

ირინე გოცირიძე

ბიოსამედიცინო ინჟინერია



“საქართველოს ტექნიკური უნივერსიტეტი”

2009

ორინე გოცირიძე

ბიოსამედიცინო ინჟინერია

დამხმარე სახელმძღვანელო

ნაწილი I

საქართველოს ტექნიკური უნივერსიტეტი

თბილისი

დამხმარე სახელმძღვანელო განკუთვნილია ბიოსამედიცინო ინჟინერიის, სამედიცინო პროფილის სტუდენტებისათვის (ბაკალავრების მაგისტრების და დოქტორანტებისათვის), ელექტრონული ინჟინერიის სპეციალისტებისთვის, რომლებსაც ჭირდებათ სამედიცინო ტექნიკის დარგში სისტემატიზირებული ცოდნა, აგრეთვე სამედიცინო დარგის მენეჯერებისათვის.

რეცენზენტი

საქართველოს ტექნიკური უნივერსიტეტის
ასოცირებული პროფესორი ელგუჯა ყუბანიშვილი

ს ა რ ჩ ე ვ ი

თავი 1	ბიოსამედიცინო ინჟინერიის ძირითადი პრინციპები	3
თავი 2	ელექტროდები ბიოპოტენციალების მოსახსნელად	24
თავი 3	ბიოპოტენციალების მაძლიერებლები	35
თავი 4	სისხლის წნევა და გულის ტონები	43
თავი 5	სუნთქვითი პარამეტრების გაზომვები	66
თავი 6	კლინიკური ლაბორატორიული ტექნიკა	86

თავი I

ბიოსამედიცინო ინჟინერიის ძირითადი პრინციპები

ბიოსამედიცინო ინჟინერია არის მეცნიერების დარგი, რომელიც მთლიანობაში მოიცავს ყველა იმ სამედიცინო დიაგნოსტიკური, სამკურნალო, სარეაბილიტაციო და პროფილაქტიკური ბიოსამედიცინო ტექნიკის და ტექნოლოგიების შექმნას, დამუშავებას და მართვას, აგრეთვე იმ დამხმარე და საორგანიზაციო სისტემების დამუშავებას, რომელთა მეშვეობითაც ხორციელდება ჯანმრთელობის დაცვა.

ბიოსამედიცინო ინჟინერია მოიცავს სპეციფიურ საინჟინრო კონცეფციების და ტექნოლოგიების დანერგვას:

1. “სამედიცინო ინტერესის” დარგში (ბიოსამედიცინო ინჟინერიის დარგში) სამედიცინო ინსტრუმენტების, მასალების, სადიაგნოსტიკო და თერაპიული მოწყობილობების, ხელოვნური ორგანოების და ტექნოლოგიური დახმარების სხვა ობიექტების განვითარებას;
2. ჯანდაცვის მომსახურების ხარისხის გაუმჯობესებას, მისი ორგანიზაციის და მენეჯმენტის დარგების განვითარებით.

სამედიცინო და ბიოლოგიური საინჟინრო დისციპლინების საერთაშორისო ფედერაციის მიერ კლინიკური ინჟინრის სპეციალობა განსაზღვრულია, როგორც პროფესიონალი, რომელიც მონაწილეობს იღებს მისი საინჟინრო და მენეჯერული უნარის გამოყენებით, ჯანდაცვასთან დაკავშირებულ ტექნოლოგიებთან ერთად, ადამიანთა ჯანმრთელობის დაცვის მაღალი ხარისხის უზრუნველყოფაში.

1.1. სამედიცინო აპარატურის კონსტრუირების თავისებურებანი

ბიოსამედიცინო აპარატურა წარმოადგენს ფუნდამენტური ბიოსამედიცინო კვლევების, დიაგნოსტიკების და სამედიცინო დახმარების აღმოჩენის აუცილებელ საშუალებას, გარდა ამისა მნიშვნელოვან ობიექტს გამოკვლევებისა და საკონსტრუქტორო სამუშაოებისათვის ბიოსამედიცინო ინჟინერიის დარგში. ახალი ტიპის დიაგნოსტიკური აპარატურის დამუშავებამ ფართო შესაძლებლობები შექმნა გამოკვლევების, დიაგნოსტიკების და მკურნალობის ახალი მეთოდების დასანერგად, მნიშვნელოვანწილად გააფართოვა კლინიციისტების შესაძლებლობანი, რომლებმაც თავიანთ განკარგულებაში მიიღეს სამედიცინო კონტროლის მრავალფეროვანი ელექტრონული საშუალებანი.

თანამედროვე ბიოსამედიცინო აპარატურის (ბსა) კონსტრუირება, დამზადება და ახალი ნიმუშების გამოცდა მოითხოვს კონსტრუირების ამ სფეროში უახლესი ტექნიკური მიღწევების დანერგვას. სამედიცინო ვიზუალიზაცია, ნეიროპროტეზირება, ინვაზიური და იმპლანტირებადი სისტემები – ეს არის მედიცინაში ტექნიკის გამოყენების ის მიმართულებები, რომელთა განვითარება შესაძლებელია მხოლოდ წარმოების თანამედროვე ტექნოლოგიების გამოყენებით და დანერგვით.

ნებისმიერი კონსტრუქცია და მათ შორის ბიოსამედიცინო აპარატურა, ეს არის ადამიანის მიერ ხელოვნურად შექმნილი რთული კომპოზიცია ფიზიკური სხეულების და ნივთიერებების დიდი რაოდენობისაგან, რომელიც ასრულებს მოცემულ ფუნქციას და გააჩნია მოცემული მნიშვნელობის პარამეტრები.

ელექტრონული ბიოსამედიცინო აპარატურის კონსტრუქცია გამოირჩევა შემდეგი თავისებურებებით:

1. ცალკეულ კვანძებსა და ელემენტებს შორის ელექტრული კავშირების უზრუნველყოფის აუცილებლობა (მექანიკური კავშირები ასრულებენ მეორად ფუნქციას);

2. ფუნქციონალური ელემენტების და კვანძების გარეგან გაფორმებასა და შიდა კომპონირებას შორის სუსტი კავშირი, რაც საშუალებას იძლევა კონსტრუირების დროს ეს პარამეტრები განვიხილოთ ერთმანეთისაგან დამოუკიდებლად;
3. სასარგებლო სიგნალების დამახინჯების შესაძლებლობების და დაბრკოლებების წარმოქმნის აღრიცხვის აუცილებლობა;
4. თბური კავშირების აღრიცხვის აუცილებლობა, რაც მნიშვნელოვნად მოქმედებს კონსტრუქციის პარამეტრებზე.

თანამედროვე ბსა-ს კონსტრუქცია უნდა განვიხილოთ როგორც ერთგვარი სტრუქტურული წარმონაქმნი, რომლის ცალკეული ნაწილები იერარქიულ თანაქვეშევრდომობაშია ერთმანეთთან, რაც გულისხმობს კონსტრუქციების გართულებას შედარებით მარტივი, კონსტრუქციულად დამთავრებული ერთეულების გაერთიანებით. კონსტრუქტორული იერარქია საშუალებას იძლევა:

- შემცირებულ იქნას წუნი წარმოებაში, გაუყოფადი კვანძების ინტეგრაციის შემცირების ხარჯზე;
- ორგანიზებული იქნას სხვადასხვა კვანძების პარალელური დამზადება, რაც ამცირებს საწარმოო ციკლს და აიოლებს კონტროლის ორგანიზებას;
- უზრუნველყოს ექსპლუატაციის დროს სარემონტოდ ვარგისიანობა.

მაგალითისათვის განვიხილოთ ანალიზატორების კონსტრუქტორული იერარქია: ნულოვანი დონე – უკორპუსო ელემენტები, რომლებიც გამოიყენება ინტეგრალურ სქემებში, რეზისტორები, კონდენსატორები, ტრანზისტორები.

პირველი დონე – კორპუსიანი ინტეგრალური სქემები, მანჭვილისებრი ან პლანარული გამომყვანებით, კორპუსიანი ტრანზისტორები ან დიოდები, რეზისტორები და კონდენსატორები დისკრეტულ შესრულებაში.

მეორე დონე – ჩვეულებრივი ან მრავალშრიანი ნაბეჭდი ფირფიტა მასზე დამაგრებული მიკროსქემებით, კონტაქტირების ელემენტებით და ფილტრაციის ელემენტებით. ჩვეულებრივ ამ დონის კონსტრუქტორულ ელემენტს უწოდებენ შეცვლის ტიპობრივ ელემენტს (შტე).

მესამე დონე – სამონტაჟო საფუძველი – პანელი გამოიშვით, სადაც უერთდება 20...40 შეცვლის ტიპობრივი ელემენტი, აგრეთვე ხორციელდება კავშირი სხვა პანელებთან.

მეოთხე დონე – ჩარჩო, რომელიც აერთიანებს სხვადასხვა პანელებს ერთმანეთთან.

მეხუთე დონე – დგარი, რომელიც აერთიანებს ჩარჩოებს.

კონსტრუქტორულ იერარქიას აქვს თავისი ნაკლოვანებებიც, კომპონირების სიმჭიდროვის შემცირება – რაც განპირობებულია დანაკარგებით ინტეგრალური სქემების კორპუსირების გამო, ნაბეჭდი ფირფიტების შემცველი კვანძების გამოყენების მცირე ეფექტურობით, გამოიშვების არსებობით, მექანიკური დამაგრების კვანძებით, ინდიკაციის და მართვის ელემენტების განლაგების აუცილებლობით. თანამედროვე ბსა-ს კონსტრუქცია არის ევოლუციის შედეგი, რომელიც განპირობებულია ახალი კონსტრუქტორულ-ტექნოლოგიური გადაწყვეტებით. პერსპექტივაში მოსალოდნელია, ეკონომიკურად მიზანშეწონილი ინტეგრაციის ხარისხის გაზრდა იმ დონემდე, როდესაც შესაძლებელი იქნება ზოგიერთი სპეციფიური დანიშნულების აპარატურა დამზადდეს ერთი დიდი ინტეგრალური სქემის სახით, ერთი ტექნოლოგიური ციკლის საშუალებით.

ბსა-ს გამოყენების მრავალფეროვნება განსაზღვრავს ტაქტიკურ-ტექნიკური მოთხოვნების სხვადასხვაგვარობას: მის ღირებულებას, გაბარიტებს, სიმძლავრეს, კლიმატურ და სხვა გარემო პირობებისაგან დაცვას. ყველა ეს მოთხოვნები დაცული უნდა იყოს კონსტრუირების დროს.

კონსტრუქციის ხარისხი ხასიათდება მოთხოვნების კომპლექსის დაკმაყოფილების ხარისხით. კონსტრუირების დროს ითვალისწინებენ ფაქტორთა 5 ჯგუფს:

1. რეალიზაციის სისტემოტექნიკური მეთოდები, რომლებიც განსაზღვრავს აპარატურის სტრუქტურას, მოქმედებენ კომპლექსის კონსტრუქციის დაყოფაზე ცალკეულ სისტემებად, განსაზღვრავენ ელემენტური ბაზის პარამეტრებს, ინფორმაციის წარმოდგენის ხერხებს.
2. სქემოტექნიკური რეალიზაციის მეთოდები განსაზღვრავს ისეთ ფაქტორებს, როგორცაა სისწორეთა დიაპაზონი, სიმძლავრის დონე, სქემების დაბრკოლებამდგრადობა, მოთხოვნები კომპონენტების პარამეტრების სტაბილურობის მიმართ.
3. წარმოების ტექნოლოგიური საშუალებები განსაზღვრავს ეკონომიკურად მიზანშეწონილ ინტეგრაციის ხარისხს, ბსა-ის საიმედოობას და ღირებულებას, აგრეთვე მის გაბარიტებს და ზომებს, მასას, ენერგომოსმარებას. კონსტრუირებისას ძალზედ აქტუალურია წარმოების ტექნოლოგიური საშუალებების გათვალისწინება რადგან ტექნოლოგიური პროცესების საშუალებების ცოდნა საჭიროა უკვე სტრუქტურული სქემის დამუშავების ეტაპზე.
4. ადამიან-ოპერატორთან შეთავსებადობის მოთხოვნები წარმოქმნის გარკვეულ შეზღუდვებს კონსტრუქციების გარეგან გაფორმებაზე, ეს განპირობებულია იმ მოთხოვნებით, რომ აპარატურა უნდა უზრუნველყოფდეს დამკვირვებლური და შემსრულებლური ფუნქციების წარმატებით შესრულებას. ეს კი მიიღწევა მხოლოდ იმ შემთხვევაში, როდესაც გათვალისწინებულია ინჟინრული ფსიქოლოგიის და ტექნიკური ესთეტიკის მოთხოვნები.
5. გარემო პირობებთან შეთავსებადობის მოთხოვნებიანი გულისხმობს კონსტრუქციების დაცვას თბური, ტენიანი და სხვა კლიმატური პირობებისაგან. ყველა ეს მოთხოვნები ერთად განსაზღვრავს ხელსაწყოთა საექსპლუატაციო მოთხოვნებივსამ მრავალგანზომილებიანი ამოცანების გადასაწყვეტად კონსტრუქტორს უნდა ჰქონდეს მრავალმხრივი ცოდნა სხვადასხვა მასალების ფიზიკურ თვისებებზე, მათ შეთავსებადობაზე და ა.შ.

კონსტრუირების ქვეშ იგულისხმება აზროვნებითი და ორგანიზატორული მოღვაწეობის ერთობლიობა, რომლის ძირითადი შინაარსია თანამედროვე მონაცემების (ფაქტორების) საფუძველზე მომავალი სტრუქტურების პროგნოზირება, კონსტრუქტორული დოკუმენტაციის გაფორმება და წარმოებაში დანერგვა და ექსპლუატაცია. კონსტრუირების ერთ-ერთ ყველაზე მნიშვნელოვან რეზულტატს წარმოადგენს ახალი ინფორმაცია, რომელიც შეიძლება გამოყენებული იქნას შემდგომ სამუშაოებში.

კონსტრუირება არის ნაწილი შედარებით უფრო საერთო პროცესისა, რომელსაც ეწოდება პროექტირება. ბიო-სამედიცინო აპარატურის პროექტირების ცნებაში შედის ისეთი კატეგორიები, როგორცაა პრინციპიალური და სტრუქტურული სქემების შემუშავება, თვითონ კონსტრუირება, დამზადების ტექნოლოგიის დამუშავება, წარმოებაში დანერგვა.

