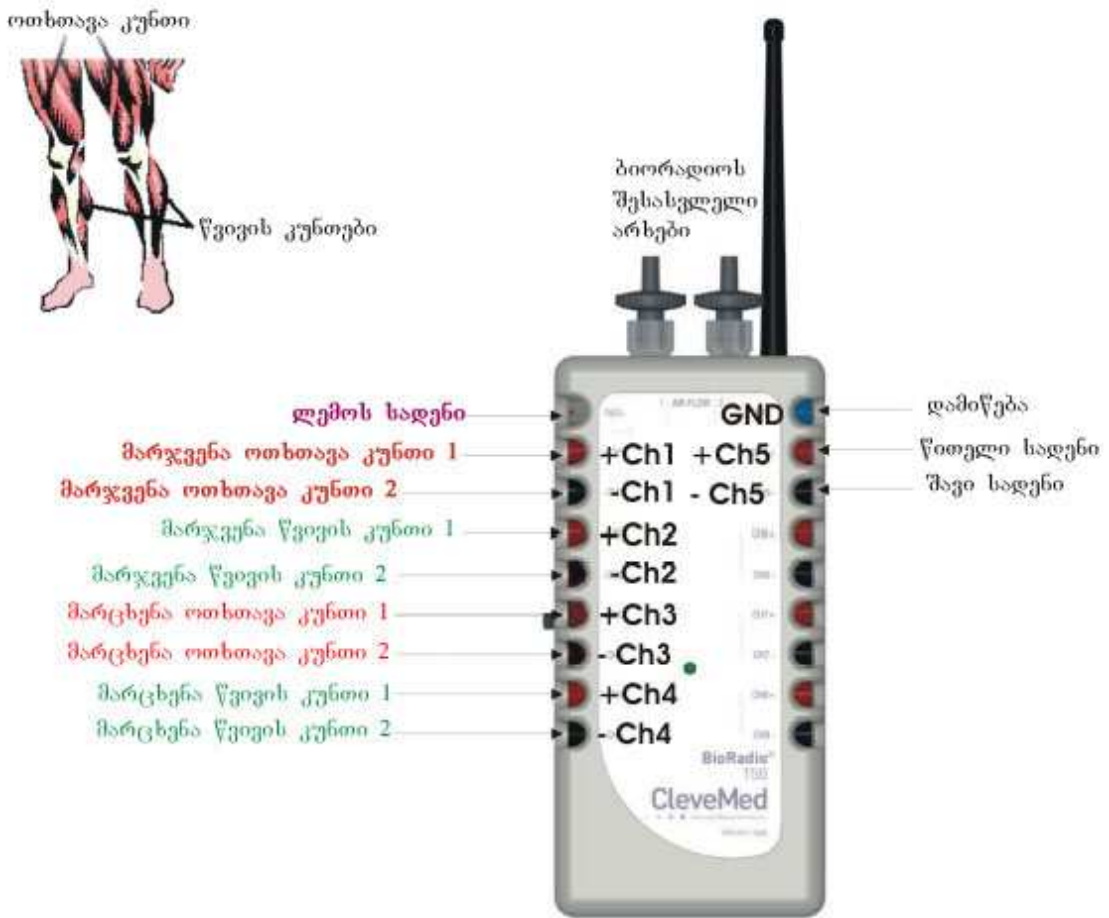
$$\text{მიზიდულობა} = 9.81 \text{ მ/წმ}^2.$$

ექსპერიმენტული მეთოდები

ლაბორატორიული სამუშაოს ჩატარებისას ჩავწერთ ელექტრომიოგრამის ოთხ არხს, ქვედა კიდურებიდან. ერთ არხს ჩავწერთ წვივის კუნთიდან, ხოლო მეორეს - თითო ფეხის ოთხთავა კუნთიდან.

BioRadio დაპროგრამებული უნდა იყოს LabBiomechanics კონფიგურაციაზე. პროგრამა თავისით შეარჩევს ამას ლაბორატორიული სესიის ჩატარებისას.

ლაბორატორიული სამუშაოს ჩატარებისას დაგვჭირდება ცხრა ელექტროდი CleveLabs Kit ნაკრებიდან. გვახსოვდეს, რომ ელექტროდებს და კანს შორის კარგი კონტაქტი უნდა იქნეს დამყარებული, რათა მიღებული სიგნალი მძლავრი იყოს. ელექტროდების დადებამდე, კანის ზედაპირი უნდა გაიწმინდოს სპირტით. საკუთესო შედეგისათვის რეკომენდებულია კანის გაპარსვა, რათა წინაღობა მაქსიმალურად შემცირდეს. მიმაგრებულ ორ ელექტროდს შორის, სასურველ კუნთზე არსებული დისტანცია უნდა შეადგენდეს 2.5 სმ-ს. კუნთი მოიცავს ოთხთავა და წვივის კუნთს თითოეულ ფეხში (სურ.5). ერთი ელექტროდი მაგრდება მუხლის ძვლოვან ნაწილზე, როგორც დამიწების ელექტროდი.



სურ.5. ბიომექანიკის ლაბორატორიის ექსპერიმენტი.

1. მას შემდეგ, რაც ელექტროდები მიმაგრებული იქნება პაციენტზე, ერთი წკაპიანი კაბელი შევაერთოთ თითოეულ ელექტროდზე. წკაპიანი კაბელი შევაერთოთ 1, 2, 3 და 4 შესაერთებლებში, დამიწება მე- 5 სურათზეა მოცემული.
2. მივამაგროთ მოშვებული ელექტროდები ფეხზე, რათა შევამციროთ მოძრაობის არტეფაქტები;
3. შევაერთოთ ძალის ფირფიტა მიმწოდის ინტერფეისის კაბელზე. ძალის ფირფიტის თავზე არსებული გადამრთველი დავაყენოთ -200-დან +850-მდე საზღვრებში;
4. შევაერთოთ მიმწოდის ინტერფეისზე ლემოს კონექტორი Bioradio-ზე არსებულ ლემოს შესაერთებელში. მიმწოდის ინტერფეისის წითელი კაბელი

შევაერთოთ BioRadio-ს +5 შესაერთებელში. მიმწოდის ინტერფეისის შავი კაბელი შევაერთოთ BioRadio-ს -5 შესაერთებელში.

პროცედურები და მონაცემთა შეგროვება

1. გაუშვით CleveLabs. აირჩიეთ Biomechanics-ს ლაბორატორიული სესია Advanced Physiology ქვეთავიდან და დააჭირეთ Begin Lab ღილაკს;
2. ჩართეთ BioRadio;
3. აირჩიეთ BioRadio მონაცემთა ჩანართი და დააჭირეთ Start მწვანე ღილაკს. ელექტრომიოგრამის ოთხმა არხმა და ძალის ერთმა არხმა უნდა დაიწყოს ციმციმი ეკრანზე;
4. ძალის ფირფიტაზე არსებული ზეწოლის გარეშე დააჭირეთ Zero Force Sensor-ს;
5. ვთხოვთ საკვლევ პირს დადგეს ძალის ფირფიტაზე, რათა მის მიერ გენერირებული ძალა გაიზომოს ნიუტონობით. ამ მნიშვნელობის მიხედვით, განისაზღვროს მისი წონა კგ-ით. ეს პარამეტრი შემდგომ ეტაპზე დაგვჭირდება;
6. დავიწყით მონაცემების შენახვა, და საკვლევ პირს შევთავაზოთ ჩაჯდომა და გაჩერება ჩაჯდომის შემდეგ. შენახულ ფაილს დავარქვათ squat;
7. საკვლევ პირს ვთხოვთ დახტეს ძალის ფირფიტაზე სამჯერ. თითო ნახტომი უნდა ჩაიწეროს ცალ-ცალკე ფაილად. პირველი ნახტომის ფაილს ვუწოდოთ smalljump; შემდეგი უნდა იყოს საშუალო ვერტიკალური ნახტომი, რომელსაც mediumjump ვუწოდოთ. მესამე ნახტომი უნდა იყოს რაც შეიძლება მაღალი, ხოლო შენახულ ფაილს კი jumpoff ვუწოდოთ. შემდეგ ვთხოვთ საკვლევ პირს უკან დახტეს ძალის ფირფიტაზე და შევინახოთ ეს ფაილი jumpon სახელით;
8. დავაჭიროთ Kinematics მონაცემთა მენიუს. ეს საშუალებას მოგვცემს დავიანგარიშოთ საკვლევ სუბიექტის სისწრაფე და აჩქარება ახტომის დროს. ზედა გრაფიკი გვიჩვენებს თუ რა ძალით მოქმედებს სუბიექტი ძალის ფირფიტაზე. მეორე გრაფიკი გვიჩვენებს სუბიექტის

აჩქარებას ნიუტონის მეორე კანონის დროს. მესამე კი – აჩქარების ინტეგრირებით გვიჩვენებს საკვლევი სუბიექტის სიჩქარეს;

9. საკვლევი პირი არ უნდა იდგეს ძალის ფირფიტაზე. შევიყვანოთ მისი მასა კილოგრამებით;

10. საკვლევი პირი დავაყენოთ ძალის ფირფიტაზე და დავაჭიროთ Reset Kinematics დილაკს. სისტემა გაანულებს სიჩქარეს. საკვლევი პირს შევთავაზოთ სამჯერ ახტეს სხვადასხვა სიმაღლეზე ისე, როგორც ეს მე-7 პუნქტში იყო გათვალისწინებული. აჩქარების ინტეგრირებით გავზომავთ საკვლევი პირის აჩქარებას ახტომისა და დაშვების დროს.

მონაცემთა ანალიზი

1. Matlab LabVIEW and Post Processing Toolbox-ის მეშვეობით ელექტრომიოგრაფის მონაცემების მრუდი ავაგოთ თითო ნახტომისათვის;

2. ამოვბეჭდოთ მიღებული გრაფიკები, აღვნიშნოთ ექსცენტრული და კონცენტრული ფაზების დასაწყისი. Squat ფაილის მონაცემები შეიძლება გამოყენებულ იქნეს ახტომის ფაზების გასარჩევად;

3. დავადგინოთ ელექტრომიოგრაფიის მონაცემები ახტომის სიძლიერესთან მიმართებაში;

4. Matlab ან LabVIEW მეშვეობით გავხსნათ ახტომის მონაცემთა სამი ფაილი. შევადგინოთ ძალის ფირფიტის მონაცემები თითო ცდისათვის. დავიანგარიშოთ და ავაგოთ აჩქარების, სიჩქარისა და საკვლევი პირის პოზიციის გრაფიკი თითო ცდისათვის. პოზიციის დასადგენად საჭიროა აჩქარების ორმაგი ინტეგრალის გამოთვლა.

კითხვები

1. აღწერეთ კუნთის კუმშვის პროცესი;
2. რატომ არის ბიომექანიკური მოდელირება მნიშვნელოვანი?
3. რა ზეგავლენას ახდენს კუნთის სიგრძე მის მიერ გენერირებული ძალის მნიშვნელობაზე?

4. რა ზეგავლენას ახდენს კუნთის სისწრაფე მის მიერ გენერირებული ძალის მნიშვნელობაზე?
5. რომელი იონი არის პასუხისმგებელი აქტინის და მიოზინის ფილამენტების მიზიდულობაზე?
6. რომელი კუნთები (ოთხთავა თუ წვივის) არის უფრო აქტიური ხტომის სხვადასხვა ფაზაში?
7. სად ხდება ახტომისათვის საჭირო ენერჯის შენახვა? ახტომის ექსცენტრულ და კონცენტრულ ფაზებს შორის დიდი ინტერვალის შემთხვევაში, სად ხდება პოტენციური ენერჯის დაკარგვა?
8. რას უდრის საკვლევი პირის გრავიტაციის ცენტრის სისწრაფე სხვადასხვა სიმძლავრის ახტომის დროს?
9. არსებობს თუ არა კორელაცია ელექტრომიოგრაფის მონაცემსა და ახტომის სიმძლავრეს შორის?
10. რა იყო ახტომის საწყისი სიჩქარე თითოეულ ექსპერიმენტში და არსებობს თუ არა კორელაცია ამ სისწრაფესა და ახტომის სიმაღლის მნიშვნელობებს შორის?

სისხლის წნევის გაზომვა



შესავალი

სისხლი, რომელიც ცირკულირებს ადამიანის მთელ ორგანიზმში, განისაზღვრება წნევის სიდიდითა და დინების სიჩქარით. საჭიროების შემთხვევაში, მოცემულ დროს, ნერვულმა სისტემამ შეიძლება შეცვალოს სისხლის დინების სიჩქარე და წნევა. მაგალითად, ვარჯიშის დროს სისხლის წნევა და ცირკულაცია იზრდება. წნევის გაზომვა და მასზე მუდმივად დაკვირვება ძალიან



სურ.1 მანუქტიანი წნევის აპარატი.

მნიშვნელოვანია. წნევის მომატებამ ან მოკლებამ შეიძლება სერიოზული პრობლემები გამოიწვიოს. ცნობილია, რომ სიმსუქნე მაღალი წნევის გამომწვევი ერთ-ერთი მნიშვნელოვანი ფაქტორია. ამ დროს გული დატვირთულ რეჟიმში მუშაობს. სისხლის მაღალი წნევა თავისთავად იწვევს მთელი რიგ დაავადებებს, როგორცაა: ინსულტი, გულის შეტევა, სისხლძარღვთა დაავადებები, თირკმლის უკმარისობა და სხვ. როგორც წესი, მაღალ წნევას თან სდევს მრავალი სიმპტომი, სწორედ ამიტომ არის მნიშვნელოვანი, მისი პერიოდული შემოწმება.

ადამიანის სისხლის წნევა ხასიათდება ორი ძირითადი პარამეტრით: სისტოლური და დიასტოლური წნევის მნიშვნელობებით. სისტოლური წნევის ოპტიმალურ მნიშვნელობად შეიძლება ჩაითვალოს წნევა, რომელიც ნაკლებია ან ტოლია 120 მმ ვერცხლისწყლის სვეტისა, ხოლო დიასტოლური ნაკლები ან ტოლია 80 მმ ვერცხლისწყლის სვეტის. ნორმალურ დიაპაზონად ითვლება 120-130 მმ ვერცხლისწყლის სვეტი სისტოლური და 80-85 მმ ვერცხლისწყლის სვეტი დიასტოლური. მაღალი სისხლის წნევა - ჰიპერტონია, თავს იჩენს მაშინ, როდესაც სისტოლური წნევა აჭარბებს 140 მმ ვერცხლისწყლის სვეტს და/ან დიასტოლური - 90 მმ ვერცხლისწყლის სვეტს.

ლაბორატორიული სამუშაოს ამ ნაწილში, ისწავლით მანუქტიანი წნევის აპარატის გამოყენებას. დამატებით, ასევე ისწავლით როგორ მუშაობს და ანგარიშობს ავტომატური წნევის საზომი აპარატი, რომელიც დაფუძნებულია გადამწოდების მიერ კომპიუტერში ელექტრული სიგნალების მიწოდებაზე.

საჭირო აღჭურვილობა

- CleveLabs-ის ნაკრები;
- CleveLabs-ის პროგრამა;
- 3 ცალი კნოპიანი ელექტროდი და კნოპიანი სადენები;
- მანჟეტისანი წნევის საზომი აპარატი და გადამწოდი;
- Microsoft Excel[®], MATLAB[®], ან LabVIEW[™].

გულ-სისხლძარღვთა სისტემა

სისხლის ცირკულაციას ადამიანის ორგანიზმში განაპირობებს გულ-სისხლძარღვთა სისტემის შემადგენელი ნაწილების შეთანხმებული მუშაობა. ინდივიდუალურად, თითოეული ნაწილი გადამწყვეტ როლს ასრულებს სისტემის ფუნქციონირებისათვის. ადამიანის ორგანიზმში არის სისხლის მიმოქცევის ორი წრე. მარცხენა პარკუჭი აორტაში გადატუმბავს ჟანგბადით მდიდარ სისხლს, რომელიც შემდგომ მიედინება სხეულის სხვადასხვა ორგანოებსა და ქსოვილებში. ეს სისხლი კი ვენების საშუალებით იკრიბება და ბრუნდება მარჯვენა წინაგულში, საიდანაც გადაიტყორცნება მარჯვენა პარკუჭში. მარჯვენა პარკუჭიდან კი სისხლი ფილტვის არტერიით მიედინება ფილტვებში, სადაც ხდება ნახშირორჟანგის ჟანგბადით ჩანაცვლება და ჟანგბადით მდიდარი სისხლის ფილტვის ვენით მარცხენა წინაგულში დაბრუნება. ამის შემდეგ, მარცხენა წინაგულიდან სისხლი გადადის მარცხენა პარკუჭში და გრძელდება ზემოთ აღნიშნული პერიოდულობით.

აღსანიშნავია, რომ ფილტვის არტერია განსხვავდება გულ-სისხლძარღვთა სისტემის არტერიისაგან. განსხვავება მის ფუნქციურობაშია. კერძოდ, როგორც წესი, არტერიაში მოძრაობს ჟანგბადით მდიდარი სისხლი, ვენაში კი - ნახშირორჟანგით გაჯერებული სისხლი. საპირისპირო პროცესი მიმდინარეობს ფილტვის არტერიასა და ვენაში. აქ, ჟანგბადით მდიდარი სისხლი მოძრაობს ფილტვის ვენაში, ფილტვებიდან - გულისაკენ, ხოლო ნახშირორჟანგით გაჯერებული სისხლი - ფილტვის არტერიაში, გულიდან - ფილტვებისაკენ.

გულიდან გადატყორცნილმა სისხლის წნევამ უნდა დაძლიოს გულ-სისხლძარღვთა სისტემის წინააღმდეგობა. სისხლძარღვები უფრო მნიშვნელოვან როლს ასრულებს გულ-სისხლძარღვთა სისტემაში, ვიდრე მხოლოდ სისხლის

გატარებაა; მონაწილეობს სისხლის დინების რეგულაციაში. სისხლძარღვის კედელი შედგება გლუვი კუნთისაგან, რომელიც გულს ეხმარება შეინარჩუნოს სისხლის მუდმივი დინება ნებისმიერ ქსოვილში. რიტმული შეკუმშვის დროს გულს სისხლთან ერთად გადააქვს მეტაბოლიტები (ყველანაირი ნივთიერება, რომელიც უჯრედს სჭირდება), რომლის შეწოვისათვის აუცილებელია სისხლის თანაბარი დინება; მაგრამ რადგან გული პერიოდულად იკუმშება, სისხლიც იმპულსურად გადაადგილდება. სწორედ ამ პრობლემის გადაჭრა ევალება სისხლძარღვებს, რომლებიც ფართოვდება, როდესაც გული იკუმშება და ვიწროვდება, როდესაც გული მოდუნებულ მდგომარეობაშია, ანუ სისხლძარღვების ერთ-ერთი მთავარი ფუნქციაა უზრუნველყოს ორგანიზმის მუდმივი, უწყვეტი სისხლმომარაგება.

სისტემურ (მთავარ) სისხლძარღვებს მიაქვს სისხლი ყველა ქსოვილთან. როდესაც სისხლი უახლოვდება ქსოვილებს, არტერიები განშტოვდება მცირე ზომის სისხლძარღვებად, რომელთაც არტერიოლები ეწოდება. მათი დიამეტრი გაცილებით მცირეა, ვიდრე არტერიებისა; შესაბამისად, წინააღმდეგობა მოძრავი სისხლის მიმართ გაცილებით მეტია. არტერიოლების კედლები შედგება ასევე გლუვი კუნთებისაგან, მაგრამ არტერიოლები გლუვ კუნთებს განსხვავებული მიზნით იყენებენ. ისინი არეგულირებენ სისხლის რაოდენობას, რომელსაც თითოეული ქსოვილი იღებს. თუ იზრდება კონკრეტული ქსოვილის მოთხოვნილება, გლუვი კუნთი დუნდება და არტერიოლის დიამეტრი იზრდება; შესაბამისად, იზრდება გატარებული და მიწოდებული სისხლის რაოდენობაც; ხოლო, თუ ქსოვილის მოთხოვნილება საკვებ პროდუქტებზე მცირდება, გლუვი კუნთი იკუმშება და არტერიოლის დიამეტრიც მცირდება. სისხლის დინებისადმი გაწეული წინააღმდეგობის უმეტესი წილი სწორედ არტერიოლებზე მოდის და ამის გამო, არტერიოლების დიამეტრის ცვლილებით შესაძლებელია ადგილობრივი სისხლის მიწოდების შესამჩნევი რეგულირება. ამ სისტემის საშუალებით, სისხლის დინება მიემართება სხეულის იმ ნაწილისაკენ, სადაც ის ყველაზე მეტადაა საჭირო მოცემულ მომენტში.

არტერიოლებს მოსდევს სისხლძარღვები, სადაც ხდება უჯრედშორისი ცვლა და სისხლის დაბრუნება გულისაკენ. კაპილარებს აქვს ძალიან თხელი კედელი, დაახლოებით, 1მმ. კაპილარის ფორმა აბსოლუტურადაა მორგებული მის

ფუნქციაზე. მისი კედელი არის მხოლოდ ერთი უჯრედის სისქის, რაც აადვილებს ნივთიერებათა ცვლას უჯრედშორის სითხეში. უჯრედული გაცვლის შემდეგ, კაპილარებიდან სისხლი გადადის ვენებში, საიდანაც იგი გულში ბრუნდება. სისხლის წნევა ვენებში შედარებით ნაკლებია, ვიდრე არტერიებში.

ნორმალურ პირობებში, როდესაც სხეული მოსვენებულ მდგომარეობაშია, არტერიული წნევა მოითხოვს დინებას, რომლის წნევა 100 მმ ვერცხლისწყლის ტოლია. მიუხედავად ამისა, სისხლის დინება და წნევა არაა მუდმივი სიდიდე. არტერიული წნევა ყველაზე დაბალია, როდესაც მთავრდება პარკუჭების მოდუნება ანუ დიასტოლური ფაზა და აღწევს მაქსიმალურ მნიშვნელობას წინაგულების შეკუმშვისას, სისტოლის დროს. თუმცა, არტერიის ელასტიკურობა სისხლს ხელს უწყობს შეინარჩუნოს სტაბილური დინება და წნევა გულ-სისხლძარღვთა სისტემაში. დიასტოლური წნევა ცნობილია, როგორც სისხლის წნევის მინიმუმი, როდესაც სისხლი გაედინება არტერიებიდან. სისხლის წნევის მაქსიმალური მნიშვნელობა, რომელიც ფიქსირდება პარკუჭების შეკუმშვის დროს, ცნობილია სისტოლური წნევის სახელით. სწორედ ეს ორი - სისტოლური და დიასტოლური პარამეტრი, განსაზღვრავს ადამიანის წნევას. მათ შორის სხვაობას კი, ეწოდება პულსური წნევა.

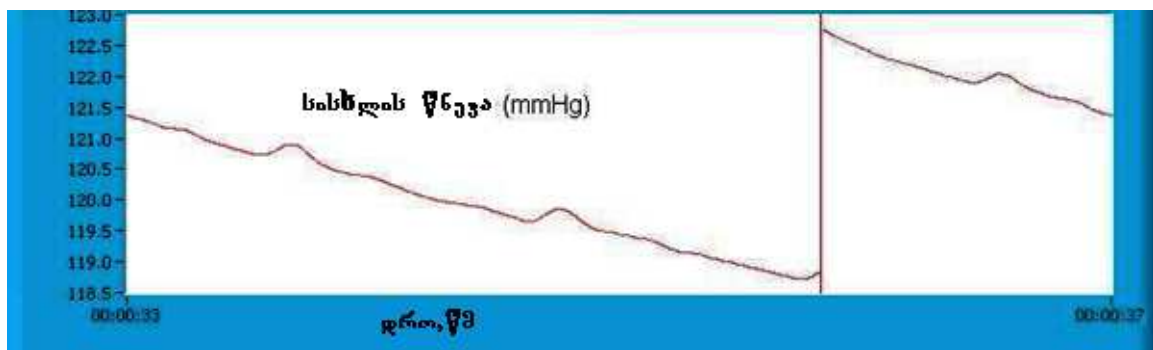
სისხლის წნევის გაზომვა

ძირითადად, სისხლის წნევა იზომება მანჟეტის წნევის აპარატით. მანჟეტი თავსდება მკლავის ზედა ნაწილში. ამასთან, მანჟეტის ქვემოთ, არტერიაზე თავსდება ფონენდოსკოპი. როდესაც მანჟეტი ავსებულია ჰაერით, ის კეტავს არტერიას და წყვეტს სისხლის დინებას. თავისთავად, ამ დროს არანაირი ხმა არ ისმის ფონენდოსკოპში. როგორც კი წნევა დაიწყებს კლებას და დაეცემა სისტოლურ წნევაზე დაბლა, მანჟეტი ვეღარ ჩაკეტავს სისხლს და ეს უკანასკნელი დაიწყებს დინებას მანჟეტის გავლით. ამ დროს გავიგონებთ გარკვეულ ხმაურს ფონენდოსკოპის საშუალებით. წნევას, რომელზედაც პირველად დაფიქსირდა ხმაური, სისტოლური წნევა ეწოდება. ამის შემდეგ, რაც უფრო მცირდება წნევა მანჟეტში, სისხლის დინების ხმა უფრო და უფრო ძლიერდება. საბოლოოდ, როდესაც მანჟეტში მიიღწევა დიასტოლური წნევა, სისხლის დინების ხმა შეწყდება. წნევის ეს დონე განსაზღვრავს დიასტოლურ წნევას.

არტერიული წნევის მნიშვნელობა (mean arterial pressure, MAP) შეიძლება გამოითვალოს შემდეგნაირად:

$$MAP=1/3 \text{ პულსური წნევა} + \text{დიასტოლური წნევა.}$$

ფონენდოსკოპის გარეშე, სისხლის წნევა შეიძლება გაიზომოს წნევის ელექტრული გადამწოდებისა და კომპიუტერული პროგრამის საშუალებით. მანჟეტი ისევ თავსდება მკლავის გარშემო, მთავარ არტერიაზე, წნევის ჩაწერა კი ხდება sampled პროგრამით. მანჟეტის წნევა იზრდება, სანამ არ შეწყდება სისხლის დინება მთავარ არტერიაში; შემდეგ, მანჟეტის წნევა იწყებს თანდათანობით შემცირებას. მას შემდეგ, რაც წნევა დაეცემა სისტოლურ წნევაზე დაბლა, სისხლი დაიწყებს პულსირებას მთელ მანჟეტზე და გამოჩნდება უმცირესი იმპულსები წნევის გრაფიკზე. როდესაც მანჟეტის წნევა დაეცემა დიასტოლურ წნევაზე დაბლა, წნევის გრაფიკზე სიგნალი გაქრება. მნიშვნელობა, როდესაც ეს სიგნალები გამოჩნდება, არის სისტოლური წნევის შესაბამისი, ხოლო როდესაც გაქრება - დიასტოლური წნევის შესაბამისი.



სურ. 2. როდესაც წნევა მანჟეტში არის სისტოლურ და დიასტოლურ წნევებს შორის, სისხლის წნევის გრაფიკზე შეიძლება დავინახოთ გულის მიერ სისხლის გადატუმბვის რეაქცია.

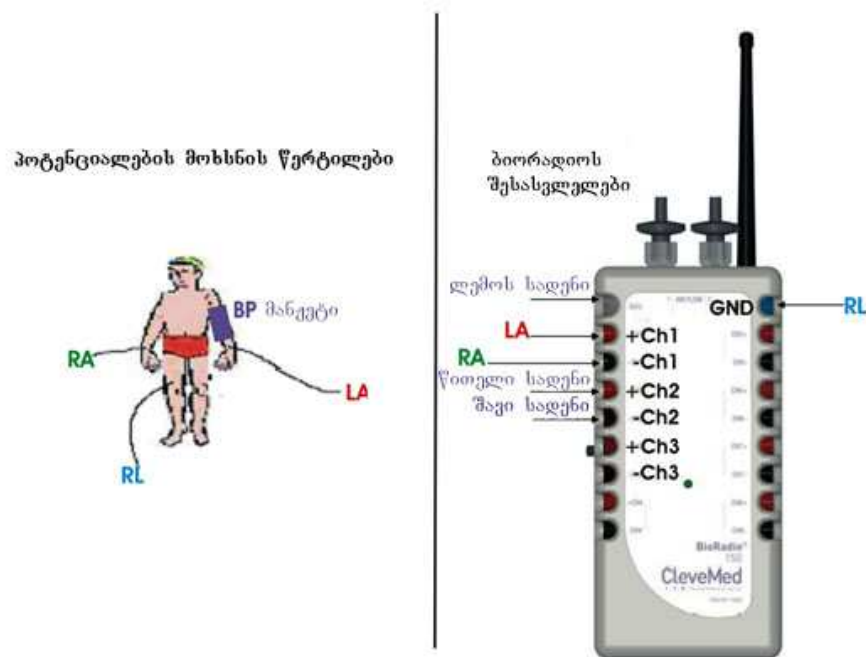
ექსპერიმენტული მეთოდები

ცდის ჩატარება

ამ ლაბორატორიულ ამოცანაში მოცემულია სისხლის წნევის გაზომვის მეთოდი მანჟეტიანი წნევის აპარატით და ერთარხიანი ელექტროკარდიოგრაფით. ამ ექსპერიმენტში ისწავლით როგორ იზომება სისხლის წნევა და როგორ დამოკიდებულებაშია იგი ეკგ-სთან. ვიდრე დაიწყებთ ცდის ჩატარებას, გაეცანით ვიდეოს, რომელიც CleveLabs-ის პროგრამაშია.

1. ამ ლაბორატორიული სამუშაოსთვის დაგჭირდებათ სამი snap ელექტროდი CleveLabs-ის ინსტრუმენტების ნაკრებიდან. კარგი ჩანაწერის მისაღებად, ელექტროდების დამაგრებამდე კანის ზედაპირი უნდა გაიწმინდოს სპირტით. საუკეთესო ჩანაწერის მისაღებად, უმჯობესია თუ კანი დამუშავდება პემზით ან თუ კანის ზედა მშრალ ფენას მოაცილებთ და შეამცირებთ წინაღობას. პირველი ელექტროდი უნდა შეუერთოთ მარცხენა მაჯას, მეორე - მარჯვენა მაჯას, ხოლო მესამე - მარჯვენა კოჭს.

2. მას შემდეგ, რაც ელექტროდები მიმაგრებული იქნება სხეულზე, შევაერთოთ ერთი snap კაბელი თითოეულ ელექტროდზე. შევაერთოთ snap კაბელი I შესაერთებელში და დავამიწოთ, როგორც მე-3 სურათზეა მოცემული.



სურ.3. სისხლის წნევის გაზომვის ლაბორატორიის ექსპერიმენტი.

3. შევაერთოთ გადამწოდი II არხში ინტერფეისის კაბელით და პულსური oximeter BioRadio 150-ში. პულსური oximeter-ი სიგნალს გადასცემს გადამწოდაში.

4. სისხლის წნევის სენსორი გადამწოდს შევუერთოთ ინტერფეისის კაბელით.

პროცედურა და მონაცემთა აკრეფა

1. გავუშვათ CleveLabs. ავირჩიოთ Blood Pressure ლაბორატორიული სესია Advanced Physiology-ის ქვეთავიდან და დავაჭიროთ Begin Lab ღილაკს.
2. ჩავრთოთ BioRadio.
3. ავირჩიოთ BioRadio Data Tab და დავაჭიროთ Start მწვანე ღილაკს. ელექტროკარდიოგრამის ერთმა არხმა და სისხლის წნევის მეორე არხმა უნდა დაიწყოს ციმციმი ეკრანზე.
4. პირველ რიგში უნდა დავრწმუნდეთ, რომ მანჟეტში არ არის არავითარი წნევა და ამის შემდეგ უნდა დავაჭიროთ Zero Force Sensor-ს.
5. თავდაპირველად, უნდა ჩავწეროთ ელექტროკარდიოგრამისა და სისხლის წნევის სიგნალი მაშინ, როდესაც პაციენტი მოსვენებულ მდგომარეობაშია. ამ სიგნალების ინფორმაცია უნდა ჩავწეროთ ფაილში, სახელად relaxed1.
6. წნევა მანჟეტში ნელ-ნელა გავზარდოთ ბურთულაზე ხელის რამდენჯერმე მოჭერით. გაზრდილი წნევა პარალელურად აღიბეჭდება ეკრანზე. განვაგრძოთ წნევის მომატება მანამ, სანამ, არ შეწყდება ეკრანზე გულის პულსაცია. ეს ის დონე იქნება, სადაც შეწყდება სისხლის დინება არტერიაში. ეს მაჩვენებელი, დაახლოებით, უნდა იყოს მოთავსებული 150-160 მმ ვერცხლისწყლის სვეტთან ახლოს. შევამოწმოთ, რომ მანჟეტი არ იყოს ისე მოჭერილი მკლავზე, რომ პაციენტმა დისკომფორტი იგრძნოს.
7. ახლა კი ნელ-ნელა დავიწყოთ ჰაერის გამოშვება მანჟეტიდან, სანამ წნევა არ დაეცემა 0-მდე.
8. გავიმეოროთ მე-5, მე-7 ნაბიჯი რამდენჯერმე. უნდა შევავროვოთ სამი აღწერილობა მოსვენებული პაციენტის სისხლის წნევის შესახებ და დავარქვათ სახელები: relaxed1, relaxed2 და relaxed3.
9. იმისათვის, რომ გაიზარდოს პაციენტის გულისცემის სიხშირე, მან უნდა ირბინოს ადგილზე ან შეასრულოს რაიმე სახის ვარჯიში.

10. გაიმეორეთ მე-5, მე-8 პუნქტები და ინფორმაციის ფაილებს დაარქვით სახელები: exercise1, exercise2 და exercise3.

მონაცემთა ანალიზი

1. MATLAB, LabVIEW ან Excel-ში გადავიტანოთ ზემოთ ჩატარებული ლაბორატორიული კვლევის შედეგები. თითოეული მონაცემისათვის გამოთვალეთ სისტოლური და დიასტოლური წნევა. ამისათვის, სისხლის წნევის გრაფიკზე უნდა იპოვოთ ის მნიშვნელობები, როდესაც გულისცემის სიგნალი პირველად გამოჩნდა და გაქრა ეკრანზე.

2. გამოვთვალოთ MAP, სისტოლური და დიასტოლური სისხლის წნევის საშუალო მნიშვნელობები მოსვენებულ მდგომარეობაში.

3. გამოვთვალოთ MAP, სისტოლური და დიასტოლური სისხლის წნევის საშუალო მნიშვნელობები აქტიურ მდგომარეობაში.

4. გამოვთვალოთ განსხვავება სისხლის წნევის გრაფიკზე ასახული გულისცემის ტალღებსა და ელექტროკარდიოგრამის QRS სეგმენტს შორის.

კითხვები

1. ჩამოთვალეთ მაღალი წნევისათვის დამახასიათებელი სიმპტომები.

2. რა შეიძლება გამოიწვიოს ჰიპერტონიამ?

3. რამდენი იყო წნევის საშუალო მნიშვნელობა მოსვენებულ მდგომარეობაში? აქტიურ მდგომარეობაში? რომელი იყო უფრო მეტი? იყო ის, რასაც მოელოდით?

4. რა განსხვავება იყო სისხლის წნევის გრაფიკზე გულის ცემის ტალღებსა და ელექტროკარდიოგრამის მიერ ჩაწერილ სიგნალს შორის? რატომ არსებობს ეს განსხვავება?

5. როგორ დააპროექტებთ ავტომატურ, მობილურ წნევის საზომ აპარატს?

ელექტროკარდიოგრაფია I



შესავალი

ადამიანის ორგანიზმის სიცოცხლისუნარიანობა, სისხლძარღვთა სისტემაში გულის მიერ გადატუმბული სისხლის ცირკულაციაზე დამოკიდებულია. გული გადაისვრის ფილტვებიდან შესულ, ჟანგბადით მდიდარ სისხლს არტერიულ სისტემაში და ფილტვებს მიაწოდებს ვენური სისტემიდან მოსულ ჟანგბადით ღარიბ სისხლს. გული როგორც ცნობილია დაყოფილია ოთხ საკნად და თითოეული მათგანი ზემოთ ნახსენები ცირკულატორული პროცესის სხვადასხვა ნაწილზეა პასუხისმგებელი.

ჟანგბადით ღარიბი სისხლი, ღრუ ვენებით ჩაედინება მარჯვენა წინაგულში, იქიდან კი გადადის მარჯვენა პარკუჭში, რომელიც მას ფილტვებში გადატუმბავს ფილტვის არტერიების გავლით. ფილტვების ალვეოლებში მიმდინარეობს გაზთა ცვლის პროცესი. სისხლი ჟანგბადით მდიდრდება და ფილტვის ვენების გავლით ჩაედინება მარცხენა წინაგულში, იქიდან კი - მარცხენა პარკუჭში. მარცხენა პარკუჭის შეკუმშვა განაპირობებს აორტის გავლით სისხლის გადატუმბვას არტერიულ სისტემაში და მთელი ორგანიზმის სისხლით მომარაგებას.

გულის კამერების მუშაობა მკაცრად კოორდინირებულია და ამ კოორდინაციაზე პასუხისმგებელია გულის კუნთის სპეციალური რეგიონები, რომლებიც მონაწილეობენ კუნთის ელექტრულ სტიმულაციაში. გულის მიერ გენერირებული პოტენციალები, ყველა სხვა ბიოლოგიური სიგნალის მსგავსად, იზომება სხეულის ზედაპირზე ელექტროდების საშუალებით.

ზედაპირული ელექტროდებით შესაძლებელია გაიზომოს გულის პოტენციალი და განისაზღვროს მისი კორელაცია გულის აღზუნების უზნებთან.

გულის პოტენციალების ასეთ დეტექციას, ელექტროკარდიოგრაფია ეწოდება (ეკგ). ეკგ გამოიყენება გულის ფუნქციის შესასწავლად და სხვადასხვა პათოლოგიური მდგომარეობის გამოსავლენად (გულისცემის სიხშირე, არიტმიები, ბლოკადები, გულის კუნთის დაზიანება და სხვ.).

საჭირო აღჭურვილობა

- CleveLabs ლაბორატორიის ნაკრები;
- CleveLabs პროგრამული უზრუნველყოფა;
- ელექტროდები;
- Microsoft® Excel, MATLAB®, ან LabVIEW™;
- ტრანსპორტი.

გულის შეკუმშვა

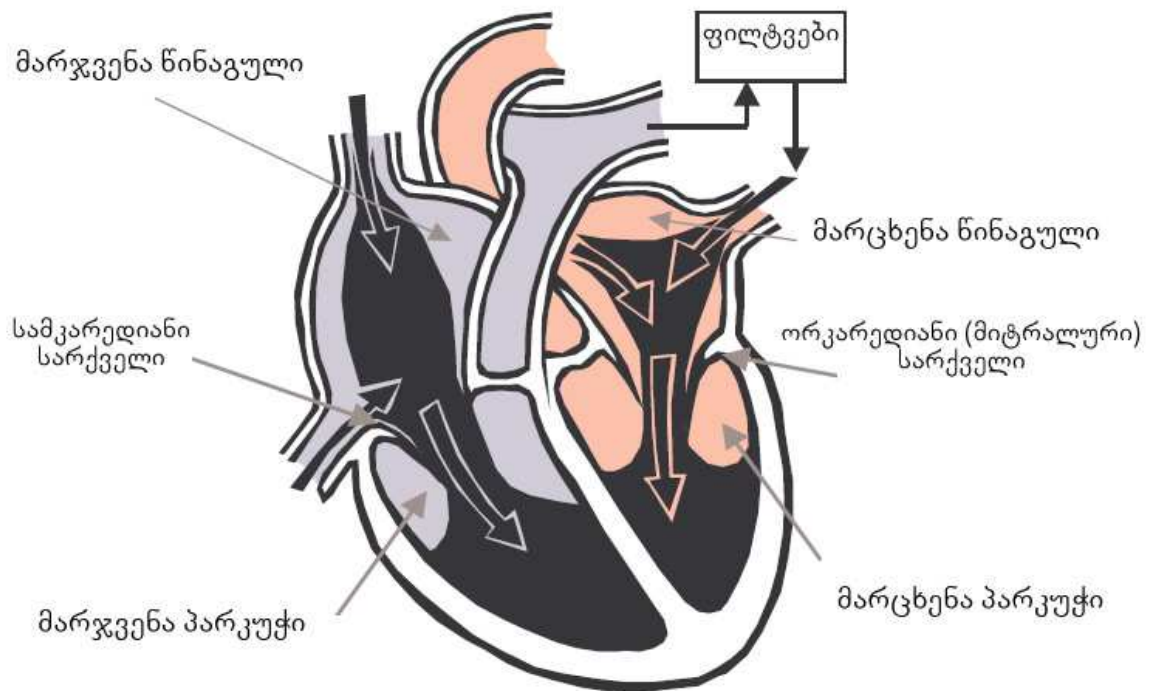
ზემოთ აღწერილ მოვლენებს ადგილი აქვს გულის ნორმალური შეკუმშვის პირობებში. ამ პროცესს, გულის ციკლი ეწოდება. გულის ციკლი შეიძლება დაიყოს 2 კომპონენტად: სისტოლა და დიასტოლა. დიასტოლის პერიოდში ადგილი აქვს გულის კუნთის მოდუნებას. დიასტოლის პერიოდში მარჯვენა წინაგული ივსება ვენებიდან მოსული სისხლით, მარცხენა წინაგული კი - ფილტვებიდან მოსული ჟანგბადით მდიდარი სისხლით.