კონსტრუირებამ გაიარა განვითარების მთელი რიგი ეტაპები და განუწყვეტლივ ვითარდება თანამედროვე პირობებშიც. ბიოსამედიცინო აპარატურის სირთულემ, მისი კონსტრუირებისას გასათვალისწინებელ ფაქტორთა და კონსტრუქციის შესაძლო ვარიანტების სიმრავლემ წარმოშვა ახალი მეთოდების შექმნის აუცილებლობა, რამაც თავის მხრივ გამოიწვია ახალი მეთოდების განვითარება, რომლებიც დაფუძნებულია ისეთ დისციპლინებზე, როგორცაა სისტემოტექნიკა, ოპერაციების კვლევის მეთოდები, გადაწყვეტილებათა მიღების თეორია, ქსელური დაგეგმარება, ერგონომიკა, ტექნიკური ესთეტიკა.

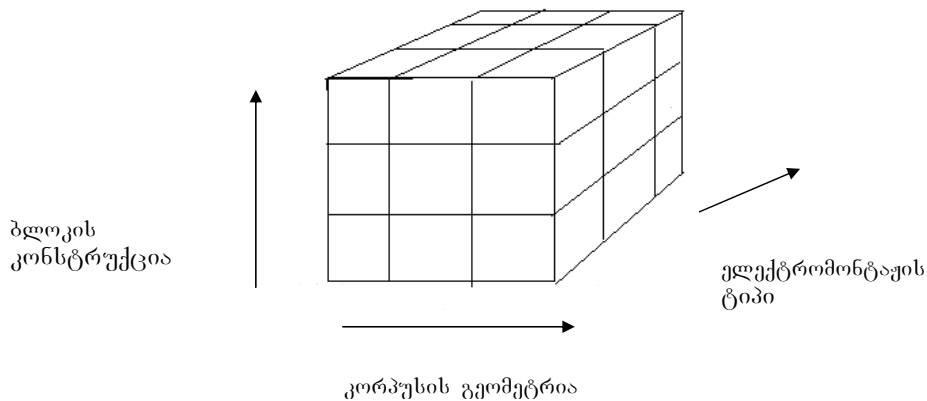
კონსტრუქტორის მიერ გადასაწვევტი ამოცანების მთელი კომპლექსი შეიძლება დაიყოს ორ ჯგუფად:

- ა. კონსტრუქციის შესაძლო ვარიანტების გენერაცია;
- ბ. კონსტრუქციის ყველა ვარიანტის ანალიზი, იმ მიზნით, რომ შერჩეს საუკეთესო.

ვარიანტების გენერაცია. თუ ცნობილია ყველა საწყისი მონაცემები, მაშინ შესაძლებელია ვარიანტების გენერაციის ფორმალიზება. ცნობილია, რომ იმ ადამიანს, ვისაც შეუძლია დროის გარკვეულ ერთეულში მეტი იდეის გენერირება, უფრო მეტი შანსი აქვს მართლაც საინტერესო იდეის მისაწოდებლად. სადღეისოდ ცნობილია, რამოდენიმე საშუალება, რომელსაც შეუძლია გაზარდოს იდეების გენერაციის ეფექტურობა: იდეების დიაგრამა, იდეების მატრიცა, ასოციაცია, ინვერსია, გონებრივი შტურმის მეთოდი, სინექტიკა.

იდეების დიაგრამის გამოყენება ეყრდნობა იმას, რომ ძნელია ერთდროულად ფიქრი რამოდენიმე საგანზე, თუმცა შესაძლებელია რომ თვალი ერთდროულად აღიქვამდეს რამოდენიმე საგანს. ეს საშუალებას იძლევა შესაძლო ვარიანტები წარმოდგენილი იქნას ერთგვარი დიაგრამის სახით. მისი მიმდევრობითი ანალიზით შესაძლებელია შეირჩეს ყველაზე პერსპექტიული. იდეების დიაგრამა ეს არის პრაქტიკულად ნებისმიერი კლასიფიკაცია.

სხვადასხვა ვარიანტების აღრიცხვის ყველაზე ეფექტური საშუალებაა იდეების მატრიცა. ის დაფუძნებულია ვარიანტების სწორი რიგის შექმნის შესაძლებლობაზე. დაეუშვათ, რომ ბსა-ის კონსტრუქციის შერჩევაზე მოქმედებს სამი ფაქტორი: (სურ. 1.1)



სურ. 1.1

- ინტეგრალური სქემის (ის) კორპუსის გეომეტრია (ბრტყელი, ცილინდრული, კუბური);
- ბლოკის კონსტრუქცია (კასეტური, წიგნური, მარაოსებრი);
- ელექტრომონტაჟის ტიპი (ნაბეჭდი მონტაჟი, მონტაჟი მოქნილი სამონტაჟო კაბელის გამოყენებით, მონტაჟი მოცულობითი გამტარით).

ამ შემთხვევაში იდეების მატრიცა შეიძლება წარმოვიდგინოთ კუბის სახით, რომლის ყველა მხარე შეიცავს ერთი ჯგუფის ფაქტორებს. ყოველი ელემენტარული კუბი კი თავის მხრივ ასევე შეიძლება წარმოვიდგინოთ კუბის სახით, რომლის ყველა მხარე შეიცავს ერთი ჯგუფის ფაქტორებს. ყოველი ელემენტარული კუბი არის კონსტრუქციის ვარიანტი (ამ შემთხვევაში მათი რაოდენობა 27 უდრის).

ასოციაცია – ეს არის მეთოდი, რომელიც დაფუძნებულია ადამიანის უნარზე გარდაქმნას წინასწარ მიღებული ინფორმაცია იმ სახით, რომელიც უზრუნველყოფს მის გამოყენებას ახალ პირობებში ე.ი. იძლევა საშუალებას გამოვიყენოთ იდეების კავშირი. ეს მეთოდი განსაკუთრებით ეფექტურია იმ შემთხვევაში, როდესაც შემოქმედებით წარმოდგენას აქვს საშუალება მიმართოს სხვა იდეებს და ერთი შემოქმედებით იდეა წარმოიქმნება მეორე იდეის საფუძველზე. ამის მაგალითია ჩვეულებრივი სამედიცინო შპრიცის გამოყენება აპარატურის ძნელად მისაღვამ ადგილებში კომპაუნდის მისაწოდებლად.

ინვერსიის დროს ამოცანა გამოიკვლევა იმ პოზიციიდან, რომელიც მიღებულის მკვეთრად საწინააღმდეგოა. მაგალითად კონსტრუქტორს მიცემული აქვს აპარატურის განლაგება ობიექტზე, საკნის ფორმა და ზომები. კონსტრუქტორი ხედავს, რომ მოცემული მოთხოვნის გათვალისწინებით კონსტრუქციის შექმნა შეუძლებელია. ამ შემთხვევაში მას შეუძლია წამოაყენოს განლაგების ახალი ვარიანტები და ბლოკის ახალი ფორმა.

სინექტიკა – არის მეთოდი, რომელიც დაფუძნებულია გონებრივი შრომის პროდუქტიულობის გაზრდაზე ანალოგიების გამოყენების საფუძველზე. ჩვეულებრივ გადაწყვეტილებას ეძებს სპეციალისტების მთელი ჯგუფი. მაგალითად ჯგუფის ხელმძღვანელი სვამს ამოცანას უწონადობის პირობებში მიკროელექტრონული ხელსაწყო სარემონტოდ ვარგისიანობის შესახებ. შეთავაზებულია ძაფზე ჩამოკიდებული პენოპლასტში ნახვრეტის გაკეთება. ამ პროცედურის ჩატარება ტრადიციული მეთოდით, ელექტრული დრეის საშუალებით ამ შემთხვევაში მიუღებელია. ჯგუფის ერთ-ერთი წევრის მიერ გამოთქმულია წინადადება ნახვრეტი გაკეთდეს სიგარეტის საშუალებით. შემდეგ ჯგუფი იკვლევს ასეთი პრინციპის გამოყენების საშუალებებს, რათა რეალიზაცია გაუკეთდეს აპარატურის სარემონტოდ ვარგისიანობას უწონადობის პირობებში.

ვარიანტების ანალიზი – ხორციელდება ხარისხის მაჩვენებლის საშუალებით. ერთი ძირითადი, რამდენიმე კერძო ან კომპლექსური მაჩვენებელი, რომელიც რამდენიმე კერძო მაჩვენებლის ფუნქციას წარმოადგენს. ამა თუ იმ მაჩვენებლის მნიშვნელოვანების ხარისხი განისაზღვრება აპარატურის დანიშნულებით. ერთ შემთხვევაში ეს არის მასა (მაგალითად იმპლანტირებადი კარდიოსტიმულატორები) მეორე შემთხვევაში მოცულობა, მესამეში ღირებულება.

ხშირად, როდესაც კონსტრუქცია განისაზღვრება რამდენიმე პარამეტრით, ერთ-ერთი პარამეტრის გაუმჯობესება იწვევს მეორის გაუარესებას. ასე მაგალითად, საიმედოობის გაზრდა ხშირად აფუჭებს მის მასა-გაბარიტულ და ღირებულების მახასიათებლებს. ამ ამოცანების გადაწყვეტა ხშირად კონფლიქტურ სიტუაციებს ქმნის, რომლის გადაჭრა შეიძლება ოპტიმიზაციის გზით. ოპტიმიზაცია კი შეიძლება ჩატარდეს მხოლოდ ერთი კრიტერიუმის მიხედვით. დანარჩენი კრიტერიუმები, ამ დროს, როგორც ზღვრული ისე გამოიყენება. წარმოების სხვადასხვა ეტაპზე კრიტერიუმების ფასეულობა შეიძლება შეიცვალოს. თუ საცდელი ნიმუშის დამზადებისას მთავარია მისი საიმედოობა, სერიული წარმოების დროს განმსაზღვრელ ფაქტორად ხშირად ღირებულება გვევლინება.

1.2 კონსტრუირების მეთოდები

კონსტრუირება არის საქმიანობის რთული სახე, რომელიც ხორციელდება ევრისტიკული და თეორიულ-გათვლითი მეთოდებით. ყოველი ახალი კონსტრუქცია ჩვეულებრივ შეიცავს უკვე არსებულ კონსტრუქციების ელემენტებს. დამუშავების აღრუელ ეტაპებზე, როდესაც აუცილებელია განისაზღვროს ახალი ელემენტები,

უფრო ხშირად გამოიყენება ევრისტიკული მეთოდები, რომლებიც დაფუძნებულია ინტუიციასა და შეცდომების მეთოდზე.

ევრისტიკული მეთოდები იძლევა საშუალებას, რომ მოვახდინოთ ექსტრაპოლაცია ცნობილის ფარგლებს გარეთ. ამ შემთხვევაში შეუძლებელია მოვახდინოთ კონსტრუქტორის საქმიანობის ფორმალიზება, რადგანაც მისი მოქმედება თავისებურად ჯადოქრის მოქმედებას წააგავს. თეორიული გათვლითი მეთოდები კი დაფუძნებულია ფორმალიზებული პროცესების გამოყენებაზე, რომელთა განმეორებითი გამოყენება იძლევა შესაძარებელ რეზულტატებს. ამ შემთხვევაში კონსტრუქტორი შეიძლება შევადაროთ კომპიუტერს, რომელიც გარკვეული ალგორითმით მუშაობს. ზოგჯერ ამ სამუშაოს ნაწილი შეიძლება გადაეცეს კომპიუტერს. აუცილებლად უნდა ავლნიშნოთ, რომ როგორც ევრისტიკული, ისე თეორიულ გათვლითი მეთოდები, ატარებენ შემოქმედებით ხასიათს.

თანამედროვე პირობებში, კომპიუტერული კონსტრუირების პროგრამების განვითარებამ შექმნა შესაძლებლობები მთელი რიგი ფაქტორების არსებობისთვის, როგორიცაა:

- კონსტრუქტორული გადაწყვეტილებების არჩევის საკმაოდ განვითარებული თეორია;
- შეზღუდვის პარამეტრების საკმაოდ სავსე კატალოგები;
- უნივერსალური ალგორითმები;
- ტიპური კვანძების მათემატიკური მოდელები.

ამ ფაქტორების არარსებობისას კონსტრუქციის რეალიზება ხდება ძირითადად ცდებისა და შეცდომების მეთოდით. შეცდომების რაოდენობა კონსტრუქტორის კვალიფიკაციაზე დამოკიდებული, ამიტომ მისი კვალიფიკაცია შეიძლება შეფასდეს იმ გადაკეთებების რაოდენობით, რაც გაიარა კონსტრუქციამ რათა დაეკმაყოფილებინა შესაბამისი ტაქტიკურ-ტექნიკური მოთხოვნები.

ბიოსამედიცინო აპარატურის კონსტრუირებისას აუცილებელია მრავალი ფაქტორის გათვალისწინება. ელექტრონული ხელსაწყოების ელემენტური ბაზის შეცვლამ გამოიწვია კონსტრუირების მეთოდების შეცვლა, რაც გამოიხატა სისტემური მიდგომის ფართო გამოყენებაში, რამაც გაზარდა კონსტრუქტორის და ტექნოლოგის როლი. სისტემური მიდგომის არსი მდგომარეობს იმაში, რომ თუ ადრე მთელი რიგი ფაქტორები განიხილებოდა კონსტრუქციის შექმნის სხვადასხვა ეტაპზე, (სტრუქტურული და პრინციპიალური სქემების შემუშავება, დამზადების კონსტრუქცია, ტექნოლოგია), ახლა ამ ფაქტორების გათვალისწინება ხდება კონსტრუირების საწყის ეტაპზე. მიკროელექტრონულ ელემენტურ ბაზაზე გადასვლამ გააფართოვა სისტემური მიდგომის შესაძლებლობები. სისტემურმა მიდგომამ ამავე დროს გაართულა კონსტრუირება იმის გამო, რომ აღსარიცხია ფაქტორების დიდი რაოდენობა.

13. საკონსტრუქტორო დოკუმენტაციის დამუშავების საერთო სტადიების საერთო დახასიათება

საკონსტრუქტორო დოკუმენტაციის დამუშავების სტადია ეწოდება პერიოდს, რომლის განმავლობაშიც წარმოებს საპროექტო ან მუშა საკონსტრუქტორო დოკუმენტაციის შემუშავება, მიღებული ტექნიკური გადაწყვეტილების შესრულების განსაზღვრული ხარისხით.

საკონსტრუქტორო დოკუმენტაციის დამუშავების ეტაპი ეწოდება დამუშავების სტადიის დამთავრებულ ნაწილს, რომლის დროსაც წარმოებს მოცემული სტადიისათვის დადგენილი ცალკეულ სამუშაოთა შესრულება. ყოველი სტადია

მთავრდება საშუალოდ რეზულტატების ანალიზით. ამა თუ იმ ხელსაწყოს დამზადების ციკლი იყოფა შემდეგ ნაწილებად (სურ1.2).

ამ ციკლს ემატება ორი პუნქტი:

ა. წარმოების მომზადება, წარმოებაში ჩაშვება, საკონსტრუქტორო დოკუმენტაციის კორექტირება;

ბ. საავტორო მეთვალყურეობა და ექსპლუატაცია.

ტექნიკური დავალება სრულდება საწყისი დოკუმენტის, “განაცხადი დამუშავებაზე”, საფუძველზე. განაცხადში შედის შემდეგი საწყისი მონაცემები: ნაწარმის დანიშნულება, შემსრულებელი, მოთხოვნილება ნაწარმზე, საორიენტაციო ღირებულება, ტექნიკურ-ეკონომიკური დასაბუთება, ძირითადი მოთხოვნილებანი და ექსპლუატაციის პირობები.

ტექნიკურ დავალებაში განსაკუთრებული ადგილი უკავია ტექნიკური მოთხოვნების ჯგუფს, რომელიც 10 ძირითად ქვეჯგუფს შეიცავს:

1. ნაწარმის შემადგენლობა და მოთხოვნები საკონსტრუქტორო მოწყობილობის მიმართ, რაც შეიცავს მონაცემებს მასაზე, გაბარიტებზე, გარემო პირობების ზემოქმედებაზე, დაბრკოლებამდგრადობაზე;
2. დანიშნულების მაჩვენებლები;
3. საიმედოობის მოთხოვნები;
4. ტექნოლოგიურობის მოთხოვნები;
5. მოთხოვნები უნიფიკაციის და სტანდარტიზაციის დონის მიმართ;
6. უსაფრთხოების მოთხოვნები;
7. ერგონომიკული მოთხოვნები;
8. ესთეტიკური და საპატენტო სისუფთავის მოთხოვნები (მითითება იმ ქვეყნებისა, რომლის მიმართაც არის ეს მოთხოვნები);
9. ექსპლუატაციის პირობები;
10. შეფუთვის მოთხოვნები

გადაწვევტილებების ვარიანტების გამოვლინებით, მათ შორის საპატენტო ძიების მასალების საფუძველზე. ტექნიკური წინადადებების სტადიაზე ძირითადად ხდება შემდეგი პროცესების რეალიზაცია:

1. შესაძლო გადაწვევტილებათა ვარიანტების გამოვლენა, სადაც გათვალისწინებულია თანამედროვე ტექნიკის ტენდენციები და პერსპექტივები;
2. ვარიანტების შემოწმება საპატენტო-სამართლებრივი მოთხოვნების გათვალისწინებით, გამოგონებებზე განაცხადების გაფორმება;
3. ვარიანტების შემოწმება უსაფრთხოების ტექნიკის მხრივ.

საწყისი ჩანაფიქრის დახვეწა, პროექტირების ყველა სტადიაზე, დაწვეული ტექნიკური წინადადებების ეტაპიდან, ხორციელდება ე.წ. ბიჯური პრინციპით: სინთეზი-ანალიზი-სინთეზი. მთელი პროცესი დაიყვანება ოპტიმუმის ლოგიკურ მათემატიკურ ძიებამდე, საწყისი ვარიანტის მიმდევრობითი დახვეწის გზით.

საესკიზო პროექტი წარმოადგენს საკონსტრუქტორო დოკუმენტაციის სახეს, რომელიც შეიცავს პრინციპიულ კონსტრუქტორულ გადაწვევტილებებს და იძლევა წარმოდგენას მოწყობილობის ან ხელსაწყოს მუშაობის პრინციპზე. ამ სტადიაზე ხდება ელექტრონული სქემების შემუშავება, მათი დაყოფა ბლოკებად და კვანძებად, ცალკეული მაკეტების დამზადება ელექტრონული სქემის დამუშავებისათვის. ტექნიკურ საბჭოზე დამტკიცების შემდეგ საესკიზო პროექტი ხდება საფუძველი ტექნიკური პროექტის დამუშავებისა

სამეცნიერო კვლევითი დამუშავება		
განაცხადი დამუშავებაზე საწყისი ტექნიკური მონაცემები.	ტექნიკური დავალების შემუშავება, ტექნიკური დავალება	
საპროექტო სტადიები		
საესკიზო პროექტი, ტექნიკური წინადადების დამუშავება.	ტექნიკური პროექტი	
საცდელი ნიმუშის მუშა-საკონსტრუქტორო დოკუმენტაციის შემუშავება		
საცდელი ნიმუშის მუშა საკონსტრუქტორო დოკუმენტაცია.	საცდელი ნიმუშის დამზადება და გამოცდა.	საცდელი ნიმუშის მისაღები ექსპლუატაცია
მუშა-საკონსტრუქტორო დოკუმენტაციის შემუშავება სერიული წარმოებისათვის		
ნიმუშის მუშა საკონსტრუქტორო დოკუმენტაცია.	ნიმუშის დამზადება და გამოცდა.	ნიმუშის მისაღები ექსპლუატაცია

სურ. 12

ტექნიკური პროექტი არის საკონსტრუქტორო დოკუმენტაციის სახე, რომელიც შეიცავს საბოლოო ტექნიკურ გადაწყვეტილებას და შეიცავს მონაცემებს, რომლებიც სავსებით აკმაყოფილებს და აუცილებელია მუშა საკონსტრუქტორო დოკუმენტაციის შესაქმნელად. ამ სტადიაში შედის ყველა სქემის საბოლოო და დეტალური დამუშავება, ნახაზების შედგენა, გარემო პირობებისაგან დაცვის ყველა საკითხების გადაწყვეტა, ტექნიკური პროექტი არის ყველაზე უფრო სრულყოფილი საფუძველი მუშა პროექტირებისათვის.

მუშა პროექტირების პროცესი შეიცავს სამ ძირითად ეტაპს: საცდელი ნიმუშის სტადია, ჩასაყენებელი სერიის სტადია, სერიული წარმოების სტადია. მუშა პროექტირება შეიცავს საკონსტრუქტორო დოკუმენტაციის კომპლექტის დამუშავებას და კორექტირებას, საცდელი ნიმუშის დამზადებას, ჩასაყენებელი სერიის დამზადებას, გამოცდას და ხელსაწყოს ბოლო სტადიამდე დამუშავებას.

აღსანიშნავია, რომ საცდელ ნიმუშს ამზადებს საწარმო-დამამუშავებელი, ხოლო ჩასაყენებელ სერიას კი სერიული წარმოების ქარხანა. დამამზადებლის შეცვლა არის ის ძირითადი მიზეზი, რაც იწვევს პირველი სერიული ნიმუშების შედარებით დაბალ ხარისხს საცდელ ნიმუშთან შედარებით. ამ ნაკლოვანების აღმოფხვრა შესაძლებელია თუ შესრულდება შემდეგი პირობები:

- ა. სერიული წარმოების ქარხანამ მიიღოს მონაწილეობა ჯერ კიდევ საცდელი ნიმუშის გამოცდის ეტაპზე, რათა ადვილად ჩაწვდეს კონსტრუქციის თავისებურებებს და მის სუსტ მხარეებს;
- ბ. შემსრულებელმა ორგანიზაცია-საწარმომ მიიღოს მონაწილეობა ჩასაყენებელი სერიის ხელსაწყოთა გამოცდასა და დამკვეთისათვის გადაცემის პროცესში.

14. საკონსტრუქტორო დოკუმენტაციის ერთიანი სისტემა

ტექნიკური პროცესის ტემპის გაზრდამ და კონსტრუქციების მორალური ცვეთის ვადის შემცირებამ გამოიწვია კონსტრუირების და აპარატურის დანერგვის ვადების შემცირება, მათი ხარისხის ერთდროული გაუმჯობესება. ამ ამოცანის გადაწყვეტა კი შესაძლებელი გახდა სტანდარტიზაციის დანერგვით

საერთაშორისო ორგანიზაციის განსაზღვრების მიხედვით: *სტანდარტიზაცია ეს არის მოცემულ სფეროში წესების დამყარების და გამოყენების პროცესი, მოქმედების მოწესრიგების მიზნით, ყველა დაინტერესებულ მხარეთა მონაწილეობით და მათივე სარგებლობისათვის გამიზნული, კერძოდ საერთო ოპტიმალური ეკონომიკის მისაღწევად. ის დამყარებულია მეცნიერების და ტექნიკის პრაქტიკული გამოცდილების შედეგებზე და განსაზღვრავს არა მარტო აწმყოს საფუძველს, არამედ მომავალ განვითარებასაც და ამასთან აუცილებლად დაკავშირებულია პროგრესთან.* ეს განსაზღვრება ასახავს სტანდარტიზაციის მთელ მრავალფეროვნებას, ახასიათებს სტანდარტიზაციას როგორც მოქმედებას, რომელიც მიმართულია მოწესრიგებაზე და არა მარტო რაიმე წესების და პირობითობების დაცვაზე. სტანდარტიზაციის საფუძველები მკაფიოდ არის განსაზღვრული და ისინი შემდგომში მდგომარეობს: პროდუქციის ხარისხის გაუმჯობესებაში სტანდარტიზაციის როლის გაზრდა;

მრეწველობაში უნიფიცირების ფართო განვითარება; გამზომი საშუალებების შესამჩნევი გაუმჯობესება;

ტექნიკური დოკუმენტაციის ერთობლივი სისტემის შექმნა. სტანდარტიზაციის სახელმწიფო სისტემა-ეს არის ურთიერთდაკავშირებული წესების და დებულებების კომპლექსი, რომელიც განსაზღვრავს სტანდარტიზაციის მიზნებს და ამოცანებს ყველა დარგში, დაგეგმვის დამუშავების, გაფორმების, შეთანხმების, დამტკიცების, გამოცემის, სტანდარტების დანერგვის და სხვა ნორმატიულ-ტექნიკური დოკუმენტაციის წესს, აგრეთვე კონტროლს მათ დანერგვაზე. დარგთაშორისი მსხვილი სტანდარტიზაციის სისტემის მაგალითს წარმოადგენს წარმოების ტექნოლოგიური მომზადების საერთო სისტემა, რომელიც შეიცავს საკონსტრუქტორო დოკუმენტაციის ერთიან სისტემას, ტექნოლოგიური დოკუმენტაციის ერთიან სისტემას და სხვა. საკონსტრუქტორო დოკუმენტაციის ერთიანი სისტემა (სდეს) არის სახელმწიფო სტანდარტების სისტემა, რომელიც ამყარებს წესებს და დებულებებს დამუშავების რიგის, ტექნიკური დოკუმენტაციის გაფორმებაში, რომელიც ყველა საწარმოში ხორციელდება. სდეს გამოყენება ამა თუ იმ სახის აპარატურის, კერძოდ ბიოსამედიცინო აპარატურის კონსტრუირებისას უზრუნველყოფს : დასაპროექტებელი აპარატურის ხარისხის გაუმჯობესებას, სხვადასხვა საწარმოებს შორის ტექნიკური დოკუმენტაციის ურთიერთგაცვლის შესაძლებლობებს, კომპლექტურობის სტაბილიზაციას, რაც გამორიცხავს დუბლირებას და წარმოებისათვის არა საჭირო დოკუმენტაციის დამუშავებას, პროექტების დამუშავებისას უნიფიკაციის გაფართოების საშუალებას, საკონსტრუქტორო დოკუმენტაციის ფორმების გაიოლებას, რაც ამცირებს საპროექტო-საკონსტრუქტორო შემუშავების შრომატევადობას, ტექნიკური დოკუმენტაციის და მასში არსებული ინფორმაციის დამუშავებას, წარმოების ტექნიკური მომზადების გაუმჯობესებას, სამედიცინო აპარატურას

ექსპლუატაციის პირობების გაუმჯობესებას, ევროპული ეკონომიკური ინტეგრაციის სხვადასხვა ქვეყნებს შორის ტექნიკური დოკუმენტაციის გაცვლის საშუალებას. სდეს შეიცავს 140 სტანდარტს, რომლებიც გაერთიანებულია 10 კლასიფიკაციურ ჯგუფში. სდეს სტანდარტების მინიჭებული აქვთ ციფრი 2 სტანდარტის აღნიშვნა ხდება კლასიფიკაციური ნიშნის მიხედვით. სტანდარტის ნომერი შედგება ციფრი 2-სგან რადგან სდეს კლასის სტანდარტებს სწორედ ეს ჯგუფი აქვთ მინიჭებული. წერტილის შემდეგ ერთი ციფრი, რომელიც აღნიშნავს სტანდარტის კლასიფიკაციურ ჯგუფს, ორნიშნა ციფრი – რომელიც აღნიშნავს სტანდარტების მოცემულ ჯგუფში რიგით ნომერს და ტირეს შემდეგ ორნიშნა ციფრი სტანდარტის რეგისტრაციის ნომერი.

ყველა დოკუმენტები გაფორმების მიხედვით იყოფა გრაფიკულ და ტექსტურ დოკუმენტებად; დამუშავების სტადიის მიხედვით-საპროექტო (ტექნიკური წინადადება, საესკიზო პროექტი, ტექნიკური პროექტი) და სამუშაო (მუშა დოკუმენტაცია); შესრულების და გამოყენების მიხედვით – ორიგინალები, დუბლიკატები, ასლები. საკონსტრუქტორო დოკუმენტაციის დამუშავება რამოდენიმე სტადიით მიმდინარეობს, ეს საშუალებას იძლევა მიღებულ იქნას სწორი გადაწყვეტილებანი და გამოირიცხოს შეცდომები. საკონსტრუქტორო დოკუმენტაციის კომპლექტურობა დამოკიდებულია დამუშავების სტადიაზე. არსებობს დოკუმენტაციის სამი სახე:

1. ძირითადი საკონსტრუქტორო დოკუმენტაცია;
2. საკონსტრუქტორო დოკუმენტაციის ძირითადი კომპლექტი;
3. საკონსტრუქტორო დოკუმენტაციის სრული კომპლექტი;

კომპლექტში შედის გრაფიკული და ტექსტური დოკუმენტაცია, რომელთა გაფორმების წესები რეგლამენტირებულია სდეს სტანდარტებით.

საექსპლუატაციო და სარემონტო დოკუმენტები – საექსპლუატაციო დოკუმენტები განკუთვნილია ექსპლუატაციის, მომსახურების და შეკეთების დროს გამოსაყენებლად. ეს დოკუმენტები შეიცავს: ტექნიკურ აღწერილობას, საექსპლუატაციო ინსტრუქციას, ფორმულარს, პასპორტს. ამ დოკუმენტების შედგენა წარმოებს ბიოსამედიცინო აპარატურის კლასიფიკაციის მიხედვით.

სამედიცინო აპარატურის, მოწყობილობის გამოგონება, რომელიც წარმოადგენს ნებისმიერი სამედიცინო გამზომი სისტემის აუცილებელ მოდულს, მისი პროტოტიპის შექმნა, სერიული წარმოებისთვის მომზადება, სამრეწველო წარმოება და გაყიდვა წარმოადგენს მრავალმხრივ, რთულ და ძვირადღირებულ პროცესს.