სისტოლა ეწოდება გულის შეკუმშვის ფაზას. მარჯვენა წინაგულის შეკუმშვა მარჯვენა წინაგულში დარჩენილ სისხლს გადაისვრის მარჯვენა პარკუჭში და შემდეგ მარჯვენა პარკუჭის შეკუმშვა გამოიწვევს სისხლის გადასროლას ფილტვებში.

მარჯვენა პარკუჭის შეკუმშვისას იხურება სამკარედიანი სარქველი, რაც ხელს უშლის სისხლის დაბრუნებას მარჯვენა წინაგულში და ადებს ფილტვის არტერიის სარქველს. შემდეგ ეს უკანასკნელი იხურება და ხელს უშლის სისხლის დაბრუნებას მარჯვენა პარკუჭში.

სისხლი ფილტვებში მდიდრდება ჟანგბადით (ერიტროციტების ჰემოგლობინი მიიერთებს ჟანგბადის ატომებს) და იქედან ჩაედინება მარცხენა წინაგულში და მარცხენა პარკუჭში. მარცხენა წინაგულის შეკუმშვისას ნარჩენი სისხლი გადაიტუმბება მარცხენა პარკუჭში. მარცხენა პარკუჭის შეკუმშვისას იხურება ორკარედიანი (მიტრალური) სარქველი, რაც ხელს უშლის სისხლის დაბრუნებას მარცხენა წინაგულში და ადებს აორტის სარქველს. სისხლის

აორტაში გადასროლის შემდეგ, ეს უკანასკნელი იხურება და ხელს უშლის სისხლის დაბრუნებას მარცხენა პარკუჭში.

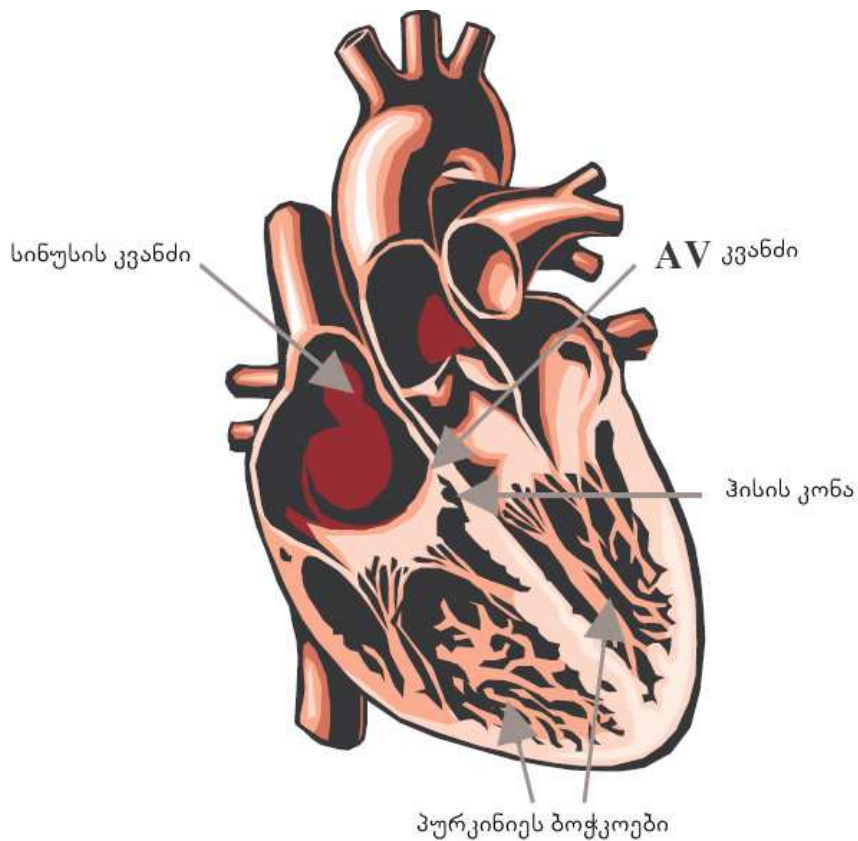


სურ. 1. სისხლის მოძრაობა გულის კამერებში. დიდი და მცირე წრე.

გულის სპეციალური აღმგზნები ქსოვილი

გულის კუნთში არსებობს სპეციალიზებული უბნები, რომლებიც იწვევს ელექტრული იმპულსების გენერაციას და გატარებას. გულს აქვს საკუთარი ავტომატიზმი. იმპულსის წარმოქმნა ხორციელდება მარჯვენა პარკუჭში განლაგებული სინუსის კვანძში (პეისმეიკერული ფუნქცია) .

იმპულსი, სინუსის კვანძიდან გადაეცემა ატრიოვენტრიკულურ კვანძს (A AV). აქ ადგილი აქვს სიგნალის მცირედ დაყოვნებას. AV კვანძი განლაგებულია გულის ძგიდეში მარცხენა და მარჯვენა წინაგულებს შორის. შემდეგ სიგნალი გადაეცემა ჰისის კონას, რომელიც განლაგებულია პარკუჭთაშუა ძგიდეში. ჰისის კონას აქვს ორი ტოტი მარჯვენა და მარცხენა. ეს ტოტები გადადის პურკინიეს ბოჭკოებში, რომლებიც ახდენს მარჯვენა და მარცხენა პარკუჭების სრულ ინერვაციას.



სურ 2. გულის-იმპულსის წარმოქმნისა და გატარების სისტემა.

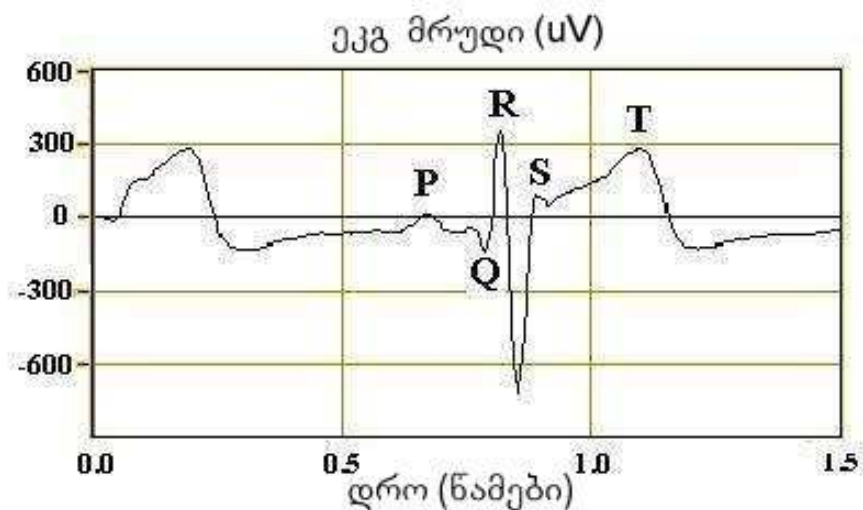
ეკგ სიგნალის წარმოშობა

ნორმაში სინუსის კვანძი წარმოადგენს ბუნებრივ პეისემეიკერს საკუთარი ავტონომიური ნერვული სისტემით (კუმზადობის რეგულაციისათვის). გულის ციკლზე პასუხისმგებელი იმპულსების გენერაცია სწორედ ამ უბანში ხორციელდება. იმპულსი, სინუსის კვანძიდან კვანძთაშორისი ბოჭკოებით ვრცელდება მარჯვენა წინაგულში, შემდეგ - მარცხენაში და იწვევს მათ შეკუმშვას.

ელექტრული პოტენციალი შემდეგ ინაცვლებს ატრიოვენტრიკულურ კვანძში, სადაც სიგნალი ყოვნდება და საშუალებას აძლევს წინაგულეებს, პარკუჭების სისტოლამდე, ბოლომდე შეიკუმშოს.

აქედან პოტენციალი გადაეცემა ჰისის კონას, შემდეგ პურკინიეს ბოჭკოებით მოიცავს პარკუჭების მიოკარდიუმს და იწვევს მათ შეკუმშვას. შემდეგ ეს პროცესი კვლავ და კვლავ მეორდება.

გულის სხვა ქსოვილსაც აქვს საკუთარი ავტომატიზმი. ატრიოვენტრიკულურ კვანძს შეუძლია დამოუკიდებლად წუთში 40-60 იმპულსის, პურკინიეს ბოჭკოებს კი წუთში 15-40 იმპულსის გენერაცია; სინუსის კვანძი კი ნორმაში წუთში 70-80 იმპულსს წარმოქმნის.



სურ. 3. ტიპური ECG P, QRS და T. კომპლექსებით.

სინუსის კვანძიდან მოსული იმპულსები განმუხტავს ატრიოვენტრიკულურ, ჰისის კონის და პურკინიეს ბოჭკოების პოტენციალს, ამიტომ რიტმის წამყვანის ფუნქცია სწორედ მას ეკისრება (ეს იმიტომ ხდება, რომ მის მიერ გენერირებული იმპულსების სიხშირე მეტია).

ზოგჯერ გულის გამტარი სისტემის ელემენტები სინუსის კვანძზე ახდენს უფრო ხშირი იმპულსების გენერაციას და იწვევს არიტმიის განვითარებას. ასეთ კერებს, ექტოპიური კერები ეწოდება (ექტოპიური პეისმეიკერი).

არსებობს მდგომარეობა, როდესაც სინუსის კვანძიდან წამოსული იმპულსი არ აღწევს გამტარი სისტემის გარკვეულ უბანს. ასეთ შემთხვევაში, რიტმის წამყვანის ფუნქციას საკუთარ თავზე, იღებს ქვემდგომი სტრუქტურა. მაგ. თუ

სინუსის კვანძში გენერირებული იმპულსი ატრიოვენტრიკულურ კვანძამდე არ მიდის, რიტმის წამყვანი ხდება AV კვანძი. თუ ისიც ვერ ახერხებს იმპულსების მიწოდებას, რიტმის წამყვანი გახდება ჰისის კონა ან პურკინიეს ბოჭკოები (გულის შეკუმშვის სიხშირე შემცირდება).

თუ რიტმის წამყვანი პურკინიეს ბოჭკოებია, რიტმი იმდენად დაბალი სიხშირისაა, რომ იწვევს თავის ტვინის ჟანგბადით მომარაგების მნიშვნელოვან დარღვევას და დროული ჩარევის გარეშე, ხშირად სიცოცხლესთან შეუთავსებელია.

ეკგ-ს კორელაცია ფიზიოლოგიურ მოვლენებთან

ეკგ სიგნალი ასახავს გულის შეკუმშვის პროცესში ელექტრულ დეპოლარიზაციას და რეპოლარიზაციას. როგორც ზემოთ განვიხილეთ, თავიდან ადგილი აქვს წინაგულების დეპოლარიზაციას. ამიტომ ელექტროკარდიოგრამაზე პირველი ტალღა (კბილი), სწორედ წინაგულების სისტოლასთანაა დაკავშირებული. ის ცნობილია, როგორც **P** კბილი.

პარკუჭების შეკუმშვას, ელექტროკარდიოგრამაზე შეესაბამება **QRS** კომპლექსი, პარკუჭების რეპოლარიზაციას კი (მოდუნების ფაზა) - **T** კბილი.

წინაგულების რეპოლარიზაციას ადგილი აქვს **P** კბილიდან 0,15- 0,2 წმ-ის შემდეგ და ის ემთხვევა პარკუჭების დეპოლარიზაციის ფაზას. რადგანაც **QRS** კომპლექსი დომინანტურია, მას აქვს მეტი ამპლიტუდა და წინაგულების რეპოლარიზაციას ეკგ-ზე ვერ ვაფიქსირებთ.

ეკგ ინტერვალები და ამპლიტუდები

ელექტროკარდიოგრამის ვოლტაჟი მნიშვნელოვნად არის დამოკიდებული სხეულზე ელექტროდების განთავსების ადგილზე (ლოკაციაზე). თუ ელექტროდები მიმაგრებულია გულის საპროექციო არესთან ახლოს, ვოლტაჟი შეიძლება იყოს 5 მვ; თუ ელექტროდები მოშორებითაა, ვოლტაჟი 1 mV იქნება. ამ გაზომვების ვოლტაჟი ბევრად მცირეა ექსპერიმენტულ მოდელებთან შედარებით, როდესაც ელექტროდი თავსდება უშუალოდ გულის კუნთის ბოჭკოს მემბრანაზე. აქ პოტენციალმა შეიძლება მიაღწიოს 110 მვ-ს.

ჩვეულებრივ ეკგ ამპლიტუდა ტოლია 1mV (R ტალღის პიკიდან S ტალღის ფუძემდე, P ტალღისთვის - 0.1 -0.3 mV; -ა . T ტალღისთვის 0.2 - 0.3 mV.

PQ ინტერვალი (ზოგჯერ მას PR ინტერვალსაც უწოდებენ) არის მანძილი P კბილის დაწყებიდან QRS კომპლექსამდე და შეესაბამება დროს წინაგულეების შეკუმშვის დაწყებიდან - პარკუჭების შეკუმშვის დაწყებამდე. ნორმაში მისი ხანგრძლივობაა 0,16-0,18 წმ.

QT ინტერვალი არის დრო პარკუჭების შეკუმშვის დაწყებიდან მისი რეპოლარიზაციის დასრულებამდე. ის იზომება Q კბილის დასაწყისიდან T კბილის დასასრულამდე და ნორმაში 0,35 წამს შეადგენს.

ელექტროკარდიოგრამაზე გულის შეკუმშვათა სიხშირეს შეესაბამება მანძილები QRS კომპლექსებს შორის. წუთში მისი რაოდენობის გასაზომად არსებობს სხვადასხვა მარტივი ფორმულა. გაზომვა დამოკიდებულია ეკგ-ს გადაღების სიჩქარეზე. ძირითადად იყენებენ 0,25 და 0,5 მ/წმ გადაღების სიჩქარეს.

ელექტროდების კონფიგურაცია

არსებობს ეკგ-ს ელექტროდების მიმაგრების სტანდარტული ადგილები, რომლებსაც სტანდარტული ბიპოლარული განხრები ეწოდება. განხრა წარმოადგენს პოტენციალთა სხვაობას ორ ელექტროდს შორის. მოცემულ ლაბორატორიაში გამოყენებულია სამი განხრა. ელექტროდები მაგრდება მარცხენა ხელზე, მარჯვენა ხელზე და მარცხენა ფეხზე. ისინი უნდა დამაგრდეს მაჯაზე და მუხლს ქვემოთ.

კლინიკურ პრაქტიკაში, უფრო ზუსტი დიაგნოსტიკისათვის, ასევე იყენებენ გულმკერდის განხრებს (ვილსონის განხრები).

განხრა	+	-
I	LA	RA
II	LL	RA
III	LL	LA

ცხრილი 1. სტანდარტული ბიპოლარული განხრები.

ცხრილში დადებითი და უარყოფითი ნიშნები მიუთითებს პოლარობას. პირველი განხრის დადებითი ბოლო უერთდება LA-ს, უარყოფითი კი RA-ს. ამ

სამი განხრის გამოყენებით შეგვიძლია მივიღოთ ეგრეთწოდებული ეინდჰოვენის სამკუთხედი. ეს წარმოსახვითი ვექტორებია, რომლებიც ახდენს ეკგ-სიგნალის ფორმირების დემონსტრირებას.

არსებობს ეინდჰოვენის განტოლება, რომელიც დამოკიდებულია სამკუთხედის სამივე ვექტორზე. განტოლების მიხედვით, თუ ცნობილია ორი ვექტორის პოტენციალი, მესამე ვექტორის პოტენციალი მათ ჯამს წარმოადგენს.

$$\text{განხრა I} + \text{განხრა III} = \text{განხრა II}$$

როგორც ხედავთ, ეს განტოლება მსგავსია კირხჰოფის განტოლების, რომლის მიხედვითაც დაბვათა ჯამი კვანძში ნულის ტოლი უნდა იყოს.

ეინდჰოვენის განტოლების გამყენებისას მხოლოდ ერთი განხრის გადაღება დაგჭირდება; მესამე განხრა შეიძლება ფორმულით განისაზღვროს.

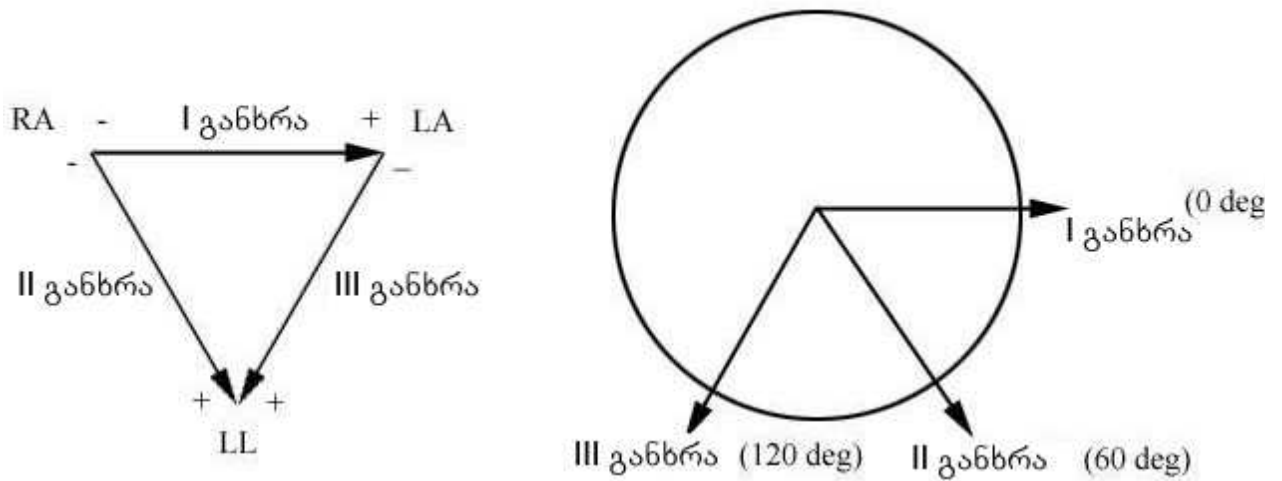
ეინდჰოვენის სამკუთხედი საშუალებას გვაძლევს განისაზღვროს გულის საშუალო ელექტრული ღერძიც. საშუალო ელექტრული ღერძი წარმოადგენს ვექტორს, რომელიც შედგება გულის ციკლის განმავლობაში წარმოქმნილი ყველა ვექტორის ჯამისაგან. ის ასახავს გულის ციკლის პერიოდში პოლარიზაციის მიმართულებასა და ძალას.

არსებობს ღერძის განსაზღვრის 2 მეთოდი

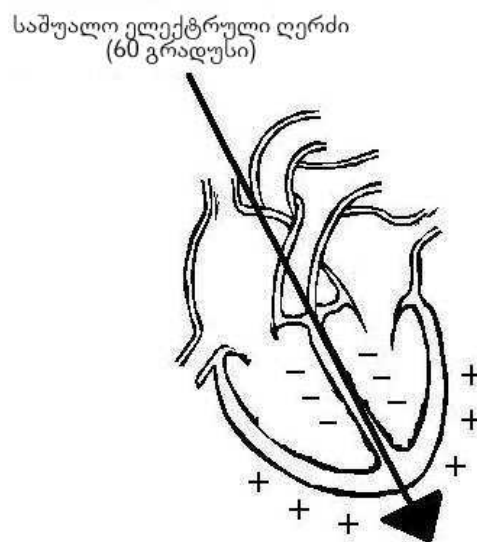
პირველი მეთოდია R კბილის ამპლიტუდის გაზომვა I და მესამე განხრაში და II განხრის ვექტორის ექსტრაპოლირება (II განხრის ვექტორი მოგვცემს ვექტორის მნიშვნელობას და მიმართულებას). უფრო ზუსტი გაზომვებისათვის უნდა გამოვიყენოთ ასევე Q, R და S პოტენციალები.

ნორმაში, გულის ელექტრული ღერძი 60 გრადუსია.

ღერძის უფრო ზუსტი განსაზღვრისათვის აუცილებელია 12-ვე განხრის გამოყენება. ლაბორატორიაში ჩვენ ფოკუსირებას მოვახდენთ ღერძის მხოლოდ ფრონტალურ ზედაპირზე.



სურ. 4. ეინდჰოვენის სამკუთხედი და განხრების კონფიგურაცია.



სურ. 5. გულის საშუალო ელექტრული ღერძი.

ელექტროკარდიოგრამის ვექტორული ანალიზი

ელექტროკარდიოგრამა შეიძლება წარმოვადგინოთ ვექტორების სახით. ეკგ ჩაწერისას, იცვლება ვექტორების მნიშვნელობა წინაგულების და პარკუჭების შეკუმშვასთან მიმართებაში. მაგალითად, როდესაც წარმოიქმნება QRS ტალღა, პირველი განხრის ვექტორს აქვს ძალიან მცირე მნიშვნელობა. როდესაც დეპოლარიზაცია მოიცავს პარკუჭებს, I განხრის ვექტორი იწყებს ზრდას, ხოლო

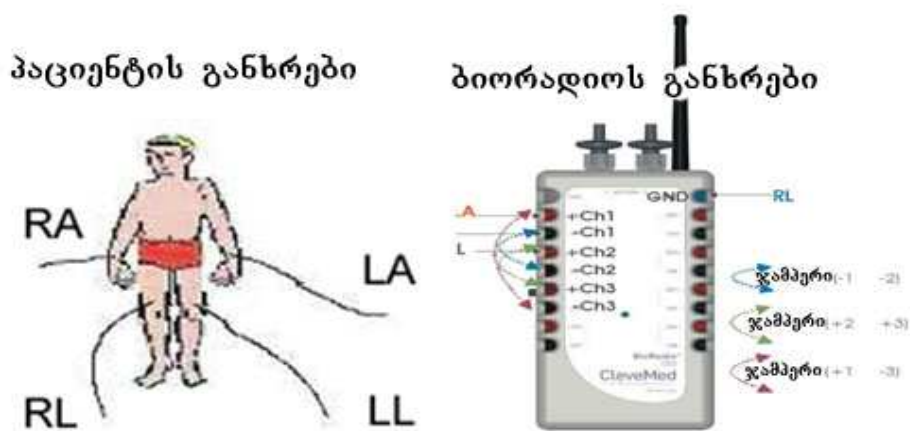
მთელი პარკუჭის დეპოლარიზებისას ვექტორი მცირდება და ნულის ტოლი ან მცირედ უარყოფითი ხდება.

ასეთივე ცვლილებები შეიძლება ვნახოთ სხვა განხრებშიც. შეგვიძლია დავაკვირდეთ ასევე რეპოლარიზაციის პროცესს და T კბილის წარმოქმნას.

ექსპერიმენტული მეთოდი

ლაბორატორიის მსვლელობისას ჩაიწერეთ სტანდარტული 3 - განზომილებიანი ეკგ. ექსპერიმენტის დაწყებამდე დააკვირდით შესაბამის ვიდეოჩანაწერს, რომელიც თანდართულია პროგრამულ უზრუნველყოფასთან.

1. თქვენი BioRadio დაპროგრამებული უნდა იყოს “LabECG1” კონფიგურაციაზე.
2. ამ ლაბორატორიისათვის დაგჭირდებათ ოთხი ელექტროდი CleveLabs ნაკრებიდან. მაღალი ხარისხის სიგნალის ჩასაწერად აუცილებელია ელექტროდები მჭიდრო კონტაქტში იყოს საკვლევი პირის კანთან. ელექტროდების მოთავსებამდე კანის ეს უბანი კარგად უნდა მომზადდეს და გაიწმინდოს სპეციალური სველი ნაჭრით.
 - მიამაგრეთ ერთი ელექტროდი მარჯვენა მაჯის შიგა (ხელისგულის) მხარე, ხოლო მეორე - მარცხენა მაჯის შიგა (ხელისგულის) მხარეს; მესამე კი - მარცხენა ფეხზე (მუხლთან ახლოს), მეოთხე - მარჯვენა ფეხზე (მუხლთან ახლოს).



სურ. 6. ეკგ-ს გადაღება.

3. მიამაგრეთ ელექტროდებზე თითო სადენი და შემდეგ სადენები მიუერთეთ BioRadio -ს არხებს და დამიწებას, ისე როგორც ნაჩვენებია მე-6 სურათზე. სისტემის გასამართავად წაიკითხეთ BioRadio-ს მომხმარებლის ინსტრუქცია.

ლაბორატორიული სამუშაოს მსვლელობა და მონაცემთა შეგროვება

1. გაუშვით CleveLabs პროგრამული უზრუნველყოფა. შედით სისტემაში (შეიყვანეთ მომხმარებლის სახელი) და მონიშნეთ Electrocardiography I. ის წარმოადგენს Basic Physiology -ის ქვეთავს. დააჭირეთ ღილაკს Begin Lab.

2. ჩართეთ BioRadio.

3. დააჭირეთ თითო ღილაკს ECG data, შემდეგ კი - მწვანე Start. ეკრანზე უნდა გამოჩნდეს ეკგ სიგნალის სამი განხრა.

4. ლაბორატორიის პირველ ნაწილში უნდა ჩავწეროთ ნორმალური ეკგ მოსვენების პირობებში (საკვლევი პირის მჯდომარე და მწოლიარე მდგომარეობა). ეკგ სიგნალზე არტეფაქტების თავიდან ასაცილებლად მნიშვნელოვანია, რომ სუბიექტი, რომლის ეკგ-ს ვიღებთ, იყოს თავისუფლად და არ იყოს დაძაბული.

5. პირველი ტესტისთვის საკვლევი პირი დაწვეს. მონიტორზე გაირბინოს მისმა ეკგ-მ. ეკგ-ს სრულყოფილად დასათვალიერებლად შესაძლოა დაგჭირდეთ სკალის რეგულირება. შემდეგ დააჭირეთ ღილაკს save და ჩაიწერეთ მონაცემები დაახლოებით 10 წმ-ის განმავლობაში. დაარქვით მას layingECG . დააჭირეთ ღილაკს Report.

6. სპექტრული ანალიზის განსახორციელებლად სუბიექტის მწოლიარე მდგომარეობაში დააჭირეთ გრაფას Spectral Analysis. სავარაუდოდ სიგნალს ექნება 60 Hz ხმაური. ყურადღება მიაქციეთ სიგნალის პიკურ სიხშირეს. მოახდინეთ გაუფილტრაფი სიგნალის რეპორტი. შეიძლება დაგჭირდეთ სკალის რეგულირება.

7. დააყენეთ ფილტრის პარამეტრები ისე, რომ მან მოაცილოს სიგნალს 60 Hz სიხშირის ხმაური და მოახდინეთ გაუფილტრული სიგნალის რეპორტი.

8. დასვით საკვლევი პირი სკამზე. დააწყოს ხელები მაგიდაზე ან სკამის სახელურზე. დარწმუნდით, რომ სუბიექტი მშვიდაა და არ არის დაძაბული. შემდეგ კვლავ შეინახეთ ეკგ-ს 10 წმ-იანი სეგმენტი. დაარქვით ამ მონაცემის ფაილს sitECG.

9. სთხოვეთ საკვლევ პირს ეკგ-ს ჩაწერის პროცესში მარცხენა ხელი ჰაერში აამოძრაოს. კვლავ შეინახეთ 10 წმ-იანი სეგმენტი. დაარქვით ამ მონაცემის ფაილს ECGartifactleft.

10. სთხოვეთ საკვლევ პირს ეკგ-ს ჩაწერის პროცესში მარჯვენა ხელი ჰაერში აამოძრაოს. კვლავ შეინახეთ 10 წმ-იანი სეგმენტი. დაარქვით ამ მონაცემის ფაილს ECGartifactleft.

მონაცემთა ანალიზი

1. Post Processing Toolbox -ის გამოყენებით, გახსენით ფაილი sitECG;
2. დააჭირეთ სპექტრული ანალიზის გრაფას და დარწმუნდით, რომ იმყოფებით Time Domane გრაფაში. შეცვალეთ დროის სკალა ისე, რომ ფანჯარაში ჩანდეს ერთი ციკლი. მოახდინეთ რეპორტი;
3. დააყენეთ დაბალი სიხშირის ფილტრი (Low pass filter) 20 Hz -ზე და შეისწავლეთ მისი ეფექტი. მოახდინეთ რეპორტი;
4. Post Processing Toolbox- ის გამოყენებით, გახსენით ფაილი ECGartifactright და ECGartifactleft. დაათვალიერეთ ფაილებში სამივე განხრა. რომელ განხრებში შეგიძლიათ სიგნალის დეტექცია და რომელ განხრებშია სიგნალი დამახინჯებული? ახსენით, რატომ;
5. Excel, MATLAB, an LabVIEW- ს გამოყენებით, მოახდინეთ ფაილის layingECG იმპორტირება, აგრეთვე - მოსვენების მდგომარეობაში გულის შეკუმშვის სიხშირის დეტექცია. მონიშნეთ ერთი შეკუმშვის P, Q, R, S და T სეგმენტები;
6. Excel, MATLAB ან LabVIEW- ში გახსენით ფაილი layingECG. ეინდჰოვენის განტოლების მიხედვით, სამივე განხრის პოტენციალთა ჯამი ნულის ტოლი უნდა იყოს. ამის გათვალისწინებით, გამოთვალეთ II განხრის

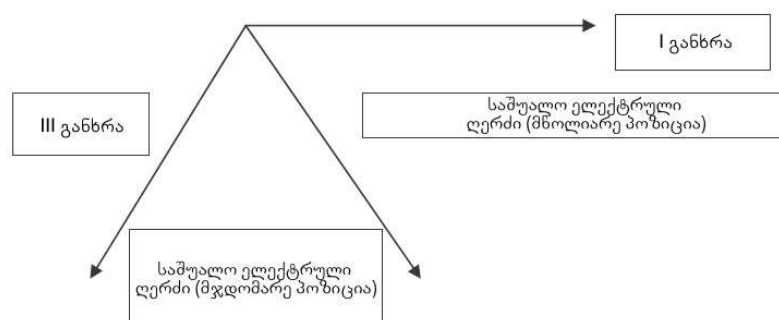
მნიშვნელობა, პირველი ოთხი შეკუმშვის მონაცემები ავიღოთ მხოლოდ I და III განხრიდან;

შემდეგ გამოაკელით II განხრის გაზომილ მნიშვნელობას მისი გამოთვლილი II მნიშვნელობა. გამოთვალეთ ცდომილება.

7. ეინდჰოვენის სამკუთხედის გამოყენებით, საშუალო ელექტრული ღერძი შესაძლოა განისაზღვროს I და III ვექტორის აჯამებით და შემდეგ II განხრის მიმართულებისა და მნიშვნელობის (რომელიც წარმოადგენს გულის საშუალო ელექტრულ ღერძს) გამოთვლით. ამ გაზომვის განსახორციელებლად დახაზეთ ეინთჰოვენის სამკუთხედი. გამოტოვეთ II განხრის შესაბამისი გვერდი. გამოიყენეთ ტრანსპორტირი და დარწმუნდით, რომ I და III განხრებს შორის კუთხე 120 გრადუსია. I და III ვექტორი დააგრადუირეთ (20 გრადაცია, 0 -2 mV).

8. საშუალო ელექტრული ღერძის განსაზღვრის პირველ მეთოდს წარმოადგენს R კბილის ამპლიტუდის განსაზღვრა I და III განხრაში. Excel -ის გამოყენებით აიღეთ სამი ან მეტი შეკუმშვისათვის R კბილის ამპლიტუდა I და III განხრაში. შემდეგ დახაზეთ R კბილის მნიშვნელობის მონაკვეთები I და III განხრების პერპენდიკულარულად. მონახეთ მათი გადაკვეთის წერტილი, ჩაიწერეთ ამ ვექტორის მნიშვნელობა და მიმართულება. ჩვენს მიერ გამოთვლილი ვექტორი წარმოადგენს II განხრის ვექტორს, რომელიც განსაზღვრავს გულის საშუალო ელექტრულ ღერძს.

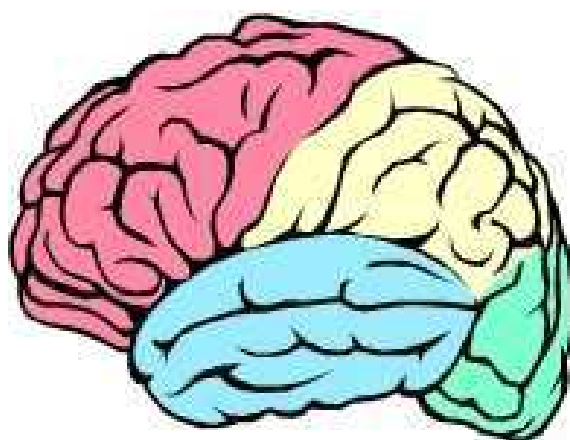
9. გაიმეორეთ ზემოთ ჩამოთვლილი ნაბიჯები სუბიექტის მჯდომარე პოზიციაში გადაღებულ ეკგ-ზე.



კითხვები

1. განსაზღვრეთ ეინდჰოვენის კანონი, ახსენით როგორ არის ის დაკავშირებული ეინდჰოვენის სამკუთხედთან და ახსენით რატომ არის აუცილებელი ეკგ-ს ჩაწერისათვის.
2. ახსენით საკვლევი პირის მჯდომარე და მწოლიარე პოზიციებში გადაღებულ ეკგ-ში საშუალო ელექტრულ დერძებს შორის განსხვავების მიზეზი. რატომ არის საშუალო ელექტრული დერძი დაკავშირებული II განხრასთან?
3. ახსენით კავშირი P, Q, R, S და T პოტენციალებსა და გულის რიტმს შორის.
4. რატომ ვერ ვხედავთ წინაგულების რეპოლარიზაციის ფაზას ეკგ-ზე? რატომ არის QRS კომპლექსის ამპლიტუდა სხვა სეგმენტების ამპლიტუდაზე მეტი?
5. რა უნდა გავითვალისწინოთ საკვლევი პირის კანზე ელექტროდების მიმაგრებისას?
6. ეკგ-ს სპექტრული ანალიზისას, სად განლაგდება პიკები და რატომ?
7. რა წარმოადგენს ეკგ სიგნალზე ხმაურის წყაროს?
8. რომელი ტიპის ფილტრებს ვიყენებთ ეკგ სიგნალის გასაფილტრად? რომელი დიაპაზონის ფილტრს ვიყენებთ ყველაზე ხშირად?

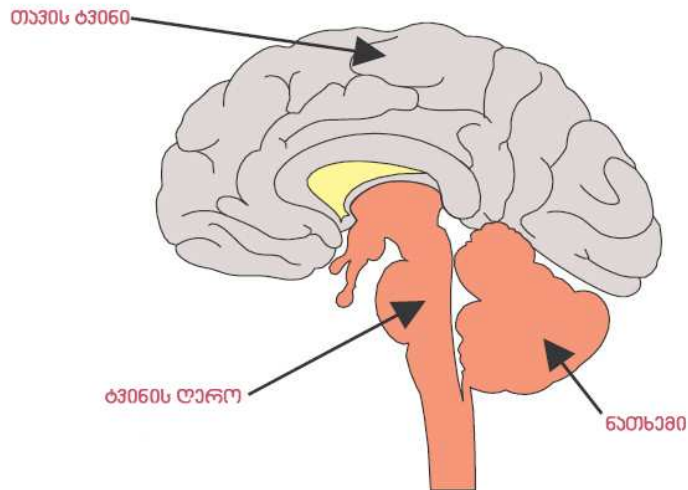
ელექტროენცეფალოგრაფია I



შესავალი

ტვინის ნეირონებს შეიძლება გავლენა ჰქონდეს ადამიანის ცხოვრების ნებისმიერ ასპექტზე – დაწყებული ფიზიკური აქტივობით, დამთავრებული აზროვნებით, მოგონებებითა და სიზმრებით. ელექტროენცეფალოგრაფია (ეეგ) არის თავის ქალას ზედაპირიდან თავის ტვინში წარმოქმნილი ბიოპოტენციალების, უფრო ზუსტად, ტვინის ქერქის უჯრედების მოქმედების პოტენციალებისა და პოსტინაპსური პოტენციალების ჩანაწერი. თავის ქალას კანის ზედაპირიდან ჩაწერის მომენტში, ძალიან ბევრი უჯრედის პოტენციალს ვზომავთ. ტვინის ნეირონების პოტენციალები შეიძლება იცვლებოდეს ინდივიდის ფიზიოლოგიური, ემოციური და მენტალური სტატუსის შესაბამისად. ერთი შეხედვით, ეეგ-ს დროს მიღებული მონაცემები შეიძლება მოგვეჩვენოს უსტრუქტურო, არათანაბარ, ხმაურის შემცველ სიგნალად; მაგრამ, ტვინის ტალღების სხვადასხვა კომპონენტის ერთმანეთისგან გამოსაყოფად შეგვიძლია გამოვიყენოთ სიგნალის დამუშავების დახვეწილი ტექნოლოგიები. თითოეული კომპონენტი შეესაბამება ტვინის სხვადასხვა არეს და ფუნქციას. თანამედროვე კვლევების მიზანია, კორელაციები აღმოაჩინოს ტვინის სხვადასხვა სპეციფიკურ აქტივობებს, ემოციურ მდგომარეობას, ძილის ფაზებს, მენტალურ ჯანმრთელობასა და დაავადებებს შორის. ეეგ ყველაზე ხშირად გამოყენებადი კლინიკური მეთოდია ისეთი ნევროლოგიური დარღვევების სადიაგნოსტიკოდ, როგორცაა ეპილეფსია, ასევე ქირურგიული პროცედურებისას - პაციენტის ცნობიერების დონის მონიტორინგისა და ტვინის აქტივობის გასაზომად ძილის შესწავლის დროს. დამატებით, ეეგ სიგნალი შეიძლება გამოყენებულ იქნეს კომპიუტერული სისტემების კონტროლისთვის, მიუხედავად მონაცემთა გადაცემის დაბალი სიჩქარისა. ეს შეიძლება გამოყენებულ იქნეს იმ პაციენტის ფუნქციური რეაბილიტაციისთვის, რომელსაც დაუზიანდა ზურგის ტვინი.

ამ ლაბორატორიული სამუშაოს ჩატარებისას, ტვინის ქერქში არსებული ნეირონების ელექტრული აქტივობის აღმოსაჩენად გამოიყენებთ BioRadio-ს და ანალიზის ზოგიერთ მარტივ მეთოდს გაეცნობით მონაცემთა გასაშიფრად.



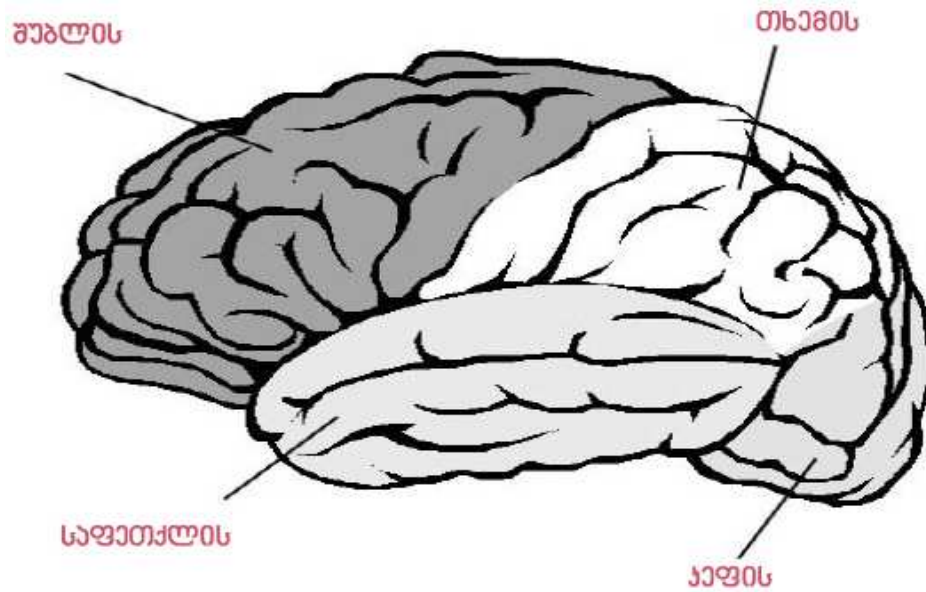
სურ. 1. თავის ტვინი შედგება სამი ძირითადი ნაწილისგან.

საჭირო აღჭურვილობა

- CleveLabs ნაკრები;
- CleveLabs-ის პროგრამა;
- შვიდი (7) ოქროსფერთავეიანი ელექტროდი;
- ელექტროგამტარი გელი;
- მარლა, ბამბის ბურთულები და ხელსახოცები;
- Microsoft Excel[®], MATLAB[®], ან LabVIEW[™].