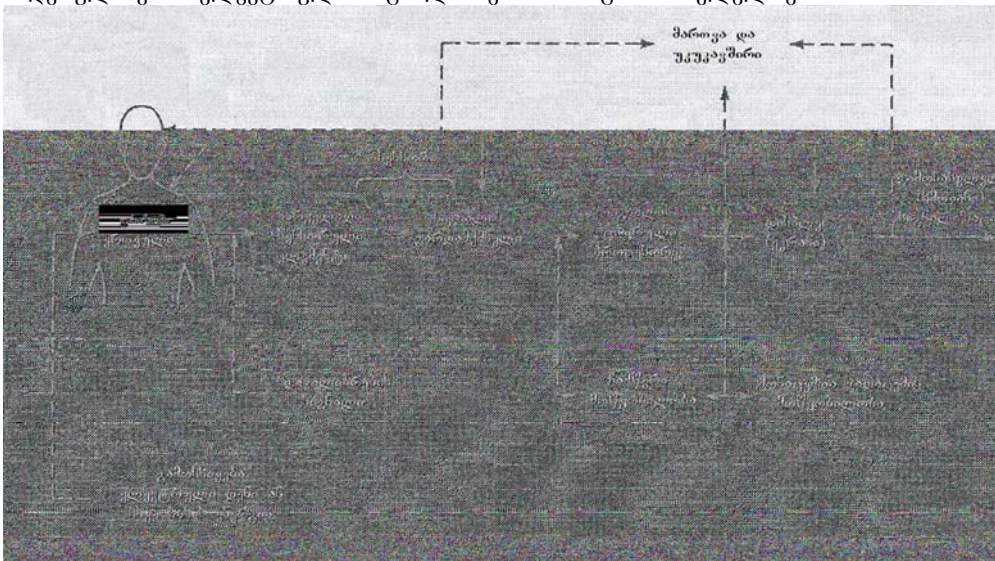
ნებისმიერი სამედიცინო გამზომი სისტემა შეიცავს, უკიდურეს შემთხვევაში რამოდენიმე მაინც, იმ ფუნქციონალური ბლოკებიდან, რომლებიც ნაჩვენებია სურ. 1.3. ამ სურათზე ინფორმაცია ვრცელდება მარცხნიდან მარჯვნივ. წყვეტილი ხაზით ნაჩვენებია ის ელემენტები და კავშირები, რომლებიც უმნიშვნელოა. მთავარი სხვაობა სამედიცინო გამზომ სისტემასა და სხვა გამზომ სისტემებს შორის მდგომარეობს იმაში, რომ პირველ შემთხვევაში სიგნალის წყარო ცოცხალი ბიოლოგიური ქსოვილია ან კიდევ უნერგია, რომელიც მოდებულია ქსოვილზე და გარდაიქმნება მასში მიმდინარე პროცესებით.

ტერმინით „მეყერანდი“ აღნიშნავენ იმას, რასაც სისტემა ზომავს – ფიზიკურ სიდიდეს, თვისებას ან მდგომარეობას. გასაზომი სიდიდის ხელმისაწვდომობა წარმოადგენს მნიშვნელოვან გარემოებას, რამდენადაც ის შეიძლება დაკავშირებული იყოს ფიზიკურ პროცესებთან ორგანიზმის შიგნით (სისხლის წნევა), სხეულის ზედაპირზე (ეკგ), ასევე მის გარეთ (ინფრაწითელი გამოსხივება). გარდა ამისა სიგნალის წყარო შეიძლება იყოს სხეულის ქსოვილიდან აღებული ნიმუში. (მაგ. სისხლის სინჯი ან მასალა ბიოფსისისთვის). სამედიცინო მოწყობილობებით გაზომვადი უფრო მნიშვნელოვანი მეყერანდი შეიძლება

Comment [1]: ლექსა 3

დაჯგუფდეს შემდეგი კატეგორიების სახით: ბიოპოტენციალები, წნევა, ნაკადი, ზომები (ვიზუალიზაცია), გადაადგილება (სიჩქარე, აჩქარება, ძალა), ტემპერატურა, კონცენტრაცია. ყოველი მექანიკური შეიძლება დაუკავშიროთ განსაზღვრულ ორგანოს ან ანატომიურ სტრუქტურას.

საერთო შემთხვევაში ტერმინით „გადამწოდი“ ან „პირველადი სენსორული ელემენტი“ აღნიშნავენ ელემენტარულ მოწყობილობებს, რომლებიც გარდაქმნიან ერთი სახის ენერჯიას სხვაში. ტერმინი „სენსორი“ აღნიშნავს უფრო რთულ მოწყობილობას, რომელშიც გაზომვადი სიდიდე გარდაიქმნება ელექტრული სიგნალის სახით. სენსორი უნდა რეაგირებდეს მხოლოდ იმ სახის ენერჯიაზე, რომელიც დაკავშირებულია გაზომვად სიდიდესთან. სენსორი წარმოადგენს „ინტერფეისს“ ბიოლოგიურ სისტემასთან, რომელიც მისგან უნდა ღებულობდეს მინიმალურ ენერჯიას და აყენებდეს პაციენტს მინიმალურ ტრავმას, ანუ გაზომვა მიმდინარეობდეს ატრავმატულად. ბევრი სენსორი შეიცავს პირველად სენსორულ ელემენტებს, როგორცაა მემბრანა, რომელიც გარდაქმნის წნევას. შემდეგ სენსორში ხორციელდება პროპორციული გარდაქმნა ელექტრულ სიგნალში, რომელსაც ასორციელებენ მემბრანაზე განლაგებული ტენზოგადამწოდი. ზოგ შემთხვევაში შეიძლება სენსორის მგრძობელობის რეგულირება ფართო საზღვრებში პირველადი სენსორების შეცვლის გზით. გრადუალური სენსორული ელემენტები ითხოვენ ელექტრული ენერჯიის გადაყვანას, რაც საშუალებას იძლევა მიღებულ იქნას ელექტრული სიგნალი სენსორის გამოსასვლელზე



სურ. 13

როგორც წესი, ელექტრული სიგნალი რომელიც გენერირდება სენსორით, არ შეიძლება უშუალოდ მივაწოდოთ მარევისტირებელ მოწყობილობას. იქამდე აუცილებელია მოხდეს სენსორის სიგნალის „კონდიცირება“, ე.ი. გარდაქმნა. მარტივი გარდაქმნელები აძლიერებენ და ფილტრავენ სიგნალს. თანამედროვე სამედიცინო აპარატურაში წარმოებს სენსორის გამომსვლელის გარდაქმნა ციფრულ ფორმაში, რის შედეგაც ციფრული სიგნალი მუშავდება სპეციალურ იზოლირებულ ციფრული მოწყობილობით ან კომპიუტერით. გარდაქმნელის

მაგალითს წარმოადგენს ფილტრი, რომელიც სპობს პარაზიტულ ელექტრულ ხარვეზებს, რომლებმაც შეაღწიეს სენსორის გამოსასვლელში. გარდა ამისა, გარდამქმნელს შეუძლია გაასაშუალოს რამდენიმე ტიპის სიგნალები, რითაც ამცირებს ელექტრულ ხმაურს. და ბოლოს, გარდამქმნელს შეუძლია რადიკალურად შეცვალოს სენსორის სიგნალის სახე, მისი დროებითი სფეროდან სისშირულში გადაყვანის გზით (მაგ. ფურიეს გარდაქმნის საშუალებით).

გაზომვის შედეგები უნდა გამოისახოს ისეთი ფორმით, რომ ის გასაგები იყოს ოპერატორისათვის. მონაცემების გამოსახვის საუკეთესო საშუალებები შეიძლება იყოს მათი ციფრული ან გრაფიკული, დისკრეტული ან უწყვეტი, მუდმივი ან დროებითი წარმოდგენა ეკრანზე, რაც დამოკიდებულია გასაზომ სიდიდესა და ინფორმაციის შემდგომი დამუშავების ხერხზე. მონაცემთა მრავალი სახით წარმოდგენა უშუალოდ არის ორიენტირებული ჩვენს თვალზე და სმენაზე (მაგ. ულტრაბგერითი ხელსაწყოების ბგერითი სიგნალები, რომლებიც დოპლერის ეფექტზეა დაფუძნებული). მთლიანობაში, გამოსახული სიგნალების პარამეტრები უნდა შეესაბამებოდეს სამედიცინო ხელსაწყოთმშენებლობის პრაქტიკულ სახელმძღვანელოს, ოპერატორების მოთხოვნილებების გათვალისწინებით. (Human Factors engineering guidelines and preferred practices for the design of medical devices: AAMI, 2001).

გასაზომი სიდიდე უნდა გამოისახოს გაზომვის განსაზღვრულ ერთეულებში. ამ მიზნით სენსორის შესასვლელს აწვდიან სპეციალურ მაკალიბრებელ სიგნალს დამხმარე წრედის საშუალებით. დამხმარე ელემენტების სხვა მაგალითებს წარმოადგენენ მართვის წრედები და უკუკავშირები, რომლებიც მართავენ გარდამქმნელის სენსორსა და ტრაქტს სიგნალის უფრო მოხერხებული ფორმით მისაღებად, ასევე მიღებულ მონაცემებს გადასცემენ ასახვის, შენახვის მოწყობილობებს ან ლოკალურ ინფორმაციულ ქსელს. მართვის მოწყობილობები და უკუკავშირები შეიძლება იყოს მექანიკური ან ავტომატური. მონაცემები შეიძლება ჩაწერილ იყოს მეხსიერების მოწყობილობაში არა მარტო მათი შემდგომი გარდაქმნის მიზნით, არამედ იმისთვისაც, რომ ოპერატორმა შესძლოს მონაცემთა იმ ფრაგმენტის გადახედვა, რომელიც წინ უძღოდა მუშაობის ავარიულ რეჟიმს. ასევე შესაძლებელია პირველადი სიგნალების ორგანიზება, ისე რომ შემდგომში შესაძლებელი იქნება მათი გარდაქმნა მონაცემთა დამუშავების სხვადასხვა სისტემაზე.

მონაცემთა გადასაცემად ხშირად იყენებენ სტანდარტულ პროტოკოლებს, რომელთა დახმარებითაც გაზომვის შედეგები მიეწოდება სამედიცინო და ინფორმაციის დამუშავების ცენტრებს. ხშირ შემთხვევაში მეჟერანდი (გასაზომი ერთეული) შეიძლება მიღებული იქნეს ინვაზიური ან არაინვაზიური სენსორის მიერ. საჭირო მეჟერანდი მიუწოდომელია პირდაპირი გაზომვისათვის, მაშინ იყენებენ სხვა მეჟერანდს, რომელიც განსაზღვრული სახით დაკავშირებულია შესასწავლთან ან გაზომვის ობიექტზე მიმართავენ სპეციფიკური სახის ენერჯიას, რომლის დახმარებითაც მოსაძიებელი მეჟერანდი ხელმისაწვდომი ხდება გაზომვისათვის. გაზომვის ასეთი ირიბი მეთოდების დახმარებით განსაზღვრავენ გულის გამტეორცნის სიდიდეს (გულის მიერ ერთი წუთის განმავლობაში გადასტუმბი მოცულობის სიდიდე), რომელსაც დებულობენ სუნთქვის პარამეტრებისა და სისხლში აირის კონცენტრაციის გაზომვის შედეგებით. სხვა მაგალითებს წარმოადგენს შინაგანი ორგანოების მორფოლოგიური მახასიათებლების განსაზღვრა რენტგენის გადაღების ანალიზის საფუძველზე, ასევე სუნთქვის პარამეტრების შეფასება იმპედანსური პლეტიზმოგრაფიის სხვადასხვა ვარიანტების დახმარებით.

ზოგიერთი გაზომვადი სიდიდე, ისეთები როგორცაა სხეულის ტემპერატურა ან იონების კონცენტრაცია, იცვლება იმდენად ნელა, რომ მათი სიდიდე შეიძლება

გაიზომოს ხანგრძლივი ინტერვალების შემდეგ. საწინააღმდეგოდ, სხვა სიდიდეებმა ან სიგნალებმა, როგორცაა ელექტროკარდიოგრამა ან სასუნთქი აირის ნაკადები, შეიძლება მოითხოვონ უწყვეტი მონიტორინგი. გაზომვადი ფიზიოლოგიური პარამეტრის ჩამონათვალის ნაწილზე ზემოქმედებენ შემდეგი ფაქტორები: ამ პარამეტრის ნაწილობრივი მახასიათებლები, მისი გაზომვის მიზანი, პაციენტის მდგომარეობა, ასევე სამედიცინო პერსონალის კვალიფიკაცია და პასუხისმგებლობა. მხედველობაში უნდა იქნას მიღებული, რომ დაგროვილი უამრავი მონაცემი შეიძლება დარჩეს გამოუყენებელი.

გენერატორული სენსორები ახდენენ გამომავალი სიგნალის ფორმირებას იმ ენერჯის საშუალებით, რომელიც აიღება გაზომვითი პროცესიდან. მოდულატორულ სენსორებში კი პირიქით, გაზომვითი პროცესის ენერჯია გამოიყენება გარე ენერჯის ნაკადის შეცვლის მიზნით, რომელიც დაიყვანება გასაზომ ობიექტამდე და მიემართება სენსორის გამოსასვლელისკენ. მაგალითად ფოტოგალვანური ელემენტი წარმოადგენს გენერატორული სენსორს, რამდენადაც ის უშუალოდ გარდაქმნის დაცემული სინათლის წყაროს ენერჯიას, გამოსავლელ ელექტრულ სიგნალში, არ ითხოვს რა ამისთვის არანაირ გარე ენერჯიას. ფოტორეზისტორი კი წარმოადგენს მოდულატორულ სენსორს: იმისათვის რომ გაიზომოს მისი წინააღმდეგობის ცვლილება დაცემული სინათლის მოქმედების გავლენით, მასში აუცილებელია გარე წყაროდან დენის გატარება.