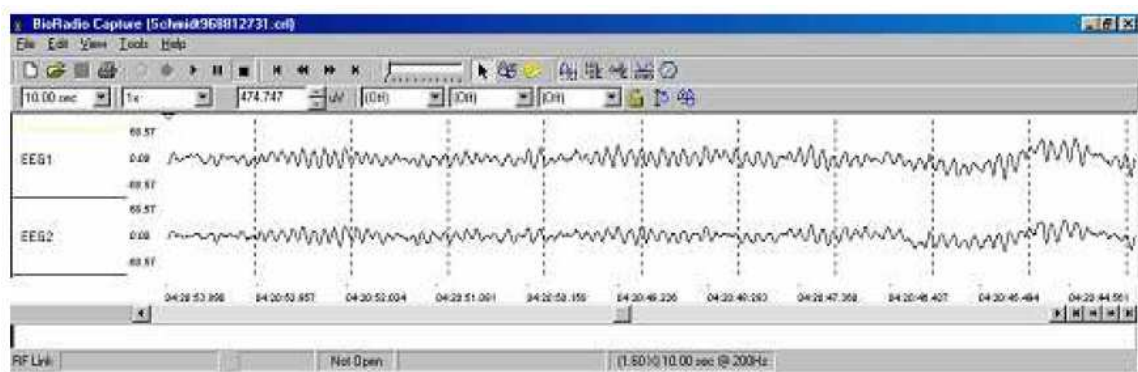
ტვინი

ადამიანის ტვინი ცენტრალური ნერვული სისტემის ნაწილია და შედგება 100 მილიარდზე მეტი ნერვული უჯრედისგან. ტვინის ნეირონები შეერთებულია ზურგის ტვინის ნერვული ბოჭკოების აღმავალ და დაღმავალ ტრაქტებთან. ეს ტრაქტები შეიცავს აფერენტულ (სენსორულ) და ეფერენტულ (მოტორულ) ნერვებს, რომლებიც გამოიყენება ინფორმაციის გასაცვლელად ტვინსა და დანარჩენ სხეულს შორის. ტვინი შეიძლება დაიყოს სამ დიდ ნაწილად: თავის ტვინი, ნათხემი და ტვინის ღერო (სურ.1). სხვადასხვა ტიპის ინფორმაციის გადაცემა ხორციელდება სხვადასხვა სახის ნერვული იმპულსის საშუალებით, რომელიც მუშავდება ტვინის ქერქში. ტვინის ქერქი, რომელიც ტვინის ყველაზე დიდ ნაწილს შეადგენს, ისეა აგებული, რომ ფუნქციურად ერთნაირი ნეირონები ერთ გარკვეულ რეგიონშია ლოკალიზებული (სურ.2).



სურ. 2. თავის ტვინის ქერქის სქემა. სხვადასხვა წილები სხვადასხვა ფუნქციის შესასრულებლადაა განკუთვნილი.

მაგალითად, მხედველობით მიღებული ინფორმაცია კეფის წილში მუშავდება, მოძრაობის დაგეგმარება - შუბლის წილში, ხოლო საფეთქლის წილი პასუხისმგებელია სმენითი ინფორმაციის აღქმაზე. ტვინის განსაზღვრულ რეგიონს რომ განსაზღვრული ფუნქცია აკისრია, მრავალჯერადი კვლევებითა და ცდებით იქნა დადგენილი, მაგალითად: ტვინის სხვადასხვა წილის ელექტრული აქტივობის მონიტორინგით განსაზღვრული ამოცანის შესრულების პროცესში.



სურ. 3. ეეგ-ს ორი არხის ნიმუში. შეიმჩნევა ალფა ტალღების პერიოდები.

ზემოთ აღვნიშნეთ, რომ ეეგ ასახავს ნეირონების მოქმედების პოტენციალებს და პოსტინაპსურ დენებს, რაც ტვინის გეომეტრიისა და მასში ნეირონების განლაგების დამსახურებაა. მოქმედების პოტენციალი ეწოდება სიგნალს, რომელიც ნეირონის გასწვრივ ვრცელდება; პოსტინაპსური პოტენციალი კი, ტრანსმემბრანული პოტენციალის ცვლილებაა პრესინაპსური აქსონის ბოლოში, რომელსაც ნეიროტრანსმიტერების გამოთავისუფლება მოჰყვება, აქედან სიგნალი სხვა ნეირონზე ვრცელდება.

თავის ქალას კანზე დამაგრებული ელექტროდებისთვის თითოეული ნეირონის მოქმედების და სინაპსური პოტენციალის ამპლიტუდური მნიშვნელობა ძალიან მცირეა. ამიტომ, ეეგ უფრო მეტად არის ერთდროულად მრავალი ნეირონის მოქმედების პოტენცილებით აღძრული ელექტრული სიგნალების ჯამური ჩანაწერი.

ტვინის მდგომარეობასა და შესასრულებელ ამოცანაზე დამოკიდებულების მიხედვით, ნეირონები შეიძლება განიმუხტოს სინქრონულად ან ასინქრონულად. ნეირონები, რომლებიც სინქრონულად განიმუხტება, საკუთარ პოტენციალებს ერთსა და იმავე დროს ზრდის და ამცირებს. ეეგ არის ამ სიგნალების ჯამი. მაშასადამე, პიკური მნიშვნელობები შედარებით დიდი ზომის სიგნალის შედეგად გვექნება. შეგვიძლიათ ეს წარმოიდგინოთ, თუ გონებაში ორ ერთნაირ სინუსური ტალღას დაუმატებთ ერთმანეთს: ტალღის ამპლიტუდა გაიზრდება ორჯერ, ხოლო სიხშირე იგივე დარჩება; ამის საწინააღმდეგოდ, ასინქრონულად განიმუხტვად ნეირონებს სიგნალის პიკური მნიშვნელობები შესაძლოა ჰქონდეს ერთდროულად და შესაძლოა არა. შესაბამისად, ეს შეიძლება იყოს ან არ იყოს მიზეზი სიგნალის ამპლიტუდის შემცირებისა. ისევე წარმოიდგინეთ ორი სინუსური ტალღა, ოღონდ სხვადასხვა ფაზაში (ე.ი. დროში წანაცვლებული). ამ დროს შეიძლება ამპლიტუდა გაიზარდოს ან შემცირდეს, იმისდა მიხედვით, როგორ გადაკვეთენ სიგნალები ერთმანეთს. ერთმა სიგნალმა შეიძლება საერთოდ გააბათილოს (გააქროს) მეორე.

როგორც ადრე ითქვა, ეეგ სიგნალი შეგვიძლია დავყოთ სხვადასხვა კომპონენტებად. აქ მოყვანილია ოთხი სიხშირული დიაპაზონი, რომლებიც განიხილება, როგორც ეეგ-ს ძირითადი კომპონენტები, ესენია: α (ალფა), β (ბეტა), Δ (დელტა) და θ (თეტა) ტალღები. ამ კომპონენტების სიხშირეები და დამახასიათებელი ამპლიტუდები 1-ელ ცხრილშია ნაჩვენები.

რიტმი	დამახასიათებელი სიხშირე (ჰც)	დამახასიათებელი ამპლიტუდა (მკვ)
A	8-13	2-100
B	13-22	5-10
Δ	0,5-4	20-100
⊕	4-8	10

ცხრილი 1. ტვინის სხვადასხვა ტალღისთვის დამახასიათებელი სიხშირეები და ამპლიტუდები.

აღფა ტალღები ძირითადად მაშინ ჩნდება, როდესაც ინდივიდი იღვიძებს სიწყნარეში, მოსვენებულ მდგომარეობაშია და თვალეზი აქვს დახუჭული. აღფა ტალღა უპირატესად კეფის წილიდან მოდის; მაგრამ, ასევე შეიძლება მოდიოდეს ტვინის ქერქის საფეთქლისა და შუბლის წილიდან. ძილის დროს აღფა ტალღები ქრება.

თხემისა და შუბლის წილის სიგნალებში ბეტა ტალღები შეინიშნება და ჩნდება სპეციფიკური მენტალური აქტივობის დროს ან მაშინ, როდესაც ინდივიდი რაიმე გარეგან გამღიზიანებელზეა კონცენტრირებული. ეს ტალღები აღფა ტალღებზე ნაკლები ამპლიტუდისაა; მაგრამ ეს როდი ნიშნავს, რომ ამ დროს ნეირონების ელექტრული აქტივობა ამ შემთხვევაში ნაკლებია; ამის მიზეზია დესინქრონიზაცია, ცნობილი როგორც აღფა ბლოკი. ამ დროს მცირდება თავის ქალას კანიდან რეგისტრირებული სიგნალის ამპლიტუდა. ზემოთ აღვნიშნეთ, რომ ასინქრონული პოტენციალებისთვის დამახასიათებელია ურთიერთგაბათილება, შედეგად კი მიიღება დაბალი ამპლიტუდის სიგნალი.

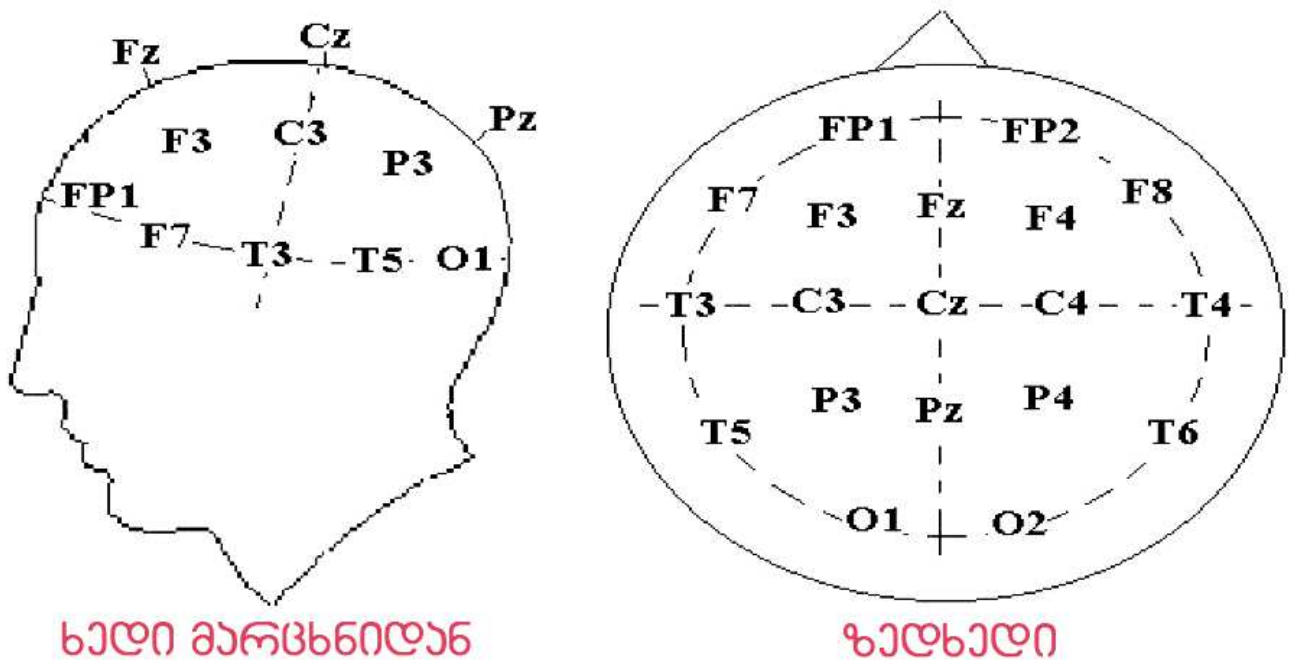
თეტა ტალღები ძირითადად თხემის (პარიეტალურ) და საფეთქლის წილში ჩნდება. შეიმჩნევა ემოციური სტრესის განმავლობაში და ხშირად ტვინის დეგენერაციული მდგომარეობისას. დელტა ტალღები ძალიან დაბალი სიხშირის ეგ კომპონენტებია; ღრმა ძილი და ტვინის ზოგიერთი დაავადება მათ გაზრდას იწვევს.

ეგ ელექტროდების განთავსება

მეთოდი, სახელწოდებით 10-20 სისტემა, შემუშავდა თავის კანზე ეგ ელექტროდების განთავსებისთვის. სახელი 10 და 20 გამომდინარეობს პროცენტული

დისტანციებიდან, რომლითაც ელექტროდები ერთმანეთისგან დაშორებულია მთლიან თავის ქალას ზომასთან შედარებით. 10-20 სისტემა შეესაბამება თავის ქალას კანის წერტილებს ტვინის ქერქის სხვადასხვა არისთვის. ელექტროდების მდებარეობას 10-20 სისტემის გამოყენებისას შეესაბამება სიმბოლო, რომელსაც მოსდევს რიცხვი. ეს სიმბოლოებია: F, T, C, P და O და შეესაბამება F - შუბლის (ფრონტალურ), T - საფეთქლის (ტემპორალურ), C - ცენტრალურ, P - თხემის (პარიეტალურ) და O - კეფის (ოკციპიტალურ) წილებს. თითოეული მათგანი, გარდა ცენტრალური წილისა, წარმოადგენს თავის ტვინის წილს. ყოველი რიცხვი შეესაბამება თავის მარჯვენა ან მარცხენა მხარეს და გვიჩვენებს რომელიმე პოზიციას. ლუწი რიცხვები განლაგებულია მარჯვენა ნახევარზე, კენტები კი - მარცხენაზე. ზოგიერთ ასოს რიცხვის მაგიერ მოჰყვება ასო Z. თავის შუა ხაზს Z ასო მიუთითებს.

ქვემოთ მოყვანილი სქემა გვიჩვენებს ელექტროდების სტანდარტულ განლაგებას.



სურ.4. ელექტროდების განლაგება 10-20 სისტემით.

ხმაური

ხმაურის ზოგიერთ წყაროსა და არტეფაქტს შეუძლია ხელი შეუშალოს ეგ სიგნალის აკურატულ ჩაწერას. ერთ-ერთი ყველაზე ხშირი არტეფაქტია თვალის

ხამხამი, რომელიც მკვეთრ პიკებს ქმნის ეეგ-ზე. ეს პიკები ხანდახან რთული გასარჩევია ეპილეფსიური შეტევის პიკებისგან. როდესაც თვალი ხამხამებს, ქუთუთოები მოქმედებს როგორც მცოცავი ხმაურის წყარო. ხმაურის სხვა წყაროებს მიეკუთვნება ელექტრომიოგრაფიული აქტივობა (ემგ) იმ კუნთებისა, რომლებიც ელექტროდებთან ახლოს მდებარეობს, როგორცაა სახისა და კისრის კუნთები; ასევეა თვალის მოძრაობა (ელექტროოკულოგრაფია). ემგ და ეოგ-ს მოსაცილებლად არსებობს სხვადასხვა ტექნოლოგია, რომლებიც შეიცავს მონაცემთა ფილტრებს, ახდენს მონაცემთა კორექტირებას ან სრულად აცილებს იმ მონაცემს, რომელიც შეიცავს არტეფაქტს. ხმაურის შესამცირებლად გამოსაკვლევი პირი უნდა მოდუნდეს, მოადუნოს სახისა და კისრის კუნთები, გააჩეროს შედარებით უძრავად თვალები, ეეგ მონაცემის ჩაწერის პროცესში.

ტექნოლოგია

ვიდრე კომპიუტერი მონაცემთა ჩაწერის ძირითადი მოწყობილობა გახდებოდა (დაახლოებით ოციოდე წლის წინ), ეეგ იწერებოდა ძველი მეთოდებით – კალამზე დაფუძნებული ხაზოვან-სქემატური სახით. ამ შემთხვევაში, კალამი ვერტიკალურად მოძრაობდა, აღმოჩენილი სიგნალის ამპლიტუდის შესაბამისად, ხოლო ქაღალდის გრძელი ფურცელი განუწყვეტლივ მოძრაობდა ამ კალმის ქვეშ. შემდგომში, რეგისტრაციის ეს მეთოდი ჩაანაცვლა ციფრულმა (კომპიუტერული) მეთოდმა, რის შემდეგ მონაცემთა შენახვა და დამუშავება მეტად მოსახერხებელი გახდა. დღესდღეობით არსებობს მრავალი პროგრამა, რომლებიც სპეციალურად ეეგ ანალიზისთვის არის შექმნილი. უნდა აღინიშნოს, რომ ეეგ-ს ჩაწერა რამდენიმე საათიდან რამდენიმე დღემდე გრძელდება. ცხადია, ეს იძლევა მონაცემთა აურაცხელ რაოდენობას, რომლებიც უნდა შენახულ და დამუშავებულ იქნეს. მკვლევარები ეძიებენ გზებს, რათა მოხდეს მონაცემთა ავტომატური შემცირება, ამოჭრან საჭირო ინფორმაცია და გაზარდონ ეფექტურობა.

ექსპერიმენტული მეთოდები

ცდის ჩატარება

ლაბორატორიული სამუშაოს მასვლელობისას ეგ ჩაიწერეთ ოთხი არხით; აქედან, ორი არხი სიგნალს ჩაიწერს შუბლის წილიდან, ხოლო დანარჩენი ორი – კეფის წილიდან; ვიდრე ცდას ჩატარებთ, ცდის ჩატარების ვიდეო ნახეთ CleveLabs-ის პროგრამაში.

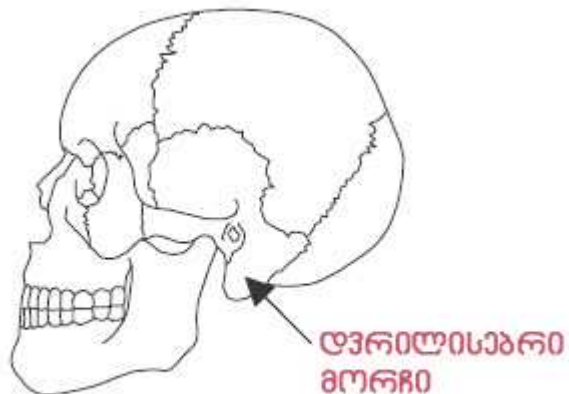
1. სასურველია საკვლევი პირი იყოს მოკლეთმიანი, ხოლო თმა სუფთა – თავისუფალი ყოველგვარი ქელესაგან. ამ ლაბორატორიულის ჩასატარებლად საჭიროა შვიდი ოქროსფერთავიანი ელექტროდი. ეგ რომ გაზომოთ, ოქროსფერთავიანი ელექტროდები უნდა განათავსოთ O1, O2, Fp1 და Fp2 წერტილებში თითოეულ დვრილისებრ მორჩზე, როგორც არის ნაჩვენები (იხ.სურ. 4) და Fp2 (შუბლის შუაში) დამიწებისთვის. დვრილისებრი მორჩები (A1 და A2) ძვლოვანი სტრუქტურისაა, რომელიც არის ყურის ნიჟარის უკან (იხ.სურ.6). ვიდრე საკვლევ პირს ელექტროდებს დაუმაგრებთ, სათანადოდ მოამზადეთ და გაწმინდეთ ელექტროდების მისამაგრებელი ადგილები. თუ საჭიროა, წინა ლაბორატორიულს გადახედეთ ელექტროდების დამაგრების ადგილების გაწმენდისა და მომზადების შესახებ ინფორმაციისათვის;

2. ახლა უკვე შეიძლება ოქროსფერთავიანი ელექტროდების მიმაგრება. ბოლომდე შეავსეთ ელექტროდის თავი ელექტროგამტარი გელით; წაუსვით ცოტა გელი მარლის ნაჭერს, მასზე დაამაგრეთ ელექტროდი და ფრთხილად ჩაუშვით იგი თმებს შორის; აგრეთვე დაამაგრეთ ელექტროდი საკვლევი პირის თავის უკანა ნაწილზე O1 პოზიციაში; სხვა ოქროსფერთავიანი ელექტროდებისთვისაც იგივე გაიმეორეთ და შესაბამის ადგილებზე დაამაგრეთ. O1 და O2 წერტილებზე ელექტროდების დამაგრება ნაჩვენებია მე-5 სურათზე;



სურ. 5. ექვსიდან ორი ოქროსფერთავიანი ელექტროდი O1 და O2 წერტილებში განლაგდება.

3. შეაერთეთ ოქროსფერთავიანი ელექტროდების სადენები და შესაკრავები არხების შესასვლელებზე 1, 2, 3, 4 და შესასვლელზე მიწა. გამოიყენეთ ქვემოთ მოყვანილი სურათი (იხ.სურ.7). როგორც ზედხედზე ჩანს, ხედი მარცხნიდან სიმეტრიულია მარჯვენა ხედისა.

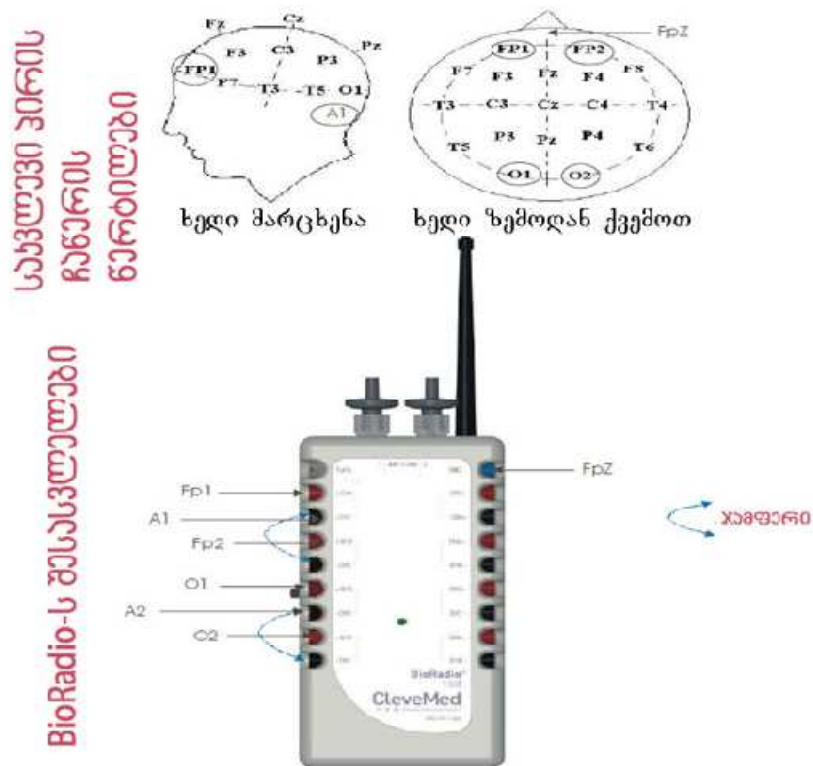


სურ. 6. დვრილისებრი მორჩი ძვლოვანი წარემონაქმნია, რომელიც მდებარეობს ყურის ნიჟარის უკან.

პროცედურა და მონაცემთა შეგროვება

1. გაუშვით CleveLabs პროგრამა, შედით სისტემაში და აირჩიეთ Electroencephalography I ქვეთავში ძირითადი ფიზიოლოგია, დააჭირეთ Begin Lab დილაკს;
2. ჩართეთ BioRadio;

3. თქვენი BioRadio უნდა დაპროგრამდეს LabEEGI კონფიგურაციით.
4. დააჭირეთ მონაცემთა EEG და შემდეგ მწვანე ღილაკს Start.
5. დაინახავთ ოთხ მცურავ ხაზს ეკრანის გასწვრივ. დროის სკალა დააყენეთ ისე, რომ ფანჯარაში ჩანდეს მონაცემთა ჩანაწერის 2 წამი. დააჭირეთ ღილაკს Screen Capture, რათა გადაიღოთ სურათი. მიღებული შედეგი შესაძლოა არ ჰგავდეს ეგ სიგნალს, რადგან მაღალი სიხშირის სიგნალი არ გაგიფილტრავთ; შესაძლოა შეიცავდეს ხმაურს მაღალი სიხშირით, დაახლოებით 60 ჰც;
6. დააჭირეთ თითო სპექტრული ანალიზის Tab, დროის სკალაზე დააყენეთ 1 წამი. არხის პროცესი კი გადაიყვანეთ 1 არხზე.
7. სთხოვეთ გამოსაკვლევ პირს, რომ შეხედოს ეკრანს. ფილტრის პარამეტრებში დააყენეთ Switch to Filtered Data, ფილტრის ტიპად კი აირჩიეთ bandpass; ზემოთ მოჭრით 1 ჰც-ს, ქვემოთ კი – 20 ჰც-ს და ფილტრის რიგი დააყენეთ 4-ზე.
8. სთხოვეთ საკვლევ სუბიექტს, რომ სწრაფად ახამხამოს თვალები და დააკვირდით რა მოხდება ეგ-ზე. გადაიღეთ ამის სკრინშოტი; ასევე, ამ მონაცემის დაახლოებით 10 წმ ხანგრძლივობის მონაკვეთი შეინახეთ ფაილის სახით, სახელად: „ხამხამი“. სასურველია, ამ დროის ნახევარში იყოს ხამხამი და ნახევარში არა.
9. სთხოვეთ გამოსაკვლევ პირს, დაიწყოს ღეჭვა და დააკვირდით რა მოუვა ეგ სიგნალს. გადაიღეთ ამის სკრინშოტი; ასევე შეინახეთ დაახლოებით 10-წამიანი მონაკვეთი ფაილის სახით, სახელით: „ღეჭვა“, სადაც დროის დაახლოებით ნახევარში იყოს ღეჭვა და ნახევარში არა.
10. დააყენეთ არხის პროცესი არხზე 1. რამდენიმე წამის შემდეგ სთხოვეთ საკვლევ პირს დახუჭოს თვალები და მოდუნდეს. თქვენ ცდილობთ ჩაიწეროთ ალფა ტალღები (8-13 ჰც). ამ ტალღებს უნდა დააკვირდეთ მას შემდეგ, რაც საკვლევ პირი თვალებს დახუჭავს და მოდუნდება. უნდა გამოიყენოთ მე-4 რიგის გატარების ფილტრი 1 - 20 ჰც-ს შორის.



სურ.7. ეეგ I ლაბორატორიული სამუშაოს ჩატარება.

გაიმეორეთ მე-10 ნაბიჯი, სადაც არხის პროცესი 2, 3 და 4-ზე დაყენდება. იპოვეთ არხი, რომელიც მოგცემთ საუკეთესო ალფა ტალღებს. უკვე უნდა მიხვდეთ ტესტიდან რომელი იქნება ეს. როგორც კი იპოვით საუკეთესო არხს, დაარეპორტეთ ეეგ სიგნალის სკრინშოტი, როდესაც საკვლევ პირს ღია აქვს თვალები და მაშინაც, როდესაც დახუჭული აქვს.

11. არ შეცვალოთ პარამეტრები, დააწკაპუნეთ სიხშირის განყოფილების ჩანართზე. გაიგეთ რა მოსალოდნელი მაქსიმალური სიხშირე გვაქვს მაშინ, როდესაც საკვლევ პირს თვალები აქვს ღია და რა სიხშირე გვაქვს, როდესაც დახუჭული აქვს. ცხადია, როდესაც თვალები ღიაა, მოსალოდნელი პიკური სიხშირე შეიძლება ნებისმიერი იყოს; მაგრამ როდესაც დახუჭულია, სიხშირე რჩება გარკვეულ ფარგლებში. ჩაიწერეთ ეს დიაპაზონები, რადგან მომდევნო ნაბიჯზე დაგჭირდებათ.

12. შეინახეთ დაახლოებით 30-წამიანი მონაკვეთის მონაცემი, სადაც საკვლევ პირს თვალები გახელილი ჰქონდა, ფაილი, სახელით „ღია თვალები“.

13. შეინახეთ დაახლოებით 3-წამიანი ის მონაცემი, სადაც საკვლევ პირს თვალები დახუჭული ჰქონდა, ფაილი, სახელით „დახუჭული თვალები“.

მონაცემთა ანალიზი

1. Post-processing ინსტრუმენტების პანელის MATLAB ან LabVIEW მეშვეობით გახსენით ფაილი სახელად – „ღია თვალები“, მონაცემები შესაბამისი საფილტრაციო პარამეტრით გაფილტრეთ ბეტა აქტივობის ილუსტრირებისთვის.

2. Post-processing ინსტრუმენტების პანელის MATLAB ან LabVIEW მეშვეობით გახსენით ფაილი სახელად – „დახუჭული თვალები“, მონაცემები შესაბამისი საფილტრაციო პარამეტრით გაფილტრეთ ალფა აქტივობის ილუსტრირებისთვის.

3. Post-processing ინსტრუმენტების პანელის MATLAB ან LabVIEW მეშვეობით გახსენით ფაილი სახელად – „ხამხამი“. განსაზღვრეთ ხამხამის ხმაურის სიხშირე და შეეცადეთ მის მოშორებას ეეგ სიგნალიდან.

4. Post-processing ინსტრუმენტების პანელის MATLAB ან LabVIEW მეშვეობით, გახსენით ფაილი სახელად – „ღეჭვა“ და განსაზღვრეთ ღეჭვის ხმაურის სიხშირე. შეეცადეთ მის მოშორებას ეეგ სიგნალიდან.

კითხვები

1. ჩამოთვალეთ ხმაურის ის წყაროები, რომლებიც ექსპერიმენტში ნახეთ. შემოგვთავაზეთ რამდენიმე მეთოდი ხმაურის წყაროების მოსაცილებლად. რა პრობლემები შეიძლება ახლდეს ამ მეთოდებს? ზოგიერთ საავადმყოფოს აქვს პროგრამები ეეგ ავტომატური ანალიზისთვის, ეპილეფსიური გულყრებისა და სპაიკური აქტივობის აღმოსაჩენად. ეს ხდება მონაცემთა მიღების პროცესშივე. როგორ შეიძლება ხმაურით ჩაწერამ ავნოს ამ ავტომატურ პროგრამებს?

2. რატომ გამოიყენება ოქროსფერთავიანი ელექტროდები ეეგ-ს ჩასაწერად, წკაპიანი ელექტროდების ნაცვლად? თუ საჭიროა უფრო დეტალური ეეგ-ს ჩაწერა უფრო მეტი ელექტროდის ლოკალიზაციით, განიხილეთ ვარიანტები ელექტროდების განლაგებისთვის.

3. თავის რომელ ადგილას განალაგებდით ოქროსფერთავიან ელექტროდებს, ალფა ტალღების გასაზომად? ბეტა ტალღების გასაზომად? თეტა ტალღების გასაზომად? დელტა ტალღების გასაზომად?

4. ბეტა რიტმისთვის დამახასიათებელია დიაპაზონი 14-30 ჰერცის ფარგლებში. ხმაურის რომელი სპეციფიკური წყარო უნდა გავითვალისწინოთ, როდესაც ბეტა რიტმის ანალიზს ვაკეთებთ?

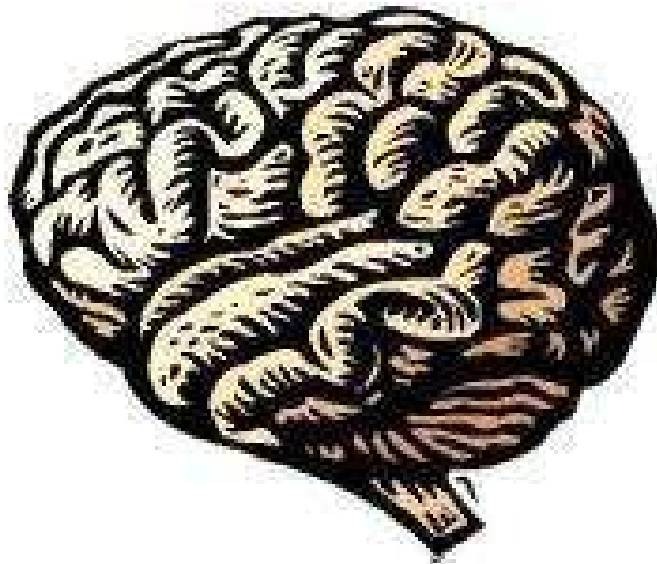
5. თქვენს მიერ შენახულ თითოეულ მონაცემთა ფაილიდან („ღია თვალები“, „დახუჭული თვალები“, „ღეჭვა“ და „ხამხამი“) რომელს აქვს მაქსიმალური რხევა ყოველ მოძრაობაზე. როდის შეძლებთ წარმატებით გაფილტვროთ „ღეჭვა“ და „ხამხამი“ ეგ სიგნალისგან? მაშინ ახსენით, რატომ?

6. Matlab-ის გამოყენებით შექმენით პროგრამა თქვენს მიერ შენახული მონაცემების ფილტრაციისთვის ალფა და ბეტა დიაპაზონებში. გაზომეთ ალფა რიტმის ენერჯია პირველი არხის სრულ ჩანაწერზე, პირველი ექსპერიმენტისას;

7. გამოიყენეთ MATLAB თქვენი რომელიმე მონაცემთა ფაილისთვის საჩვენებლად, იმის მიუხედავად, რომ განსხვავებული ჩაწერა სრულდებოდა, 60 ჰც-იანი ხმაური შეიძლება ისევ იყოს ჩანაწერში. გამოიყენეთ პირველი ექსპერიმენტის დროს შენახული მონაცემები;

8. ეგ სიგნალის შექმნაზე ორი მექანიზმია პასუხისმგებელი: მოქმედების პოტენციალი და პოსტსინაპსური პოტენციალი. რა განსხვავებაა ამ ორ მექანიზმს შორის. რომელია ამათგან საფეხურებრივი სიგნალი და რატომ?

ელექტროენცეფალოგრაფია II



შესავალი

არსებობს რიგი ნევროლოგიური დარღვევები, რომელთაც ძალუძთ ტვინის ფუნქციონირების გაუარესება. ხშირად, ამ დაავადებების გამოკვლევა შესაძლებელია ელექტროენცეფალოგრაფით ან ეგ სიგნალის ჩანაწერით. დიაგნოსტიკისთვის გამოიყენება ეგ სიგნალის ორივე რაოდენობრივი მახასიათებელი როგორც ეპიზოდური, ისე სპექტრული ანალიზით მიღებული. ერთ-ერთი მნიშვნელოვანი დაავადება, რომელიც შეიძლება ეგ-ის საშუალებით იქნეს დიაგნოსტირებული,



არის გულყრა. გულყრა და ეპილეფსიური სტატუსი პოტენციურად საშიშია სიცოცხლისათვის. კონვულსიური (კრუნჩხვითი) გულყრის დიაგნოსტირება შესაძლებელია უშუალო დაკვირვებითაც; მაგრამ არაკონვულსიური გულყრა, რომელსაც შეუძლია გამოიწვიოს ფსიქიკური და ქცევითი ცვლილებები შეუმჩნეველი, ოდნავ გამოხატული ან შესაძლოა მასში არ იყოს ჩართული მოტორული კომპონენტი. კლინიკურად დამახასიათებელია: კომა, ფსიქომოტორული რეტარდაცია, ძილიანობა, უყურადღებობა, აფაზია, კიდურის დამახასიათებელი პოზა, თვალის არანორმალური მოძრაობა, ქერქული სიბრმავე, ავტომატიზმი, ჰალუცინაცია, პარანოია და მღელვარება. უგონოდ მყოფ პაციენტებში ექიმები თვალის კაკლის გადახრას, ნისტაგმს ან სახის კუნთისა და ქუთუთოს კანკალს აკვირდებიან; ხოლო გონებაზე მყოფ პაციენტებში - აუხსნელ ფლუქტუაციას. ნამდვილ არაკონვულსიურ გულყრაში კრუნჩხვა (კანკალის ჩათვლით) არ გვაქვს. ასე რომ, კლინიცისტებისთვის დარჩა ძნელად შესამჩნევი ნიშნები, რომელთა აღმოჩენაც შესაძლებელია, მაგრამ დიაგნოსტირება არა. კლინიკურ დაკვირვებაზე ერთადერთი საუკეთესო გზაა არაკონვულსიური გულყრის დროს ზუსტი დიაგნოზის დასასმელად ელექტროენცეფალოგრაფია.

ამ ლაბორატორიული სამუშაოს მიმდინარეობისას, სტუდენტები ჩაიწერენ ეეგ-ს საკუთარი თავის კანიდან. ისინი აგროვებენ მონაცემებს საკუთარი ნორმალური ეეგ სიგნალიდან ოთხი არხისთვის და ადარებენ მონაცემთა ბაზაში არსებულ ანორმალურ ეეგ ჩანაწერებს. სტუდენტები გამოთვლიან ეეგ სიგნალის რაოდენობრივ მახასიათებლებს, რომლებიც ნევროლოგიური დარღვევების დიაგნოსტიკისთვის იქნება გამოსადეგი.

საჭირო აღჭურვილობა

- CleveLabs-ის ნაკრები;
- CleveLabs-ის პროგრამა;
- შვიდი (7) ოქროსფერთავიანი ელექტროდი;
- ელექტროგამტარი გელი;
- მარლა და კანის მომზადება;
- Microsoft Excel[®], MATLAB[®], ან LabVIEW[™].

კლინიკური დარღვევები და ეეგ გამოსავალი

აშშ-ში ყოველწლიურად 100 მილიონი პაციენტი მიმართავს სასწრაფო დახმარების სამსახურს, აქედან დაახლოებით 8-10%, ანუ 8-10 მილიონი ტვინის მწვავე დაზიანებასა და ფუნქციის მოშლას ეკუთვნის. ეეგ მეთოდის გამოყენებამ შეიძლება გააუმჯობესოს დაავადებათა კლინიკური გამოსავალი პაციენტების უმრავლესობაში. ერთ-ერთი მიზეზი იმისა, რომ ეეგ სკრინინგი არ არის მკურნალობის სტანდარტი, შესაბამისი ეეგ მონიტორინგის ტექნოლოგიის არარსებობაა.

ეპილეფსია

როგორც ზემოთ აღვნიშნეთ, ეეგ-ს დროს მნიშვნელოვანია ნევროლოგიური დარღვევების დიაგნოსტიკა. ეპილეფსია არის ნერვული სისტემის დაავადება, რომლისთვისაც დამახასიათებელია ცენტრალური ნერვული სისტემის ნაწილობრივი ან მთლიანი არაკონტროლირებადი აქტივობა. არსებობს ეპილეფსიის სხვადასხვა სახე, როგორცაა: დიდი გულყრა, პატარა გულყრა და ფოკალური გულყრა. ეპილეპტიკური კრუნჩხვები ჩვეულებრივ ხასიათდება სინქრონული

ნერვული აგზნებით, რაც შედეგად იძლევა ანომალურად დიდი ამპლიტუდის ეეგ–ს აქტივობას შეტევის პროცესში.

დიდი გულყრის დროს მთელ ტვინში ხდება ნეირონული განმუხტვები – ქერქიდან დაწყებული, ტვინის ღრმა ნაწილებით დამთავრებული, ტვინის ღეროსა და თალამუსის ჩათვლით. საერთოდ, დიდი გულყრის შეტევა რამდენიმე წამიდან რამდენიმე წუთამდე გრძელდება. შეტევის დროს ინდივიდი კარგავს ვისცერულ და მოტორულ კონტროლს. მცირე გულყრის პროცესში თალამო-კორტიკული სისტემაა ჩართული. ხშირად, მას აბსენსს უწოდებენ, ხოლო დაავადებულს სტანჯავს ის, რომ მცირე გულყრის შეტევა მას ცნობიერებას უკარგავს დაახლოებით 30 წმ-ის განმავლობაში, განიცდის კანკალის მსგავს კონტრაქციებს თავისა და კისრის მიდამოში, შემდეგ კი წინანდელ საქმიანობას უბრუნდება. ზოგჯერ, მცირე გულყრას შეუძლია დიდი გულყრის ინიციატორი გახდეს. ფოკალური გულყრა ხშირად გამოწვეულია წერტილოვანი ორგანული დაზიანებებით, როგორცაა დანაწიბურება. ამგვარ ნორმიდან გადახრებს სწრაფად შეუძლია ნეირონები გამოფიტოს და ირგვლივმდებარე რეგიონებში გავრცელდეს ტალღისებრი მექანიზმით. როდესაც ტალღა მოტორულ ქერქს მიაღწევს, ვითარდება ე.წ. ჯექსონის გულყრა, რომელიც პროგრესულად ვრცელდება კუნთების შეკუმშვით, სხეულის ქვემოთა ნაწილიდან. მრავალარხიანი ეეგ–ს ჩანაწერი შესაძლოა გამოყენებულ იქნეს კრუნჩხვითი აქტივობის საწყისი ზონის საიდენტიფიკაციოდ.

მკვლევარები ქმნიან ელექტრონულ მოწყობილობებს, რათა ავტომატურად აღმოაჩინონ ტვინის ელექტრული აქტივობის ანომალური აფეთქებები ანუ „სპაიკები“ (ელექტრული პოტენციალის მკვეთრი გაზრდა). თუ ეპილეფსიური შეტევის აღმოჩენა სათანადოდ ადრე მოხდება, მაშინ სანამ შეტევა დაიწყება, შესაძლებელია მისი მართვა წამლებით ან ელექტრული სტიმულაციით. პრობლემა ის არის, რომ რიტმული „სპაიკები“ ძალიან ხშირად ნორმალურ ეეგ-ზეც ჩნდება.

კრუნჩხვა

ეეგ სიგნალის ზოგიერთ ნიმუშში კრუნჩხვა კარგად ჩანს. ეს ნიმუშები შეიცავს სპაიკებს, პიკურ ტალღებს და სპაიკ-ტალღურ განმუხტვებს. სპაიკები და პიკტალღები იმ კრუნჩხვის განმავლობაში წარმოიქმნება, რომელიც პარციალური

გულყრის შედეგია. პარციალური გულყრა გულისხმობს ნეირონული აქტივობის ტვინის მხოლოდ ერთ ნაწილში გაზრდას; სხვა მხრივ, გენერალიზებული გულყრა გულისხმობს მთელ ტვინში განვითარებულ სპაიკების პიკურ -ტალღურ განმუხტვებს.