გაზომილი სიგნალები შეიძლება იყოს ანალოგური, რომლებიც მზად არიან მიიღონ ნებისმიერი მნიშვნელობა დინამიკური დიაპაზონის შიგნით, ან ციფრული, რომელთა მნიშვნელობა შეზღუდულია მკაცრად განსაზღვრული სიდიდეების ნაკრებით. სამედიცინო სისტემებში გამოყენებული მრავალი სენსორები მუშაობენ ანალოგურ რეჟიმში, მაგრამ არსებობს ისეთი სენსორები, რომელთა სიგნალის დისკრეტული მახასიათებელი უშუალოდ დაკავშირებულია მათი მუშაობის პრინციპთან. სიგნალების დამუშავების ციფრული მეთოდებისადმი გაზრდილმა მოთხოვნილებამ, გამოიწვია მრავალრიცხოვანი ანალოგურ-ციფრული და ციფრულ-ანალოგური გარდაქმნელების შემუშავება, რომლითაც აწარმოებენ კომპიუტერის კავშირს სენსორთან ან ანალოგურ დისკრეტულთან. მეცნიერებმა და კონსტრუქტორებმა შეიმუშავეს ისეთი ტიპის სენსორები, რომლებშიც არის ანალოგური გადამწოდები და ჩაშენებულია ციფრული გარდაქმნელები. ასევე არსებობს კვაზიციფრული სენსორები, როგორცაა კვარციტის თერმომეტრები, რომლებსაც შეუძლიათ დააფიქსირონ ტემპერატურის ცვლილება პულსური ტალღის დროს. ასეთი სენსორის გამოსასვლელი ადვილად გარდაიქმნება ციფრულ ფორმაში.

ციფრულ სიგნალებთან მუშაობის უპირატესობა მდგომარეობს მაღალ სიზუსტეში, აღმწარმოებლობაში, საიმედოობაში და ხარვეზებისადმი არამგრძობიარობაში. როგორც წესი, ციფრულ სიგნალები არ საჭიროებენ პერიოდულ კალიბრებას. იმის გამო, რომ ასეთი სახით ინფორმაცია მარტივად იკითხება, აქვს მაღალი სიზუსტე და მარტივია, ციფრული მონიტორები გამოდევნიან ანალოგურ ინდიკატორებს. იმავე დროს, ბევრი კლინიციისტი უპირატესობას ანიჭებს გამოსახულების ანალოგურ მოწყობილობას. მაგალითად იმ შემთხვევაში, როცა მათ სჭირდებათ შეაფასონ, არის თუ არა რომელიმე პარამეტრი მოცემულ საზღვრებში, ან მაშინ, როცა ექიმი თვალს ადევნებს ფიზიოლოგიური სიდიდეების სწრაფ ცვლილებას, როგორცაა გულისცემის პარამეტრების შეფასება. უკანასკნელ შემთხვევაში ციფრული დისპლეი იმდენად სწრაფად ცვლის ციფრებს, რომ მათი თვალყურის დევნება შეუძლებელია.

გადამწოდები და სენსორები ყოველთვის მუშაობენ რეალურ დროში, ე.ი. ზომავენ სიგნალს ზუსტად იმ მომენტში, როდესაც ის არსებობს. საწინააღმდეგოდ, ზოგიერთ შემთხვევაში გამოზომი სისტემა აჩვენებს სიგნალს, რომელიც შეესაბამება

დროის წარსულ მომენტს. ეს ხდება მაშინ, როცა სისტემამ თავიდან უნდა დაამუშაოს მასში მიღებული სიგნალი. მაგალითად რამდენიმე თანმიმდევრული ჩანაწერის გასაშუალებლა ან რამე სახით შემაჯავლი სიგნალის გარდაქმნა. ნაწილობრივ დროის რამენაირი შეფერხება გაზომვით სისტემამდე სიგნალის მისვლასა და ეკრანზე მის გამოსახვას შორის სრულებით დასაშვებია, თუმცა ყოველთვის ასე არ ხდება: მართვის ზოგიერთი ამოცანა ითხოვს დაუყოვნებლივ ჩარევას გაზომვით პროცესში უკუკავშირის მექანიზმით, რაც არათავსებადია გაზომვით სისტემის გამოშავალი სიგნალის შეკავებასთან. სხვა შემთხვევაში ხანგრძლივ შეკავებას ვერ გაუქმებენ. მაგალითად ქსოვილის მზარდი კულტურის პარამეტრების რეგისტრაცია საჭიროებს რამდენიმე დღეს, რათა აუცილებელი პარამეტრი “მომწოდეს”. რა თქმა უნდა, ასეთ შემთხვევაში სიგნალის შეკავება გაზომვით სისტემაში არანაირ როლს არ თამაშობს.

ჩვენს მიერ ზემოთ განხილული სამედიცინო მოწყობილობები განკუთვნილია სხვადასხვა ფიზიოლოგიური პარამეტრების გასაზომად. გაზომვადი სიგნალების სიხშირე და ამპლიტუდა წარმოადგენს მთავარ ფაქტორს, რომელიც განსაზღვრავს გაზომვითი სისტემის ყველა ნაწილის კონსტრუქციას. მედიცინაში გაზომვადი სიდიდეების უმრავლესობის მნიშვნელობა არსებითად ნაკლებია სიდიდეებზე, რომლებიც იზომება ყოფაში და წარმოებაში. მაგალითად, ძაბვა იზომება მიკროვოლტის დიაპაზონში. წნევის ფიზიოლოგიური დიაპაზონი ასევე არ არის დიდი (დაახლოებით 100 მმ.ვ.ვ.ს. = 13,3 კპასკ). ყველა ცხრილში მოყვანილი სიგნალები ეკუთვნის ბევრითი სიხშირის სფეროს, თანაც ზოგიერთი მათგანი შეიცავს მუდმივ მდგენელს და დაბალსიხშირიან კომპონენტებს. ფიზიოლოგიური სიგნალების ეს თავისებურება ახდენს ყველაზე უშუალო გავლენას სამედიცინო მოწყობილობის პროექტირებაზე.

ცოცხალი სისტემის ბევრი უმთავრესი პარამეტრი მიუღწევადია უშუალო გაზომვისთვის, რამდენადაც შეუძლებელია სენსორის “მიერთება” ცოცხალი ორგანოს დაზიანების გარეშე. ბევრი ურთულესი ფიზიკური სისტემისგან განსხვავებით, ბიოლოგიურ სისტემაში შეუძლებელია ნაწილობრივ შემადგენელი ნაწილის “გამორთვა” ან “განცალკევება”, რაც აუცილებელი იქნებოდა სენსორის და გაზომვის ობიექტის შეერთებისთვის. მაშინაც კი, როცა გაზომვის პროცესის დაცვა შეიძლება ზოგიერთი ორგანოს მხრიდან გამოწვეული ხარვეზებისგან, ბევრი სენსორის ზედმეტად დიდი ზომები არ იძლევა საშუალებას მივაერთოთ ისინი გასაზომ ობიექტს. ასეთ შემთხვევაში უშუალო გაზომვისთვის მიუწვდომელი სიდიდეები შეიძლება გაიზომოს ირიბად. ხარვეზების პირობებში სიგნალების გაზომვისას აუცილებელია მოცემული ხარვეზების გაზომვა. მაგ. მათი ფილტრაციის დახმარებით ან მათემატიკური გადამუშავების სხვა საშუალებით მონაცემთა ანალიზისას.

სიდიდეები, დარეგისტრირებული ადამიანებზე ან ცხოველებზე გაზომვისას იშვიათად წარმოადგენენ შეუცვლელებს და დეტერმინირებულებს. ბევრი პარამეტრი იცვლება დროთა განმავლობაში იმ შემთხვევაშიც კი, როდესაც გაზომვის შედეგზე მოქმედი ყველა ფაქტორი სტანდარტიზებულია. მაგალითად მონაცემთა გაბნევა შეიძლება ჯანმრთელი გამოსაცდელის ფიზიოლოგიური პარამეტრების რეგისტრაციისას ერთი და იგივე პირობებში. გაზომვითი პარამეტრების ცვალებადობა ბიოლოგიური ობიექტის დამახასიათებელ თვისებას წარმოადგენს, რომელსაც აკვირდებიან ყოველ საფეხურზე-მაკრომოლეკულებიდან მთლიან ორგანიზმამდე. ბევრ შემთხვევაში პაციენტების პარამეტრების გარე ხილულ ცვლილებებს შესაბამება ინდივიდუალური ანატომიური განსაკუთრებულობები. ფიზიოლოგიური გაზომვისას მიღებული სიდიდეების მნიშვნელოვანი გაბნევა ნაწილობრივ აიხსნება ცოცხალი ორგანიზმების სხვადასხვა სისტემების ურთიერთქმედებით. ფიზიოლოგიურ სისტემებს შორის

მუდმივად “ნართულია” მრავალრიცხოვანი უკუკავშირები, თანაც ბევრი მათგანი არასაკმარისად არის შესწავლილი. იშვიათად განსაზღვრული პარამეტრის გაზომვისას შესაძლებელი განეიტრალებს ან თუნდაც შეფასდეს ხარვეზები მეზობელი სისტემების მხრიდან. ფიზიოლოგიური მახასიათებლების ყველაზე ფართოდ მიღებულ “წამალს” ცვალებადობისგან წარმოადგენს ანალიზის სტატისტიკური მეთოდები, რომელიც დაფუძნებულია გაზომვადი სიდიდეების გადანაწილების თვისების შესახებ წარმოდგენაზე. ამასთანავე ხორციელდება ინდივიდუალური გაზომვების შედეგების შედარება ფიზიოლოგიურ ნორმებთან.

პრაქტიკულად ყველა ბიოსამედიცინო გაზომვები დაკავშირებულია ცოცხალ ქსოვილამდე ენერჯის მიყვანასთან ან სპეციალიზირებული წყაროს ან სენსორის საშუალებით. რენტგენული ანალიზისას, ულტრაბგერითი ვიზუალიზაციისა და დოპლერული ულტრაბგერითი გაზომვებისას გამოიყენება ენერჯის გარე წყაროები, რომლებიც ზემოქმედებენ ცოცხალ ქსოვილზე. მეტად რთულია ენერჯის უსაფრთხო დონის განსაზღვრა, რომელიც დაიყვანება ორგანიზმამდე მოცემული გაზომვისას, რამდენადაც ქსოვილების დაზიანება და აღდგენა არასაკმარისადაა შესწავლილი. განსაკუთრებით მტიკნეულად უნდა ჩაითვალოს ნაყოფის განვითარების ადრეულ სტადიაზე ასეთი გაზომვების ჩატარება. შესაძლოა რომ ენერჯის მცირე ნაკადებმა გამოიწვიოს დაზიანება მოლეკულურ დონეზე.

სამედიცინო დაწესებულებებში მოწყობილობის მუშაობა მათზე დამატებით შეზღუდვებს ადგენს. მოწყობილობა უნდა იყოს საიმედო, მუშაობაში მარტივი, ფიზიკური დატვირთვისა და კოროზიული რეაგენტების მოქმედების მიმართ მდგრადი. გარდა ამისა, ელექტრული მოწყობილობები ისე უნდა იქნას პროექტირებული, რათა მინიმუმირებულ იქნას ელექტრული დენით დაზიანების შესაძლებლობა. პაციენტების და მედპერსონალი უსაფრთხოების საკითხები მხედველობაში უნდა იქნეს მიღებული აპარატურის შემუშავებისა და ტესტირების ყველა ეტაპზე.

1.5 ბიოსამედიცინო მოწყობილობების კლასიფიკაცია

Comment [i2]: ლექცია 4

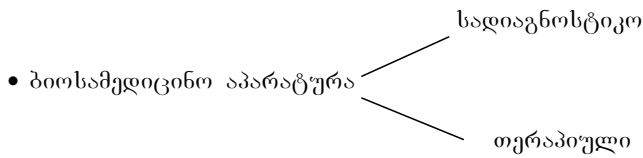
ბიოსამედიცინო მოწყობილობების შესწავლას შეიძლება მივუდგეთ ოთხი მხრიდან. ამ მოწყობილობების მუშაობის პრინციპი შეიძლება კლასიფიცირდეს გაზომვადი სიდიდეების სახეების მიხედვით, როგორცაა წნევა, ნაკადი ან ტემპერატურა. ამ კლასიფიკაციის ერთ-ერთ უპირატესობას წარმოადგენს ის, რომ ის აადვილებს ერთი და იმავე სიდიდის გაზომვის სხვადასხვა მეთოდის შედარებას. კლასიფიკაციის მეორე საშუალება დაფუძნებულია გაზომვადი პროცესის ენერჯის ელექტრულ სიგნალში გარდაქმნის პრინციპზე. მასთან შესაბამისობით გადამწოდები გადანაწილება რეზისტულ, ინდუქციურ, მოქნილ, ულტრაბგერით და ელექტროქიმიურ გადამწოდებად. ამ გადამწოდების მიღების სხვადასხვა სახეები აადვილებენ ფიზიკური პრინციპების გაგებას, რომლებიც საფუძვლად უდევს მათ მუშაობას.

კლასიფიკაციის მესამე საშუალება დაკავშირებულია ფიზიოლოგიურ სისტემასთან, რომელზეც ხორციელდება გაზომვა. მაგალითად, გულ-სისხლძარღვთა, ნერვულ ან ენდოკრინოლოგიურ სისტემებთან. ასეთი მიდგომისას სპეციალისტებთან გამოიყოფა გაზომვის ის უმნიშვნელოვანესი სახეები, რომლებიც აუცილებელია მათთვის ვიწრო სფეროში გაზომვებთან გასაცნობად. მოცემული კლასიფიკაცია აერთიანებს სხვადასხვა გაზომვად სიდიდეებს და სიგნალების გარდაქმნის სხვადასხვა მეთოდებს.

და ბოლოს, სამედიცინო მოწყობილობები შეიძლება დავეყთ მათი სამედიცინო სპეციალიზაციის თანახმად. მაგალითად პედიატრიაში, კარდიოლოგიაში ან რადიოლოგიაში მათი გამოყენების მიხედვით. ასეთი მიდგომა

სასარგებლოა მედიკოსებისათვის, რომლებიც დაინტერესებულნი არიან საკუთარი მუშაობის სფეროს აპარატურულ უზრუნველყოფაში.

მიღებულია ბიოსამედიცინო აპარატურის შემდეგი კლასიფიკაცია:



- ვიზუალიზაციის აპარატურა;
- ლაბორატორიული აპარატურა;
- თერაპიული აპარატურა.

სამედიცინო აპარატურას წაყენება რიგი სპეციფიური მოთხოვნებისა მათ შორის:

- უსაფრთხოება – სამედიცინო აპარატურას მოხმარებამ ზიანი არ უნდა მოუტანოს პაციენტებს და პერსონალს.
- ეფექტურობა – სამედიცინო აპარატურას მეშვეობით შესაძლებელი უნდა იყოს მოსალოდნელი შედეგების მიღწევა.
- საიმედოობა – მინიმუმამდე უნდა იყოს დაყვანილი გაუთვალისწინებელი გაუმართაობის შემთხვევები.