დიდი გულყრა

დიდი გულყრა არის გენერალიზებული ეპილეფსიის ერთ–ერთი სახე, რომლის დროსაც მთელ ტვინში არის უკიდურესად მაღალი ნერვული აქტივობა. ეს განმუხტვები ტვინის ღეროს ნაწილიდან იწყება რეტიკულური აქტივაციის სისტემაში (RAS). განმუხტვები გადაეცემა სპინალურ არხს და შედეგად მოჰყვება ტონური კრუნჩხვა. დიდი გულყრის განმავლობაში ევგ აჩვენებს სიგნალს, რომელიც არის სინქრონული და ძაბვის მოდული აქვს მაღალი. ამ სიგნალს იგივე პერიოდულობა ახასიათებს, როგორც ალფა ტალღებს. დიდი გულყრის შეტევა გამოწვეულია RAS სისტემის მიერ ნეირონების ჰიპერაგზონებადობით ან ლოკალური ნეირონული გზების პათოლოგიით.

არაკონვულსიური გულყრა

როგორც ზემოთ აღვნიშნეთ, არაკონვულსიური გულყრა განსაკუთრებით საშიშია, რადგან შეუმჩნევლად მიმდინარეობს და პათოლოგიური ელექტრული აქტივობა კლინიკური დიაგნოზის დასამადე აზიანებს ცნს-ს. ის უფრო მძიმეა, ვიდრე კონვულსიური გულყრა; არაკონვულსიური გულყრა არა მარტო უფრო მეტად არის გავრცელებული, არამედ უფრო მეტად სახიფათოა თავისი ხანგრძლივი მიმდინარეობით. საყოველთაოდ მიღებული განმარტება არაკონვულსიური გულყრითი სტატუსისთვის არ არსებობს; თუმცა, საერთოდ მიღებულია, რომ ამ გულყრის დროს ეპილეფსიური ეპიზოდები უნდა იყოს უწყვეტი ან პერიოდულად განმეორებადი 30 წუთზე მეტი ხნის განმავლობაში, პაციენტის კლინიკური მდგომარეობის გაუმჯობესების გარეშე.

მხედველობით გამოწვეული პოტენციალები

ეს არ არის კლინიკური დარღვევა, ეეგ შაბლონი შეიძლება ვიზუალური სტიმულებითაც შეიქმნას. მხედველობით გამოწვეული პოტენციალები ეეგ-ს კომპონენტებია, რომლებიც ვიზუალური სტიმულების საპასუხოდ აღიძვრება. ასეთი ეეგ იწერება იმ მომენტში, როდესაც პაციენტები ვიზუალურ სტიმულირებას განიცდიან. ვიზუალური სტიმულების ჩანაწერი გამოდგება მხედველობის გზის გამოსაკვლევადა. დაზიანებები შეიძლება აჩვენებდეს დაზიანებებს მხედველობის ნერვში ან მრავლობით სკლეროზს.

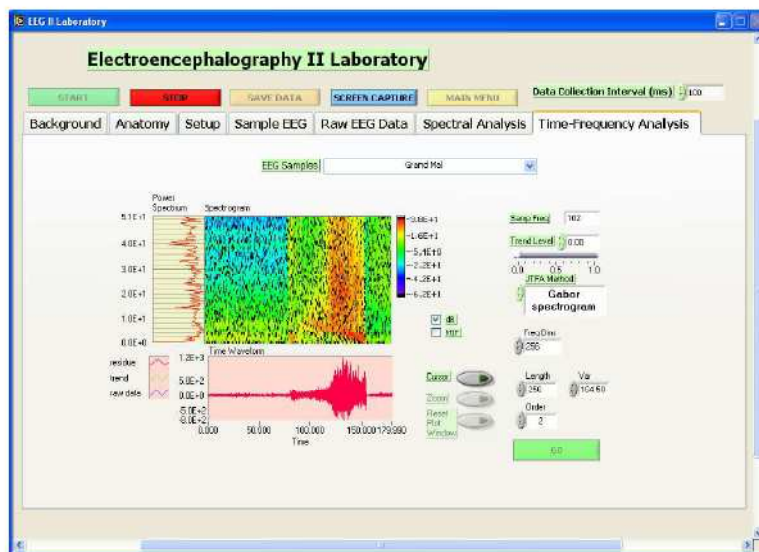
ელექტროენცეფალოგრაფიის ანალიზის მეთოდები

როგორც ზემოთ აღინიშნა და როგორც თავად ნახეთ ლაბორატორიული სამუშაოს მსვლელობისას, პროგრამის მაგალითებში: არსებობს მრავალგვარი ეეგ ვარიანტი, რომლებიც ტვინის მიერ არის პროდუცირებული და დამოკიდებულია ელექტროდების მდებარეობაზე, გარემოსა და კლინიკურ მდგომარეობაზე. ერთ-ერთი მეთოდი ნორმიდან გადახრის სადიაგნოსტიკოდ ეეგ სიგნალის ვიზუალური ინსპექციაა გამოცდილი ექიმის მიერ; თუმცა, გამოცდილი ექიმი ყოველთვის მზად არ არის ეეგ ჩანაწერის განსახილველად. მამასადამე, ეს შესაძლოა იყოს კომპიუტერის კომპეტენცია – განსაზღვროს ეეგ სიგნალის რაოდენობრივი მნიშვნელობა და მიაკუთვნოს ის გარკვეულ კლინიკურ მდგომარეობას.

ეპიზოდური და სპექტრული ეეგ სიგნალების რაოდენობრივი ანალიზისთვის არსებობს რამდენიმე მეთოდი. ამ ლაბორატორიულ სამუშაოში დამატებით გაეცნობით საერთო დროით-სიხშირულ ანალიზს (JFTA). ეს მეთოდი მომხმარებელს საშუალებას აძლევს გააანალიზოს სიგნალები როგორც დროის, ისე სიხშირის მიხედვით ერთდროულად (იხ.სურ.4); შესაძლებელია მისი მეშვეობით გავაანალიზოთ არასტაბილური სიგნალები. განსაკუთრებით ნაყოფიერი ეს მეთოდი მაშინ არის, როდესაც გვინტერესებს, რა დროს რა სიხშირის სიგნალი გვქონდა. გრაფიკული გამოსახულება აჩვენებს, როგორ იცვლება სიგნალის სიმძლავრე დროის მიხედვით. ამ შემთხვევაში, ძირითადი მიდგომაა სიგნალის დაყოფა დისკრეტულ ინტერვალებად, რომლებიც შეიძლება შეესაბამებოდეს ერთმანეთს. ახლა შეიძლება ფურეის გარდაქმნა გამოვიყენოთ მონაცემთა თითოეული ბლოკისთვის, რათა

მოხდეს მათი სიხშირის ილუსტრირება. დისკრეტული ინტერვალების ზომა განსაზღვრავს დროის სიზუსტეს. სხვა სიტყვებით, რაც უფრო მცირეა დისკრეტული ბლოკის ზომა, მით უკეთ არის გამოსახული დრო; თუმცა, ამას აქვს თავისი ნაკლიც – სიხშირის გამოსახვის ხარისხი უკუპროპორციულ დამოკიდებულებაშია დროსთან. ეს მოვლენა ცნობილია „ფანჯრის ეფექტის“ სახელით. რაც უფრო მცირეა დროის ინტერვალის მაჩვენებელი, მით უფრო მცირეა სიხშირის რეზოლუცია. ზემოთ მოყვანილი ალგორითმი, ფურიეს ხანმოკლე გარდაქმნის სახელით არის ცნობილი (STFT).

სხვა ალგორითმები, რომლებიც შეიძლება გამოყენებულ იქნეს JFTA მეთოდის დროს, მოიცავს ადაპტიურ სპექტოგრამას, ჩოი-უილიამსის (Choi-Williams) განაწილებას, ვიგნერ-ვილის (Wigner-Ville) განაწილებას და გაბორის სპექტრს. თითოეულ ალგორითმს აქვს უნიკალური ეფექტი დროით-სიხშირულ



სურ.1. საერთო დროით-სიხშირული ანალიზი, გამოსადეგია მრავალი ფიზიოლოგიური კვლევის ჩატარებისას.

გარჩევისუნარიანობაზე, რომლებიც შესაძლებელია მიღწეულ იქნეს. გაბორის ალგორითმი სიგნალს აფართოებს აწონილ სიხშირულ-მოდულაციურ გაუსის ფუნქციამდე და არის ფურიეს ხანმოკლე გარდაქმნის (STFT) ინვერსია. გაბორის ალგორითმს კარგი გარჩევისუნარიანობა და საშუალო სიჩქარე აქვს. ვიგნერ-ვილის განაწილება მაღალი ხარისხის დროისა და სიხშირულ გარჩევისუნარიანობას გვაძლევს, მაგრამ განიცდის ჯვარედინ ინტერფერენციას. ეს ალგორითმი

გამოთვლისას სწრაფია და არც ფანჯრის ეფექტი აქვს. კოჰენის კლასის ალგორითმები, როგორებიცაა ჩოი-უილიამსის განაწილება ჯვარედინი ინტერფერენციის შემცირებაზე მუშაობს. ორივე ალგორითმი კარგ დროსა და სიხშირის გარჩევისუნარიანობას გვაძლევს, მაგრამ გამოთვლისას არის ნელი. თითოეული ალგორითმი გამოიყენება შემთხვევის შესაბამისად.

ექსპერიმენტული მეთოდები

ცდის ჩატარება

ლაბორატორიული სამუშაოს მსვლელობისას ეგ ჩაიწერეთ ოთხი არხით; აქედან ორი არხი - შუბლის წილიდან, ხოლო დანარჩენი ორი - კეფის წილიდან; ვიდრე ცდას ჩაატარებთ, ცდის ჩატარების ვიდეო ნახეთ CleveLabs-ის პროგრამაში.

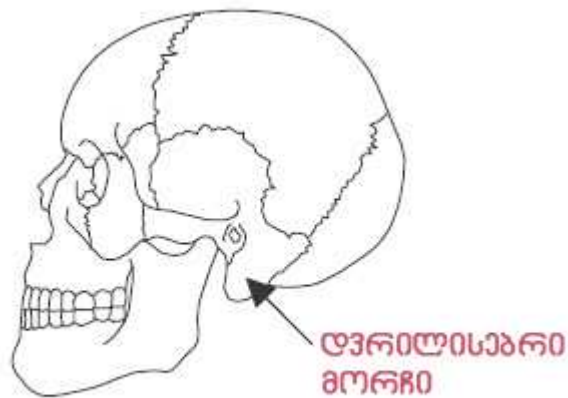


სურ.2. ექსიდან ორი ოქროსფერთავიანი ელექტროდი O1 და O2 წერტილებში უნდა განთავსდეს.

სასურველია, საკვლევი პირი იყოს მოკლეთმიანი, ხოლო თმა სუფთა, თავისუფალი ყოველგვარი ჟელესაგან. ამ ლაბორატორიულის ჩასატარებლად საჭიროა შვიდი ოქროსფერთავიანი ელექტროდი. ეგ-ს გასაზომად O1, O2, Fp1, და Fp2 (სურ. 2, 4) წერტილებში, თითოეულ დვრილისებრ მორჩზე, როგორც არის ნაჩვენები და Fp2 (შუბლის შუაში) დამიწებისთვის. დვრილისებრი მორჩები (A1 და A2) ძვლოვანი სტრუქტურისაა, რომელიც ყურის ნიჟარის უკანაა (სურ. 3.) ვიდრე საკვლევ პირს ელექტროდებს მიუმაგრებთ, სათანადოდ მოამზადეთ და გაწმინდეთ ელექტროდების დასამაგრებელი ადგილები. თუ საჭიროა წინა ლაბორატორიულებს

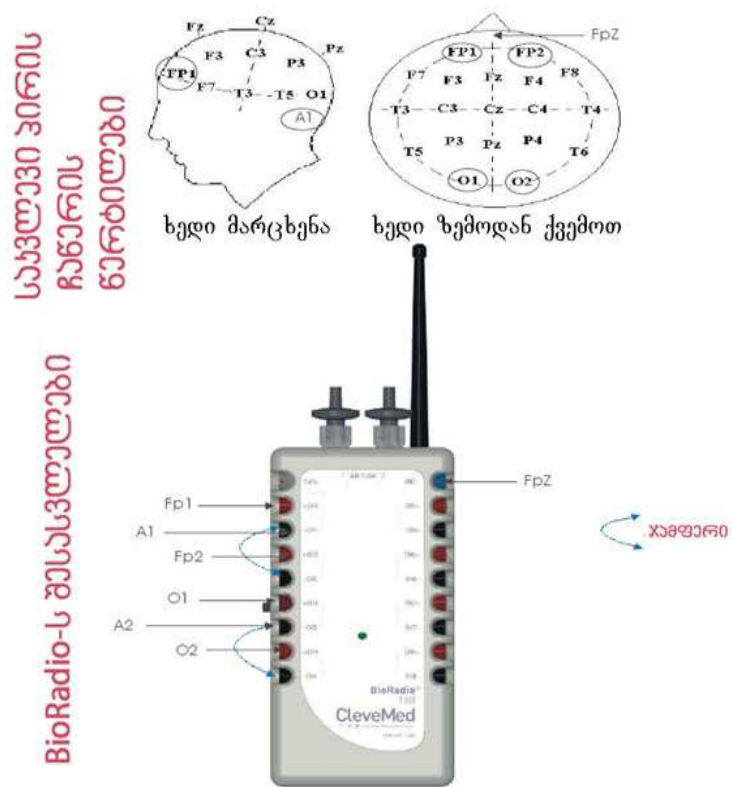
გადახედეთ ელექტროდების დამაგრების ადგილების გაწმენდისა და მომზადების შესახებ ინფორმაციის მისაღებად.

4. ახლა უკვე შეიძლება ოქროსფერთავიანი ელექტროდების მიმაგრება. ბოლომდე შეავსეთ ელექტროდის თავი ელექტროგამტარი გელით; წაუსვით ცოტა გელი მარლის ნაჭერს, მასზე დაამაგრეთ ელექტროდი და ფრთხილად ჩაუშვით თმებს შორის; დაამაგრეთ ელექტროდი საკვლევი პირის თავის უკანა ნაწილზე O1 პოზიციაში; სხვა ოქროსფერთავიანი ელექტროდებისთვისაც იგივე გაიმეორეთ და შესაბამის ადგილებზე დაამაგრეთ. O1 და O2 წერტილებზე ელექტროდების დამაგრება ნაჩვენებია მე-2 სურათზე.



სურ. 3. დვრილისებრი მორჩი ძვლოვანი წარმონაქმნია, რომელიც მდებარეობს ყურის ნიჟარის უკან.

5. შეაერთეთ ოქროსფერთავიანი ელექტროდების სადენები და ჯამფერები არხების შესასვლელებზე 1, 2, 3, 4 და შესასვლელზე მიწა გამოიყენეთ ქვემოთ მოყვანილი სურათი (იხ. სურ.7). როგორც ზედხედზე ჩანს, ხედი მარცხნიდან სიმეტრიულია მარჯვენა ხედისა.



სურ. 4. ეეგ 2 ლაბორატორიულის ჩატარება.

პროცედურა და მონაცემთა შეგროვება

14. გაუშვით CleveLabs-ის პროგრამა, შედით სისტემაში და აირჩიეთ Electroencephalography I ქვეთავში ძირითადი ფიზიოლოგია, დააჭირეთ ღილაკს Begin Lab;

1. ჩართეთ BioRadio;
2. თქვენი BioRadio უნდა დაპროგრამდეს კონფიგურაციით LabEEGI;
3. დააჭირეთ თითო Tabs EEG და შემდეგ მწვანე ღილაკს Start;

4. დაინახავთ ოთხ მცურავ ხაზს ეკრანის გასწვრივ. დროის სკალა დააყენეთ ისე, რომ ფანჯარაში ჩანდეს მონაცემთა ჩანაწერის 2 წამი. დააჭირეთ ღილაკს Screen Capture, რათა გადაიღოთ სურათი. მიღებული შედეგი შესაძლოა არ ჰგავდეს ეეგ სიგნალს იმიტომ, რომ მაღალი სიხშირის სიგნალი არ გაგიფილტრავთ, შესაძლოა შეიცავდეს ხმაურს, მაღალი სიხშირით, დაახლოებით 60 ჰ;

5. შეინახეთ დაახლოებით 30 წმ-იანი მონაცემი სახელით: „ეეგ მოდუნებული“. ამ დროს საკვლევი პირი მოდუნებული ზის და ეკრანს უყურებს.

6. შეინახეთ ისევ, 30 წმ-იანი ფაილი, სადაც საკვლევი პირი მოდუნებული ზის ეკრანის წინ, უყურებს მას და რამდენიმე წამში ერთხელ სწრაფად ახამხამებს თავლებს. ფაილი შეინახეთ სახელით: „ეეგ ხამხამი“;

7. შეინახეთ 30 წმ-იანი ფაილი, სადაც საკვლევი პირი ისევ მოდუნებული ზის ეკრანის წინ და უყურებს მას. თუმცა, მონაცემების ჩაწერის პროცესში რამდენიმეჯერ თავს გაიქნევს. ფაილს დაარქვით: „ეეგ მოძრაობა“;

8. დაწკაპუნეთ ჩანართს წარწერით Sample EEG. ჩამოსაშლელ მენიუმში აირჩიეთ მონაცემების თითოეული ნიმუში, გაუშვით და შეამოწმეთ ეკრანზე გამავალი მათი მახასიათებლები. ყოველი სიგნალი დაახლოებით ერთი წუთის ხანგრძლივობისაა და როდესაც დამთავრდება, მეორდება თავიდან. მოგვიანებითი ანალიზისთვის შეინახეთ ეს ფაილები შესაბამისი სახელებით;

9. დააჭირეთ Tabs წარწერით Time-Frequency Analysis. ეს განყოფილება დაგეხმარებათ საერთო დროით-სიხშირული ანალიზის ჩასატარებლად. აირჩიეთ ფაილი ჩამოსაშლელ მენიუმში და დააჭირეთ ღილაკს Go. ეს მოგცემს JTFA-ს.

10. გამოიყენეთ მონაცემთა თითოეული ნიმუში და შეამოწმეთ სხვადასხვა JTFA მეთოდით. დააკვირდით შედეგებს.

მონაცემთა ანალიზი

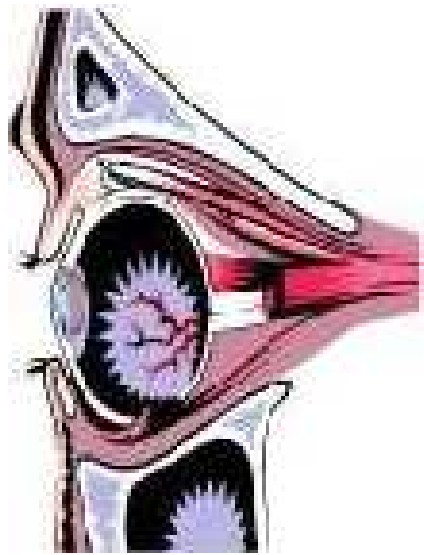
1. Post-processing ინსტრუმენტების MATLAB ან LabVIEW მეშვეობით, გახსენით თქვენ მიერ შენახული ფაილი „ეეგ მოდუნებული“ და ფაილი grandmal. შეამოწმეთ ამ სიგნალების დროითი და სპექტრული მახასიათებლები მოიფიქრეთ როგორ შეადგენთ პროგრამას კრუნჩხვის ავტომატურად დაფიქსირებისთვის;

2. Post-processing ინსტრუმენტების პანელის MATLAB ან LabVIEW მეშვეობით გახსენით შენახული ფაილები „ეეგ მოდუნებული“, „ეეგ ხამხამი“, „ეეგ მოძრაობა“ და grandmal. ჩაატარეთ ამ სიგნალების დრო და სიხშირული ანალიზი. განზრახ გენერირებული არტეფაქტები შეადარეთ ნიმუშში მოცემულ კრუნჩხვით აქტივობას.

კითხვები

1. რატომ არის აუცილებელი ევგ-ს გამოყენება არაკონვულსიური გულყრების დასადგენად?
2. ძნელია არტეფაქტებისა და ნამდვილი კრუნჩხვითი აქტივობის ერთმანეთისგან გარჩევა? რატომ?
3. დაასახელოთ, დროითი ანალიზისას აღმოჩენილი რაოდენობრივი მახასიათებლები, რომლებიც შესაძლებელია სპეციფიკური გამოდგეს გულის რიტმის რაოდენობრივი ანალიზისთვის.
4. დაასახელოთ ზოგიერთი რაოდენობრივი მახასიათებელი, რომელიც სიხშირული ანალიზის დროს აღმოაჩინეთ და შესაძლოა ზოგიერთი გულის რიტმის რაოდენობრივი ანალიზისთვის გამოდგეს.
5. ცნობილია, რომ საერთოდ კრუნჩხვა ტვინის ნელ რიტმებსაც მოიცავს, მათი სპაიკები ჩვეულებრივ წინ უსწრებს კრუნჩხვით შეტევას; შემოგვთავაზეთ პროგრამა, რომელიც ავტომატურად აღმოაჩენს როდის უნდა გაკეთდეს ევგ ანალიზი. როგორ შეეწყობა ხმაური ამ ავტომატურ პროგრამას?
6. რა არის JFTA მეთოდის გამოყენების უპირატესობა მაშინ, როდესაც ვიყენებთ მას მხოლოდ სპექტრული და მხოლოდ ეპიზოდური ანალიზისთვის?
7. იმსჯელოთ თითოეული JFTA მეთოდის სხვაობაზე ბიოსამედიცინო სიგნალის დამუშავებისას. თქვენი აზრით, არსებობს განსაკუთრებული მიზეზები მეთოდის რომელიმე კონკრეტული ვარიანტის გამოსაყენებლად?
8. რა ეფექტი აქვს ფანჯრის ზომას JFTA დანაყოფზე, როდესაც STFT მეთოდს ვიყენებთ? რა გავლენა აქვს ამას დანაყოფის ფასზე?

ელექტროკულოგრაფია



შესავალი

მხედველობა ადამიანის ხუთი გრძნობიდან ალბათ, ყველაზე უფრო მნიშვნელოვანია. ჩვენი ვიზუალური სისტემა მუდმივად უზრუნველყოფს უკუკავშირს გარემოსთან. მხედველობის პროცესში, სხვადასხვა ამოცანების გადაწყვეტაში, მაგალითად ცაში მოძრავი თვითმფრინავის ფრენის დაკვირვება იქნება ეს, თუ გატყორცნილი ისრისთვის მზერის გაყოლება, მონაწილეობს სხვადასხვა კუნთები, რომლებიც პასუხისმგებელია ამ მოძრაობების განხორციელებაზე. ყველა ეს მოძრაობა მოითხოვს სპეციფიკურ გაკონტროლებას; ყველა ამ მოძრაობას აქვს თავისი დასახელება და ამ ლაბორატორიული სესიის პერიოდში ახსნილი იქნება მათი არსი. მკვლევარები სხვადასხვა ექსპერიმენტებს ატარებენ, რათა შეისწავლონ როგორ ფუნქციონირებს თვალი. სწორედ, ელექტროოკულოგრამა არის ის დაკვირვებადი მოვლენა, რომელიც დაგვეხმარება ამის არსის წვდომაში.



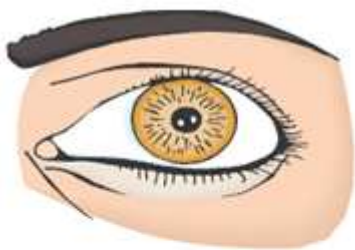
არსებობს რამდენიმე თეორია, რომელიც ხსნის ელექტროოკულოგრამის პოტენციალის გენერირების მექანიზმებს. მაგრამ მისი ზუსტი მექანიზმებისგან დამოუკიდებლად, ეს მნიშვნელოვანი ბიოპოტენციალია, რომელსაც შეუძლია ინფორმაცია მოგვაწოდოს ვიზუალური სისტემის შესახებ. ერთ-ერთი მნიშვნელოვანი მაგალითი, სადაც გამოიყენება ელექტროოკულოგრამის ანალიზი, ეს არის ღამის ძილის ციკლის შესწავლა (გავეცნობით მომავალში). ძილის შესწავლა ხშირად მოიცავს ელექტროოკულოგრამის შესწავლას, რადგან ის ერთ-ერთი იმ მრავალი ბიოპოტენციალთაგანია, რომლებიც რეგისტრირდება ამ კვლევებში. ძილის ციკლის გარკვეულ პერიოდებში თვალების მოძრაობა აქტიური ხდება და აქვს შედარებით დიდი ამპლიტუდა. გარდა ამისა, ამ კვლევის საშუალებით შეიძლება ვიმსჯელოთ თვალის გარკვეული დაავადებების შესახებ; მაგალითად, ოფთალმოლოგებს შეუძლიათ დაადგინონ რეტინის დარღვევები სწორედ ელექტროოკულოგრამის საშუალებით. თქვენ გაეცნობით და ჩაატარებთ ექსპერიმენტებს თვალის სხვადასხვაგვარი მოძრაობის შესახებ, ამ მოძრაობაში ჩართული კუნთებისა და მიღებული ბიოსიგნალის

ანალიზის მიმართულებით, როგორცაა მაგალითად, სავარჯიშო თვალის მიზნობრივი მიდევნებისას. მონაცემები დამუშავდება და განალიზდება, რათა განხორციელდეს პრობლემის კვლევა, რომელიც ტარდება ელექტროოპტოლოგრამის ჩაწერის და დამუშავებისას.

საჭირო აღჭურვილობა

- CleveLabs ნაკრები;
- CleveLabs Course Software;
- ხუთი ელექტროდი და კლემა;
- Microsoft Excel;
- Microsoft Excel®, MATLAB®, ან LabVIEW™.

ადამიანის თვალი მოიცავს რამდენიმე ანატომიურ სტრუქტურას, რომლებიც ფუნქციონირებს როგორც კამერა და საშუალებას გვაძლევს, რომ ჩვენი მხედველობის არეში ფოკუსირებულ იქნეს გარემო ობიექტებისა და მათი გადაადგილების დაკვირვება (სურ. 2). კორნეა (რქოვანა გარსი) და ლინზა არის ის ორი მნიშვნელოვანი სტრუქტურა, რომლებიც თვალს ეხმარება ობიექტებზე ფოკუსირებისას. ლინზა პასუხისმგებელია ვიზუალური გამოსახულების ფოკუსირებაზე უკანა თვალში. ლინზა ცვლის ფორმას და კოორდინატებს, რომლებიც მოდის კორნეადან; აგრეთვე ცვლის სინათლის იმ სხივების

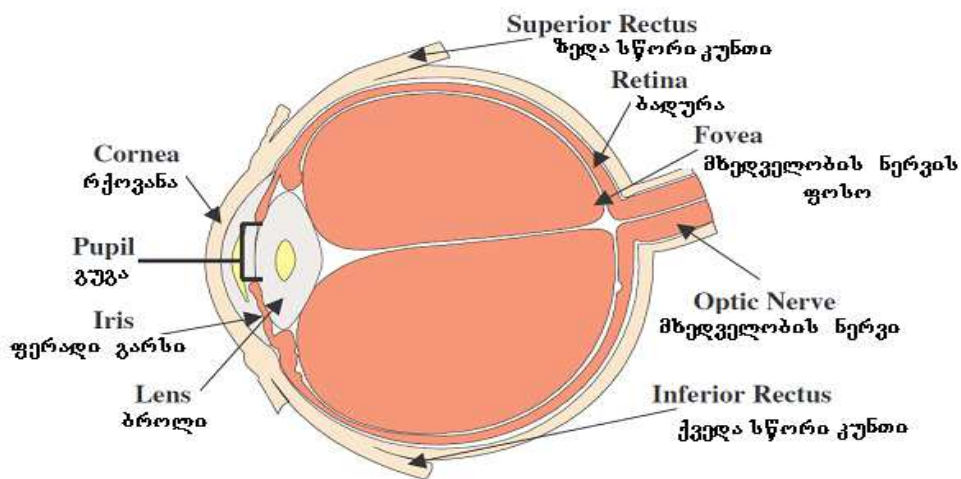


სურ. 1. ადამიანის თვალი არის ინტეგრაციული მოწყობილობა ნერვული სისტემის მიერ გარემო სამყაროზე საპასუხო რეაქციის განხორციელებისთვის.

მიმართულებას, რომლებიც შემოდის თვალში, შესაბამისად ხდება სინათლის ფოკუსირება ბადურა გარსზე. ბადურა გარსი შეიცავს

ფოტორეცეპტორებს (ჩხირები და კონუსები), რომლებიც პასუხისმგებელია სინათლის ელექტრულ სიგნალად გარდაქმნაზე თავის ტვინში. Fovea ღრმული ბადურას ნაწილია, რომელიც ყველაზე მეტი მგრძნობელობით გამოირჩევა.

ამ სტრუქტურაში ყველაზე დიდი რაოდენობითაა ფოტოსენსიტიური უჯრედები. ბადურის დანარჩენ ნაწილში ასევე განთავსებულია ფოტოსენსიტიური უჯრედები, მაგრამ გაცილებით ნაკლები რაოდენობით, და ამიტომ ისინი უზრუნველყოფენ უფრო დაბალი გარჩევისუნარიანობის გამოსახულების შექმნას. უფრო დაბალი გარჩევისუნარიანობის რეგიონი საშუალებას იძლევა აღმოვაჩინოთ ახალი ობიექტი სამიზნედ, იმის მსგავსად როდესაც თქვენ პირველად ამოიცნობთ, გაარჩევთ ობიექტს თქვენი პერიფერიული მხედველობის არეში.

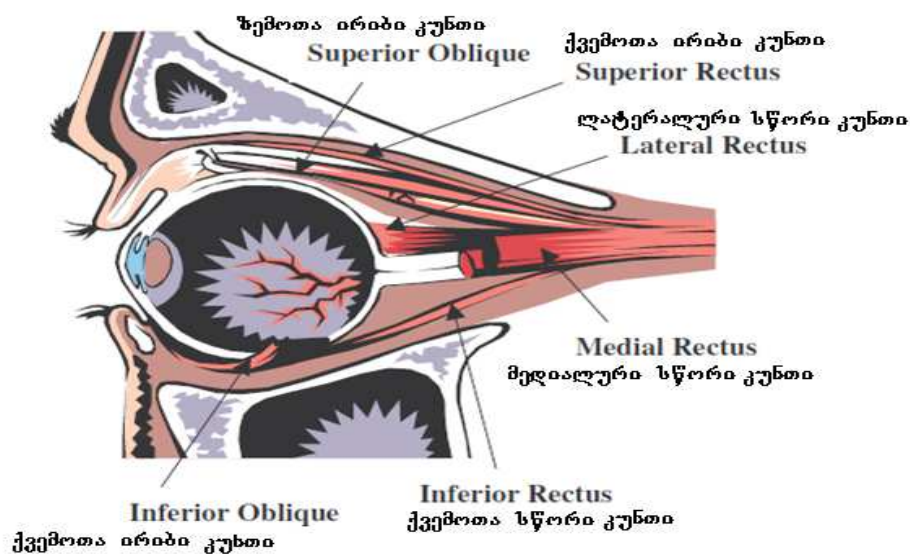


სურ. 2 . თვალის სხვადასხვა სტრუქტურები პასუხისმგებელია ობიექტის ფოკუსირებაზე მხედველობის არეში.

ექსტრაოკულარული კუნთები აბრუნებს, ამოძრავებს თვალის კაკალს, რათა მისი ინტერესის ფოკუსირება მოხდეს Fovea -ს უბანზე. გუგა იხსნება და იხურება სინათლის ინტენსივობის მიხედვით. ირისი არის თვალის ფერადი გარსი (სურ. 2) არსებობს ექსტრაოკულარული კუნთების სამი წყვილი, რომლებიც ახორციელებს თვალის კონტროლს (სურ. 3). მედიალური და ლატერალური სწორი კუნთები მართავს თვალის მოძრაობას ჰორიზონტალური მიმართულებით. ზედა და ქვედა (Superior და Interior) სწორი კუნთები აკონტროლებს თვალის ვერტიკალურ მოძრაობას. Superior და Interior ირიბი კუნთები ფუნქციონირებს, რათა თვალებმა განახორციელოს ბრუნვითი მოძრაობა. ეს ტორსული მოძრაობა, რომელიც ირიბი კუნთების მეშვეობით ხორციელდება, ეხმარება მხედველობის არეს. კუნთების წყვილების ურთიერთაგზნება ხორციელდება, ანუ სხვანაირად ისინი არიან

ანტაგონისტები. როდესაც ამ წყვილიდან ერთ-ერთი კუნთი მუშაობს, მეორე რელაქსაციის მდგომარეობაშია. ურთიერთმექანიზმები თვალებს საშუალებას აძლევს, რომ გასწორდეს ერთსა და

იმავე ობიექტზე, ისე, რომ ორივე თვალის ბადურაზე მოხდეს აღწარმოება ერთი და იმავე გამოსახულების. Extraocular კუნთი თვალებს აძლევს იმის საშუალებას, რომ სიღრმის შეგრძნება აღიქვას. გაორებული მხედველობა ფიქსირდება მაშინ, როდესაც ეს მექანიზმი არ მუშაობს და სხვადასხვა ბადურას სხვადასხვა ფოკუსი აქვს. თავის ქალას ნერვები III, IV და VI ზემოთ აღწერილი თვალის მოძრაობის

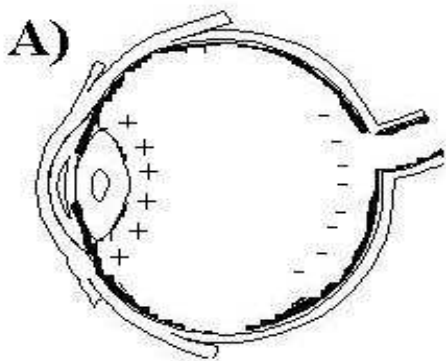


სურ. 3. არსებობს ექსტრაოკულარული კუნთების სამი წყვილი, რომელიც პასუხისმგებელია თვალის მოძრაობაზე ზემოთ, ქვემოთ, მარცხნივ, მარჯვნივ და ტორსულად.

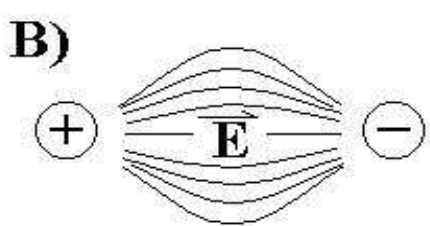
განმსაზღვრელია კუნთების აგზნებაზე. თვალის მოძრაობის მმართველი კუნთების სამ წყვილს აქვს იმის უნარი, რომ განსხვავებული მოძრაობები განახორციელოს. თვალის საკადიური (სწრაფი) მოძრაობა ხორციელდება, რათა სწრაფად დაფიქსირდეს მიზანი.

თვალის მდოვრე მოძრაობა გამოიყენება იმისათვის, რომ მიზანს ბოლომდე დააკვირდეს, ხოლო ვესტიბულარული მოძრაობა მიზანზე ფოკუსირების საშუალებას იძლევა, მაშინაც კი როდესაც თავი მოძრაობს. ამის მაგალითია ბურთის დაჭერისას თვალის მოძრაობის მართვა. თავი მოძრაობს სირბილის დროს, მაგრამ

თვალეში მაინც ბურთოვანი ფოკუსირებული. Vergence ნიშნავს - ორივე თვალის ერთდროულ მოძრაობას საპირისპირო მიმართულებით, რათა მიღებულ იქნეს ერთადერთი ბინოკულარული გამოსახულება; რითაც საშუალება ეძლევა თვალი მიადევნოს ახლო და შორეულ სამიზნეებს. ეს ძალზე უნიკალური მოძრაობებია, რადგან ერთადერთია, რომელიც თვალებს საშუალებას აძლევს მიახლოება განახორციელოს სხვადასხვა მიმართულებით. მოძრაობა Optokinetic ხორციელდება მაშინ, როდესაც გადაადგილება მიზნობრივია, დაგეგმილ გარემოში. ექსტრაოკულარული კუნთების გამოყენება ასეთი სახის მოძრაობების გენერირებისას, ვცდილობთ სამიზნე გამოსახულება Fovea-ში მოვათავსოთ. ამის შემდეგ, თვალს შეუძლია „გადახტეს“, რათა ფოკუსირება განახორციელოს ახალ მიზანზე; ამ გადახტომას ეწოდება „საკადა“ (saccades- თვალის სწრაფი მოძრაობა). საკადას შეიძლება დავაკვირდეთ ინდივიდებში, როდესაც ისინი კითხულობენ, ან ფანჯარაში იყურებიან მანქანით გადაადგილებისას. როდესაც ვუცქერთ რაიმე ვიზუალურ სცენას, ვაკათებთ დაახლოებით 3saccades/second-ს, ვახორციელებთ თითოეული ამ ვიზუალური „სურათის“ გაერთიანებას „გონების თვალში,“ მაღალი გარჩევისუნარიანობით.



სურ. 4. ა) კორნეა (რქოვანა) დამუხტულია დადებითად, ხოლო ბადურა გარსი - რეტინა უარყოფითად; ბ) წარმოქმნის დიპოლს, რომლის ელექტრული ველის გაზომვა შესაძლებელია.



თუ დააკვირდებით ვინმეს თვალებს, როდესაც ის კითხულობს, დაინახავთ რამდენიმე საკადას ტექსტის თითოეული ხაზის წაკითხვისას. ახსენით, რომელი ფიზიკური მექანიზმებია პასუხისმგებელი EOG სიგნალის გენერირებისას? ჩვენ არ ვზომავთ ექსტრაოკულარული კუნთების EMG-ს; თუმცა, EOG-ს ზუსტი წარმოშობა არ არის განსაზღვრული, რადგან არსებობს რამდენიმე თეორია ამ პროცესის მექანიზმების ასახსნელად. პირველი არის ის, რომელიც მიეკუთვნება თვალის ბადურას რქოვანა გარსის დიპოლურ თეორიას. ამ თეორიის მიხედვით, ელექტრული დიპოლის ფორმირება თვალის გავლით ხორციელდება იმიტომ, რომ რქოვანა გარსი დადებითად არის დამუხტული, მაშინ როდესაც ბადურა ურყოფითი მუხტის მატარებელია.

როგორც ფიზიკის კურსიდანაა ცნობილი, დიპოლი ქმნის ელექტრულ ველს, რომელიც შეიძლება გაიზომოს. ეს არის პოტენციალი, რომელიც იზომება EOG-ით. რადგანაც თვალები იცვლის მიმართულებას, ამდენად დიპოლები, რომლებსაც ისინი ქმნიან, ასევე იქცევიან და ასე ხდება სიგნალის აღმოჩენა (სურ. 4).

მეორე თეორია მსგავსია ზემოთ აღწერილის, მაგრამ ნაცვლად დიპოლისა, რომელსაც წარმოქმნის კორნეა და რეტინა, ამ თეორიის მიხედვით დიპოლი არის პოტენციალთა სხვაობა, რომელიც იქმნება უშუალოდ ბადურა გარსის გავლით. მესამე თეორიის თანახმად ქუთუთოს მოძრაობა ქმნის მცოცავ პოტენციალის წყაროს, რომელიც პასუხისმგებელია პოტენციალის ჩაწერაზე. კორნეა-რეტინის თეორია ყველაზე მეტადაა გავრცელებული და ამ ლაბორატორიაში სწორედ ეს თეორია იქნება გამოყენებული. EOG მნიშვნელოვანი სიგნალია, რომელიც უნდა ვიცოდეთ, როდესაც ვახორციელებთ ფასციალური კუნთების EMG და ასევე ECG -ის ჩაწერას. ტიპური EOG-ს სიგნალების ამპლიტუდის დიაპაზონი მილივოლტების ტოლი, სიხშირე - 100 Hz. ადრე შევისწავლეთ EEG სიგნალები და ვნახეთ, რომ იგი არის მიკროვოლტების რიგის, EMG კი მილივოლტების რიგისაა. რადგან თვალები განლაგებულია თავის ტვინისა და სახის კუნთების მახლობლობაში, სხვადასხვა სიგნალებს შეუძლია არტეფაქტული ზემოქმედება იქონიოს ერთმანეთზე. EOG შესაძლებელი რომ იყოს ძალიან დამახინჯებული EMG სიგნალით, და ნაკლებად - EEG სიგნალით. ანალოგიაც ასევე მართებულია. EOG-ს შეუძლია დაამახინჯოს EEG და EMG, რომლებიც ჩაწერილია თავისა და სახის რეგიონის ირგვლივ. ზოგიერთ

შემთხვევაში, მაგალითად, თვალის ნელი მოძრაობისას, EOG-ს შეუძლია წანაცვლოს EEG სიგნალის მუდმივი შემდგენი (DC offset). ეს კონცეფცია უფრო სრულად ასახავს მომავალ ლაბორატორიულ სამუშაოს, რომლის ჩატარებისას გავზომავთ EOG სიგნალის მუდმივ შემდგენს. DC კომპონენტი შეიძლება გამოვიყენოთ თვალის მოძრაობის გასაზომად +/-30 რიგით.

როგორც შესავალში იყო აღნიშნული, EOG არსებობს ერთ-ერთი სტანდარტული ბიოპოტენციალი, რომელსაც ზომავენ ძილის პროცესის შესწავლისას. ამიტომ არსებობს ძილის ტიპი, რომელსაც უწოდებენ სწრაფი - თვალეების მოძრაობის ციკლს (rapid-eye-movement REM). როგორც სახელწოდება გვიჩვენებს, REM მოიცავს თვალეების ძალიან სწრაფ და საშუალო მოძრაობას. ჩვეულებრივ, დამის ძილი REM დაახლოებით ყოველ 90 წუთში გრძელდება 5–დან 30 წუთამდე. ეს არის პერიოდი, რომელიც ასოცირდება აქტიურ ძილთან, შემცირებულ კუნთურ ტონუსთან, შემცირებულ კარდიო, რესპირატორულ და თავის ტვინის აქტიურობის მომატებასთან. იმის გამო, რომ თავის ტვინის აქტივობა REM პერიოდში ძალიან ჰგავს ადამიანის გონებრივი მუშაობის პროცესს, ამ ძილს უწოდებენ პარადოქსულს.

ექსპერიმენტული მეთოდები

ექსპერიმენტის ჩატარება

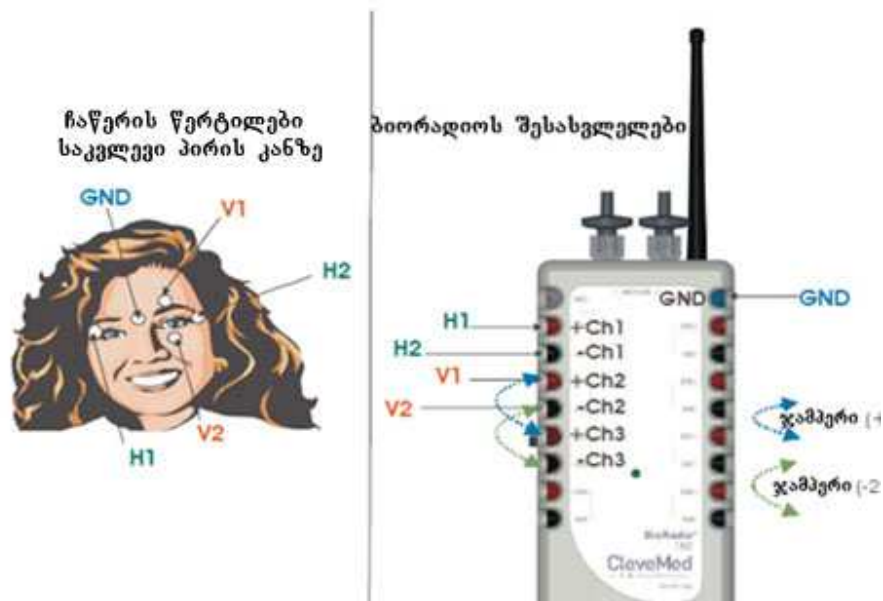
ამ ლაბორატორიული სესიის პირობებში უნდა ჩაწეროთ EOG-ის სამი არხი და აგრეთვე – მუდმივი შემდგენის (DC) ჰორიზინტალური და ვერტიკალური კომპონენტები. უნდა ნახოთ და დააკვირდეთ Cleve Lab პროგრამული უზრუნველყოფის საშუალებით “setup movie” ფაილს, ვიდრე გადახვალთ ლაბორატორიულ ექსპერიმენტზე.

1. დაგჭირდებათ 5 ელექტროდი. შენიშვნა: ამ ლაბორატორიის დაწყებამდე ყველა კლემა უნდა დაამაგროთ ელექტროდებზე, სანამ მათ მოათავსებთ საკვლევ პირზე. თუ ამას განახორციელებთ უკუმიმდევრობით, საკვლევი პირისთვის ეს იქნება არაკომფორტული. კარგად გაასუფთავეთ კანის ზედაპირი, სანამ მასზე დაამაგრებთ ელექტროდებს (სურ. 5).

2. როგორც მე-5 სურათზეა ნაჩვენები, მოათავსეთ ერთი ელექტროდი მარცხენა თვალის ქვევით, მეორე კი – ზევით. ეს ელექტროდები გაზომავს

თვალის ვერტიკალურ გადაადგილებას. ერთი ელექტროდი მოათავსეთ მარცხენა თვალის მარცხნივ, მეორე კი – მარჯვნივ. ეს ელექტროდები დააფიქსირებს თვალის ჰორიზონტალურ გადაადგილებას. საბოლოოდ, მოათავსეთ ერთი ელექტროდი ორი თვალის შუაში, ცხვირის ხიდთან. ეს ელექტროდი გამოყენებული იქნება, როგორც დამიწების ელექტროდი.

3. თუ ეს მანამდე არ გაგიკეთებიათ, მიამაგრეთ ყველა ელექტროდის გამომყვანები. შეაერთეთ ეს გამომყვანები შესასვლელ არხებთან 1,2,3 და მიწა გამოიყენეთ, როგორც რეფერენტული (სურ.5). ასევე საჭიროა სადენის კლემები (jumper wires) მიაერთოთ როგორც მე-5 სურათზეა ნაჩვენები. აიღეთ ყველა კაბელი და ყურის უკან გადაიტანეთ, რათა განთავისუფლდეს მხედველობის არე.



სურ.5. BioRadio-ს გამართვა ოკულოგრაფიის ლაბორატორიული სამუშაოს ჩასატარებლად.

პროცედურები და მონაცემთა შეკრება

ამ ექსპერიმენტისთვის ძალზე მნიშვნელოვანია, რომ საკვლევა პირმა თავი გააჩეროს, სანამ ობიექტი გადაადგილდება, ანუ საკვლევა პირმა მხოლოდ თვალები უნდა მიაყოლოს ობიექტის კვალს.

1. გაუშვით CleveLabs კურსის პროგრამა. დარეგისტრირდით და ამოირჩიეთ Electro-Oculography I ლაბორატორიის სესია. დააწკაპუნეთ დილაკზე Begin Lab.

2. ჩართეთ BioRadio.

3. თქვენს Bio Radio უნდა დაპროგრამდეს კონფიგურაციაში LabEOG.

4. დააწკაპუნეთ EOG სტრიქონზე და შემდეგ –მწვანე ღილაკზე Start.

5. დაინახავთ მონაცემებს, რომლებიც მისრიალებს ეკრანის გასწვრივ. პირველი არხი არის EOG-ს პირველადი მუდმივი შემდგენის ჰორიზონტალური და ვერტიკალური შემდგენები, ხოლო მესამე არხი – EOG-ს ვერტიკალური მუდმივი შემდგენი. საჭიროა გამოიყენოთ ძალიან მცირე დიაპაზონი (დაახლოებით 1 μV) იმისთვის, რომ შეამჩნიოთ ცვლილებები თვალების მოძრაობისას. შეგიძლიათ ასევე მასშტაბირება გამოიყენოთ, მარჯვენა ღილაკზე დაჭერით.

6. თავიდან მხოლოდ ამოწმებთ სიგნალს. დარწმუნდით, რომ დროითი ჩარჩოები სწორადაა შერჩეული და დაყენებულია დაახლოებით 6 წმ-ის ფარგლებში. შემდეგ ჩაუტარეთ ინსტრუქტაჟი საკვლევ პირს, რათა თავი გააჩეროს და 2 წმ-ის განმავლობაში იყუროს მხოლოდ ზევით, შემდეგ კი 2 წმ მხოლოდ ქვევით. ეს შეგიქმნით გარკვეულ წარმოდგენას ვერტიკალური EOG DC სიგნალის შესახებ. გრაფიკის დიაპაზონის შეცვლით შესაძლებელია ეს უფრო ნათლად დაინახოთ.

7. საკვლევმა პირმა თავი უნდა გააჩეროს; შემდეგ გაიხედოს წინ დაახლოებით ერთი წმ-ის განმავლობაში, შემდეგ კი დაბლა ერთი წმ. ამ პროცესის ჩანაწერი სკრინშოტი თქვენს რეპორტში გიჩვენებთ განსხვავებულ ძაბვის დონეებს. მონაცემები რამდენიმე წამი შეინახეთ ფაილში სახელით „ვერტიკალური EOG“ იმ დროის განმავლობაში, როდესაც მზერა მიპყრობილია ზემოთ და ქვემოთ.

8. გაიმეორეთ მე-6 და მე-7 საფეხურები ჰორიზონტალური მდგომარეობისათვის. შეინახეთ ჩანაწერის რამდენიმე წამი ფაილში „ჰორიზონტალური EOG“, როდესაც მზერა მიპყრობილია მარჯვნივ და მარცხნივ.

9. მიეცით ინსტრუქცია საკვლევ პირს რამდენიმე დახამხამების გასაკეთებლად და დააკვირდით რა მოსდის ვერტიკალურ AC გრაფიკს. შეინახეთ ამ დახამხამების სკრი შოტი ფაილში - ”თვალების ხამხამი”.

10. უნდა ჩატარდეს ცდა, თუ როგორ ზემოქმედებას ახდენს თვალების მოძრაობა EOG სიგნალზე. პირველ რიგში, გამოსაკვლევეია სწრაფი წყვეტილი მოძრაობები. უნდა შეინახოთ ეს მონაცემები ფაილში – "სწრაფი ხამხამი". ამოირჩიეთ ოთახში რაიმე სპეციფიკური მიზანი და ჩაუტარეთ ინსტრუქტაჟი საკვლევ პირს, რათა მოაცილოს მას მზერა. შემდეგ, ეტყვიით მზერა ამ ობიექტზე დააფიქსიროს, რაც შეიძლება სწრაფად. უნდა ჩატაროთ რამდენიმე ცდა, სანამ შეინახავდეთ მონაცემებს.

11. შემდეგ უნდა დაიწყოთ მონაცემების შენახვა ფაილში სახელით: "მდოვრე შესრულება". დაახლოებით 30 წამის მონაცემები უნდა შეინახოთ ფაილში, მაშინ როდესაც საკვლევ პირი ცდილობს დააფიქსიროს თავისი მზერა ექსპერიმენტში მონაწილე რომელიმე სხვა საკვლევ პირის თითის ბოლოზე, როდესაც ის ნელა გადაადგილებს მას სივრცეში.

12. დაბოლოს, უნდა ჩაუტაროთ ინსტრუქტაჟი საკვლევ პირს, რათა მან წაიკითხოს პატარა პარაგრაფი წიგნიდან, სანამ თქვენ აკეთებთ ჩანაწერს. ეს გრძელდება 30 წმ-ის განმავლობაში და ფაილს დაარქვით სახელი -"კითხვა".

მონაცემთა ანალიზი

1. Post-processing ინსტრუმენტების პანელის MATLAB ან LabVIEW გამოყენებით გახსენით ფაილი, რომლის სახელიც არის "ვერტიკალური EOG". ჩაატარეთ კვლევა დროითი და სპექტრული მახასიათებლების ყველა არხზე.

2. Post-processing ინსტრუმენტების პანელის MATLAB ან LabVIEW გამოყენებით გახსენით ფაილი, რომლის სახელია ჰორიზინტალური EOG. ჩაატარეთ კვლევა დროითი და სპექტრული მახასიათებლების ყველა არხზე.

3. Post-processing ინსტრუმენტების პანელის MATLAB ან LabVIEW გამოყენებით გახსენით ფაილი, რომლის სახელია "თვალების ხამხამი". ჩაატარეთ კვლევა დროითი და სპექტრული მახასიათებლების ყველა არხზე.

4. Post-processing ინსტრუმენტების პანელის MATLAB ან LabVIEW გამოყენებით გახსენით ფაილი, რომლის სახელია "სწრაფი ხამხამი". ჩაატარეთ კვლევა დროითი და სპექტრული მახასიათებლების ყველა არხზე.

5. Post-processing ინსტრუმენტების პანელის MATLAB ან LabVIEW გამოყენებით გახსენით ფაილი, რომლის სახელია "მდოვრე შესრულება". ჩაატარეთ კვლევა დროითი და სპექტრული მახასიათებლების ყველა არხზე.

6. Post-processing ინსტრუმენტების პანელის MATLAB ან LabVIEW გამოყენებით გახსენით ფაილი, რომლის სახელია "კითხვა". ჩაატარეთ კვლევა დროითი და სპექტრული მახასიათებლების ყველა არხზე.

კითხვები

1. რომელი კუნთებია პასუხისმგებელი თვალების სწრაფი გადაადგილებისათვის ჰორიზონტალური მიმართულებით? ვერტიკალური მიმართულებით?

2. რომელი ჩამწერი არხები შედარებით მეტი ზემოქმედების ქვეშაა ხამხამისას და რატომ?

3. აღწერეთ დროითი და სპექტრული მახასიათებლები, რომლებიც თქვენ გამოიკვლიეთ თქვენს მიერ შენახულ მონაცემთა ყველა ფაილში. როგორ შეიძლება ამ მახასიათებლების საშუალებით აიხსნას და ავტომატურად მოხდეს დეტექტირება იმისა, საკვლევემა პირმა თვალების რა სახის მოძრაობა ჩაატარა?

4. როგორ გამოითვლით EOG-ს საშუალებით, თვალების მოძრაობის სიჩქარეს?

5. წარმოიდგინეთ, რომ თქვენ ხართ ბეისბოლის მოთამაშე და დგახართ მოედნის შორეულ კუთხეში. უეცრად, ჰაერში გასროლილი ბურთი მოგხვდათ მხარში და გამოედევნეთ მას, გაირბინეთ მოკლე დისტანცია, შემდეგ დააკვირდით სად იმყოფება ბურთი და დაიჭირეთ ის. ახსენით თვალების ყველა განსხვავებული მოძრაობა, რომლებიც განახორციელეთ ამ დროს.

6. აღწერეთ რამდენიმე კლინიკური ან სხვა გამოყენებითი სიტუაცია, რომლისთვისაც EOG სიგნალი შეიძლება წარმატებით იქნეს გამოყენებული.

ელექტრომიოგრაფია



შესავალი

აღსანიშნავია, რომ სეირნობა, სირბილი, ხელსაწყოებით მანიპულირება ან ნებისმიერი სხვა სახის მოტორული აქტივობა შედეგია სხვადასხვა კუნთის შეთანხმებული შეკუმშვისა სხეულში. ადამიანს შეუძლია აკონტროლოს შეკუმშვის ძალა თითოეული კუნთისთვის. ეს კი საშუალებას იძლევა გაკონტროლდეს როგორც ფართო და



მძლავრი მოძრაობები, ისე მოძრაობები, რომლებიც საჭიროებს სიზუსტესა და დაკვირვებულობას; მაგალითად, ადამიანი, რომელიც აკეთებს ჩაჯდომებს (ბუქნებს) სიმძიმეებით, საჭიროებს უფრო მეტი სიმძლავრის განვითარებას, ვიდრე ბალეტის მოცეკვავე, რომელიც იმავე კუნთებს ძაბავს იმ განსხვავებით, რომ ამას აკეთებს გააზრებით, მოძრაობათა გრაციოზულობისთვის და სწრაფად, რათა დაძლეულ იქნეს მიზიდულობა. ხელის კუნთების კონტროლის მაღალი სიზუსტეა შესაძლებლობა, რომელიც ქირურგს საშუალებას აძლევს ჩაატაროს ფაქიზი ოპერაციები გულზე, ხოლო პიანისტს - დაუკრას მუსიკა.

ორგანიზმში კუნთების სამი ტიპი გვხვდება: გულის განივზოლიანი, გლუვი და ჩონჩხის განივზოლიანი. გულის განივზოლიანი კუნთი მხოლოდ გულში არსებობს. გლუვი კუნთი დამახასიათებელია შინაგანი ორგანოებისათვის, როგორცაა: ნაწლავები, კუჭი და საყლაპავი მილი. გლუვი კუნთების შეკუმშვა ადამიანის ნებას არ ემორჩილება, რაც ნიშნავს იმას, რომ იგი იმართება ავტონომიური ნერვული სისტემის მიერ; ჩონჩხის კუნთების შეკუმშვა კი პირიქით, ნებაყოფლობითია. ჩონჩხის კუნთები იმ კუნთოვანი უჯრედების ერთობლიობას ეწოდება, რომლებიც მიმაგრებულია ძვლებზე და იძლევა მოძრაობის საშუალებას. მაგალითად, როდესაც ადამიანს უნდა რომელიმე კიდურის ამოძრავება, ტვინიდან წამოსული ნერვული იმპულსები ზურგის ტვინს დაუყვება ქვემოთ, ზურგის ტვინის არხიდან გაემართება ეფერენტული ნერვული ბოჭკოების საშუალებით და საბოლოოდ მიაღწევს სინაპსს, მოთავსებულს სამიზნე კიდურის მამოძრავებელი კუნთის ბოჭკოებზე, რომლებიც კიდურის მოძრაობას ახორციელებენ. ეს იმპულსები კუმშავს კუნთს, რომელიც ძვლებზე მყესებით არის მიმაგრებული; როდესაც კუნთი შეიკუმშება, მყესი მოზიდავს ძვალს და განხორციელდება მოძრაობა. კუნთის მოძრაობაზე

პასუხისმგებელია მოქმედების პოტენციალი. კანზე, უშუალოდ კუნთზე განთავსებული ზედაპირული ელექტროდების საშუალებით შეგვიძლია გავზომოთ კუნთის მოქმედების პოტენციალები და ჩავწეროთ ელექტრომიოგრამის სახით (ემგ). ემგ არის დროის ერთ მომენტში წარმოქმნილი მოქმედების პოტენციალების შეჯამებული ჩანაწერი.

ემგ მონიტორინგს შეუძლია კუნთის თვისებების შესახებ სრული წარმოდგენა შეგვიქმნას, ნათელი გახადოს ის, თუ როგორ მუშაობს ერთად კუნთები, გარკვეული ამოცანების შესრულებისას და მოგვცეს ინფორმაცია ნეიროკუნთოვანი დარღვევების შესახებ. ამ ლაბორატორიული მუშაობის პროცესში ჩაიწერეთ ემგ სიგნალებს თქვენი ზედა კიდურების კუნთებიდან. შეისწავლით, ემგ როგორ რეაგირებს კუნთების დაძაბვასა და დაღლაზე.

საჭირო აღჭურვილობა

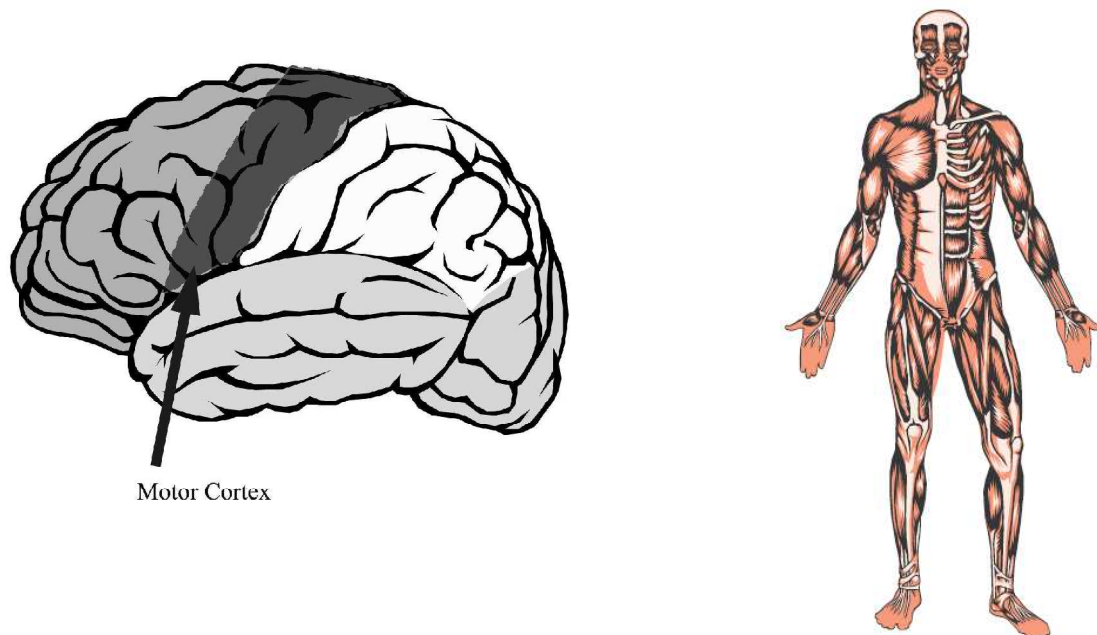
- CleveLabs-ის ნაკრები;
- CleveLabs-ის პროგრამა;
- 5 ცალი კნოპიანი ელექტროდი და კნოპიანი სადენები;
- ცვლადი წონის სავარჯიშო ჰანტელები (დაახლოებით 2.5-5 და 10 - გირვანქიანი (1 გირვანქა = 0,453 კგ);
- Microsoft Excel[®], MATLAB[®], ან LabVIEW[™].

საფუძველი

კუნთების მოძრაობას ტვინი აკონტროლებს

ჩონჩხის კუნთების ნებისითი კონტროლი თავის ტვინის ქერქიდან (კორტექსიდან) იწყება. როდესაც ადამიანი მოინდომებს მოძრაობის განსახორციელებლად კუნთის შეკუმშვას, ტვინის ქერქის მოტორული ზოლიდან წამოვა სიგნალი. მოტორული ქერქი (სურ. 1) შეიძლება სამ ნაწილად დაიყოს: პირველად კორტექსად, პრემოტორულ და დამატებით კორტექსად. თითოეული არე აკონტროლებს სხეულის ტოპოგრაფიულად განსხვავებულ ნაწილებს და ტვინის ქერქის სხვადასხვა ნაწილს შეესაბამება. მოტორული ქერქის ფაქტიურად 50% ხელისა და მეტყველების კუნთების კონტროლზეა პასუხისმგებელი, ხოლო პრემოტორული ქერქი უზრუნველყოფს კუნთთა ჯგუფის უხემ მოძრაობას. პრემოტორული კორტექსი კი სპეციფიკური ამოცანისთვის ამზადებს კუნთებს, როგორცაა წინამხრისა და მხრის მოყვანა საწერ მდგომარეობაში. დამატებითი მოტორული ქერქი

პირველად ქერქთან ერთად მოქმედებს კუნთების მოძრაობისთვის. ცნობილია, რომ ის აკონტროლებს მოძრაობის ბილატერალურობას. დამატებითი ქერქის მიერ ხორციელდება ტორსის პოზიცირებაც. ფუნქციური მრტ-ს საშუალებით ტვინის სისხლმომარაგების



სურ. 1. სხეულში 250-მდე ჩონჩხის კუნთია, რომელიც თავის ტვინის ნებით კონტროლს ექვემდებარება.

გაზომვის მიზნით ჩატარებულმა ექსპერიმენტებმა გვიჩვენა, რომ დამატებითი მოტორული ქერქი გააზრებული მოძრაობის განხორციელებისთვისაც აგებს პასუხს. მკვლევარებმა აღმოაჩინეს, რომ როდესაც ადამიანი ფიქრობს ამოძრავს თითები, დამატებითი კორტექსის მიმართულებით სისხლის ნაკადი მატულობს მაშინაც კი, თუ მოძრაობა არ განხორციელდება. ეს სიგნალები მოტორული ქერქიდან გადაეცემა სპინალური არხით, საიდანაც მოტორული ნეირონების გავლით მიაღწევს და გაააქტიურებს კუნთოვან ბოჭკოებს.

ემგ სიგნალის წარმოქმნა

ნებისითი კუნთური მოძრაობისთვის მოქმედების პოტენციალი ტვინიდან უნდა გავრცელდეს სამიზნე კუნთისკენ. ეს უკანასკნელი ტვინიდან გაივლის ხერხემლის არხს, შემდეგ კი ეფერენტულ ნერვს, რომლის სინაპსი სამიზნე კუნთზე მდებარეობს. კუნთის თითოეულ ბოჭკოს ერთი ნეირონი აინერვირებს; თუმცა, ერთი ნეირონი შეიძლება რამდენიმე ასეულ კუნთოვან ბოჭკოს აინერვირებდეს. ნეირონით ინერვირებული კუნთოვანი ბოჭკოების ერთობლიობას, ინერვაციის კოეფიციენტი ეწოდება. რაც უფრო

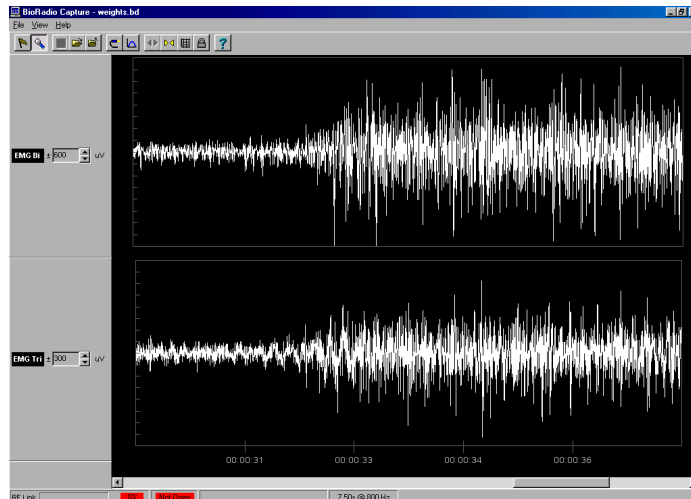
ნაკლებია ინერვაციის კოეფიციენტი, მით უფრო ზუსტია კუნთის შეკუმშვის ძალის კონტროლი.

ნერვისა და კუნთის კონტაქტის ადგილს, ნერვკუნთოვანი შეერთება, ანუ სინაპსი ეწოდება. მოქმედების პოტენციალი მამოძრავებელი ნერვის საშუალებით ვრცელდება ქვემოთ და სინაპსის არეში აცეტილქოლინის (Ach) გამოთავისუფლებას იწვევს; ეს უკანასკნელი წარმოადგენს - ნეიროტრანსმიტერს სინაპსში. მას შემდეგ, რაც Ach გამოთავისუფლდება, გაივლის ნერვკუნთოვან შეერთებას და კუნთოვან ბოჭკოზე მდებარე თანამოსახელე რეცეპტორების არხებს გახსნის. როდესაც ეს არხები გაიხსნება, ნატრიუმის იონები შეიჭრება უჯრედში და მის დეპოლარიზაციას მოახდენს. პოტენციალის ასეთი ცვლილება აქტიურებს ნატრიუმის ძაბვადამოკიდებულ არხებს და წარმოქმნის მოქმედების პოტენციალის ტალღას, რომელიც კუნთოვანი ბოჭკოს მთელ სიგრძეზე ვრცელდება. მოქმედების პოტენციალის აღმოცენების შემდეგ წარმოქმნილი მუხტები უჯრედგარე სივრცეში ქმნიან პოტენციალებს, რომელთა ჩანაწერიცაა ემგ.

მოქმედების პოტენციალის ზემოხსენებული მუხტები განივი მილაკებით ვრცელდებიან კუნთის ბოჭკოების სიღრმეში, ცვლიან იქ არსებულ პოტენციალს, რაც კუნთის ბოჭკოში მდებარე სარკოპლაზმური რეტიკულუმიდან კალციუმის იონების გამოთავისუფლებისთვის გამშვებ მექანიზმს წარმოადგენს. კუნთის ბოჭკოს შიგნით ორი სახის ფილამენტი: აქტინი და მიოზინი. აქტინის არხები ნორმალურ მდგომარეობაში დახურულია, მაგრამ კალციუმის არსებობისას ეს არხები იხსნება. როგორც კი კალციუმი შევა ამ არხებში, მიოზინის ფილამენტი დამოკლდება და აქტინის რეცეპტორს თავისკენ მიიზიდავს. მაშასადამე, კუნთის შეკუმშვის ძალასა და ხანგრძლივობას განსაზღვრავს გამოთავისუფლებული კალციუმის რაოდენობა. წამის განსაზღვრული ნაწილის გასვლის შემდეგ, კალციუმი უკან, კუნთის უჯრედში გადაიტანება, რაც აქტინისა და მიოზინის ელემენტების მოდუნებას იწვევს. ეს მექანიზმი საშუალებას იძლევა კუნთოვანი ბოჭკო წამში 60-100-ჯერ გააქტიურდეს.

ზემოთ აღწერილი პროცესი ერთი მოქმედების პოტენციალი იყო. თითო მოქმედების პოტენციალი ჩვეულებრივ 1-3 მილიწამს გრძელდება; მაგრამ, ერთი მოქმედების პოტენციალით გამოწვეული კუნთის შეკუმშვა 10-100 მილიწამის განმავლობაში მიმდინარეობს. ერთი მოქმედების პოტენციალით გამოწვეულ კუნთის შეკუმშვას, ერთჯერადი შეკუმშვა ეწოდება. თუ პირველ მოქმედების პოტენციალს მიყოლებით მოყვება მომდევნო მოქმედების პოტენციალი, მაშინ კუნთს მოდუნების დრო არ ექნება და შეკუმშვები ერთმანეთს დაემატება. თუ შეკუმშვები საკმარისი სიხშირით მოხდება, მაშინ

კუნთის შეკუმშვის ძალის მატება პლატოსებრი იქნება. ამ პლატოს, ტეტანური შეკუმშვა ან



სურ. 2. ჩვეულებრივი მაღალი გადასასვლელით გაფილტრული ემგ სიგნალი. ჩანს, როგორ იზრდება სიგნალის ამპლიტუდა მაშინ, როცა საკვლევი პირი კუნთებს კუმშავს.

ტეტანუსი ეწოდება. ცნობილია ორი სახის ტეტანუსი: კბილოვანი და სრული. კბილოვანი ტეტანუსის შემთხვევაში მოქმედების პოტენციალების სიხშირე დაბალია და კუნთის თითოეული შეკუმშვა თვალისთვის შესამჩნევია. სრული ტეტანუსის დროს, მოქმედების პოტენციალები მაღალი სიხშირისაა და შეკუმშვები უხილავია. მძლავრი შეკუმშვის მისაღწევად ორი საშუალება არსებობს, ესენია: დროითი (სიხშირული) და სივრცითი (გავრცელებული) შეჯამება. უმეტესი კუნთოვანი შეკუმშვისას, მოქმედების პოტენციალების წარმოქმნის სიხშირე 8 ჰც-ზე მეტია; მაგრამ ჩვეულებრივ, ძლიერი შეკუმშვებისას 25 ჰერცზე ნაკლებია. მოქმედების პოტენციალების შეჯამების მეთოდი ცნობილია, როგორც დროითი, ან სიხშირული შეჯამება. თუ ნერვული იმპულსის სიხშირე მატულობს, მაშინ კუნთის შეკუმშვის ძალაც იზრდება. სხვა მეთოდი, რომელიც კუნთის მძლავრ შეკუმშვას გვაძლევს, გავრცელებული შეჯამებაა. გავრცელებულ შეჯამებას ადგილი აქვს მაშინაც, როდესაც რამდენიმე კუნთოვანი ბოჭკო პარალელურად იძაბება; შედეგად მიიღება შეკუმშვის უფრო მეტი ძალა, ვიდრე ერთი ბოჭკოს შეკუმშვისას. დროითი და სივრცითი შეჯამების კომბინაცია კუნთის მძლავრ შეკუმშვას გვაძლევს. კუნთის მიერ განვითარებული ძალა, შესაძლოა ემგ სიგნალის ჩანაწერის ამპლიტუდასთან იყოს დაკავშირებული. სუსტი შეკუმშვისას ნაკლები კუნთოვანი ბოჭკო იკუმშება, რის შედეგად ემგ სიგნალი შედარებით პატარაა და პირიქით, დიდი ძალით შეკუმშვისას, სივრცითი შეჯამების დროს მეტი კუნთოვანი ბოჭკო იკუმშება და ემგ სიგნალიც უფრო დიდია. ემგ, მრავალი კუნთოვანი ბოჭკოს მიერ ერთდროულად პროდუცირებული სიგნალების ჯამია. ყველა ეს ბოჭკო სინქრონულად არ იკუმშება. თითოეული ბოჭკოს მიერ წარმოქმნილ მოქმედების პოტენციალს ორივე კომპონენტი აქვს: დადებითიც და უარყოფითიც; ასე რომ, ეს შეჯამება

წამოქმნის ტალღას, რომლის ფორმაც არსებითად შემთხვევითია, თუმცა მისი სრული ამპლიტუდა დამოკიდებულია რაოდენობაზე, ზომასა და შეკუმშული მოტორული ერთეულების კუმშვის სიხშირეზე. ემგ სიგნალების გაზომვა საერთოდ, მილივოლტების ფარგლებში ხდება (სურ. 2).

კუნთების სხვადასხვა ტიპი

ჩონჩხის თითოეული კუნთი მრავალი ცალკეული კუნთოვანი ბოჭკოსაგან შედგება. თითოეული ამ ბოჭკოთაგანი, რომელიც კუნთს ქმნის, მათი მეტაბოლიზმისა და შეკუმშვის სიჩქარის მიხედვით იყოფა ჯგუფებად. კუნთების სამი დიდი ტიპი არსებობს: სწრაფი ოქსიდაციური (FO ინგლისური სიტყვიდან - fast oxidative), ნელი ოქსიდაციური (SO - slow oxidative) და სწრაფი გლიკოლიზური (FG fast glycolytic). თითოეულ მათგანს განვიხილავთ ქვემოთ. ჩონჩხის კუნთები შეიძლება დავყოთ სწრაფ და ნელ ბოჭკოთა ტიპებად. საერთოდ, კუნთები შეიძლება ორივე ტიპის ბოჭკოსგან შედგებოდეს, სხვადასხვა პროპორციებით – კუნთის ჯგუფიდან გამომდინარე. სწრაფად დალლადი კუნთოვანი ბოჭკოები სწრაფად იკუმშება და დუნდება; შეუძლია განავითაროს დიდი სიმძლავრე. ბუნებრივია, ეს კუნთები სწრაფად იღლება. მეორე დიდი ჯგუფი კუნთებისა არის ის, რომლებიც ნელა დალლადი ბოჭკოებისგან შედგება. ეს ბოჭკოები ნელა იკუმშება და შესაბამისად, უფრო გამძლეა დალლისადმი. ამ ბოჭკოებს შეუძლია შეკუმშვის ძალის შემცირების გარეშე განავითაროს თანაბარი სიმძლავრის შეკუმშვა დიდი ხნის განმავლობაში. სწრაფად დალლადი კუნთოვანი ბოჭკოები თითქმის ორჯერ დიდია ნელა დალლად ბოჭკოებზე. ამიტომ, კუნთოვან ბოჭკოებს ტვინი „ზომის პრინციპით“ აერთიანებს სამოქმედოდ. თავდაპირველად პატარა ბოჭკოები იწყებს მოქმედებას, მოგვიანებით - დიდი ზომისა. ამას თავისი ახსნა აქვს: პატარა ბოჭკოებს შეუძლია ყოველდღიური საქმიანობის შესრულება ენერჯის შემცირების გარეშე; დიდი ზომის ბოჭკოები მხოლოდ მაშინ ამოქმედდება, როდესაც დიდი ძალაა საჭირო მოქმედების შესასრულებლად, რადგან ადვილად იღლება.

ამასთან ერთად, კუნთის შეკუმშვის ძალის შესაბამისად, მათ მეტაბოლიზმშიც არის განსხვავება. კუნთში შეიძლება მიმდინარეობდეს ორი განსხვავებული მეტაბოლური პროცესი. იდეალურ შემთხვევაში, აერობული (ანუ ოქსიდაციური) მეტაბოლიზმი, რომელიც საკვები ნივთიერებებიდან ატფ-ს სახით ენერჯის დაგროვებისათვის საჭიროებს ჟანგბადს. ოქსიდაციური მეტაბოლიზმი გრძელდება, ვიდრე ჟანგბადი არსებობს. როდესაც ჟანგბადის რაოდენობა დაიკლებს (მაგალითად, ფიზიკური ვარჯიშისას), ორგანიზმი ანაერობულ (გლიკოლიზურ) მეტაბოლიზმზე გადაერთვება. ამ დროს, გლუკოზის მოლეკულის

გარდაქმნა ჟანგბადის გარეშე მიმდინარეობს. ანაერობული მეტაბოლიზმის პირველ ეტაპზე გლუკოზა პირუვატად (პიროყურძენმჟავამდე) დაიშლება, გამოთავისუფლებული ენერგია კი ატფ-ის სინთეზს მოხმარდება. ანაერობული მეტაბოლიზმის მეორე ეტაპზე პიროყურძენმჟავა ჟანგბადის მოლეკულასთან შევა რეაქციაში და უფრო მეტ ატფ-ს წარმოქმნის. იმ შემთხვევაში, თუ ჟანგბადი ისევ არ დახვდება, პიროყურძენმჟავა რძემჟავად გარდაიქმნება და სისხლის ნაკადს გაჰყვება. ტკივილის გრძნობა, რომელსაც განიცდის ზოგიერთი ადამიანი ინტენსიური ვარჯიშის შემდეგ, სწორედ რძემჟავას გამლიერებული წარმოქმნის ბრალია. გლიკოლიზურ მეტაბოლურ პროცესს შეუძლია 2,5-ჯერ სწრაფად წარმოქმნას ატფ, ვიდრე ოქსიდაციურს, რაც მას გამოსადეგს ხდის ინტენსიური ფიზიკური აქტივობის დროს, თუმცა, მხოლოდ ხანმოკლედ. სამაგიეროდ, აერობული მეტაბოლიზმი ჩაირთვება გახანგრძლივებული კუნთური მუშაობის დროს. გლუკოზის მეტაბოლიზმის ანაერობული გზა უნდა გააქტიურდეს მაშინ, როდესაც ენერჯის დიდი რაოდენობაა საჭირო ხანმოკლე დროის განმავლობაში.

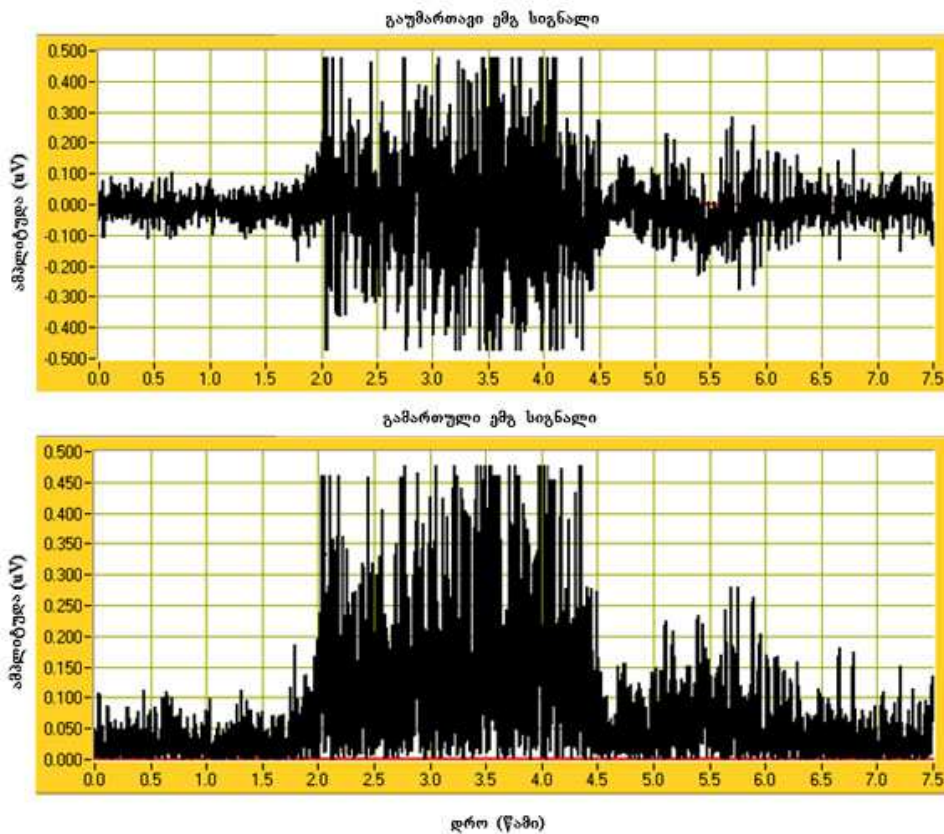
ემგ სიგნალის დამუშავება

კანის ზედაპირიდან ჩონჩხის კუნთების ემგ-ს ჩანაწერს აქვს სიხშირე 2-500 ჰერცის ფარგლებში და ძაბვის ამპლიტუდა 5 მკვ-დან 50 მვ-მდე. პირველადი ემგ სიგნალის დამუშავების მრავალი მეთოდი არსებობს. მოძრაობის არტეფაქტი ჩნდება მაშინ, როდესაც სიხშირე ბევრად ჩამოუვარდება ემგ-ს მოწოდებულ ინფორმაციას. მაშასადამე, ემგ სიგნალის ზემო ნაწილი უნდა გაიფილტროს, რათა შესუსტდეს მოძრაობის არტეფაქტი. ემგ სიგნალის დამუშავების სხვა მარტივი მეთოდია რექტიფიკაცია, რომელიც მარტივად გამოიანგარიშებს სიგნალის აბსოლუტურ მნიშვნელობას. ელექტრონულად რექტიფიკაცია დიოდების საშუალებით ხდება, მაგრამ, კომპიუტერში ეს სრულიად მარტივად ღებულობს ყველა მონაცემის აბსოლუტურ მნიშვნელობას (სურ. 3). რექტიფიკაციის შემდეგ, შესაძლებელია ემგ-ს ტალღის საშუალო მნიშვნელობის პოვნა.