ამ პირობების დასაცავად სამედიცინო ტექნიკის დარგში დამუშავებულია სტანდარტები, სალიცენზიო სისტემები. უკანასკნელი 40 წლის განმავლობაში თითოეულმა ქვეყანამ შეიმუშავა საკუთარი სარეგულაციო მექანიზმები. მაგ:

- გაერთიანებული სამეფო – მწარმოებლების რეგისტრაცია;
- აშშ-ს მიერ (პროდუქციის ხარისხის კონტროლი);
- საფრანგეთი – დამტკიცება (ჰიმოლოგიზაცია). აპარატურის სავალდებულო შემოწმება;
- გერმანია – აპარატურის ტიპის სავალდებულო შემოწმება;
- იტალია – სავალდებულო რეგისტრაცია ჯანდაცვის ეროვნული ინსტიტუტის მიერ.

ახალი, საერთო ევროპული განვითარების კონცეფციიდან გამომდინარე, საერთო ევროპული ბაზრის შესაქმნელად დამუშავდა ევროპული დირექტივები. დირექტივა წარმოადგენს ევროგაერთიანების კანონმდებლობის ნაწილს და საჭიროებს ტრანსფორმაციას ნაციონალურ კანონებში, თითოეული ქვეყნისათვის. ჯანდაცვის პროდუქციისათვის დამუშავებულია სამი დირექტივა:

1. აქტიური იმპლანტირებადი სამედიცინო მოწყობილობები
-90/385/EEC 1990 წლის 20 ივნისი.
2. სამედიცინო მოწყობილობები
-93/42/EEC 1993 წლის 14 ივნისი.

3. მოწყობილობები in-vitro დიაგნოსტიკისათვის

-98/79/EEC 1998 წლის 27 ივნისი.

ეს სამი დირექტივა მოიცავს სამედიცინო პროდუქციის მთლიან სფეროს, გარდა ფარმაცევტული პროდუქციისა.

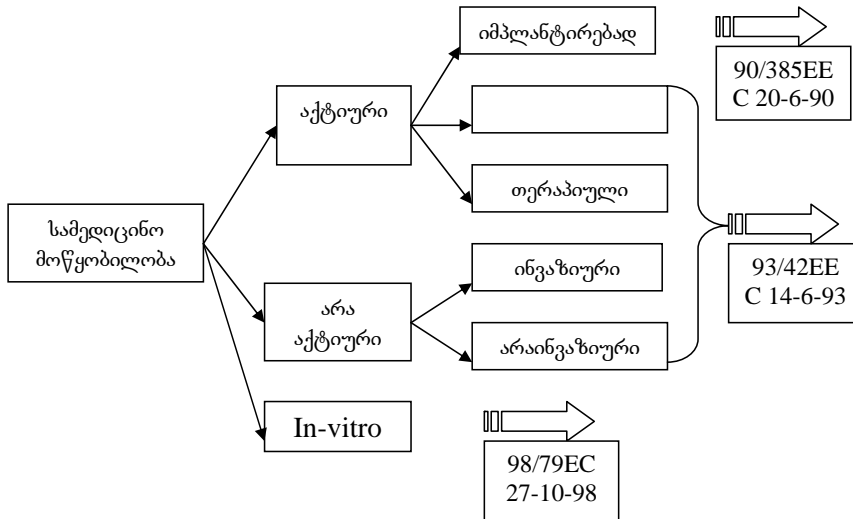
სამედიცინო მოწყობილობის (აპარატის) განსაზღვრება:

ნებისმიერი ინსტრუმენტი, აპარატი, მასალა ან სხვა საქონელი (კომპიუტერული პროგრამების ჩათვლით), რომელიც იხმარება ცალკე ან კომბინაციაში და მწარმოებლის მიერ განკუთვნილია, რათა გამოყენებულ იქნას მხოლოდ ან ძირითადად ადამიანებისათვის შემდეგი მიზნების განსახორციელებლად:

- დაავადების, დაზიანების ან შრომისუნარობის დიაგნოსტიკა, პროფილაქტიკა, მკურნალობა ან შემსუბუქება.
- ანატომიური ან ფიზიოლოგიური პროცესის გამოკვლევა, შეცვლა ან მოდიფიკაცია
- ჩასახვის კონტროლი

და რომელიც არ ანხორციელებს მის პრინციპულ ზემოქმედებას ადამიანის სხეულზე(ში) ფარმაკოლოგიური, იმუნოლოგიური ან მეტაბოლური მექანიზმების მეშვეობით, მაგრამ რომლის ზემოქმედებაც შესაძლებელია თან სდევდნენ და ხელს უწყობდნენ ზემოაღნიშნული მექანიზმები.

სამედიცინო მოწყობილობების კლასიფიკაცია ევროგაერთიანების დირექტივების მიხედვით



სურ. 14

ნებისმიერი სამედიცინო მოწყობილობა, რომელიც შეერთებულია ან აღჭურვილია ელექტრული ენერჯის წყაროთი ან ნებისმიერი წყაროთი, გარდა

ამისა, რომელიც იყენებს ადამიანის სხეულის მიერ პირდაპირ გენერირებულ ენერჯიას და ახდენს ამ ენერჯიის გარდაქმნას.

სამედიცინო მოწყობილობები, რომლებსაც გადააქვთ ენერჯია, ნივთიერებები ან სხვა ელემენტები აქტიურ სამედიცინო მოწყობილობასა და პაციენტს შორის მნიშვნელოვანი ცვლილებების გარეშე, არ არიან მიზნული აქტიურ სამედიცინო მოწყობილობებად.

აქტიური თერაპიული მოწყობილობა – ნებისმიერი აქტიური სამედიცინო მოწყობილობა, რომელიც გამოიყენება ცალკე ან კომბინაციაში სხვა სამედიცინო მოწყობილობასთან, რათა მოხდეს ბიოლოგიური ფუნქციების ან სტრუქტურების ხელშეწყობა, მოდიფიკაცია ან შეცვლა დაავადების, დაზიანების ან შრიმისუნარობის მკურნალობის ან შემსუბუქების მიზნით.

აქტიური სადიაგნოსტიკო მოწყობილობა – ნებისმიერი აქტიური სამედიცინო მოწყობილობა, რომელიც გამოიყენება ცალკე ან კომბინაციაში სხვა სამედიცინო მოწყობილობასთან, რათა მოხდეს ინფორმაციის მიწოდება ფიზიოლოგიური მდგომარეობის, ჯანმრთელობის მდგომარეობის ან განვითარების თანდაყოლილი მანკების აღმოჩენა, დიაგნოსტიკა, მონიტორინგი ან მკურნალობა.

- კომპეტენტური ორგანოების მოვალეობები. სახელმწიფო უფლებამოსილი ორგანოები. ნოტიფიცირების სარეგისტრაციო ორგანოები, რომლებიც ეხმარება ზემოთ მოყვანილი სამი სტადიის განხორციელებაში,
- ნიშანი “C ” აუცილებელია პროდუქციის გასაყიდად ევროგაერთიანების ბაზარზე.
- სტანდარტების როლი, განისაზღვრება კავშირი მოცემულ დირექტივას (რომელიც კანონია) და სტანდარტს შორის (რომელიც არ არის კანონი). დირექტივა მოიცავს ორ ძირითად პროცედურას: “პრე-მარკეტული” (წინა-საბაზრო) და “პოსტ-მარკეტული” პროცედურები.

მნიშვნელოვანი მოთხოვნები (დირექტივის დანართი I, EC 93/42)

- ზოგადი მოთხოვნები:
 - ზოგადი საკითხები, რომელიც ეხება სამედიცინო მოწყობილობების მთლიან უსაფრთხოებას, ეფექტურობას და საიმედოობას
- მოთხოვნები, რომელიც ეხება დიზაინს და კონსტრუქციას, ძირითადი ჯგუფები:
 - ქიმიური, ფიზიკური და ბიოლოგიური თვისებები,
 - ინფექციური და მიკრობული დასნებოვნება,
 - კონსტრუქციული და ეკოლოგიური თვისებები,
 - მოწყობილობები გამზომი ფუნქციით,
 - რადიაციის საწინააღმდეგო ფუნქციით,
 - სამედიცინო მოწყობილობების მიმართ, რომლებიც დაკავშირებულია ან აღჭურვილია ენერჯიის წყაროთი
 - ინფორმაცია რომელიც მოწოდებულია მწარმოებლის მიერ.

კლასიფიკაცია (დირექტივის დანართი IX, EC 93/42)

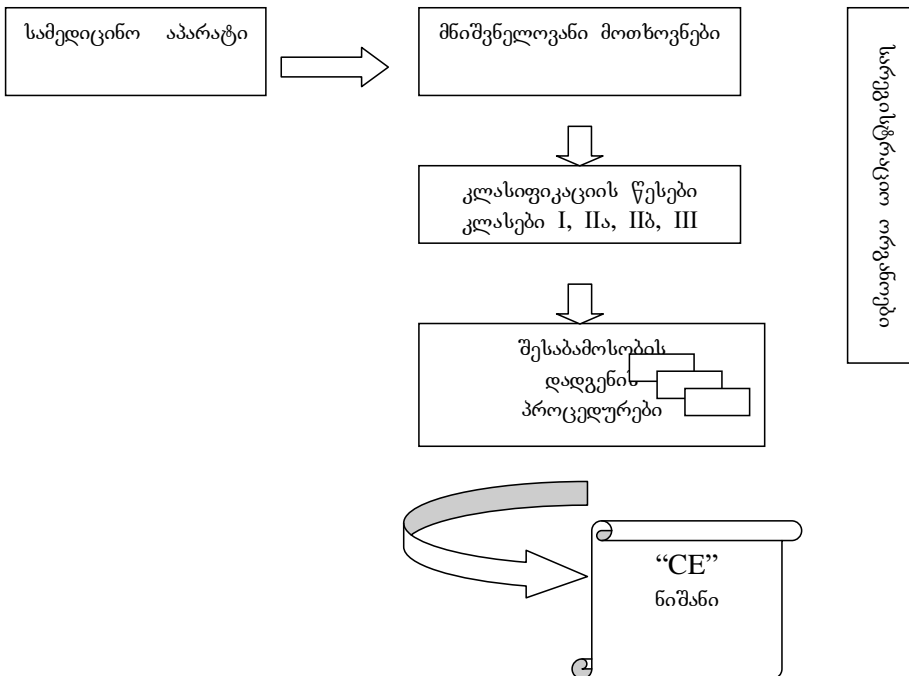
- კლასიფიკაცია შედგენილია კლასიფიკაციის წესების მიხედვით, რომლებიც მოცემულია დირექტივების დამატება IX-ში (კლასიფიკაციის 18 წესი)
- სამედიცინო მოწყობილობები იყოფა შემდეგ კლასებად: I, IIa, IIb, III.
- მოწყობილობის კლასი განაპირობებს შესაბამის დადგენის ოპტიმალურ პროცედურებს.

მოწყობილობები, რომლებიც მოცემულია დირექტივით, დაჯგუფებულია 4 კლასად შემდეგნაირად:

- კლასი I - ზოგადად მინჩეულია, როგორც დაბალი რისკის,
- კლასი IIa - ზოგადად მინჩეულია, როგორც საშუალო რისკის,
- კლასი IIb - ზოგადად მინჩეულია, როგორც საშუალო რისკის,
- კლასი III - ზოგადად მინჩეულია, როგორც მაღალი რისკის.

კლასები შეესატყვისება სამედიცინო მოწყობილობის პოტენციურ რისკს (ხიფათს):

“პრე-მარკეტული” (წინა-საბაზრო) პროცედურები



სურ. 1.5

• კლასი I:

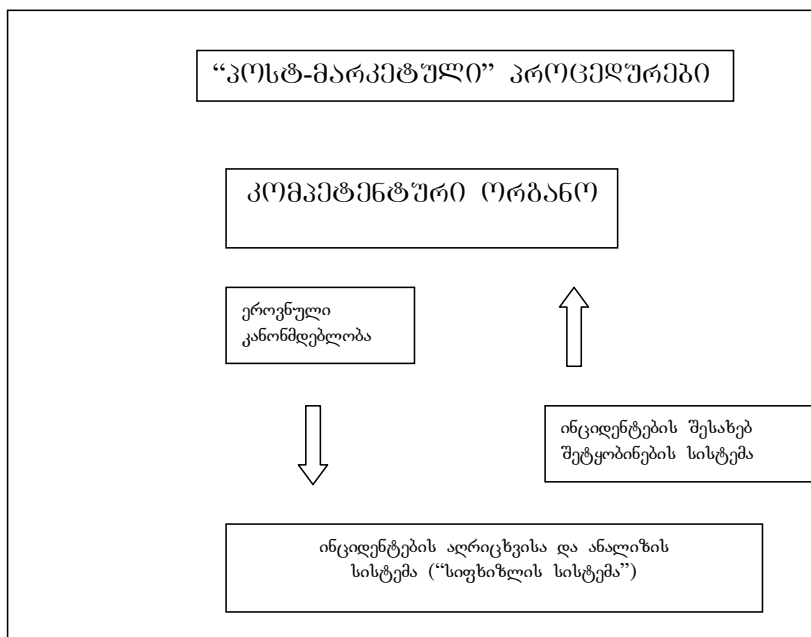
- არაინვაზიური მოწყობილობები
- ინვაზიური მოწყობილობები 1 საათზე ნაკლები გამოყენებისათვის

• კლასი IIა:

- არაინვაზიური მოწყობილობები სისხლის შენახვისა და გადასხმისათვის,
- ქირურგიული მოწყობილობები მოკლევადიანი გამოყენებისათვის – 30 დღეზე ნაკლები,

• კლასი IIბ:

- არაინვაზიური მოწყობილობები, რომლებიც განკუთვნილია სხეულში შესაყვანი სხეულგვანი ან სხვა სითხეების და სისხლის ბიოლოგიური ან ქიმიური შემცველობის შეცვლისათვის – კემოთერაპიული.
- არააქტიური იმპლანტირებადი მოწყობილობები – ორთოპედიულ ქირურგიაში



სურ. 1.6

-

კოდიფიცირება – აპარატურას კოდიფიცირება წარმოებს წინასწარ დადგენილი ჯგუფების, სახეობის ან განლაგების მიხედვით, მაგალითად:

- 67.12.176 - ელ. კარდიოგრაფი 3 არხით;
- 17.143 – ოქსიმეტრი (კოდი ECRT);
- 12.02.05.26 – რენტგენული აპარატი.

ბოლო შემთხვევაში აპარატი განლაგებულია მე-12 განყოფილებაში, 02 სექტორში, მე-5 ოთახში და მისი ნომერია 26.