ემგ სიგნალის დამუშავების სხვა მეთოდია სიგნალის საშუალო სიმძლავრის პოვნა. ემგ-ს საშუალო სიმძლავრის პოვნის პროცესს, RMS სიმძლავრის შესრულებას უწოდებენ. RMS სიმძლავრე კვადრატული ფესვის ამოყვანით გამოითვლება. პერიოდული ტალღის RMS სიმძლავრე განისაზღვრება შემდეგი ფორმულით:

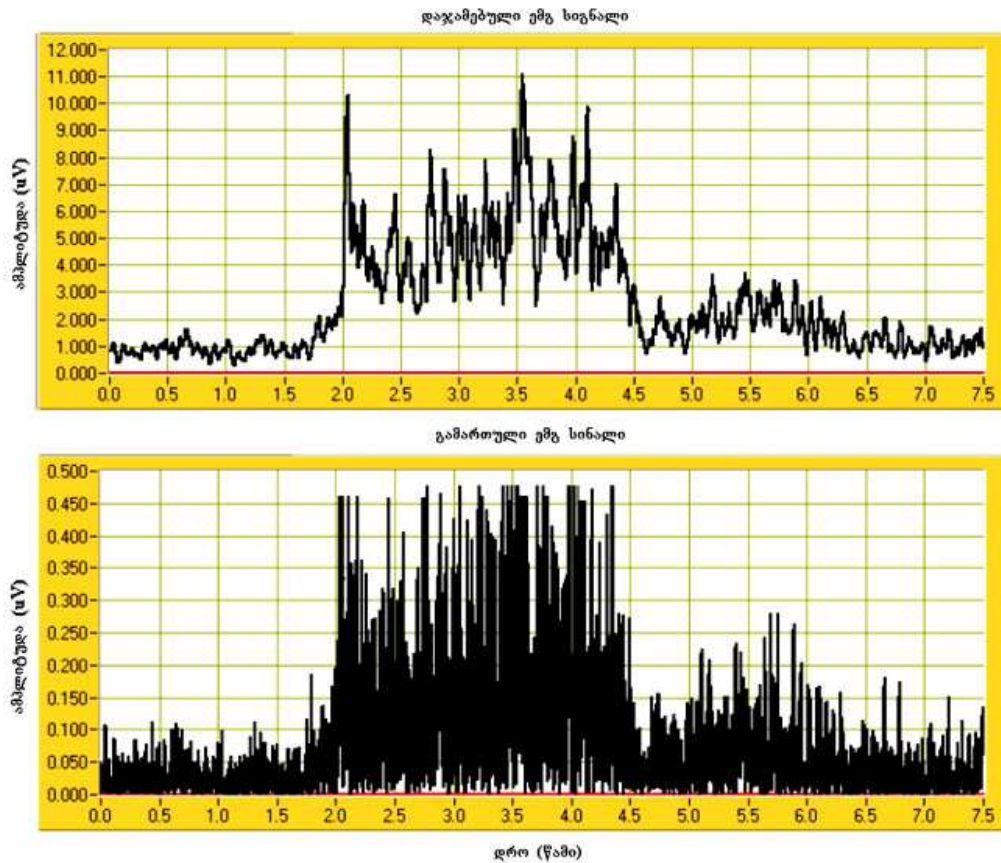
$$P_{rms} = \sqrt{\frac{1}{T_0} \sum_{n=0}^{T_0} [f(n)]^2}.$$

ეს ნიშნავს, რომ ტალღა ჯერ სწორკუთხა ხდება (სიგნალის რექტიფიკაციის -გამართვის სხვა გზა) და შემდეგ გამოითვლება მისი საშუალო მნიშვნელობა. საბოლოოდ, ამ რიცხვის კვადრატული ფესვი გამოითვლება და მიიღება რიცხვი, რომელიც RMS-ს წარმოადგენს. RMS



სურ. 3. დამუშავებული (ზემოთ) და დამუშავებული (ქვემოთ) ემგ სიგნალები.

მნიშვნელობა წარმოდგენას გვიქმნის სიგნალის საშუალო სიმძლავრის შესახებ. როდესაც მონაცემი დისკრეტულია, ზემოთ მოყვანილი ტოლობა ტრადიციული ჰისტოგრამის სვეტის ინტეგრაცია-რექტიფიკაციის შემდეგაც არის შესაძლებელი (სურ. 4). ჰისტოგრამის სვეტის ინტეგრაცია ალტერნატიული გზაა ემგ სიგნალის გამოსათვლელად. ჰისტოგრამის სვეტის ინტეგრაცია ემგ ჩანაწერის ზემოთ პატარა ადგილს იკავებს ფანჯარაში, მაგალითად ასე: 5 წერტილს და ფანჯრის ინტეგრაციის არეს. ფანჯარა გაცურდება შემდეგი 5 წერტილით და კვლავ მოხდება ინტეგრაცია. ჰისტოგრამის სვეტის ინტეგრაცია დროში ცვლადი ტალღაა, რომელიც ემგ-ს ჩანაწერში კუნთის შეკუმშვას გვიჩვენებს.

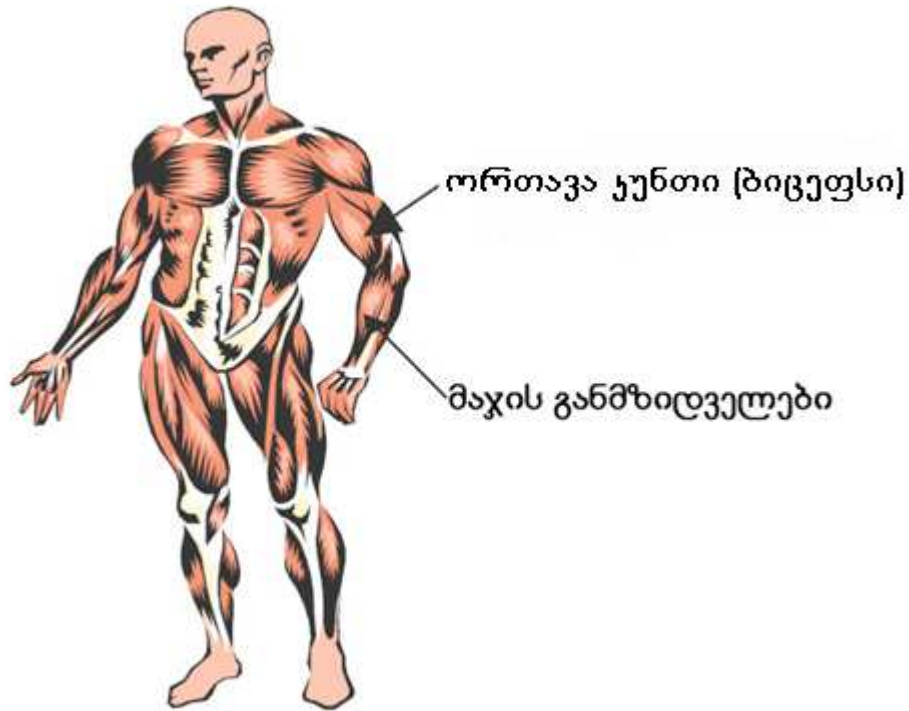


სურ. 4. რექტიფიკაცია და ჰისტოგრამის სვეტის ინტეგრაცია.

ექსპერიმენტული მეთოდები

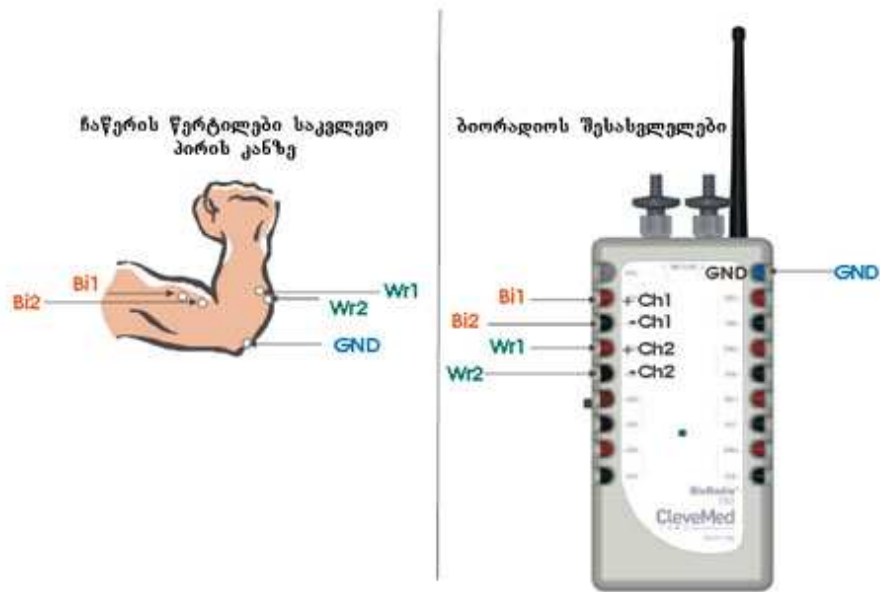
ცდის ჩატარება

ამ ლაბორატორიულის ჩატარებისას, ორი არხით ჩაიწერთ ემგ-ს თქვენი ზედა კიდურებიდან. ერთ არხს ჩაიწერთ ორთავა კუნთიდან, მეორეს კი - მაჯის განმზიდველი კუნთებიდან. ცდის ჩატარებამდე უნდა ნახოთ ფილმი, რომელიც CleveLabs-ის პროგრამაშია.



სურ. 5. ორთავა კუნთისა და მაჯის განმზიდველების ლოკალიზაციის ადგილები.

1. თქვენი BioRadio უნდა მოიმართოს LabEMGI კონფიგურაციით;
2. ამ ლაბორატორიულის ჩასატარებლად დაგჭირდებათ 5 ცალი წვაპიანი ელექტროდი, რომელიც CleveLabs-ის ნაკრებშია. გახსოვდეთ, მაღალი ხარისხის ჩანაწერის მისაღებად საჭიროა ელექტროდსა და კანს შორის კონტაქტი კარგი იყოს. კანის ზედაპირი ელექტროდის მიმაგრების ადგილას უნდა გაიწმინდოს სპირტით. საუკეთესო ჩანაწერის მისაღებად, სასურველია პემზით ან მსგავსი ნივთით, მოაშოროთ კანს მაღალი წინააღობის მშრალი ზედაპირი. ბიცეფსზე დაამაგრეთ ორი ელექტროდი, ერთმანეთისგან 2,5 სმ-ის დაშორებით; ასევე ერთმანეთისგან 2,5 სმ-ის დაშორებით მიაერთეთ ორი ელექტროდი მაჯის განმზიდველ კუნთებზე (ეს კუნთები წინამხრის დორსალურ ზედაპირზეა განლაგებული, იდაყვისა და მაჯის სახსრებს შორის, დაახლოებით შუაში); იდაყვის ძვლოვან ნაწილზე მიაერთეთ ერთი ელექტროდი, რომელიც გამოიყენება დამიწების მიზნით;



სურ. 6. BioRadio-ს მომართვა ემგ-ს კონფიგურაციაზე.

3. მას შემდეგ, რაც ელექტროდებს განათავსებთ საკვლევი პირზე, თითოეულ ელექტროდს მიუერთეთ წკაპიანი სადენი. შემდეგ კი, ეს სადენები I და II არხებს მიუერთეთ, ხოლო იდაყვის სადენი - დამიწების შესასვლელს, სწორედ ისე, როგორც სურათზეა მოცემული (სურ. 6).

პროცედურა და მონაცემთა შეგროვება

1. გაუშვით CleveLabs-ის პროგრამა, აირჩიეთ ლაბორატორიული სამუშაო სახელად: Electromyography I, რომელიც ბაზისური ფიზიოლოგიის ქვეთავშია. ამის შემდეგ, დააჭირეთ ღილაკს Begin Lab;
2. ჩართეთ BioRadio;
3. დააწკაპუნეთ ემგ-ს ტაბულაციის განყოფილებაზე და დააჭირეთ მწვანე ღილაკს წარწერით Start. ეკრანზე ორი ემგ-ს არხი დაიწყებს გასვლას;
4. თავდაპირველად საკვლევი პირის ბიცეფსიდან და მაჯის განმზიდველებიდან ვიწერთ იზომეტრულ ემგ-ს. იზომეტრული კონტრაქცია ისეთი შეკუმშვაა, როდესაც მოხრის შემდეგ მხარი არ მოძრაობს, უფრო ზუსტად შეკუმშვის დროს კუნთის სიგრძე არ იცვლება. ამ ექსპერიმენტისას საკვლევი პირს შეუძლია მეორე ხელი გამოიყენოს; გააფრთხილეთ საკვლევი

პირი, რომ ექსპერიმენტის განმავლობაში მოხრილი ხელი უძრავად ჰქონდეს სივრცეში და ამავდროულად, მეორე ხელით უნდა აწვებოდეს მას. ჩაიწერეთ და შეინახეთ იზომეტრულად გაჩერებული ორთავა კუნთის ემგ, სახელით: „იზობიციფსი“;

5. გაიმეორეთ მეოთხე პუნქტი; ოღონდ ამ შემთხვევაში, მაჯის კუნთები გამოიყენეთ. ეს მონაცემებიც შეინახეთ სახელით: „იზომაჯა“;

6. ახლა შეინახეთ მონაცემის რამდენიმე წამი, სადაც ორთავა კუნთის საშუალებით დინამიკურად შეცვლით იდაყვის სახსრის კუთხეს. ამ დროს, კუნთის შეკუმშვები ძალდაუტანებელია, წინამხრის მდებარეობა სივრცეში მხრის კუნთის საშუალებით იცვლება. შეინახეთ ამის რამდენიმე წამი და დაარქვით: „დინბიციფსი“.

7. გაიმეორეთ მეექვსე პუნქტი; ოღონდ ამ შემთხვევაში, მაჯის განმზიდველი კუნთები გამოიყენეთ და შეინახეთ მონაცემები ფაილის სახით: „დინმაჯა“;

8. სპექტრული ანალიზის ტაბულაციის განყოფილებას დააწკაპუნეთ და შემდეგ გადადით დროით ჩანართზე -Time domain tab. აირჩიეთ ისეთი კონფიგურაცია, რომ ორთავა კუნთის არხი მუშავდებოდეს. საკვლევ პირს მიუთითეთ, რომ ხელი სწრაფად ამოძრავს იდაყვის სახსარში. დააკვირდით რა ემართება ემგ სიგნალს ხელის მოძრაობისას (ჩნდება მოძრაობის არტეფაქტი). ამ მონაცემთა რამდენიმე წამიც შეინახეთ და გააკეთეთ სკრინშოტი;

9. ახლა ჩართეთ ზედა ფილტრაცია და მის მნიშვნელობად აიღეთ 20 ჰც. გადამრთველი დააყენეთ მონაცემთა გაფილტვრის რეჟიმზე. ისევ გაიმეორეთ მოძრაობა და დააკვირდით რა მოუვა მოძრაობის არტეფაქტს. შეინახეთ ამ მონაცემის რამდენიმე წამი და გააკეთეთ სკრინშოტი;

10. გამორთეთ ფილტრაცია და ჩართეთ რექტიფიკაცია (გასწორება). დაიწყეთ მონაცემთა შენახვა ფაილში, სახელით: „წონა“. საკვლევმა პირმა მხრის სახსარი უნდა მოხაროს 90°-იანი კუთხით, მტევნის პალმარული (ხელისგულის ზედაპირით ზემოთ) . საკვლევმა პირმა ხელში უნდა დაიჭიროს სამი სხვადასხვა წონა: 1 კგ, 2,5 კგ და 5 კგ. ექსპერიმენტის

მონაწილეთაგან ერთ-ერთმა ჩამოთვლილი წონებიდან თავდაპირველად ყველაზე მსუბუქი დააჭერინოს საკვლევ პირს, რომელმაც მხრის პოზიცია 5 წმ-ის განმავლობაში უნდა შეინარჩუნოს. შემდეგ იგივეს ვიმეორებთ საშუალო და ბოლოს ყველაზე მძიმე წონით. საბოლოოდ, შევწყვეტთ მონაცემთა შენახვას. თითოეული წონისთვის ვაკეთებთ ჩანაწერის სკრინშოტს;

11. ახლა განვიხილოთ დადლილობა ემგ სიგნალის მიხედვით. გამოვრთოთ დროითი დიაგრამა, ჩავრთოთ სიხშირული დიაგრამა და გადავრთოთ სიხშირული ტაბულაციის განყოფილებაზე. გამოვრთოთ ყველა სახის ფილტრაცია და შევისწავლოთ ემგ სიგნალის სიხშირული კომპონენტები. საკვლევმა პირმა დაიკავოს 5 კგ-იანი წონა და უნდა შეინარჩუნოს იზომეტრული შეკუმშვა ისევე, როგორც წინა შემთხვევაში. ოღონდ ამჯერად წონის დაჭერა 2 წთ-ის განმავლობაში მოუწევს. შეინახეთ ეს ორწუთიანი ჩანაწერი სახელით: „დადლილობა“.

მონაცემთა ანალიზი

დაკალიბრებული წონები

1. Excel, MATLAB, LabVIEW ან პოსტდამუშავების ხელსაწყოების ნაკრების საშუალებით გახსენით თქვენ მიერ შენახული ფაილი: „წონები.dat“. ააგეთ ორთავა კუნთის ემგ გრაფიკი დროის მიხედვით და ამობეჭდეთ ეს დიაგრამა;

2. გამართეთ სიგნალი მისი აბსოლუტური მნიშვნელობის მიღებით და შედეგი შეინახეთ სვეტში. ააგეთ ამ სვეტის დროითი დიაგრამა. ემგ-ს ჩანაწერის თითოეული წონის (სულ სამია) შესაბამის მონაკვეთში გამოთვალეთ რექტიფიცირებული სიგნალის საშუალო მნიშვნელობა. სულ სამი მონაკვეთი გექნებათ. ზემოხსენებული სამი მონაკვეთის გამოყენებით ააგეთ ამ გამართული ემგ სიგნალის წონის დიაგრამა;

3. MATLAB-ის გამოყენებით შექმენით გატარების ზოლის ფილტრი, რომელიც ამოკვეთს 15ჰც და 50ჰც სიხშირებს. გამართეთ სიგნალი პირველი არხიდან, მონაცემთა ფაილიდან – „წონები“ და გამოიყენეთ ფილტრი, რომელიც ახლახან შექმენით. შეხედეთ სიგნალის სიმძლავრის სპექტრს და

დარწმუნდით, რომ ფილტრი სწორად მუშაობს. იპოვეთ ხმაურის სტანდარტული გადახრა მაშინ, როდესაც წონებს სწევდით;

4. პოსტდამუშავების ხელსაწყოთა ნაკრების მეშვეობით გახსენით თითოეული ფაილი, რომელიც შეინახეთ კუნთის იზომეტრიული და დინამიკური შეკუმშვისას („იზობიცეფსი“, „იზომაჯა“, „დინზიცეფსი“, „დინმაჯა“). თითოეულ ფაილში განიხილეთ სიხშირული კომპონენტები ჩანართში, წარწერით: სპექტრული ანალიზი. აღმოაჩინეთ განსხვავებები ხელის დინამიკური და იზომეტრიული მოძრაობების სიხშირულ კომპონენტებში;

5. პოსტდამუშავების ხელსაწყოთა ნაკრების მეშვეობით გახსენით ფაილი: „დალილობა“. დააჭირეთ ტაბულაციის განყოფილებას წარწერით JTFA. აირჩიეთ არხი „ბიცეფსი“ და შეასრულეთ JTFA. დაინახავთ, როგორ თანდათანობით მცირდება ემგ სიგნალის სიხშირე, დალილობის ზრდასთან ერთად.

კითხვები

1. რომელი ტიპის კუნთოვანი ბოჭკოები აღიგზნება მაშინ, როდესაც სათუთი კონტროლია საჭირო დიდი ხნის მანძილზე? რომელი ტიპის კუნთოვანი ბოჭკოები აღიგზნება, როდესაც ხანმოკლედ გვჭირდება დიდი სიმძლავრის განვითარება?

2. რომელი მექანიზმით ზრდის ნერვული სისტემა ძალას, რომელსაც კუნთები აგენერირებს?

3. გამოიყენეთ ზემოთა ექსპერიმენტში დაკალიბრებული წონების დიაგრამა, როგორი დამოკიდებულებაა ემგ–სა და ძალას შორის? არის თუ არა ეს წრფივი დამოკიდებულება?

4. ემგ–ს ზოგიერთი თვისების თვალსაჩინოების გასაზრდელად, ან მისი ექსტრაჰირებისთვის, მრავალი სპეციალური მეთოდი არსებობს. ახსენით, რატომ არის RMS–ის გამოყენება უფრო უკეთესი, ვიდრე ემგ სიგნალის საშუალო მნიშვნელობის გამოთვლა და სიგნალის რომელი თვისება გაზრდის ამ უპირატესობას.

5. განიხილეთ განსხვავება სიხშირულ შემდგენებში, დინამიკური და იზომეტრიული ემგ მონაცემთა ფაილებისთვის.

6. რომელი მეთოდი გამოიყენება ემგ სიგნალში მოძრაობის არტეფაქტის შესასუსტებლად?

7. განიხილეთ დადლილობის მონაცემთა ფაილის JTFA ანალიზის თქვენეული დაკვირვება. როგორია შედეგის დიაგრამა?

8. ზოგჯერ, როდესაც დიდი წონის ყუთების გადატანა ხანგრძლივი დროის მანძილზე გიწევთ, სიმძიმის მოხსნის შემდეგ თქვენი კიდურები აწეული რჩება, მიუხედავად იმისა, რომ წონა აღარ ზემოქმედებს. რა არის ამის მიზეზი?

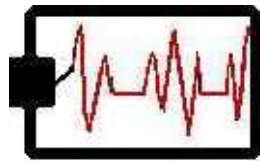
9. ზოგჯერ ემგ ბიცეფსიდან და ტრიცეფსიდან ერთბაშად იზრდება. ეს განიხილება, როგორც ერთბაშად შეკუმშვა, მიუხედავად იმისა, რომ ისინი ანტაგონისტი კუნთები არიან. განმარტეთ, ეს რატომ ხდება. მინიშნება: იფიქრეთ იდაყვის სახსრის კუთხეზე, როცა ის იკუმშება და ანტაგონისტ კუნთებზე. რომელ სხვა ამოცანაში მოხდება ერთდროული შეკუმშვა და რით არის ეს მნიშვნელოვანი?

10. განმარტეთ, რით არის ეფექტური „ზომითი პრინციპი“.

11. ადრე, ინერვაციის კოეფიციენტი განიხილებოდა, როგორც კუნთოვანი ბოჭკოების რაოდენობა, ინერვირებული ერთი ნეირონით. განმარტეთ, რატომ არის დაბალი ინერვაციის კოეფიციენტის შემთხვევაში, კუნთის მიერ განვითარებული ძალის დონის კონტროლი უფრო ადვილი.

12. ბოტულიზმის ბაქტერია წარმოქმნის ტოქსინს, რომლის გარკვეული დოზით საჭმლის მომწელებელ ტრაქტში მოხვედრა, ლეტალურ შედეგს იძლევა. თუმცა, ექიმ-კოსმეტოლოგებმა აღმოაჩინეს, რომ იწვევს-რა იგი კუნთის პერმანენტულ მოდუნებას, ნაოჭთან ახლომდებარე მიდამოში მისი შეყვანა - ნაოჭებს აქრობს. იმის გათვალისწინებით, რომ ვიცით კუნთის შესაკუმშად აცეტილქოლინი აუცილებელია, როგორ ახსნით ბოტულიზური ტოქსინის მიერ ნაოჭების გაქრობის მექანიზმს?

გულისცემის სიხშირის ლაბორატორია



(ელექტროკარდიოგრაფიის აპლიკაცია)

შესავალი

წინა ლაბორატორიული სესიის მსვლელობისას გაეცანით, თუ როგორ ხდება ელექტროკარდიოგრაფიული სიგნალის (ECG-ეკგ) გაზომვა და ჩაწერა. ნორმალურ პირობებში, ეკგ სიგნალი არის სტაციონარული და განმეორებადი. გულის



დარტყმა ვლინდება დაახლოებით წამში ერთხელ, როგორც ინდიკატორი, დამახასიათებელი პიკის და მნიშვნელობისა ეკგ ჩანაწერზე. ამდენად, კომპიუტერული მეთოდებით შესაძლებელია ავტომატურად გამოვთვალოთ გულისცემის სიხშირე, რომელიც ეყრდნობა კარდიოგრამის სიგნალის განმეორებადობის რაოდენობრივ თავისებურებებს. გულისცემის სიხშირე მნიშვნელოვანია ბევრი სხვადასხვა ხასიათის სამედიცინო კვლევის ჩატარებისას. გულისცემის სიხშირის ცვლილების მიხედვით შეიძლება სხვადასხვა კლინიკური დასკვნების გაკეთება, მაგალითად ძილის პროცესის, ბიოლოგიური უკუკავშირებისა და ისეთი სახის ინფორმაციის შესწავლა, როგორცაა შესავალი ინფორმაცია დეფიბრილატორებისა და პეისმეიკერებისათვის. ამჟამად გაეცნობით კომპიუტერულ რაოდენობრივ მეთოდებს, რომლებიც გამოიყენება გულისცემის სიხშირის გამოსათვლელად ეკგ სიგნალის საშუალებით. გაეცნობით უპირატესობებს და ნაკლოვან მხარეებს გულისცემის სიხშირის გამოთვლის პარტიკულარული მეთოდების გამოყენებისას. დაინახავთ, თუ რაოდენ მნიშვნელოვანია ამ სიდიდის გამოთვლა ეკგ-ს საშუალებით. დასასრულს კი, შეძლებთ გამოიკვლიოთ ხმაურის წყაროები, რომლებიც არსებობს ეკგ სიგნალში, გაეცნობით როგორ ზემოქმედებას ახდენს და რა მეთოდები არსებობს ხმაურის სიგნალისა და არტეფაქტების შესამცირებლად.

საჭირო აღჭურვილობა

- CleveLabs ნაკრები;
- CleveLabs-ის პროგრამა;
- ოთხი დამჭერი ელექტროდი;
- MATLAB[®], ან LabVIEW[™].

საწყისი მონაცემები

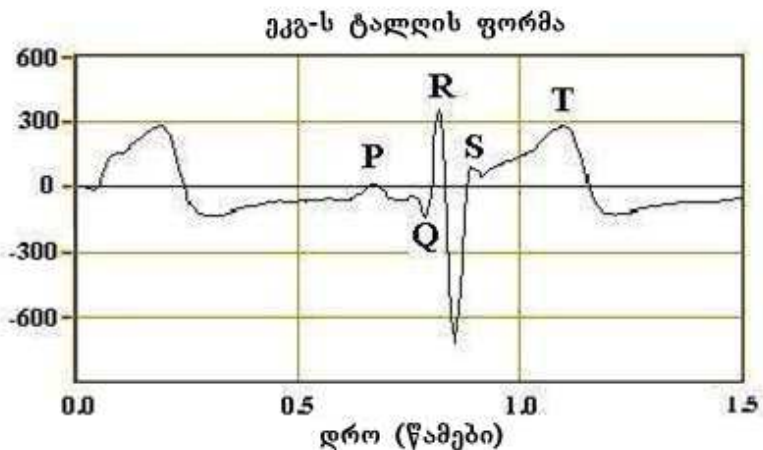
ერთი შეხედვით შეიძლება ვიფიქროთ, რომ ეკგ საკმაოდ სტაციონარული და განმეორებადი სიგნალია. ამიტომ, გულისცემის სიხშირის გამოსათვლელად შეიძლება გამოვიყენოთ ტიპური დროითი და სიხშირული მეთოდები მაგრამ, გულს აქვს ფაქტიურად რთული კომპლექსური ცვალებადობა ნორმალურ რიტმშიც და კარდიალური არიტმიების დროსაც. იმის გამო, რომ ადამიანის სხეული სხვადასხვაგვარად რეაგირებს გარემო პირობების ცვლილებაზე, ეს იწვევს ცვლილებებს გულის კუნთის გამომავალ სიგნალში. გული უნდა მზად იყოს ძალზე სწრაფად მოახდინოს რეაგირება გარემო პირობების ცვლილებების და მიხედვით. ის სისწრაფის დონე, რითაც გულს შეუძლია რეაგირება მოახდინოს გარემო ცვლილებებზე, შეიძლება იყოს ინდიკატორი ძირითადი პათოლოგიების ავტონომიური ნერვული სისტემისა და ორგანიზმის სხვა სისტემებისთვის.

კარდიალური გამოსასვლელი

კარდიალურ პროდუქტს მიეკუთვნება სისხლის რაოდენობა, რომელიც მარცხენა პარკუჭიდან აორტაში გადაიტუმბება ერთი წუთის ხანგრძლივობის პერიოდში. მოსვენებით მდგომარეობაში მყოფი მამაკაცის გული დაახლოებით 5 ლ სისხლს გადატუმბავს წუთში. მაგრამ ეს სიდიდე შეიძლება იცვლებოდეს სხეულის მოთხოვნილებების მიხედვით; მაგალითად, ვარჯიშის დროს სხეულს ესაჭიროება გადატუმბოს მეტი სისხლი უფრო სწრაფად; სწორედ ამიტომ, კარდიალური პროდუქტი მატულობს. კარდიალური გამოსასვლელი არის გულის დარტყმითი მოცულობისა და გულის რიტმის პროდუქტი. დარტყმითი მოცულობა მიეკუთვნება სისხლის რაოდენობას, რომელიც გადატუმბულია გულიდან ერთი დარტყმის განმავლობაში. ამიტომ გულს აქვს ორი მექანიზმი, მართოს კარდიალური გამოსასვლელი; მას შეუძლია გაზარდოს გულის მოცულობითი სიდიდე.

ავტონომიური ნერვული სისტემა პასუხისმგებელია გულისცემის სიხშირის და კარდიალური გამოსასვლელის მართვისათვის. გულისცემის სიხშირე განისაზღვრება სინოატრიალური კვანძის (SA) დეპოლარიზაციის დონით. ამ დონეზე ზემოქმედება შეიძლება ახასიათებდეს სხვადასხვა პარამეტრებს: ავტონომიური ნერვული ბოჭკოების სტიმულაციას, ჰორმონებს, ელექტროლიტების კონცენტრაციასა და სხეულის ტემპერატურას. გულისცემის სიხშირე

რეგულირდება პარასიმპათიკური და სიმპათიკური ნერვული ბოჭკოებით. პარასიმპათიკური ბოჭკოები ამცირებს გულისცემის სიხშირეს, ხოლო სიმპათიკური ზრდის.



სურ. 3. ტიპური ეკგ, მონიშნული P, QRS, T კომპლექსებით.

კარდიალური ციკლური შეკუმშვისა და ეკგ-ს დამოკიდებულება

ეკგ სიგნალის დაძაბულობა (სურ. 1) შეიძლება იცვლებოდეს სხეულზე განთავსებული ელექტროდების მდებარეობის მიხედვით. თუ ელექტროდები განლაგებულია გულთან ახლოს, დარეგისტრირებული პოტენციალები შეიძლება იყოს 5 mV- ზე უფრო ზემოთ; თუმცა, თუ ელექტროდები განთავსებულია უფრო მოშორებით, მაგალითად მაჯებზე, ტიპური მნიშვნელობა არის 1 mV. ყველა ეს სიდიდე, რა თქმა უნდა, შედარებით უფრო მცირეა, ვიდრე იმ შემთხვევაში, როდესაც კონტაქტი არის უშუალოდ გულის კუნთის მემბრანასთან. აქ პოტენციალები შეიძლება იყოს დაახლოებით 110 mV. ტიპური ამპლიტუდა Q ტალღის პიკიდან S ტალღის ფუძემდე არის 1 mV, P ტალღისათვის 0.1-0.3 mV და T ტალღისათვის 0.2-0.3 mV ფარგლებში.

PQ ინტერვალი (რომელიც ასევე ცნობილია, როგორც PR ინტერვალი) არის დროის რაოდენობა დაწყებული P კომპლექსიდან QRS კომპლექსამდე. ის წარმოადგენს დროს ატრიალური შეკუმშვიდან ვენტრიკულარულ შეკუმშვამდე. ნორმალური ხანგრძლივობა დაახლოებით 0.16 წამია. ამის მსგავსად, QT ინტერვალი არის დრო ვენტრიკულურ შეკუმშვასა და ვენტრიკულურ რეპოლარიზაციას შორის. ის იზომება Q ტალღის დაწყებიდან T ტალღის დამთავრებამდე და ჩვეულებრივ

0.35.წმ-ის ტოლია. გულისცემის სიხშირე შეიძლება განისაზღვროს უშუალოდ ეკგ-დან. გულისცემის სიხშირე არის დროის ინვერსია ეკგ სიგნალის ერთსა და იმავე სეგმენტებს შორის; მაგალითად თუ დრო, რომელიც გაზომილია ორ QRS კომპლექსს შორის, არის 0.8 წმ, მაშინ გულის დარტყმათა რაოდენობა წამში იქნება ინვერსია 1,25 დარტყმა. წმ; რომ მიიღოთ გულის დარტყმათა რაოდენობა წუთში, უბრალოდ უნდა გადაამრავლოთ 60 წამი/წთ. ეს მიგიყვანთ სიდიდემდე - 75 დარტყმა.წთ.

მაშინ, როდესაც 1-ელი სურათი არის ეკგ ჩანაწერის ილუსტრაცია ნორმალური გულის შემთხვევაში, კარდიალური არითმიის ჩანაწერები შეიძლება ძალზე განსხვავებული მოგვეჩვენოს; მაგალითად, თუ არსებობს გამტარობის ბლოკირება გულის კუნთში, დრო განსაზღვრულ ინტერვალებს შორის შეიძლება მოგვეჩვენოთ გაწელილად. დამატებით, ზოგიერთი არითმია შეიძლება სრულიად განსხვავებული იყოს 1-ელ სურათზე ნაჩვენები ფორმისაგან. შეგიძლიათ აბნორმალური ეკგ-ს მონაცემთა ბაზა გამოიკვლიოთ თქვენს ლაბორატორიულ სესიაზე ECG II. იმის გამო, რომ არსებობს დიდი მრავალფეროვნება ეკგ-ისა, ეს მასტიმულირებელია იმის, რომ ეს მეთოდი გამოყენებული იქნეს გულის რიტმის შესასწავლად.

გულის რიტმის ცვალებადობა

გულის რიტმის ცვალებადობა ძალზე პოპულარული თემაა ბიოსამედიცინო კვლევებში. იმის გამო, რომ გულის რიტმი შეიძლება გამოთვლილ იქნეს ეკგ სიგნალის საშუალებით, მისი ცვალებადობა შეიძლება იყოს გამოთვლილი როგორც განსხვავება გულის რიტმის მნიშვნელობისგან. გულის რიტმის ცვალებადობის რაოდენობრივ თავისებურებების გამოკვლევისას მკვლევარები ადგენენ, რომ შეუძლიათ იწინასწარმეტყველონ გულის განსაკუთრებული დაავადებები და ავტონომიური ნერვული სისტემის აბნორმალური ფუნქციონირება. ნორმალურ სუბიექტებში გულის რიტმი ცვალებადობს, რათა კომპენსაცია მოახდინოს იმ გარემო პირობებზე საპასუხოდ, რაშიც უწევს ყოფნა ადამიანის სხეულს. სხეულს აქვს ბევრი სენსორი, რომლებიც მოქმედებს როგორც ავტონომიური ნერვული სისტემის (ანს) შესასვლელელები. ამ შესასვლელელებზე დაყრდნობით ანს-ს კომპენსირება შეუძლია გააკეთოს გულის რიტმის საშუალებით. თუ უეცრად თავს დაგესხათ დათვი, თქვენ

სწრაფად იღებთ გადაწყვეტილებას იბრძოლოთ ან გაიქცეთ, და ანს პასუხობს ამაზე გულის რიტმის ცვლილებით.

უფრო დახვეწილი კვლევები ასევე ითვალისწინებს ცვლილებებს კარდიალურ გამოსასვლელის ანს-ით მართვისას. ზოგიერთ სუბიექტში ანს საჭირო სახით ვერ ახორციელებს გულის რიტმის მოდულირებას და შესაბამისად, მისი ცვალებადობა შემცირებულია. გულის რიტმის აბნორმალური ვარიაცია იწვევს ბრტყელ სპექტრულ შემდგენებს, მაშინ როდესაც ნორმალური ვარიაცია იწვევს განივზოლიან სპექტრს p პიკებით, რომლებიც შეესაბამება რესპირაციას, ბარორეცეპტორების კონტროლს და სხვა ფიზიოლოგიურ პარამეტრებს. გულისცემის სიხშირის ცვალებადობა შეისწავლება კვლევების მიზნით, რაც დაკავშირებულია ისეთი სამედიცინო პრობლემების გადაწყვეტასთან, როგორცაა პარკინსონის დაავადება, ძილის აპნოე და სხვ.

პეისმეკერები

ზოგიერთი პათოლოგიური მდგომარეობისას ნერვული სისტემა ისე სუსტად აკონტროლებს გულისცემის სიხშირეს, რომ აუცილებელია გარეგანი რიტმის წამყვანების ე.წ. „პეისმეკერების“ იმპლანტირება. პეისმეკერი ავტომატურად ამოძრავებს გულს, რათა თავიდან იქნეს აცილებული ის სახიფათო მოვლენები, რაც გულისცემის არათანაბარ სიხშირეს სდევს თან. პეისმეკერი წარმოქმნის ხელოვნურ ელექტრულ სტიმულაციას, რომელიც გულთან აღწევს სპეციალური ელექტროდების გავლით და რომლებიც გულის ზედაპირზეა განთავსებული ან ჩანერგილია გულის ქსოვილში. ტიპური პეისმეკერი შედგება კვების წყაროს, დროითი წრედის, გამოსასვლელი წრედისა და სადენებისგან, რომლებიც მიემართება პეისმეკერის წრედიდან გულისკენ. არსებობს ორი სახის პეისმეკერი - სინქრონული და ასინქრონული. ასინქრონული პეისმეკერი ახდენს გულის სტიმულირებას მუდმივი სიხშირით, იმისგან დამოუკიდებლად, თუ როგორია საკუთარი გულისცემის სიხშირე ან სხვა რაიმე ფიზიოლოგიური უკუკავშირი. სინქრონული პეისმეკერი ელექტრულ სტიმულებს აწვდის გულს, უკუკავშირისგან დამოკიდებულების მიხედვით. მაგალითად, ზოგი კარდიალური არიტმია ვითარდება მხოლოდ გარკვეულ დროს. ამიტომ, გულის სტიმულირება მხოლოდ დროის ამ პერიოდშია

საჭირო. დამატებითმა სტიმულირებამ, არაშესაბამის დროს, მაგალითად, გულის ციკლის ისეთ პერიოდში, როგორცაა რეპოლარიზაცია, შეიძლება გამოიწვიოს სპონტანური პარკუჭოვანი შეკუმშვა, პარკუჭოვანი ტაქიკარდია ან ფიბრილაცია. ზოგიერთ პეისმეკერს დამატებით შეუძლია გაზომოს ეკგ სიგნალი. ამ სისტემას აქვს გონიერი (smarth) ალგორითმები, რომლებიც აღმოაჩენს QRS კომპლექსს ეკგ-ში, გამოითვლის გულისცემის სიხშირეს და გულის სტიმულირებას ახდენს გულის ციკლის საჭირო მომენტში. მიმდინარეობს ახალი ტიპის პეისმეიკერების დამუშავება გულის მუშაობის რიტმის კონტროლის უკეთესი მოდელირებისთვის. დამუშავებულია ფიზიოლოგიური სენსორების რამდენიმე ტიპი; მათ იყენებენ, როგორც შესასვლელებს, რომლებიც მართავს გულის აგზნების დონეს და სიდიდეს. ეს ცვლადები მოიცავს მარჯვენა პარკუჭის სისხლის ტემპერატურას, ეკგ-ს სტიმულაციას T ინტერვალით, ეკგ-ს R ტალღის მიდამოს, pH ფაქტორს, მარჯვენა პარკუჭში წნევის ცვლილებას, სუნთქვის დონეს და სხეულის ვიბრაციას. სხვადასხვა ფართო სპექტრის სენსორები საშუალებას იძლევა ხელოვნური ორგანოების გამოყენებით უკეთ განხორციელდეს გულის რიტმის მართვა.



სურ. 2. ნორმალური ეკგ სიგნალი.

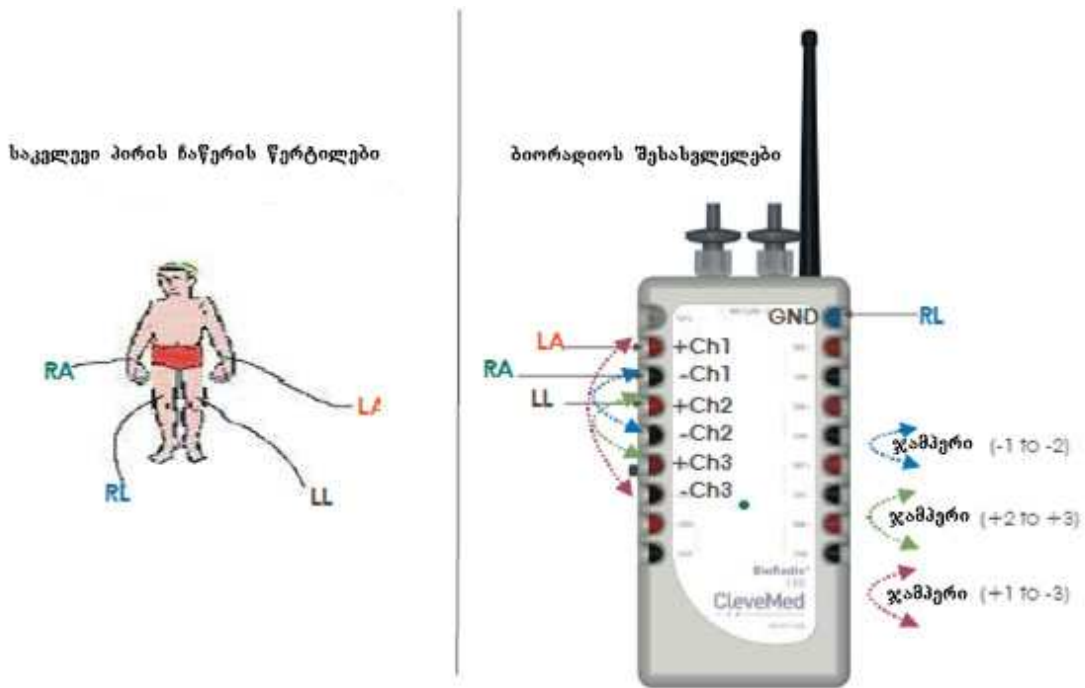
გულისცემის სიხშირის გამოთვლის მეთოდები

როგორც ნაჩვენებია იყო, გულისცემის სიხშირე ცვალებადია და გამოიყენება სხვადასხვა სამედიცინო კვლევებისას, ისევე როგორც ხელოვნური სისტემები ძალზე მნიშვნელოვანია კარდიალური ფუნქციების კონტროლისათვის. ამიტომ რაოდენობრივი მეთოდებია საჭირო, რათა გამოითვალოს გულისცემის სიხშირე და მისი ცვლილებების (ვარიაციულობა) მეთოდები. არსებობს უამრავი მეთოდი და

სენსორი, რომლებიც შეიძლება გამოყენებულ იქნეს გულისცემის სიხშირის გამოსათვლელად. ერთ-ერთ მეთოდში გამოყენებულია კარდიოგრამის ჩანაწერის რაოდენობრივი თავისებურებები. ორივე, დროითი ინტერვალები და სპექტრული მეთოდებიც გამოყენებულ უნდა იქნეს ეკგ სიგნალიდან გულისცემის სიხშირის გამოსათვლელად.

გამოთვლითი სირთულის მიხედვით, დროითი მეთოდი განსახორციელებლად უფრო მარტივია, მაგრამ მისი ნაკლი არის ის, რომ შესაძლებელია კარდიოგრამის ზოგიერთი თავისებურება არ იქნეს გათვალისწინებული. მაშინ როდესაც სიხშირული მეთოდი, რომელიც ეფუძნება ფურიეს სწრაფ გარდაქმნას (FFT) გამოთვლითი მხრივ შეიძლება იყოს უფრო ინტენსიური და გამოყენებულ იქნეს დროითი მეთოდისთვის, როგორც დამატება.

ნორმალური ეკგ სიგნალის ვიზუალური დათვალიერებისას, შეგიძლიათ მარტივად განსაზღვროთ QRS კომპლექსების რაოდენობა გარკვეულ დროით ინტერვალში; შემდეგ კი გაყოთ კომპლექსების რაოდენობა, რომლებიც აღმოაჩინეთ ამ დროში; ეს იქნება გულისცემის სიხშირე. ამ ლაბორატორიულ სესიაზე გამოვიყენებთ QRS კომპლექსის ზღვრული სიდიდის აღმოჩენას, რათა გამოვთვალოთ გულის რიტმი. იმისათვის, რომ იმპლემენტაცია ანუ ამის განხორციელება კომპიუტერული მეთოდით მოხდეს, უნდა განვსაზღვროთ QRS კომპლექსი. არსებობს QRS კომპლექსის რამდენიმე ცვლადი, რომლებიც აუცილებელია ამ ტიპის ალგორითმების განსაზღვრისათვის. ის მოიცავს ამპლიტუდის ზღვარს - რამდენ ხანს უნდა იყოს ამპლიტუდა ზღვარზე ზემოთ და რამდენი მონაცემი უნდა იყოს გამოთვლებში.



სურ.3. BioRadio-ს მომართვა გულისცემის სიხშირის გამზომ კონფიგურაციაზე.

შეგიძლიათ ასევე გამოიყენოთ სიხშირული მეთოდები, რათა მოხდეს გულისცემის სიხშირის დეტექტირება. ასე მაგალითად, თუ გამოიყენებთ ფურიეს სწრაფ გარდაქმნას ეკგ სიგნალისათვის, მიიღებთ სპექტრულ სიმძლავრეში გასაშუალოებული გულისცემის სიხშირის პიკს. თუ სუბიექტის გულისცემის სიხშირე არის 60 დარტყმა წუთში, შეგიძლიათ ნახოთ პიკი დაახლოებით 1 Hz. მაგრამ ამ მეთოდის ნაკლი ის არის, რომ ვერ დაინახავთ როგორ იცვლებოდა გულისცემის სიხშირე ჩაწერის მიმდინარეობისას; ანუ სხვა სიტყვებით რომ ვთქვათ, ეს მეთოდი ვერ უზრუნველყოფს გულისცემის სიხშირის ცვალებადობის რაოდენობრივ გაზომვას. ანალიტიკური და დროით-სიხშირული მეთოდების ერთობლივი გამოყენებით შესაძლებელია ვუზუალურად დავაკვირდეთ, როგორ იცვლება გულის რიტმი დიდი დროის განმავლობაში სხვა ცვლილებების საპასუხოდ.

საბოლოოდ, არტეფაქტები და ხმაური ალგორითმის შესაძლებლობაზე ძალზე დიდ გავლენას ახდენს გულის რიტმის გამოთვლისას. მაგალითად, მოძრაობის არტეფაქტი შეიძლება იყოს უფრო დიდი ამპლიტუდის, ვიდრე ეკგ სიგნალის QRS კომპლექსის ამპლიტუდა. თუ გამოიყენებთ მარტივ ზღვრის დეტექტირების მეთოდს იმისათვის, რომ გამოთვალოთ გულის რიტმი, ალგორითმმა შეიძლება

მოგვით არასწორი შედეგები, ანუ აურიოს სიგნალი და ხმაური. ამიტომ, ალგორითმი უნდა შეიცავდეს საშუალებებს ხმაურის გასაფილტრად.

ექსპერიმენტული მეთოდები

ამ ლაბორატორიული სამუშაოს ჩატარებისას გამოიყენებთ სამ არხს, რათა ჩაწეროთ სტანდარტული სამსადენიანი ეკგ. სანამ დაიწყებთ ექსპერიმენტს, უნდა ნახოთ ვიდეოფაილი და პროგრამულ უზრუნველყოფა

1. თქვენი BioRadio უნდა დაპროგრამდეს კონფიგურაციით LabHRDetect.

2. ამ ლაბორატორიულისთვის დაგჭირდებათ ოთხი დამჭერი ელექტროდი BioRadio Lab ნაკრებიდან. გახსოვდეთ, რომ ელექტროდებს უნდა ჰქონდეს კარგი კონტაქტი კანთან, რათა მიიღოთ მაღალი ხარისხის ჩანაწერი. ვიდრე საკვლევ პირს ელექტროდებს დაუმაგრებდეთ, სათანადოდ მოამზადეთ და გაწმინდეთ ელექტროდების მისამაგრებელი ადგილები. თუ საჭიროა, გადახედეთ წინა ლაბორატორიულებს ელექტროდების დამაგრების ადგილების გაწმენდისა და მომზადების შესახებ ინფორმაციისათვის. ერთი ელექტროდი დაამაგრეთ მარჯვენა მაჯის ხელისგულის მხარეს, მეორე - საპირისპირო მხარეს; მარცხენა ხელზეც ანალოგიურად; ერთი მარჯვენა ფეხის წვივზე, ხოლო მეორე - მარცხენა ფეხზე. შენიშვნა: ზემო კიდურებზე ელექტროდები უნდა მოთავსდეს მაჯებზე, ხოლო ფეხებზე - მუხლებთან ახლოს.

3. მას შემდეგ, რაც ელექტროდები დამაგრებულია საკვლევ პირზე, მიაერთეთ ერთი დამჭერი სადენი თითოეულ ელექტროდზე. შემდეგ მიაერთეთ ეს მომჭერიანი გამტარები შესასვლელ არხებზე 1,2,3 და დამიწებაზე ისე, როგორც ეს მე-3 სურათზეა ნაჩვენები.

პროცედურა და მონაცემთა შეგროვება

1. გაუშვით CleveLabs პროგრამა, შედით სისტემაში და აირჩიეთ Heart Rate Detection ქვეთავში კლინიკური გამოყენება, დააჭირეთ ღილაკს Begin Lab;

2. ჩართეთ BioRadio;

3. დააჭირეთ მონაცემთა ECG და შემდეგ მწვანე ლილავს Start. ეკგ-ს სამმა არხმა უნდა დაიწყოს ეკრანზე გადაადგილება.

4. ლაბორატორიის პირველ ნაწილში ეკგ-ს რეგისტრაცია ხორციელდება ნორმალურ, მოსვენებით რეჟიმში, როდესაც პაციენტი ზის სავარძელში. ეს მნიშვნელოვანია, რადგან საკვლევი პირი მოდუნებულია და ამით, კარდიოგრამის ჩანაწერში ხმაური და არტეფაქტები არ წარმოიქმნება. გააკეთეთ ჩანაწერი 30 წმ-ის განმავლობაში და ჩაწერეთ როგორც ფაილი, სახელით "HRrest", ასევე გაკეთეთ სკრინშოტს რეპორტი ამავდროულად, დათვალეთ საკვლევი პირის პულსი მაჯაზე და ამის შესახებ შენიშვნა მოგვიანებით გაკეთეთ.

5. შემდეგ დაიწყეთ შენახვა მონაცემთა ფაილის, სანამ საკვლევი პირი ჯერ კიდევ ისვენებს. დაარქვით ამ მონაცემთა ფაილს სახელი HRchange (გულისცემის სიხშირე იცვლება). 15 წამის ჩანაწერის შემდეგ, სთხოვეთ საკვლევი პირს ადგეს და დაიწყოს ადგილზე ქანაობა, სწრაფად დაახლოებით 20 წმ-ის განმავლობაში. შემდეგ მიუთითეთ დაჯდეს და გააგრძელეთ ჩანაწერის გაკეთება 15 წმ-ის განმავლობაში. გააკეთეთ ჩანაწერი ქანაობამდე და ქანაობის შემდეგ საკვლევი პირის გულისცემის სიხშირის შესახებ და ამის შესახებ მოგვიანებით ჩაიწერეთ შენიშვნა.

6. მოსვენებით მდგომარეობაში მყოფი საკვლევი პირის ტესტირებისას დააწკაპუნეთ სპექტრულ ანალიზს და გამოსცადეთ ეკგ სიგნალის სიხშირის დიაპაზონი; იმის მიხედვით, თუ როგორია გარემომცველი გარემო, ის გამოიყურება ისე, როგორც 60 Hz.-ზე. დააკვირდით პიკურ სიხშირეს და გაკეთეთ რეპორტი;

7. დააყენეთ ფილტრის პარამეტრები, რომლებიც 60 Hz ხმაურს მოაცილებს სიგნალს და გააკეთეთ რეპორტი ფილტრის სპექტრული ანალიზის დასამოწმებლად;

8. ახლა დააწკაპუნეთ კლავიშებზე Processing და Tab;

9. ეს აპლიკაცია არის მარტივი გულისცემის სიხშირის დეტექტორი, რომელიც აღმოაჩენს მარტივ ზღურბლს. არსებობს სამი პარამეტრი, რომლებიც უნდა განსაზღვროთ, რათა გულისცემის დეტექტორმა იმუშაოს; ეს პარამეტრებია: არხი, ზღურბლის ამპლიტუდა და დროის ზღურბლი. არხი

გამოიყენება გულისცემის დეტექტორებისათვის. უნდა ამოირჩიოთ ის არხი, რომელზეც სიგნალი ყველაზე უფრო სუფთაა და QRS კომპლექსი ყველაზე დიდი. ეს არის არხი, რომელიც ნაჩვენები იქნება ეკგ დიაგრამაზე დამუშავების და გამოყენების ფურცელზე, როდესაც ის გამორთული იქნება. თუ შემდეგი ნაბიჯი ფილტრის პარამეტრების დაყენებაა იმ არხისთვის, საიდანაც უნდა ამივილოთ (ამოვშალოთ) 60 Hz ხმაური ისეთივე, როგორც ადრე გავაკეთეთ, დავაყენოთ დროითი ზღურბლი, რომელიც არის მინიმალური დრო, როდესაც სიგნალი მატულობს ამპლიტუდური ზღურბლის ზევით, რათა პიკს მიაღწიოს. ბოლოს შეგიძლიათ განსაზღვროთ ამპლიტუდის ზღურბლი. უნდა შეგეძლოთ ამორჩევა იმ ზღურბლისა, რომელიც QRS კომპლექსის დაკვირვებისას იმუშავებს გამოსახულების გადახვევაზე.

10. ჩართეთ დეტექტორი simple heart rate detector. ეს დაახლოებით 15 მონაცემის ინტერვალს აღრიცხავს, სანამ ნამდვილი გულისცემა აღდგება. ააგეთ ეს გრაფიკი.

11. ეს მარტივი გულისცემის დეტექტორი გამოთვლის პიკებს ყოველი 15 მონაცემის მიღების შემდეგ. ამიტომ, მონაცემთა დაგროვების ინტერვალი, რომელსაც აირჩევთ გავლენას ახდენს გარჩევისუნარიანობაზე. შეეცადეთ გაუშვათ დეტექტორი მონაცემთა შეგროვების ინტერვალით 100 ms და შემდეგ კი - 500 ms.

12. ახლა სთხოვეთ საკვლევ პირს ირბინოს ოთახის გარშემო ან რაიმე ფიზიკური აქტიურობა ჩაატაროს რამდენიმე წუთის განმავლობაში, რათა მოიმატოს გულისცემის სიხშირემ; ამის შემდეგ საკვლევ პირი დაჯდეს. შეინახეთ 10 წმ ეკგ ჩანაწერი, სანამ საკვლევ პირი რელაქსაციაშია. ამ ფაილს მიეცით სახელი HRexercise. შეინახეთ ეს დიაგრამა.

13. საბოლოოდ, გამოვცადოთ მოძრაობის არტეფაქტების გავლენა მარტივი ზღურბლის აღმოჩენაზე, გულისცემის სიხშირის დასათვლელად. ჯერ კიდევ მჯდომარე მდგომარეობაში მყოფ საკვლევ პირს, როდესაც გულისცემის სიხშირის დეტექტორი მუშაობს, ჩაუტარეთ ინსტრუქტაჟი, რათა არ ამოძრაოს მაჯა. ჩაწერეთ ეკრანის ინფორმაცია თქვენს რეპორტში.

14. შეინახეთ ეს ჩანაწერი ფაილი სახელით ECGarms. ეს ფაილი უნდა შეიცავდეს 5 წმ-ის ნორმალურ ეკგ-ს, რომელიც მოსდევს მოძრაობის არტეფაქტს და მერე კვლავ რამდენიმე წამს ნორმალური (უარტეფაქტო) ეკგ.

მონაცემთა ანალიზი

1. Post-processing ინსტრუმენტების პანელის გამოყენებით გახსენით ფაილი სახელით HRrest. შეავსეთ FFT და JTFA მონაცემების მიხედვით, გააკეთეთ ეკრანის რეპორტი ორივე ანალიზის ტიპისთვის.
2. გაიმეორეთ 1 ბიჯი HRchange და HRexercise.
3. დაწერეთ საკუთარი პროგრამა, MATLAB-ის ან LabVIEW-ს გამოყენებით, რათა გამოთვალეთ გულისცემის სიხშირის საშუალო მნიშვნელობა HRrest. და HRexercise.
4. MATLAB, ან LabVIEW-ის საშუალებით გახსენით საკუთარი ალგორითმი გულისცემის სიხშირის დეტექტირებისთვის, რომელსაც შეუძლია მოძრაობის არტეფაქტის კომპენსირება. შეგიძლიათ გამოიყენოთ შენახული მონაცემთა ფაილი, რომელსაც ეწოდება ECGarms რათა შექმნათ ეს ალგორითმი.

კითხვები

1. როგორია საკვლევი პირის გულის რიტმი მოსვენების დროს, სანამ დაიწყება ცდა? როგორია საკვლევი პირის გულის რიტმი ვარჯიშის შემდეგ? რატომ იცვლება გულის რიტმი ვარჯიშის დროს?
2. ახსენით პიკების არსებობა FFT-ზე მონაცემთა ფაილებიდან HRrest, HRexercise. რატომ არსებობს ეს პიკები?
3. რა ინფორმაციის მოცემა შეუძლია JTFA-ს გულის რიტმის შესახებ, რის ილუსტრირებასაც ვერ ახდენს FFT ანალიზი?
4. რამდენად ზუსტად ადარებს გულის რიტმის დეტექტორის ალგორითმი, თქვენ მიერ გაზომილ გულის რიტმს სუბიექტის მაჯაზე?
5. ალგორითმი, რომელიც გამოიყენება ამ ლაბორატორიაში, არის მარტივი ზღურბლის დეტექტორი. რა პრობლემებია ამ მეთოდის გამოყენებისას და რომელი მეთოდია უკეთესი?

6. ახსენით, როგორ ზემოქმედებს მარტივი გულის რიტმის დეტექტორის გარჩევისუნარიანობა შერჩეული მონაცემთა რიგის შერჩეულ ინტერვალებზე?
7. გამოსცადეთ დიაგრამები, რომლებიც მიიღეთ მაჯის მოძრაობისას და საკვლევი პირის მოსვენებულ მდგომარეობაში ყოფნისას.
8. რატომ უნდა იყოს გამოყენებული JTFA გულის რიტმის დეტექციისთვის? რა უპირატესობები აქვს ამ მეთოდს იმ ზღურბლოვან მეთოდებთან შედარებით, რომლებიც გამოიყენეთ ლაბორატორიის სესიის დროს?
9. შემოგვთავაზეთ, როგორ მოაშორებდით საკვლევი პირის მაჯების მოძრაობით გამოწვეულ არტეფაქტებს დიაგრამიდან.
10. რისთვის გამოიყენება პეისმეიკერები? რა განსხვავებაა სინქრონულსა და ასინქრონულ პეისმეიკერებს შორის?

მოტორული კონტროლი



(ელექტრომიოგრაფიის გამოყენება)

შესავალი

როგორც პირველი ლაბორატორიულიდან ჩანს, ემგ წარმოადგენს კუნთში ერთდროულად წარმოქმნილი მრავალი მოქმედების პოტენციალის ჯამს. ემგ სიგნალი გვევლინება იმ პოტენციალის სახით, რომელიც კანის ზედაპირიდან შეიძლება მივიღოთ ჩვეულებრივი წკაპიანი ელექტროდების



საშუალებით. ელექტრული სიგნალი მილივოლტების ფარგლებშია და ამპლიტუდა ჩვეულებრივ მატულობს კუნთის დაძაბვის პროპორციულად. რაც უფრო მოიმატებს კუნთის შეკუმშვის ძალა, მით მეტი და მეტი კუნთოვანი ბოჭკო გალიზიანდება ნერვული სისტემის მიერ, რაც თავის მხრივ ზრდის გენერირებული ელექტრული პოტენციალის ჯამურ ამპლიტუდას.

ემგ-ს აქვს უამრავი პრაქტიკული კლინიკური გამოყენება, როგორცაა: ბიოლოგიური უკუკავშირი, ბიომექანიკური კვლევები და მაკონტროლებელი წყარო სარეაბილიტაციო მოწყობილობებისთვის, მაგალითად, ფუნქციონალური ელექტრული სტიმულაცია პარალიზებული კუნთებისთვის და მიოელექტრული კუნთების პროთეზებისთვის. გარდა ამისა, ემგ-ს მონიტორინგს შეუძლია წარმოადგენა შეგვიქმნას, როგორ მუშაობენ კუნთები ერთად და გამოავლინოს ნერვ-კუნთოვანი დაავადებები. მაგალითად, პიროვნებამ შეიძლება ავარიის შედეგად დაკარგოს ზემო კიდური, იდაყვის ქვემოთ. ამ შემთხვევაში დაზარალებულის კიდურის ტაკვს შეიძლება მკლავის პროთეზი მიუმაგრდეს და ნაწილობრივ აღდგეს ფუნქცია. პროთეზს შეიძლება ჰქონდეს თავისუფალი მოძრაობის განსაზღვრული არეალი, მაგალითად, მოხრისა და მტევნის გაშლა-შეკუმშვის. მაშასადამე, მაკონტროლებელი წყარო განსაზღვრავს პროთეზის მოძრაობის თავისუფლებას, ანუ მუშავდება ემგ და გამოიყენება, როგორც სიგნალი პროთეზის ასამოძრავებლად. ესაა მოწყობილობა - მიოელექტრული პროთეზი.

ამ ლაბორატორიულში სტუდენტები გამოიყენებენ ზედა კიდურის მიმდინარე ემგ ჩანაწერს ვირტუალური რობომკლავის საკონტროლებლად. ეფექტური კონტროლისთვის, სიგნალის დამუშავების სხვადასხვა ტექნიკა გამოიყენება.

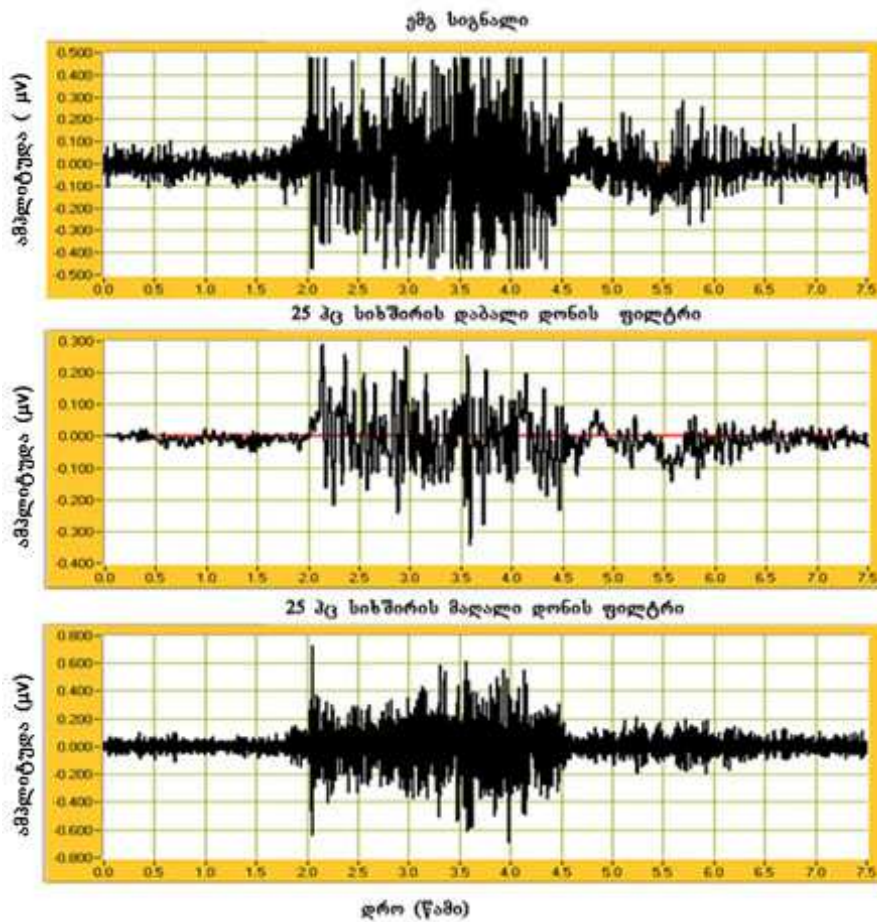
საჭირო აღჭურვილობა

- CleveLabs-ის ნაკრები;
- CleveLabs-ის პროგრამა;
- 5 ცალი კნოპიანი ელექტროდი;
- 5 ცალი კნოპიანი სადენი;
- Microsoft Excel[®], MATLAB[®], ან LabVIEW[™].

საფუძველი

ემგ სიგნალის დამუშავება

ემგ სიგნალის დამუშავების მრავალი მეთოდი არსებობს. როგორც წინა ლაბორატორიულ სამუშაოში ისწავლეთ, ფილტრაცია შეიძლება გამოდგეს ბიოპოტენციალებიდან არასასურველი ხმაურის მოსაცილებლად. როდესაც ემგ, ვიყენებთ, როგორც მაკონტროლებელი სიგნალი, ჩვეულებრივ გამოიყენება ვიყენებთ მაღალი და დაბალი დონის ფილტრაციას. მაღალი სიხშირის ხმაურის მოსაცილებლად საჭიროა დაბალი დონის ფილტრაცია, რომელიც ეფექტურად დააგლუვებს სიგნალს. როგორც მაკონტროლებელი სიგნალი, დაბალი დონის ფილტრაცია იწვევს თანაბარ მოძრაობას და თავიდან აგვარიდებს კანკალს. მეორე ხელისთვის მაღალი სიხშირის ფილტრაცია გამოვიყენოთ, ეს დაბალი სიხშირის ხმაურს აგვარიდებს თავიდან, როგორცაა მოძრაობის არტეფაქტი. მაღალი დონის ფილტრაცია არ იძლევა თანაბარ მოძრაობას, მაგრამ ამცირებს სისტემის პასუხის დაყოვნებას სწრაფი გადაადგილებისას. მაღალი დონის ფილტრაცია გამოვიყენოთ თუ დაბალი, დამოკიდებულია სიტუაციაზე. 1-ელ სურათზე მოცემული ფიგურა გვიჩვენებს დაუმუშავებელ ემგ სიგნალს, შემდეგ კი - იმავე სიგნალს დაბალი დონის ფილტრაციით 25 ჰერცამდე და შემდეგ მაღალი დონის ფილტრაციით 25 ჰერცის ზევით. აღნიშნეთ, რამდენ ინფორმაციას მოაშორებს დაბალი დონის ფილტრაცია ემგ სიგნალს და შემდეგ - მაღალი დონის ფილტრაცია - როგორ მოაშორებს სიგნალს დაბალ სიხშირეს. ფილტრაციასთან ერთად არსებობს მრავალი ტექნოლოგია, რომლებიც ციფრულად ამუშავებს ემგ სიგნალს. ერთ-ერთი მათგანია ემგ სიგნალის რექტიფიკაცია (გამართვა), რომელიც ყველაზე ხშირად გამოიყენება, რადგან ორივე როგორც მაღალი დადებითი, ასევე მაღალი უარყოფითი მნიშვნელობა პოტენციალისა ნიშნავს, რომ კუნთების აქტივობა გაიზარდა. ხშირად, საშუალო კვადრატული მნიშვნელობა ან ინტეგრალი ემგ სიგნალისა დროის დისკრეტულ ინტერვალებში გამოიყენება, როგორც დამუშავების მეთოდი. ეს შეიძლება იყოს მცურავი ფანჯარა ან დროის დისკრეტული ინტერვალები.



სურ.1. ემგ სიგნალის მაღალი და დაბალი დონის ფილტრაცია. დააკვირდით Y ღერძის მნიშვნელობის განსხვავებას.

ინტეგრალის გამოთვლა ან საშუალო კვადრატული მნიშვნელობის ფესვის (სკვ) ამოყვანა ემგ სიგნალიდან დაბალი დონის ფილტრაციის ეფექტს იძლევა, ანუ აგლუვებს სიგნალს. იმ ლაბორატორიულში, რომელსაც ქვემოთ შეასრულებთ, მცურავი (სკვ) ფანჯარა sliding RMS window გამოიყენება ვირტუალური რობომკლავის კონტროლისთვის.

ემგ სიგნალის კონტროლის წყაროდ გამოყენებისას შეიძლება რამდენიმე პრობლემამ იჩინოს თავი. პირველი, ნორმალიზაცია შეიძლება საკამათო გადაწყვეტა იყოს სიგნალის დამუშავებისას; რადგან ნორმალიზაცია ეწოდება ემგ სიგნალის მაქსიმალური და მინიმალური მნიშვნელობებისა და შემდეგ მათი საშუალო მნიშვნელობის პოვნას. მაშასადამე, კონტროლის წყაროს სიგნალი 1-სა და 0-ს შორის ვარირებს. თუ საკვლევი პირი სიგნალის პირველადი განსაზღვრის წინ სრულიად მოდუნებული არ არის, კონტროლამდელი ნორმალიზაცია შეიძლება არაეფექტური იყოს. გარდა ამისა, კუნთები თანდათან იღლება. კუნთების დაღლა კი ემგ სიგნალის სიხშირის შემცირებისა და ამასთან, მისი ამპლიტუდის გაზრდის მიზეზი ხდება.

ამრიგად, სიგნალის პირველადი გადამოწმება არ არის მიზანშეწონილი იმ შემთხვევებში, როდესაც საკვლევი პირი სისტემას დიდი ხნის განმავლობაში იყენებს და ადგილი აქვს დადლილობას.

Tenodesis Grasp

Tenodesis Grasp ხელის მტევნის პასიური მოძრაობაა, როდესაც ქვემოთ მიმართული ხელისგულის მეშვეობით განზიდავთ მაჯას და მოადუნებთ ხელის კუნთებს. მაჯის ექსტენზიის დროს გვაქვს თითების პასიური ფლექსია, ანუ მოხრა. თუ ამ დროს რაიმე ობიექტი აღმოჩნდება ხელში, ხელის მტევანი მას მოუჭერს. ნათელია, ეს სუსტი მოჭერა იქნება. მაგრამ თუ განვიხილავთ ზურგის ტვინის დაზიანებას C7 დონეზე, რომელიც იწვევს თითების ნებსითი მოხრა-გამლის მოშლას, შენარჩუნებული მაჯის ექსტენზიის ფონზე, საკვლევ პირს მსუბუქი ნივთების დასაჭერად შეუძლია **Tenodesis Grasp** გამოიყენოს.

პროთეზის მთავრეექტრული კონტროლი

ამპუტირებული პოპულაცია პროთეზულ მოწყობილობებს ხშირად იყენებს დაზიანების შემდეგ დაკარგული ფუნქციების აღსადგენად. მაგალითად, ვისაც ავარიის შედეგად დაკარგული აქვს მკლავი იდაყვის ზემოთ, შეუძლია გამოიყენოს კიდურის პროთეზი, რომელიც შედგება მაჯისა და იდაყვის სახსრებისგან. ამ დროს უნდა დამუშავდეს მეთოდი მაჯისა და იდაყვის კუთხის საკონტროლებლად. ამ შემთხვევაში მაკონტროლებელი სიგნალი შეიძლება ემგ იყოს. პროთეზები, რომელიც ემგ-ს საშუალებით კონტროლდება მიოლექტრული პროთეზი ეწოდება.

ამ ლაბორატორიულში გამოიყენებთ ემგ-ს თქვენი ხელიდან, რათა აკონტროლოთ ეკრანზე გამოსახული ვირტუალური რობომკლავის მოძრაობის ამპლიტუდა. თქვენი ბიცეფსის ემგ გამოიყენება იდაყვის სახსრის კუთხის კონტროლისთვის, ხოლო თქვენი მაჯის გამშლელები, - თითების მოსახრელად (ე.ი. **Tenodesis Grasp**).

ექსპერიმენტული მეთოდები

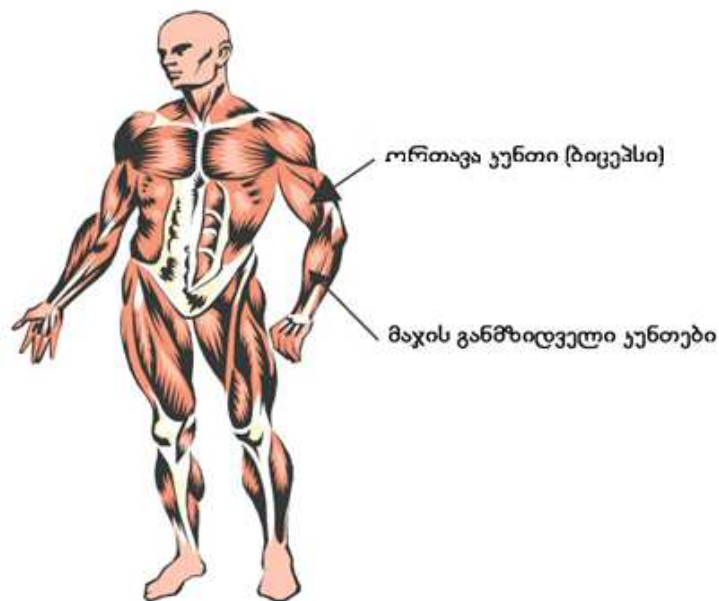
ცდის ჩატარება

ამ ლაბორატორიულში ემგ-ს ჩაწერთ საკვლევი პირის ბიცეფსიდან და მაჯის განმზიდველი კუნთებიდან. ვიდრე ექსპერიმენტის ჩატარებას შეუდგებით, ნახეთ ფილმი, რომელიც CleveLabs-ის პროგრამაშია.

1. თქვენი ბიორადიო უნდა მომართოთ LabMotorControl რეჟიმზე.

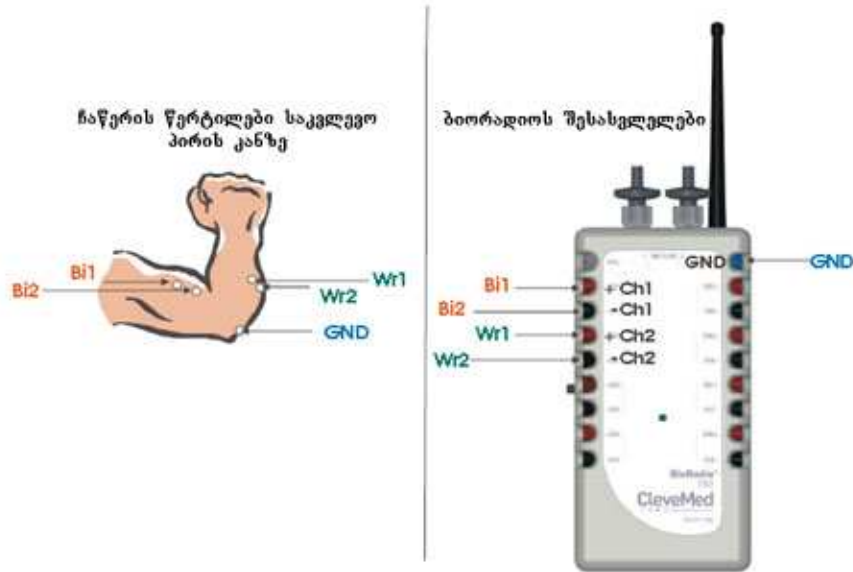
ამ ლაბორატორიულისთვის დაგჭირდებათ 5 წკაპიანი ელექტროდი, რომელიც ბიორადიოს ლაბორატორიულ ნაკრებშია. გახსოვდეთ, რომ მაღალი ხარისხის ჩანაწერის მისაღებად ელექტროდს კარგი კონტაქტი უნდა ჰქონდეს კანთან.

2. ელექტროდის მიმაგრებამდე, კანი გაწმინდეთ სპირტით. უკეთესი ჩანაწერის მისაღებად, სასურველია პემზით ან მსგავსი ნივთით მოაშოროთ სათუთად კანს მაღალი წინააღობის მშრალი ზედაპირი. ერთმანეთისგან თითო



სურ. 2. ბიცეფსისა და მაჯის განმზიდველი კუნთების ადგილმდებარეობა.

დუიმის (2,5 სმ) დაშორებით ორი ელექტროდი მიამაგრეთ ორთავა კუნთზე, აგრეთვე ორი ელექტროდი თითო დუიმის დაშორებით - მაჯის განმზიდველ კუნთებზე (ეს კუნთები წინამხრის დორსალურ ზედაპირზე, იდაყვსა და მაჯას შორისაა განლაგებული, დაახლოებით შუაში), დარჩენილი ერთი ელექტროდი კი იდაყვის ძვალზე მიამაგრეთ, დამიწებისთვის.



სურ. 3. BioRadio-ს მომართვა მოტორული კონტროლის ლაბორატორიული სამუშაოს დასაყენებლად.

3. მას შემდეგ, რაც ელექტროდებს განათავსებთ საკვლევი პირის ხელზე, თითოეულ ელექტროდს მიუერთეთ წკაპიანი სადენი; ამის შემდეგ, ელექტროდი მიუერთეთ უღელზე და შემდეგ ბიორადიოს 1,2 და დამიწების შესავალ არხებზე ისე, როგორც ნაჩვენებია მე-3 სურათზე. სადენები უღელზე საშუალებას იძლევა ერთ არხს მიუერთდეს ერთზე მეტი ელექტროდი.

პროცედურა და მონაცემთა აკრეფა

1. გაუშვით CleveLabs პროგრამა. აირჩიეთ ლაბორატორიული სამუშაო სახელად: Motor Control და დააჭირეთ ღილაკს წარწერით: Begin Lab;
2. ჩართეთ ბიორადიო;
3. დააყენეთ მონაცემთა შეგროვების ინტერვალი 100 მილიწამზე; ამის შემდეგ, დააჭირეთ მწვანე ღილაკს წარწერით: Start.
4. დააჭირეთ ჩანართს წარწერით – EMG. ემგ-ს მონაცემები დაიწყებს ეკრანზე გასვლას.
5. საკვლევმა პირმა დაიჭიროს ხელი ისე, რომ მისი ხელისგული ქვემოთ იყურებოდეს. ამის შემდეგ, ექსპერიმენტის რომელიმე მონაწილემ დააჭიროს საკვლევ პირს მტევნის ზურგზე ხელი, რათა წინააღმდეგობა შექმნას

იზომეტრიული შეკუმშვისთვის. საკვლევი პირი შეეცადოს მაჯის განზიდვას ამ წინააღმდეგობის საპირისპიროდ. დაინახავთ, რომ მაჯის გამშლელი კუნთების ემგ გაიზარდა. გადაიღეთ ამის სკრინშოტი;

6. ამის შემდეგ, საკვლევი პირს ხელი დააჭერინეთ ისეთ პოზიციაში, რომ ხელისგული ზემოთ იყურებოდეს. ექსპერიმენტის რომელიმე მონაწილემ შექმნას ხელოვნური წინააღმდეგობა, საკვლევი პირის ხელისგულზე ხელის დაჭერით. უთხარით საკვლევი პირს სცადოს წინამხრის მოხრა ამ წინააღმდეგობის საპირისპიროდ. შენიშნავთ, რომ ბიცეფსის ემგ სიგნალი გაიზარდება. გადაიღეთ ამის სკრინშოტი;

7. დააჭირეთ სპექტრული ანალიზის ჩანართს;

8. დააჭირეთ დროითი დომენის ჩანართს. აირჩიეთ არხი ისე, რომ დამუშავდეს პირველი არხის სიგნალი (ბიცეფსი). საკვლევი პირმა სწრაფად მოხაროს და გაშალოს ხელი იდაყვის სახსარში. აღნიშნეთ, რა მოუვა ემგ სიგნალს მოძრაობის განმავლობაში. გვექნება მოძრაობის არტეფაქტი. გადაიღეთ ამის სკრინშოტი;

9. ჩართეთ მაღალი დონის ფილტრაცია და დააყენეთ მაღალი სიხშირის გატარება 20 ჰც-ის ზემოთ. გადამრთველი გადართეთ გაფილტრულ მონაცემებზე. გაიმეორეთ ორივე მოძრაობა და დააკვირდით რა მოუვა მოძრაობის არტეფაქტს. გადაიღეთ ამის სკრინშოტი;

10. ჩართეთ დროითი დიაგრამა, დააჭირეთ დამუშავებისა და გამოყენების ჩანართს. ამ აპლიკაციაში აპირებთ ემგ გამოიყენოთ საკვლევი პირის მკლავიდან ეკრანზე გამოსახული ვირტუალური რობომკლავის საკონტროლებლად. მაჯის განმზიდველი კუნთების ემგ გამოიყენება თითების მოსახრელად; ხოლო, როდესაც ბიცეფსის ემგ იზრდება, იდაყვის კუთხე პროპორციულად შემცირდება. შესაბამისად, ემგ მაჯის განმზიდველებიდან ზრდის შემთხვევაში, იწვევს მტევნის მოხრას პროპორციულად;

11. რობომკლავის საკონტროლებელი სიგნალის დამუშავება პროგრამაში მიმდინარეობს. მონაცემთა შეგროვების ინტერვალი 100 მწმ-ზე უნდა დააყენოთ. მონაცემთა შეგროვების ყველა ინტერვალი დაუმუშავებელი

სიგნალის არხზე ერთმანეთს ედება და იკრიბება. მიღებული მნიშვნელობა გამოიყენება, როგორც მაკონტროლებელი სიგნალი რობომკლავისთვის. რობომკლავის პოზიცია მონაცემთა შესაგროვებლად განახლდება თითო ინტერვალისთვის მინიჭებული პერიოდის გასვლის შემდეგ. ემგ-ს მონაცემები ინახება bins-ში და ყველა წერტილი ამ bins-ში იკრიბება, რათა მივიღოთ ერთი კონკრეტული რიცხვი; ეს უკანასკნელი კი რობომკლავის პოზიციის საკონტროლებლად გამოიყენება;

12. თავდაპირველად დააყენეთ ფილტრაციის მახასიათებლები თითოეული სიგნალისთვის. დააყენეთ ფილტრაციის ტიპი მაღალი დონის ფილტრაციაზე, თითოეული სიგნალისთვის; მაღალი სიხშირის გაშვება უნდა იყოს 20 ჰც, ხოლო ფილტრაციის რიგი დააყენეთ 4-ზე (მოგვიანებით, ამ ცვლადებთანაც გექნებათ შეხება და შეცვლით მათ, მაგრამ ამჯერად ამ მნიშვნელობით უნდა იყოს დაყენებული);

13. აპლიკაციის განმავლობაში აუცილებელია ემგ სიგნალის ნორმალიზაცია. ნორმალიზაციის რუტინაზე უკვე გვქონდა საუბარი. ემგ-ს ნორმალიზება ხდება 0-სა და 1-ს შორის. გახსოვდეთ, განვიხილავთ ნორმალიზაციას ციფრული სიგნალის დამუშავების პროცესში. საკვლევმა პირმა უნდა მოადუნოს ხელის ყველა კუნთი. ამის შემდეგ, ჩართეთ მაჯის ნორმალიზაციის გამმართველი. ეს გაანულებს მაჯის განმზიდველების მაქსიმალურ და მინიმალურ მნიშვნელობებს. ახლა სთხოვეთ საკვლევ პირს ნორმალურად განზიდოს მაჯა, რამაც შეიძლება გამოიწვიოს მაქსიმალური მნიშვნელობის ზრდა. მას შემდეგ, რაც ის განზიდავს მაჯას, მაშინვე გამორთეთ მაჯის ნორმალიზაციის გადამრთველი, რათა შეწყდეს ნორმალიზაციის პროცედურა; მაჯის განმზიდველი კუნთების მაქსიმალური და მინიმალური მნიშვნელობები ამ დროს მოქმედებს მაჯის განმზიდველი ემგ სიგნალის ნორმალიზებისთვის 0-1 დონეებს შორის;

14. გაიმეორეთ ნორმალიზაციის პროცედურა ბიცეფსისთვის.