უსაფრთხოების სტანდარტები – საერთაშორისო ელექტროტექნიკურ კომისიაში ~International Electrotechnical Commission ~-IEC შემუშავებულია ელექტრული სამედიცინო აპარატურის უსაფრთხოების საერთაშორისო სტანდარტები. უსაფრთხოების განსაზღვრება რომელიც შემოთავაზებულია ამ კომისიის მიერ:

“დაზიანების რისკისაგან განთავისუფლება~ ISO/IECG.15

საბაზისო უსაფრთხოება უზრუნველყოფს დაცვას პირდაპირი ფიზიკური დაზიანებისაგან, როდესაც სამედიცინო აპარატი მუშაობს ნორმალურ ან პროგნოზირებად, დასაშვებ პირობებში (მაგ: მექანიკური დაზიანება, დენის გაჟონვა) / ISO/IECG/5.

ICE-513 – უსაფრთხოების ფუნდამენტალური ასპექტები სამედიცინო ელექტრონული მოწყობილობებისათვის;

ICE-601-2-13 ნაწ.1 – უსაფრთხოების საერთო აუცილებლობანი ანესთეზიის აპარატებისათვის;

ICE-601-2-26 – უსაფრთხოების კერძო აუცილებლობანი სამედიცინო ინკუბატორებისათვის;

არსებობს ელექტროსამედიცინო უსაფრთხოების ბრიტანული სტანდარტები:

BS 5724 ელექტროსამედიცინო ხელსაწყოების უსაფრთხოება;

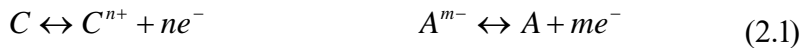
BS 4275 რესპირატორული დამცავი ხელსაწყოების ამორჩევა, გამოყენება და ტექნიკური მომსახურება;

BS 5724 - სექცია 2.20 ელ.სამედიცინო ხელსაწყოები – ჩვილთა ინკუბატორების სპეციფიკაცია.

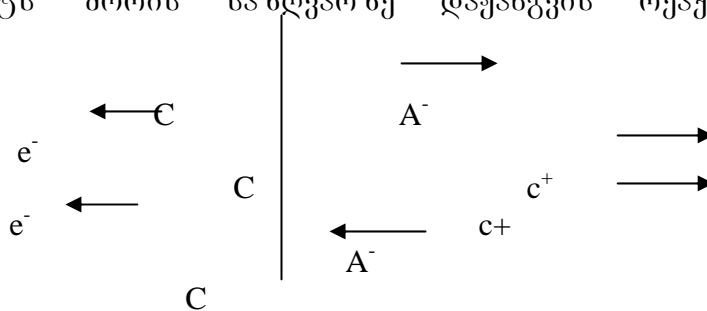
ელექტროდები ბიოპოტენციალების მოსახსნელად

ცოცხალი ორგანიზმის პოტენციალების გაზომვისა და ჩაწერისათვის აუცილებელია ინტერფეისის არსებობა სხეულსა და ელექტრონულ გამზომ ხელსაწყოს შორის. ასეთი ინტერფეისის როლს ასრულებენ ელექტროქიმიური ელექტროდები, რომელთა დანიშნულებაა ბიოპოტენციალების გაზომვა (გამოყვანა). გამზომ წრედში პოტენციალების ნებისმიერი გაზომვის დროს მიედინება ელექტრული დენი, რომელიც იდეალურ პირობებში ძალიან მცირე სიდიდის უნდა იყოს, მაგრამ პრაქტიკაში ეს დენი არასოდეს არ არის ნულის ტოლი. ბიოპოტენციალის მოსახსნელი ელექტროდები უნდა ატარებდნენ დენს პაციენტის სხეულსა და ელექტრულ გამზომ წრედს შორის.

ერთი შეხედვით ბიოპოტენციალების მოსახსნელი ელექტროდები შეიძლება იყოს საკმაოდ მარტივი, მაგრამ ამ პრობლემის გულდასმით შესწავლა გვიჩვენებს, რომ რეალური ელექტროდი არის გარდამქმნელი ხელსაწყო, იმიტომ რომ დენის გადატანა სხეულში მიმდინარეობს იონების საშუალებით, ხოლო ელექტროდში და მის დენგამტარში - ელექტრონებით. ამდენად ელექტროდი უნდა ასრულებდეს იონური დენის ელექტრულში გარდამქმნელის ფუნქციას. ეს მნიშვნელოვნად ართულებს ელექტროდების მოწყობას და გარკვეულ შეზღუდვებს აწესებს მათ გამოყენებაზე. როგორც ცნობილია, ელექტროლიტები არ შეიცავენ თავისუფალ ელექტრონებს, ხოლო ლითონის გამტარებში კი არ მოიპოვება თავისუფალი ანიონები და კათიონები. იმისათვის რომ მუხტმა გადაკვეთოს საზღვარი ორ პრინციპულად განსხვავებულ გამტარს შორის, მათ საზღვარზე უნდა მოხდეს განსაკუთრებული პროცესი. სინადვილეში კი გამტარების საზღვარზე ხდება ქიმიური რეაქცია, რომელიც ასეთი სახით ჩაიწერება



სადაც: n - C კათიონის ვალენტობაა, m - A ანიონის ვალენტობაა. შევნიშნავთ რომ ორივე რეაქცია შექცევადია, ასე რომ საზღვარზე შესაძლებელია მოხდეს როგორც დაჟანგვის, ისე აღდგენის რეაქციები. ამ პროცესს ადგილი აქვს მაშინაც, როდესაც ელექტროდსა და ელექტროლიტს შორის დენი არ გადის. ამასთან ელექტროდსა და ელექტროლიტს შორის საზღვარზე დაჟანგვის რეაქციის სიჩქარე უდრის აღდგენისას.



ელექტროდი

ელექტროლიტი

I →

სურ. 2.1

შემდეგი კვლევისთვის დაგაკვირდეთ რა მოხდება თუ ლითონის ნაჭერს ჩავუშვებთ ხსნარში, რომელიც შეიცავს ამ ლითონის იონებს. ეს იონები წარმოადგენენ კათიონებს ისე, რომ ხსნარში უნდა იყოს იმავე რაოდენობის ანიონები, რომ

შეინარჩუნოს ელექტრონული ნეიტრალობა. როგორც კი ლითონი შევა კონტაქტში ხსნართან, მაშინვე დაიწყება რეაქცია (სურ 2.1). თავიდან რეაქცია შეიძლება წავიდეს მარცხნიდან მარჯვნივ ან მარჯვნიდან მარცხნივ. ეს დამოკიდებულია ხსნარში კათიონების კონცენტრაციაზე. კათიონების ლოკალური კონცენტრაცია ხსნარში საზღვრებზე იცვლება ისე, რომ მოქმედებს ანიონების კონცენტრაციაზე ამ წერტილში. შედეგად ხსნარის ნეიტრალურობა „მ წერტილებში ირღვევა. ამგვარად ლითონს ზედაპირზე აქვს ელექტრონული პოტენციალი უფრო მეტ ვიდრე ხსნარის სხვა წერტილებში. ამ პოტენციალების სხვაობა ცნობილია ელექტროდული პოტენციალის სახელით, რომელიც განისაზღვრება ლითონის სახეობით, ხსნარში იონების კონცენტრაციით, ტემპერატურით, და აგრეთვე სხვადასხვა ფაქტორებით. ელექტროდული პოტენციალის ცოდნა საჭიროა ელექტროქიმიური ელემენტების მუშაობის გასაგებად.

ლითონის და ელექტროლიტის უშუალო შეხების საზღვარზე იონების განლაგება იწვევდა ელექტროქიმიკოსების დიდ ინტერესს. ამიტომ დამუშავდა ამ პროცესის ასხნის მრავალი თეორია. ელექტროდული პოტენციალი განისილება როგორც შტეფის მოდელი. ჩვენ ვსარგებლობთ ამ თეორიის ძირითადი დასკვნებით. ლითონის და ელექტროლიტის შეხების საზღვარზე მუხტების გაყოფა იწვევს ორი ელექტრონული შრის წარმოქმნას, რომელშიც ერთი მუხტის ტიპი დომინირებს ლითონის ზედაპირზე, საწინააღმდეგო მუხტი კი მოჭარბებულიაა განლაგებული უშუალოდ მიმდებარე ელექტროლიტთან. მუხტის ასეთმა განაწილებამ შეიძლება იქონიოს გავლენა ელექტროდის მუშაობაზე.

ცხრილი 2.1

ლითონების სტანდარტული ელექტრონული პოტენციალი რომლებიც გამოიყენება ელექტროქიმიური ელექტროდისთვის 25⁰ C.

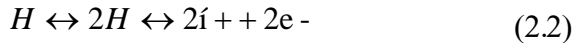
ლითონი და რეაქცია	პოტენციალი E ⁰ , B
Al \square Al ³⁺ +3e ⁻	-1.706
Zn \square Zn ²⁺ +2e ⁻	-0.763
Cr \square Cr ³⁺ +3e ⁻	-0.744
Fe \square Fe ²⁺ +2e ⁻	-0.409
Cd \square Cd ²⁺ +2e ⁻	-0.401
Ni \square Ni ²⁺ +2e ⁻	-0.23
Pb \square Pb ⁺ +2e ⁻	-0.126
H ₂ \square 2H ⁺ +2e ⁻	0.000
Ag+Cl \square AgCl+e ⁻	+0.223
2Hg+2Cl ⁻ \square Hg ₂ Cl ₂ +2e ⁻	+0.0268
Cu \square Cu ²⁺ +2e ⁻	+0.340
Cu \square Cu ⁺ +e ⁻	+0.522
Ag \square Ag ⁺ +e ⁻	+0.799
Au \square Au ³⁺ +3e ⁻	+1.420
Au \square Au ⁺ +e ⁻	+1.680

ელექტროდული პოტენციალის შეცვლა შეუძლებელია. უწყვეტი ელექტროდული ჯაჭვის შესაქმნელად საჭირო გახდა მეორე ელექტროდი, რადგან მეორეს გააჩნია საკუთარი ელექტროდული პოტენციალი. შედეგად ჩვენ მივიღებთ სხვაობას ორ ელექტროდულ პოტენციალში. შესაძლებელია შეიქმნას ცხრილი პოტენციალის სხვაობების ყველა კომბინაციის წყვილი ელექტროდისთვის. ელექტროქიმიკოსები შეთანხმდნენ, რომ ნახევარელემენტის პოტენციალი, ნორმალურ ლაბორატორიულ მდგომარეობაში, ნულის ტოლია. დანარჩენი სხვა

ელექტროდების პოტენციალს ზომავენ ამ სტანდარტულ ელექტროდთან მიმართებაში.

ცხრილში 2.1 მოყვანილია რამოდენიმე ტიპის ლითონი და მათი სტანდარტული ელექტროდული პოტენციალი, რომლებიც გამოიყენება ელექტროდების დასამზადებლად და აგრეთვე ნაჩვენებია შესაბამისი ჟანგვა-აღდგენითი რეაქცია რომელიც მიმდინარეობს ამ ლითონების ზედაპირზე.

წყალბადის ელექტროდზე მიმდინარეობს შემდეგი რეაქცია:



აქ H_2 აღნიშნავს გაზწარმოქმნელ წყალბადს. ეს გაზი წარმოადგენს ატომური წყალბადის მოლეკულის წყაროს. პლატინა არის კატალიზატორი.

ზემოთ განვიხილეთ ელექტროდული პოტენციალის ის შემთხვევები, როდესაც ელექტროდებსა და ელექტროლიტებს შორის არ გადის ელექტრული დენი. ასეთ პოტენციალს ეწოდება წონასწორული ელექტროდული პოტენციალი. თუ ელექტროდების წყვილს შორის გავატარებთ დენს გასაზომი პოტენციალი საგრძნობლად შეიცვლება. ეს განსხვავება გამოწვეულია ელექტროდების პოლარიზაციით. **სხვაობას ელექტროდების პოტენციალს შორის, რომელშიც გადის ელექტრული დენი და ამავე ელექტროდის წონასწორული პოტენციალს შორის ეწოდება ელექტროდების გადაძაბვა. გადაძაბვები იყოფა მექანიზმების მიხედვით სამ სახეობად: ომური, კონცენტრაციული და აქტივაციური.**

ომური გადაძაბვა არის პირდაპირი შედეგი ელექტროდის ომური წინაღობის. კონცენტრაციული გადაძაბვა აღიძვრება ელექტროლიტში იონების განაწილების შეცვლისას მასსა და ელექტროდის შეხების საზღვართან.

მესამე მექანიზმი პოლარიზაციისა არის აქტივაციური გადაძაბვა. მუხტის გადატანის პროცესი ჟანგვა-აღდგენითი რეაქციისას (2.1) არ წარმოადგენს ბოლომდე შეუქცევდ რეაქციას. ლითონის ატომები რომ დაუჟანგოთ კათიონამდე, რომელიც შესაძლოა გადავიდეს ხსნარში, აუცილებლად უნდა გადავლახოთ ენერგეტიკული ბარიერი. ამ ბარიერის დონე დამოკიდებულია დენის მიმართულებაზე.

პოლარიზაციის სამივე მექანიზმი არის აღიტიური. ამრიგად, ელექტროდის მთლიანი გადაძაბვა განისაზღვრება ფორმულით:

$$V_p = V_r + V_c + V_a \quad (2.3)$$

V_p = ელექტროდის გადაძაბვის მთლიანი პოლარიზაცია,

V_r = ომური გადაძაბვა

V_c = კონცენტრაციული გადაძაბვა

V_a = აქტივაციური გადაძაბვა

თუ ორი ელექტროლიტი ერთ და იმავე იონის სხვადასხვა კონცენტრაციით გაყოფილია მემბრანით, რომელიც შეღწევადია მხოლოდ ამ იონებისთვის, მის მემბრანაზე წარმოიქმნება პოტენციალთა სხვაობა. ეს პოტენციალი აღიწერება ნერნსტის განტოლებით:

$$E = -\frac{RT}{nF} \ln\left(\frac{a_1}{a_2}\right) \quad (2.4)$$

სადაც a_1 a_2 წარმოადგენს იონის აქტიურობას გარსის ორივე მხარეს.

სტანდარტული ელექტროდული პოტენციალები (ცხრილი 2.1) გაზომილია სტანდარტულ პირობებში. ამიტომ ელექტროდი თავსდება ელექტროლიტში, რომელიც შეიცავს ელექტროდის მასალის კათიონებს, შემცველი ერთეული აქტივობით.

$$E = E^0 + \frac{RT}{nF} \ln(a_{c^{n+}}) \quad (2.5)$$

აქ:

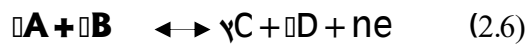
E = ელექტროდული პოტენციალი;

E^0 = სტანდარტული ელექტრონული პოტენციალი;

n = ელექტროდის ვალენტობა;

$a_{c^{n+}}$ = კათიონის აქტიურობა C^{n+}

(2.6) განტოლება წარმოადგენს ნერნსტის მოდიფიცირებულ განტოლებას ჟანგვა-აღდგენითი რეაქციისას განტოლება მიიღებს შემდეგ სახეს



განტოლება მიიღებს შემდეგ სახეს

$$E = E^0 + \frac{RT}{nF} \ln \left(\frac{a_c^{\gamma} a_d^{\delta}}{a_a^{\alpha} a_b^{\beta}} \right) \quad (2.7)$$

სადაც a რეაქციაში მონაწილეა აქტივობაა.