15. უკვე მზად ხართ აკონტროლოთ რობომკლავი. შეგიძლიათ აკონტროლოთ როგორც იდაყვის კუთხე, ისე მტევნის შეკუმშვა ან ერთდროულად მხოლოდ ერთი მათგანი აირჩიოთ ჩამოსაშლელი მენიუს

საშუალებით. მარჯვნივ აირჩიეთ Elbow and Claw; მოგვიანებით, შესაძლოა მხოლოდ ერთ-ერთი მათგანის განხილვა იქნეს საჭირო;

16. მუხტის კონტროლის განყოფილებას (current control value box) აქვს ოთხი პარამეტრი:

I. Wrist Ext Normalized არის ემგ-ს ნორმალიზებული (0-1) მნიშვნელობა მაჯის განმზიდველი კუნთებისთვის;

II. Biceps Normalized არის ემგ-ს ნორმალიზებული (0-1) მნიშვნელობა ბიცეფსისთვის. როდესაც მნიშვნელობა 0-ის ტოლია, ორთავა კუნთის ემგ უნდა იყოს მინიმალური, ხოლო რობომკლავის იდაყვი - გაშლილი. როცა მნიშვნელობა 1-ის ტოლია, ბიცეფსის ემგ უნდა იყოს მაქსიმალური, ხოლო რობომკლავი - ბოლომდე მოხრილი;

III. The Wrist Ext Actual გვიჩვენებს მაჯის განმზიდველი კუნთების მიმდინარე მნიშვნელობას;

IV. The Biceps Actual გვიჩვენებს ორთავა კუნთის მიმდინარე მნიშვნელობას.

17. ჩართეთ რობომკლავის კონტროლის გადამრთველი. საკვლევა პირმა მთლიანად უნდა მოადუნოს მკლავი. ამ დროს, რობომკლავი უნდა იყოს გაშლილი იდაყვის სახსარსა და თითების მიდამოში. გადაიღეთ ამის სკრინშოტი;

18. ახლა საკვლევა პირმა მაქსიმალურად დაძაბოს როგორც ბიცეფსი, ისე მაჯის განმზიდველები. რობომკლავი მოიხრება იდაყვის სახსარში და შეკრავს მუშტს. გადაიღეთ ამის სკრინშოტი;

19. ჩართეთ სამიზნის გადამრთველი (target switch). საკვლევა პირმა სცადოს რობომკლავი შეინარჩუნოს სანახევროდ მოხრილი იდაყვის სახსარში;

20. ბოლოს დააყენეთ ფილტრაციის პარამეტრები და დააკვირდით, როგორ შეცვლის ეს რობომკლავზე კონტროლს. სცადეთ როგორც მაღალი, ისე დაბალი სიხშირის გატარება ფილტრაციის მეშვეობით, სხვადასხვა პარამეტრის მინიჭებით. ფილტრაციის პარამეტრების ყოველი შეცვლისას, პარამეტრების ნორმალიზება ხელახლა მოგიწევთ. შეინახეთ რამდენიმე

ფაილი იმ მომენტების მონაცემებით, როდესაც ცდილობდით შეგენარჩუნებინათ რობომკლავი იდაყვის სახსარში სანახევროდ მოხრილ მდგომარეობაში, ფილტრაციის სხვადასხვა მნიშვნელობის დროს. მაგალითად, დაიწყეთ დაბალი დონის ფილტრაციით და დააყენეთ გატარება 30 ჰც-ზე. ამის შემდეგ, დატოვეთ დაბალი დონის ფილტრაციის ტიპი, მაგრამ სიხშირის გატარების პარამეტრი 100 ჰც-ით შეცვალეთ. დააკვირდით, როგორ ცვლის ფილტრაციის პარამეტრის ცვლილება კონტროლის სიგლუვეს და როგორ იცვლება ფილტრაციის პარამეტრების ცვლილების მიხედვით, მოძრაობის სიჩქარე;

21. შეცვალეთ მონაცემთა შეგროვების ინტერვალი და დააკვირდით, როგორ შეცვლის ეს თქვენს შესაძლებლობას - აკონტროლოთ რობომკლავი.

მონაცემთა ანალიზი

პოსტდამუშავების ხელსაწყოების ნაკრების MATLAB ან LabVIEW მეშვეობით, გახსენით ის ფაილები, რომლებიც რობომკლავის კონტროლის ექსპერიმენტისას შეინახეთ. გამოთვალეთ ისეთი რაოდენობრივი მნიშვნელობები, როგორცაა: time to target, undershoot, overshoot და საშუალო კვადრატული მნიშვნელობის შეცდომები სამიზნეზე თითოეული კონტროლის მეთოდისას, რომელთაც იყენებდით ლაბორატორიულის ჩატარებისას. მონაცემთა ანალიზისას, შენახულ ფაილში გამოჩნდება სამიზნე და კუთხის მნიშვნელობა უამრავი ნულით, რომლებიც მიმოფანტულია ამ ფაილში. ეს იმიტომ ხდება, რომ ემგ და მკლავის კუთხე სხვადასხვა კუთხისთვის შეირჩა; ამიტომ, მონაცემთა ანალიზისას, ნულებს ყურადღებას ნუ მიაქცევთ.

კითხვები

1. რატომ არ შეიძლება გამოვთვალოთ საშუალო მნიშვნელობა ან ინტეგრალი ემგ ტალღის რექტიფიკაციის გარეშე?
2. არსებობს სიგნალის დამუშავების მრავალი ტექნიკა, რათა ამოგჭრათ ან გავაძლიეროთ ემგ სიგნალის განსაზღვრული თვისება. ახსენით, საშუალო

კვადრატული მნიშვნელობის პოვნა რატომ არის უკეთესი ჩვეულებრივი საშუალო მნიშვნელობის პოვნასთან შედარებით და რომელი სიგნალის მახასიათებლებს გააუმჯობესებს იგი?

3. კონტროლის პირობების მიხედვით, როდის არის უმჯობესი გამოვიყენოთ მაღალი დონის ფილტრაცია და როდის დაბალი?

4. რატომ არის საჭირო მაღალი დონის ფილტრაციით ემგ-ს გაფილტვრა? მოიფიქრეთ, რა სიხშირის ემგ სიგნალი მოგვცემს ასეთ დროს არტეფაქტს.

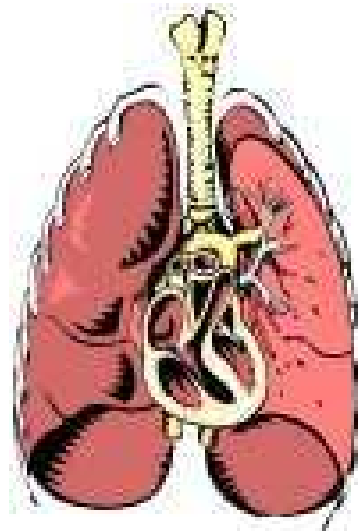
5. იმ დასკვნებიდან გამომდინარე, რაც ემგ სიგნალის ანალიზისას მიიღეთ, აღწერეთ რამდენიმე მაღალიმპიტირებელი ფაქტორი ემგ სიგნალის იმ დისკრეტული დონეებისათვის, რომლებიც შეიძლება გამოყენებულ იქნეს როგორც მაკონტროლებელი წყარო.

6. ზურგის ტვინის დაზიანება C5/6 დონეზე მტევნის ნებსითი მოხრა-გაშლის უნარს უკარგავს დაზარალებულს. კუნთების სწორად მიმართული ელექტრული სტიმულირებით შეიძლება მტევნის მოხრის უნარი აღდგეს. ამ სისტემის კონტროლის წყაროდ შეიძლება ემგ გამოყენებულ იქნეს კუნთების ნებსითი შეკუმშვიდან, რათა სტიმულაციის პროპორციული კონტროლი მოხდეს, შეკუმშვის ძალის რეგულირებისთვის. სქემატურად მოხაზეთ ამ სისტემის მახასიათებლები. რომელი ხელსაწყოები გვაქვს (ან არ გვაქვს) ზემოგანხილულთაგან იმისათვის, რომ შევძლოთ ამის გაკეთება და როგორ უნდა გამოვიყენოთ ეს ხელსაწყოები?

7. როგორ იმოქმედებს კუნთის დაღლა ზემოთ მოხაზული სქემის გამოსავალზე? აღწერეთ გზები, რითაც შევძლებთ თავიდან ავირიდოთ კუნთის დაღლით გამოწვეული გამოსავლის განსხვავებანი.

8. რომელი თქვენ მიერ გამოთვლილი როდენობრივი მნიშვნელობები გამცნობთ ფილტრაციის პარამეტრების ცვლილებით გამოწვეული ეფექტების შესახებ მიოელექტრულ პროთეზულ მოწყობილობაზე?

სუნთქვის ლაბორატორია



შესავალი

სუნთქვა ეწოდება მოვლენათა თანამიმდევრობას, რომელიც საბოლოო ჯამში ჩვენი სხეულის ნახშირორჟანგისგან განთავისუფლებასა და ჟანგბადით მის ჩანაცვლებას ემსახურება. ჩვენ თანამიმდევრულად ვშლით და ვკუმშავთ ფილტვებს, რათა ჩავისუნთქოთ და ამოვისუნთქოთ. ამის შესაბამისად კი მოხდეს ჟანგბადისა და ნახშირორჟანგის ცვლა



ფილტვებში. სუნთქვის გაზომვა ხშირ შემთხვევაში ხდება საჭირო; მაგალითად, სუნთქვის მონიტორინგი - ექიმებს ძილის აპნოეს სხვადასხვა ფორმის დიაგნოსტიკის საშუალებას აძლევს. ამასთანავე, სუნთქვის გაზომვით მივიღებთ ინფორმაციას ფილტვის ჭიმვადობისა და ტევადობის შესახებ. სუნთქვის გასაზომად შექმნილია სხვადასხვა ტიპის სენსორები. პულს-ოქსიმეტრი ზომავს სისხლში ჟანგბადით გაჯერებული ჰემოგლობინის პროცენტულ შემცველობას. სუნთქვის წნევა შეიძლება გაიზომოს საყლაპავ მილში ჩადგმულ კათეტერზე განლაგებული სენსორებით. ნაკად-მოცულობის საზომ სენსორებს შეუძლია ფილტვის მოცულობის შეფასება. აირის ნაკადის გაზომვა შესაძლებელია ფრთებიანი, ულტრაბგერისა და თერმულ-კონვექციური ნაკადსაზომებით. სენსორები, რომელთაც ამ ლაბორატორიულ სამუშაოში რესპირაციის გასაზომად ვიყენებთ, მოიცავს აირნაკადის ორალურ/ნაზალურ კანულას და სუნთქვითი დამაბულობის პიეზოელექტრულ სარტყელს.

საჭირო აღჭურვილობა

- CleveLabs-ის ნაკრები;
- CleveLabs-ის პროგრამა;
- შვიდი ოქროსფერთავიანი ელექტროდი;
- ნაზალური კანულა-თერმისტორი;
- სუნთქვითი დამაბულობის სარტყელი;
- Microsoft Excel[®], MATLAB[®], ან LabVIEW[™].

საწყისი მონაცემები

სუნთქვა

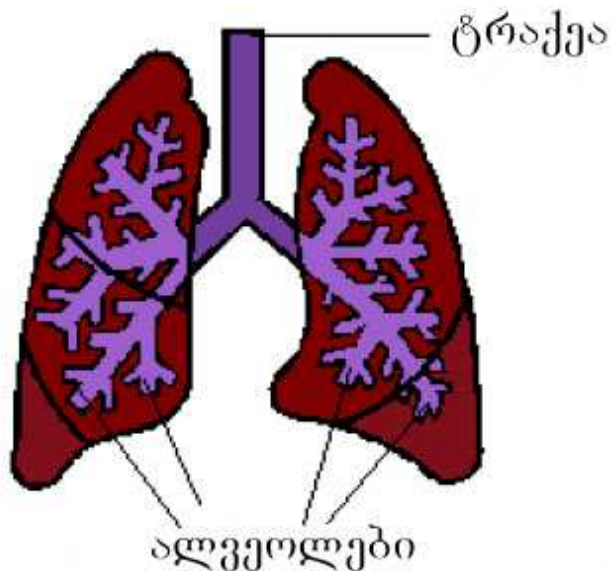
სუნთქვა უზრუნველყოფს ორგანიზმს ჟანგბადით და გამოაქვს ნახშირორჟანგი. სუნთქვა მოიცავს ფილტვის ვენტილაციას, ჟანგბადისა და ნახშირორჟანგის დიფუზიას, ჟანგბადის ტრანსპორტირებას და ვენტილაციის რეგულაციას. ფილტვის ვენტილაცია ეწოდება სხეულსა და ფილტვის ალვეოლებში ჰაერის შესვლა-გამოსვლის პროცესს. ჟანგბადის დიფუზია და ნახშირორჟანგის გამოყოფა ხორციელდება ალვეოლებსა და სისხლს შორის.

როგორც კი მოხვდება ჟანგბადი სისხლში, იწყება მისი ტრანსპორტირება ქსოვილებისა და უჯრედებისკენ. საბოლოოდ, სუნთქვის კონტროლი ხორციელდება უმაღლეს ცენტრში - მოგრძო ტვინსა და ვაროლის ხიდში.

ფილტვებით ვენტილაცია შეიძლება ორი გზით განხორციელდეს; პირველია დიაფრაგმის ზემოთ და ქვემოთ მოძრაობა, მკერდის ღრუს სიგრძის ცვლილებით, ხოლო მეორე - ვენტილაცია, ნეკნების ელევაცია-დეპრესიით (აწევა-დაწევა), მიიღწევა მკერდის ღრუს დიამეტრის ცვლილებით. ფილტვების ჭიმვადობა ეწოდება მათ შესაძლებლობას, თითოეული მონაკვეთი გაზარდონ წნევის გაზრდის შესაბამისად. ფილტვების გაჭიმვის მაქსიმალური მოცულობა დამატებითი ვარიანტია ფილტვის ოთხი მოცულობისა. ესენია: სუნთქვითი (ჩასუნთქვა-ამოსუნთქვის), ჩასუნთქვის სარეზერვო, ამოსუნთქვის სარეზერვო და ნარჩენი მოცულობები. სასუნთქი მოცულობა ეწოდება აირის მოცულობას, რომელიც ჩასუნთქება ან ამოსუნთქება ჩვეულებრივი სუნთქვის დროს (დაახლოებით 500 მლ). ჩასუნთქვის სარეზერვო მოცულობა ეწოდება აირის იმ მოცულობას, რომელიც ნორმალური ჩასუნთქვის შემდეგ შეიძლება იქნეს ჩასუნთქული (დაახლოებით 3000 მლ). ამოსუნთქვის სარეზერვო მოცულობა ეწოდება აირის იმ რაოდენობას, რომელიც ნორმალური ამოსუნთქვის შემდეგ შეიძლება იქნეს ამოსუნთქული (დაახლოებით 1100 მლ). დაბოლოს, ნარჩენი (რეზიდუალური) ეწოდება აირის იმ მოცულობას, რომელიც ფორსირებული ამოსუნთქვის შემდეგ რჩება ფილტვებში (დაახლოებით 1200 მლ).

ფილტვების გავრცელებული დაავადებაა ემფიზემა. ზოგადად, ემფიზემა ეწოდება ფილტვების ობსტრუქციულ-დესტრუქციულ პროცესს, რომელიც

ხანგრძლივი მწველობის შედეგია. ემფიზემა შეიძლება იყოს შედეგი აირგამტარი გზების გაზრდილი წინააღმდეგობისა და ფილტვების დიფუზური მოცულობის შემცირების. თავის მხრივ, ეს შეიძლება იყოს ჰიპოქსია და ჰიპერკაპნია, რასაც შესაძლოა მოჰყვეს სიკვდილი.



სურ. 1. ჰაერი ფილტვებამდე ტრაქეის გავლით მიდის, ხოლო აირთა ცვლა ალვეოლებში ხდება.

სუნთქვის სენსორები

თერმისტორი, რეზისტორის მსგავსი ელექტრონული კომპონენტია. რეზისტორისგან განსხვავებით, თერმისტორი დამზადებულია ნახევარგამტარული ტექნოლოგიით, რის გამოც იგი საოცრად მგრძობიარეა ტემპერატურის ცვალებადობის მიმართ. მუდმივი დენის პირობებში, თერმისტორი საკუთარ წინაღობას იცვლის ტემპერატურის ცვალებადობის მიხედვით. ჩვეულებრივ, რეზისტორის მწარმოებლები ცდილობენ მათი ნაწარმი ტემპერატურის ცვალებადობის მიმართ იყოს ნაკლებმგრძობიარე და რეზისტორზეა აწყობილი წრედი - მუდმივი წინაღობის მატარებელი, მიუხედავად გარემოს ტემპერატურისა. სხვაგვარად რომ ვთქვათ, თერმისტორის მწარმოებლებს სჭირდებათ მათი მოწყობილობები განსაკუთრებულად მგრძობიარე გახადონ ტემპერატურის მიმართ, ანუ ტემპერატურის მცირე ცვლილება გარდაიქმნას ძაბვად.

თერმისტორის წინაღობისა და ტემპერატურის ურთიერთდამოკიდებულება მოცემულია შემდეგ ტოლობაში:

$$R = Ke^{\frac{\beta}{T}}$$

აქ, K აღნიშნავს მოწყობილობის საკუთარ წინაღობას; $R=K$, როდესაც $T=0$; β - მგრძობიარობის მუდმივა, რომელიც თერმისტორების სხვადასხვა ტიპისთვის სხვადასხვაა; T ტემპერატურაა გამოსახული კელვინებით.

როგორც ზემომოყვანილი ტოლობიდან ჩანს, ტემპერატურასა და წინაღობას შორის დამოკიდებულება არაწრფივია. სინამდვილეში ეს ექსპონენციალური (გეომეტრიულად ზრდადი) ფუნქციაა. შედეგად, თუ უფრო დიდი ტემპერატურული დიაპაზონის გაზომვაა საჭირო, სასურველია შესრულდეს წრფივი ფუნქცია. ტემპერატურასა და წინაღობას შორის დამოკიდებულება რომ წრფივი იყოს, ამისათვის თერმისტორი მზადდება ტემპერატურის განსაზღვრული დიაპაზონისთვის. პირველ რიგში, წრფივობა (ფუნქციის წრფივობა) სრულდება წინაღობების მიმდევრობითი შეერთებით, თუკი იქმნება დენის შემზღვეველი წინაღობა, და ამ შემთხვევაში, ტოლობა შემდეგ სახეს მიიღებს:

$$R_L = R_m \frac{(\beta - 2T_m)}{\beta + 2T_m}$$

სადაც R_L არის წრფივობისთვის სასურველი წინაღობა; R_m - თერმისტორის წინაღობა სასურველი ტემპერატურული დიაპაზონის შუაში, ხოლო β - მგრძობიარობის კონსტანტა, რომელიც სხვადასხვა თერმისტორს სხვადასხვა აქვს.

ამ ლაბორატორიულ სამუშაოში თერმისტორი ორალურ/ნაზალურ კანულაშია მოთავსებული. კანულას აქვს სამი არხი და მიბმულია საკვლევი პირის ცხვირის ქვემოთ (სურ. 2); ორი არხი მიმართულია ზევით, ინდივიდის ნესტოებისკენ; მესამე არხი კი მიმართულია პირისკენ. როდესაც საკვლევი პირი სუნთქავს, იგი ათბობს თერმისტორს, რაც ხდება ვოლტების ცვლილების მიზეზი და დამოკიდებულია სუნთქვის სიხშირეზე.

სხვა ხელსაწყო, რომელიც ღამის ძილის შესწავლისთვის გამოიყენება, არის სუნთქვის დაძაბულობის ქამარი. ეს ქამარი მჭიდროდაა შემოხვეული მკერდზე ან მუცელზე. იგი შესწავლის პროცესში გამოიყენება საკვლევი სუბიექტის სუნთქვის სიღრმის გასაზომად. არსებობს სუნთქვის სარტყლის ორი ვარიანტი: პიეზოელექტრული და რეზისტორული.

პიეზოელექტრული სარტყელი მუშაობს პიეზოელექტრული ნივთიერებების პრინციპით. პიეზოელექტრული ნივთიერებები ხასიათდება კვარცის თვისებებით - ძალას გარდაქმნის ელექტრულ დაძაბულობად. ეს ნივთიერებები დაწნეხის მომენტში წარმოქმნიან ძაბვას, რომელიც დაწნეხის ძალის პროპორციულია და პირიქით, როდესაც ელექტრული პოტენციალი ამ ნივთიერებებზეა მოდებული, ისინი ან იკუმშებიან, ან იშლებიან ამ პოტენციალის პოლარობის მიხედვით.



სურ. 2. სუნთქვითი დაძაბვის სარტყელი და ნაზალურ/ორალური თერმისტორი რესპირაციული სიგნალების აღმოსაჩენად გამოიყენება.

პიეზოელექტრული სარტყლით გენერირებული ძაბვა გამოისახება შემდეგი ტოლობით:

$$\Delta V = \frac{D \Delta F}{\epsilon \left(\frac{A}{X} \right)}$$

სადაც ΔV ძაბვის ცვლილებაა; D - ძალის ერთეულზე გენერირებული დენის მნიშვნელობა; F - მოდებული ძალა; ϵ - ნივთიერების დიელექტრიკული მუდმივა; A - კრისტალზე მოქმედი ძალის პერპენდიკულარული ზედაპირის ფართობი; X - კრისტალის სისქე.

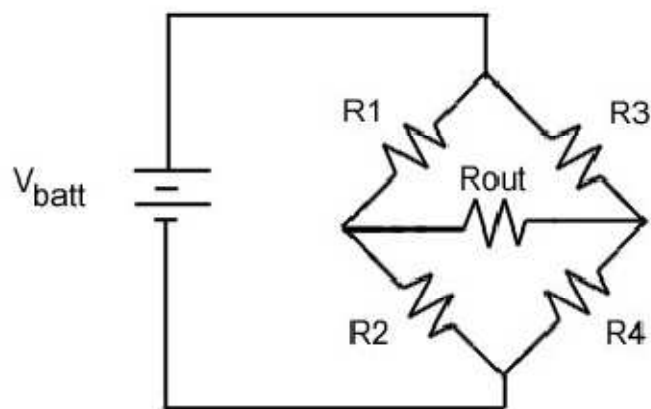
ასევე, გამონაკლისის სახით, სუნთქვითი დაძაბულობის გასაზომად გამოიყენება რეზისტორული სარტყელი, რომელიც ტოლობის თანახმად გვიჩვენებს ნივთიერების წინაღობას. როდესაც სარტყელი იჭიმება, წინაღობა იზრდება, რაც

სტაბილური დენის პირობებში ძაბვის გაზრდის მიზეზია; როდესაც სარტყელი ნორმალურ ფორმას დაუბრუნდება, წინაღობა შემცირდება და ძაბვა დაიკლებს.

ამ ტიპის სარტყლებისთვის წინააღობის გამოსათვლელი ფორმულა შემდეგია:

$$R = \frac{\rho L}{A},$$

სადაც R სარტყლის წინააღობაა: ρ - ნივთიერების კუთრი წინააღობა, განსაზღვრულ ერთეულზე; L - ამ რეზისტორული მასალის სიგრძე; A - ამ ნივთიერების ფართობი. როდესაც სარტყელი გაიჭიმება, L ოდნავ მოიმატებს და წინააღობა გაიზრდება.



სურ. 3. უიტსტონის ბოგა. R_{out} ტენზორეზისტორის წინააღობა.

რეზისტორული სარტყელი შეგვიძლია გამოვსახოთ ტენზომეტრის სახით, რადგან წინააღობა იმისდა მიხედვით იცვლება, რაც მეტადაა დაჭიმული მოწყობილობა. თუმცა, ჩვენ გვჭირდება მეთოდი წინააღობის ცვლილებასა და ძაბვის ცვლილებას შორის დამოკიდებულების განსაზღვრისთვის. ტენზომეტრის თვისებების გაწრფივებისათვის ვიყენებთ უიტსტონის ბოგას, რომელიც წინააღობის ცვლილებისას ძაბვას ცვლის.

ასე რომ, როდესაც ტენზორეზისტორის სიგრძე იცვლება, R_{out} -იც იცვლება, ხოლო V_{out} , როგორც წესი, წრფივ დამოკიდებულებაშია R_{out} -თან. გამოსავალი ძაბვა შეიძლება გამოვთვალოთ ფორმულის მიხედვით

$$V_{out} = \left(\frac{R_2}{R_1 + R_2} - \frac{R_4}{R_3 + R_4} \right) V_{batt}.$$

ექსპერიმენტული მეთოდები

ექსპერიმენტის ჩატარება

ამ ლაბორატორიულ სამუშაოში სუნთქვის ჩასაწერად გამოვიყენებთ ორ არხს, აგრეთვე - სუნთქვითი დაძაბულობის ორივე სარტყელს და ორალურ/ნაზალურ აირნაკადის კანულას. ცდის ჩატარებამდე, ნახეთ ვიდეო რომელიც CleveLabs-ის პროგრამაშია.

1. თქვენი BioRadio უნდა დაპროგრამდეს კონფიგურაციით LabRespiration.
4. ამ ლაბორატორიულისთვის საჭიროა სუნთქვითი დაძაბულობის სარტყელი და აირნაკადის ორალურ/ნაზალური კანულა, რომელიც ლაბორატორიულ ნაკრებშია მოცემული. ორალურ/ნაზალური თერმისტორი გვჭირდება საკვლევი პირის აირნაკადის მონიტორინგისთვის. თერმისტორი უნდა დამაგრდეს ნესტოებსა და ზედა ტუჩს შორის. თერმისტორს სამი არხი აქვს. ორარხიანი მხარე ზევით უნდა იყოს მიმართული ისე, რომ თითოეული არხი თითოეული ნესტოს პირდაპირ იყოს; მეორე მხარე, რომელიც ქვემოთ არის მიმართული, შეიძლება შემოეგრძობოს კანულას ისე, რომ მოხვდეს წინ და არავითარ შემთხვევაში - პირში. თერმისტორი შეიძლება მიმაგრდეს საიზოლაციო ლენტით, ხოლო მისი სადენები ყურების გავლით თავს უკან უნდა გადავიდეს. სადენები შეიძლება სახეზე დამაგრდეს ორი სამედიცინო საიზოლაციო ლენტით, ხოლო თერმისტორი დამაგრდეს ისე, რომ თავიდან იყოს აცილებული მისი და მისი სადენების მოძრაობა სახის არეში. დაბოლოს, პიეზოელექტრული სარტყელი საკვლევი პირს შემოახვიეთ ტორსზე, ჭიპის ზემოთ და ნეკნებს ქვემოთ. ამ პოზიციაში ორივე სახის სუნთქვის დაფიქსირება იქნება შესაძლებელი - დიაფრაგმულისა და მკერდისმიერისა.
5. საკვლევი პირზე სენსორების დამაგრების შემდეგ, სადენები მიაერთეთ თერმოწყვილს არხების შესასვლელებში, წარწერებით +1 და -1. სადენები სუნთქვითი დაძაბულობის სარტყელს მიუერთეთ არხებში, წარწერებით +2 და -2.

პროცედურები და მონაცემთა აკრეფა

1. გაუშვით CleveLabs-ის პროგრამა, აირჩიეთ ლაბორატორიული სამუშაო სახელად: Respiration და დააჭირეთ ღილაკს Begin Lab;
2. ჩართეთ BioRadio;
3. დააჭირეთ მწვანე ღილაკს წარწერით Start;
4. ამ ლაბორატორიულში დააკვირდით საკვლევი პირის სუნთქვის სიხშირეს მოსვენებულ მდგომარეობაში და მსუბუქი დატვირთვის შემდეგ. პირველად გაზომეთ სუნთქვის სიხშირე მოსვენებულ მდგომარეობაში. დააჭირეთ ჩანართს წარწერით: Resp Data და დროის სკალა 5 წამზე დააყენეთ;
5. დაინახავთ, სუნთქვის სენსორებიდან წამოსული მონაცემები როგორ დაიწყებს ეკრანზე გასვლას. იმისათვის, რომ თითოეული სიგნალის გამოსახულება იყოს უკეთესი, შესაძლოა საჭირო გახდეს ძაბვის (ვოლტაჟის) სკალაში ცვლილების შეტანა. როდესაც ვოლტაჟის სკალას დაარეგულირებთ, გადაიღეთ სკრინშოტი;
6. დააწკაპუნეთ სპექტრული ანალიზის ჩანართზე და ამოირჩიეთ დროის მონაკვეთის დიაგრამა;
7. ამოირჩიეთ არხი დასამუშავებლად ისე, რომ შეესაბამებოდეს 1 არხს (აირნაკადის სენსორი), ფილტრი დააყენეთ დაბალ ზღურბლოვან რეჟიმზე და აირჩიეთ დაბალი ზღურბლი 20Hz-ის მოჭრით. ჩართეთ და გამორთეთ ფილტრი და დააკვირდით, მოაცილებს თუ არა ფილტრი რომელიმე სახის არტეფაქტს მონაცემს. გააკეთეთ სკრინშოტი სუბიექტის მიერ ნორმალური მოცულობის ჩასუნთქვა-ამოსუნთქვით. შეინახეთ ამ მონაცემის რამდენიმე წამი სახელით: normalflow;
8. ახლა სთხოვეთ საკვლევი პირს გააკეთოს ძალიან ღრმა ჩასუნთქვა-ამოსუნთქვა სუნთვის სიხშირის გაზრდის გარეშე. გადაიღეთ ამის სკრინშოტი;
9. დასამუშავებლად ამოირჩიეთ მე-2 არხი (სუნთქვითი სარტყელი), დააყენეთ ფილტრი დაბალზღურბლოვან რეჟიმზე და აირჩიეთ დაბალი ზღურბლი 20Hz-ის მოჭრით. ჩართეთ და გამორთეთ ფილტრი და დააკვირდით მოაცილებს თუ არა ფილტრი მონაცემს რომელიმე სახის

არტეფაქტს. გადაიღეთ სკრინშოტი სუბიექტის მიერ ნორმალური მოცულობის ჩასუნთქვა-ამოსუნთქვით. შეინახეთ ამ მონაცემის ერთწუთიანი მონაკვეთი, სახელით: normalresp;

10. საკვლევა პირმა გააკეთოს ძალიან ღრმა ჩასუნთქვა-ამოსუნთქვა სუნთქვის სიხშირის გაზრდის გარეშე. გადაიღეთ ამის სკრინშოტი;

11. გამორთეთ ორივე - დროითი და სიხშირული დიაგრამა. დააწკაპუნეთ დამუშავებისა და აპლიკაციის (გამოყენების) ტაბულაციაზე. ამ აპლიკაციაში აღმოაჩენთ სუნთქვის სიხშირეს თითოეული მოწყობილობიდან: სუნთქვითი დაძაბულობის სარტყლიდან, თუ აირნაკადის სენსორიდან;

12. ფილტრაციის პარამეტრებში ორივე სენსორისთვის აირჩიეთ დაბალი ზღურბლი, 20 ჰც-ის სიხშირის მოჭრით და ფილტრისთვის 4 რიგითობით;

13. პირველად სცადეთ სუნთქვის სიხშირის გაზომვა აირნაკადის სენსორიდან, როდესაც სუბიექტი მოდუნებულია. გადართეთ არხი დიაგრამაზე და გამოთვალეთ სუნთქვა 1-ის მნიშვნელობით. ჩართეთ სუნთქვის ის მონაკვეთი, რომელიც გაფილტრეთ დიაგრამით.

14. განსაზღვრეთ ყველაზე დიდი პიკი და ყველაზე დიდი ვარდნა სიგნალის ანალიზისას. თუ ამ ორი თვისებიდან სჭარბობს პიკი, მაშინ არჩევს დილაკი დააყენეთ Peak/Valley Peak-ზე, ხოლო თუ სჭარბობს ვარდნა, მაშინ დააყენეთ Valley-ზე.

15. დიაგრამის საშუალებით განსაზღვრეთ შესაბამისი ძაბვისა და დროის ზღურბლი პიკისა და ვარდნისთვის, რომლებიც სუნთქვას ახასიათებს. ეს მაჩვენებლები ციფრების სახით უნდა იქნეს შეყვანილი. ძაბვის ზღურბლი ეწოდება სიგნალის იმ დონეს, რომელსაც უნდა აღემატებოდეს სიგნალის მნიშვნელობა, რათა ჩაითვალოს სუნთქვად. დროის ზღურბლი ეწოდება დროის მონაკვეთის იმ ხანგრძლივობას, რომლის განმავლობაშიც უნდა დაყოვნდეს სიგნალი ძაბვის ზღურბლს ზემოთ, რათა ჩაითვალოს სუნთქვად. ამის შემდეგ, ჩართეთ სუნთქვის სიხშირის მთვლელი. დარწმუნდით, რომ სუბიექტი ზის გაუნძრევლად, რათა შემცირდეს მოძრაობითი არტეფაქტები.

16. სუნთქვის სიხშირის დეტექტორი, სუნთქვის სიხშირეს ითვლის მონაცემთა შეგროვებისთვის მინიჭებულ ყოველ 30 ინტერვალში ერთხელ;

ამიტომ, მონაცემთა შეგროვების ინტერვალის მნიშვნელობამ შეიძლება გავლენა მოახდინოს სუნთქვის სიხშირის დეტექტორის (გაფართოებაზე) სიზუსტეზე. სცადეთ აამუშაოთ დეტექტორი 100 მილიწამიან ინტერვალში და შემდეგ 500 მილიწამიან ინტერვალში. სხვა სიტყვებით რომ ვთქვათ, 3 და 15 წამი ხანგრძლივობის მონაცემებით გამოთვალეთ სუნთქვის სიხშირე, რადგან სუნთქვის სიხშირის მთვლელი, მონაცემთა შეგროვებისთვის თქვენ მიერ მინიჭებული ინტერვალის ოცდაათმაგ ხანგრძლივობას იყენებს სუნთქვის სიხშირის გამოსათვლელად, რათა შედეგი ზუსტი იყოს. აღნიშნეთ მონაცემთა შეგროვების ინტერვალის გავლენა სუნთქვის სიხშირის გამოთვლის სიზუსტეზე. გადაიღეთ ამის სკრინშოტი.

17. გაიმეორეთ 13-16 პუნქტები სუნთქვითი დაძაბულობის სარტყლისთვისაც.

18. საკვლევმა პირმა უნდა შეასრულოს მსუბუქი ფიზიკური სამუშაო, რათა გაეზარდოს სუნთქვის სიხშირე. გაიმეორეთ 13-17 პუნქტები. შეინახეთ მონაცემთა დაახლოებით 1-წუთიანი მონაკვეთი, სახელით: სწრაფი სუნთქვა.

მონაცემთა ანალიზი

1. Excel, MATLAB, LabVIEW ან პოსტდამუშავების ხელსაწყოების ნაკრების საშუალებით გახსენით თქვენ მიერ შენახული მონაცემთა ფაილები და ააგეთ საკვლევია პირის ნორმალური სუნთქვის დიაგრამები;

2. ასევე შეადგინეთ სუნთქვის დიაგრამები დროის იმ მონაკვეთისთვის, როდესაც გაზრდილი იყო სუნთქვის სიხშირე;

3. ამ დიაგრამების საშუალებით გამოთვალეთ სუნთქვის სიხშირე ყველა განხრაში. განსხვავდება თუ არა შედეგი იმისგან, რასაც მოელოდით? რა პრობლემებს გადააწყდით დიაგრამების მიხედვით სუნთქვის სიხშირის გამოთვლისას?

4. MATLAB ან LabVIEW-ის საშუალებით შექმენით პროგრამა, რომელიც სუნთქვის სიხშირეს ავტომატურად გამოთვლის შენახული მონაცემებისთვის.

კითხვები

1. რა ამპლიტუდური სხვაობა გვექნებოდა ღრმა ჩასუნთქვების დროს აირნაკადის სენსორით კვლევისას? სუნთქვითი სარტყლით კვლევისას? რატომ ფიქრობთ ასე?
2. როდესაც თერმისტორს ან სუნთქვითი დაძაბულობის სარტყელს იყენებთ, რატომ არის საჭირო ლინეარიზაცია მაშინაც კი, როდესაც წინაღობის პროპორციული ცვლილება გვაქვს ტემპერატურის მომატებისა და დაჭიმვის გაზრდის დროსაც? უფრო ზუსტად, რატომ არ არის წრფივი დამოკიდებულება წრედში წინაღობის ცვლილებასა და გაზომილ ძაბვას შორის, ამ წინაღობის გასწვრივ? რით შეიძლება ამის კორექტირება?
3. აჩვენეთ, რამდენად წრფივია უიტსტონის ბოგისთვის ტოლობა. R2-ის მნიშვნელობა ცვლადი რომ იყოს, ეს ტოლობა მაშინაც წრფივი იქნება? თუ V_{out} იცვლება, რა დაემართება ტოლობას ამ შემთხვევაში?
4. გამოიყენეთ უიტსტონის ბოგა მე-3 სურათიდან. დაუშვით, რომ $R1=R2=R4=10$ ომს. დაუშვით, რომ კვების წყაროს ძაბვა 5 ვოლტია. ააგეთ გამოსასვლელი ძაბვის გრაფიკი, თუ R3-ის მნიშვნელობა 1-დან 20 ომამდე იცვლება.
5. გამოიყენეთ უიტსტონის ბოგი მე-3 სურათიდან. დაუშვით, რომ $R1=R2=R3=10$ ომს. დაუშვით, რომ კვების წყაროს ძაბვა 5 ვოლტია. ააგეთ გამოსასვლელი ძაბვის გრაფიკი, თუ R4-ის მნიშვნელობა 1-დან 20 ომამდე იცვლება.
6. აღწერეთ ოპტიმალური ვარიანტები თითოეული სენსორის გამოყენების შემთხვევაში, სუნთქვის ფუნქციის გამოკვლევისას.
7. აღწერეთ პრობლემები, რომლებიც სუნთქვის სიხშირის დეტექტორის გამოყენებისას გამოიკვეთა.
8. როგორ შეიძლება სუნთქვის სიხშირის დეტექტორის მწარმოებლობის გაუმჯობესება?

სარჩევი

1.ბიომექანიკა	3
2.სისხლის წნევის გაზომვა	16
3.ელექტროკარდიოგრაფია I.....	25
4.ელექტროენცეფალოგრაფია I	40
5.ელექტროენცეფალოგრამა II	54
6.ელექტროოკულოგრაფია	66
7.ელექტრომიოგრაფია	78
8.გულისცემის სიხშირის ლაბორატორია	94
9.მოტორული კონტროლი	108
10.სუნთქვის ლაბორატორია	120