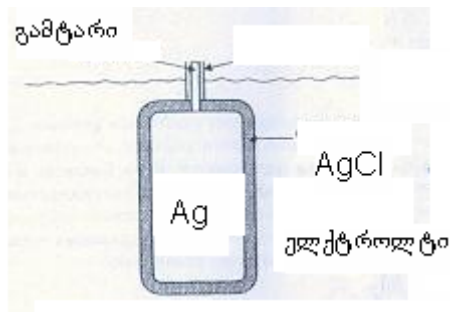
თუ შევიყვანო კონტაქტში სხვადასხვა კონცენტრაციის ორ ელექტროლიტს, მათ შორის აღიქვრება პოტენციალთა სხვაობა, რომელსაც დიფუზიური პოტენციალი ეწოდება. ერთი და იგივე შედგენილობის ნაერთისათვის, რომელსაც სხვადასხვა აქტივობა აქვს ეს სიდიდე გამოითვლება შემდეგნაირად:

$$E_j = \frac{\mu_+ - RT}{\mu_+ + \mu_- nF} \ln \left(\frac{a}{a''} \right) \quad (2.8)$$

აქ μ_+ μ_- აღნიშნავს დადებითი და უარყოფითი იონების გადაადგილებას.

თეორიულად შესაძლებელია წარმოვიდგინოთ ორი უკიდურესი ტიპის ელექტროდის არსებობა: აბსოლუტური პოლარული და აბსოლუტური არაპოლარული. ეს კლასიფიკაცია აისახება პროცესში ელექტროდისა და ელექტროლიტის შეხების საზღვარზე დენის გავლის შემთხვევაში.

ქლორვერცხლის ელექტროდი ($Ag/AgCl$) ფართოდ გამოიყენება პრაქტიკაში და ადვილად მიიღება ლაბორატორიულ პირობებშიც. თავისი თვისებით ის უახლოვდება არაპოლარული ელექტროდს. ის ეკუთვნის ისეთი კლასის ელემენტს, რომელიც დამზადებულია ლითონისაგან, რომელიც დაფარულია ამ ლითონით ანიონის მსგავს სუსტადხსნადი მარილის შრით. ელექტროდს ტვირთავენ ელექტროლიტში, რომელიც გაჯერებულია იგივე ანიონებით, საკმაოდ მაღალი კონცენტრაციით.



სურ. 2.2

სურ. 2.2-ზე გამოსახულია ქლორვერცხლის ელექტროდი. ელექტროდის ფუძეს წარმოადგენს ლითონური ვერცხლი, რომელსაც მირჩილული აქვს იზოლირებული სადენი. ვერცხლის ზედაპირი დაფარულია ფუძე მარილით AgCl . ეს მარილი ძნელად იხსნება წყალში, ამიტომ ელექტროდი არ იშლება დროის განმავლობაში. ელექტროდი ჩატვირთულია ელექტროლიტში, ძირითადი ანიონი არის Cl^- . საუკეთესო შედეგის მისაღწევად ელექტროლიტის ნაერთი უნდა იყოს AgCl .

ქლორვერცხლის ელექტროდის მუშაობისას მიმდინარეობს ორი ქიმიური რეაქცია



მეორე რეაქცია მიმდინარეობს უშუალოდ იონების Ag^+ ფორმირების შემდეგ. ეს იონები ერთიანდებიან Cl^- უკვე ნაერთში მყოფნი და ქმნი მარილს AgCl . როგორც ზევით აღვნიშნეთ AgCl ძალიან სუსტად იხსნება წყალში.

ბიოლოგიურ სითხეებში Cl^- შედარებით მაღალია, ამიტომ მისი აქტივობა ერთეულზე რამდენჯერმე მცირეა.

ჩვენ შეგვიძლია ვიპოვოთ ელექტროდების პოტენციალი Ag/AgCl ელექტროდისთვის

$$E = E^0_{\text{Ag}} + \frac{RT}{nF} \ln(a_{\text{Ag}^+}) \quad (2.11)$$

ეს განტოლება შეგვიძლია წარმოვადგინოთ ასე:

$$E = E^0 + \frac{RT}{nF} \ln\left(\frac{K_s}{a_{\text{cr}}}\right) \quad (2.12)$$

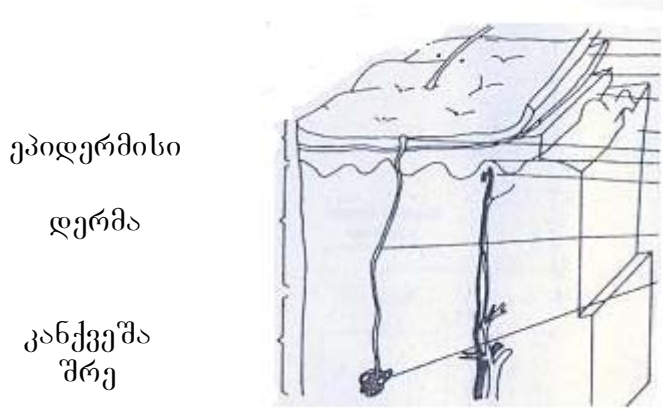
აბ

$$E = E^0_{\text{Ag}} + \frac{RT}{nF} \ln(K_s) - \frac{Rt}{nF} \ln(a_{\text{cr}}) \quad (2.13)$$

იმისათვის, რომ გავიგოთ ელექტროდის მოქმედება ბიოპოტენციალის რეგისტრაციისას კანის ზედაპირზე, ყურადღება უნდა გავამახვილოთ კიდევ ერთ ბიოქიმიურ სისტემაზე, ელექტროლიტზე და კანზე. კანზე ელექტროდის დადების ადგილას გამოიყენება გამჭვირვალე ელექტროლიტული გელი, რომელიც შეიცავს Cl⁻ გელის და ელექტროდის ზედაპირი წარმოადგენს იგივე სახის საზღვარს როგორც ზემოთ აღვწერეთ.

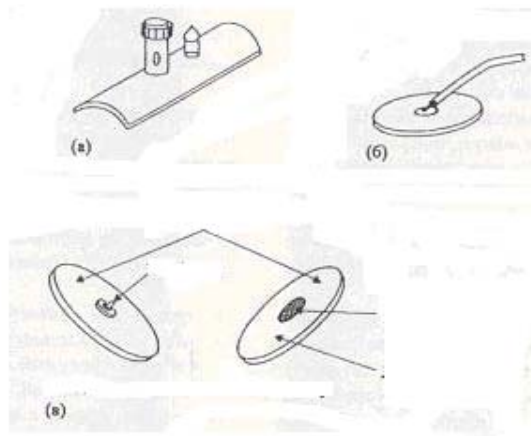
სურ. 2.3 –ზე ნაჩვენებია კანის სივრცითი კვეთი. კანი შედგება სამი შრისაგან, რომელიც იცავს ორგანიზმს გარემო პირობებისგან.

კანის შრეებს შორის განლაგებულია კანის სისხლძარღვები და კანის ნერვები, აქვე არის განლაგებული ოფლის და თმის ფოლიკულები.



სურ. 2.3

ძალიან ხშირად ბიოპოტენციალის გასაზომად გამოიყენება ლითონის ფირფიტებისგან დამზადებულ ელექტროდები (სურ. 2.4) ნაჩვენებია ზოგიერთი მათგანი.



სურ. 2.4

ამ სურათზე წარმოდგენილი ელექტროდები შემდეგია: ლითონის ფირფიტის დისკის მსგავსი ელექტროდი, რომლის ბოლოები დახრილია. ელექტროდი მაგრდება ლეიკოპლასტირის დახმარებით, ეს არის ერთჯერადი ელექტროდი, რომელიც უფრო ხშირად გამოიყენება კარდიოლოგიაში.

არსებობს ე.წ. მიმწოვი ელექტროდები, რომლებიც წარმოადგენს ლითონის ელექტროდის ერთ-ერთ სახეობას, (სურ. 2.5). ელექტროდის ეს სახეობა არ

საჭიროებს კანზე დამაგრებას. მინისებურ მიკროელექტროდებს ამზადებენ მინის კაპილარებისაგან. კაპილარის ცენტრალურ ნაქილს აცხელებენ სანთურაზე მინის დარბილებაამდე, შემდგომ კაპილარს სწრაფად გაწელავენ, პიპეტის მსგავსად,

ასეთი ტექნოლოგიური ოპერაციებით ამზადებენ სპეციალურ აპარატებს, რომელთა დანიშნულებააა გაცხელება და თანაბარი გაჭიმვა სასურველ დონემდე. ეს აპარატები საშუალებას იძლევა სწრაფად დამზადდეს მინისებური მიკროელექტროდები გაჭიმული კაპილარი იყოფა ორ ნახევრად, იღებენ მიკროპიპეტებს, რომელთა ბოლოები 1-მკმ დიამეტრისაა. ასეთი მიკროპიპეტისგან მზადდება მიკროელექტროდი.



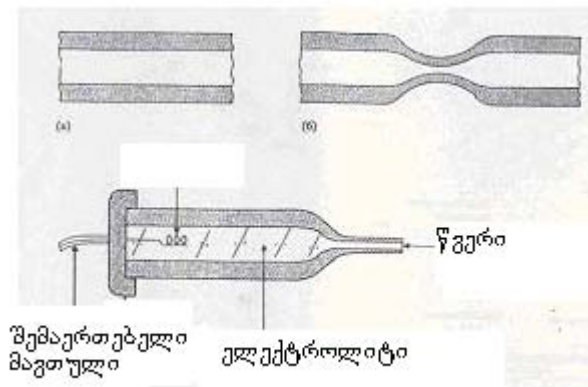
სურ. 2.5

პიპეტს ხურავენ სახურავით, რომელზედაც მიმაგრებულია ლითონის ელექტროდი, ის კონტაქტშია პიპეტის შიგნით არსებულ ელექტროლიტთან. ასეთ ელექტროდს ხშირად ამზადებენ ვერცხლის მავთულისგან, რომლის ზედაპირიც დაფარულია ვერცხლის ქლორიდის ელექტროლიზური ფენით. ზოგჯერ იყენებენ აგრეთვე პლატინის ან უჟანგავი ფოლადის მავთულს.

ფართო გამოყენება მოიპოვეს მიკროელექტროდებმა, რომლებიც დამზადებულია მიკროელექტონული ტექნოლოგიების მეშვეობით. ტექნოლოგიები, რომლებიც გამოყენებულია ტრანზისტორებისა და ინტეგრალური მიკროსქემების დასამზადებლად, შეიძლება გამოყენებულ იქნას მცირე ზომის მექანიკური სტრუქტურებისათვის. პრაქტიკაში დანერგილია ამ ტექნოლოგიების გამოყენება ლითონური მიკროელექტროდების დასამზადებლად.

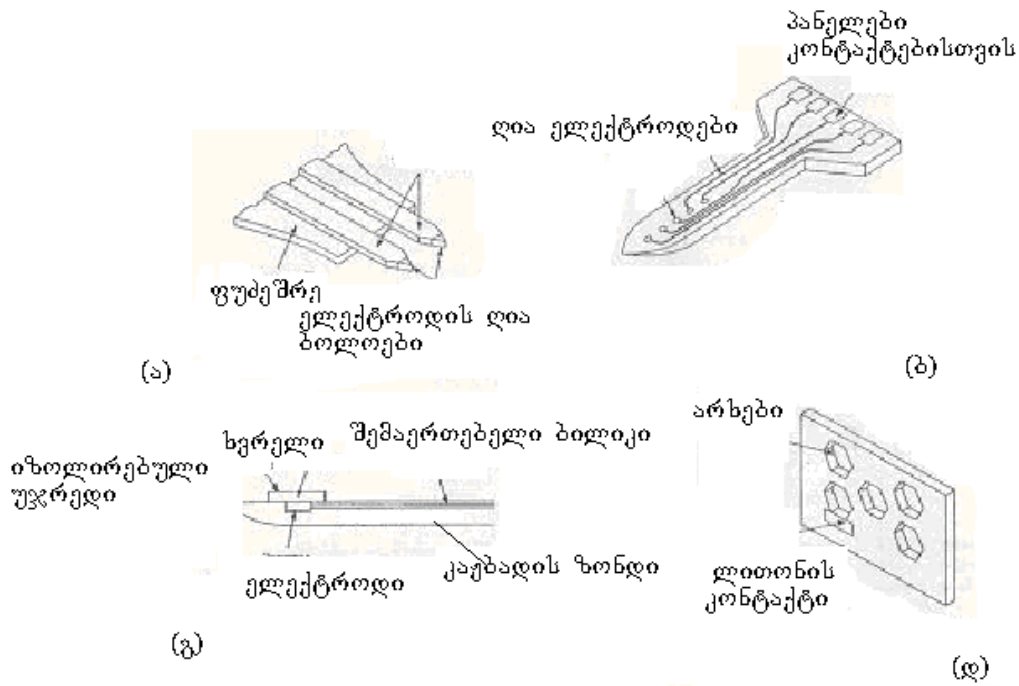
ასეთი მიკროელექტროდების კონსტრუქციის საფუძველს (სურ. 2.6 ა) წარმოადგენს ვიწრო ოქროს მილაკები, რომლებიც დალექილია სილიციუმის ფუძეშრებზე, რომლის ზედაპირიც წინასწარ დამუშავებულია გაუმტარი SiO_2 -ის დალექვით. შემდგომ ეტაპზე სილიციუმის ფუძეშრეს ამოაშრობენ ვიწრო ლილაკის ჩამოყალიბებისათვის, რომლის სისქეც საკმარისია ოქროს მილაკისთვის.

წვერის მიდამოში სილიციუმი ამოიჭმევა (ამოიშრობა) წვერიდან 1 ან 2 მმ-ის დაშორებით ისე, რომ დარჩეს მხოლოდ ოქროს ზოლები და მათზე SiO_2 -ის მაიზოლირებელი ფენა (შრე). იზოლაცია ამოიჭმევა მხოლოდ ოქროს ზოლების წვერობზე, რათა გახსნას ელექტროდების კონტაქტური ზედაპირი. თუმცა ასეთი ტექნოლოგიის გამოყენებისას არ შეიძლება ისეთი ელექტროდების დამზადება, რომელთა წვეროს დიამეტრი ისეთივე მცირეა, როგორც ზემოთ განხილული მინისებრი მიკროპიპეტებისა. ეს ტექნოლოგია საშუალებას იძლევა დამზადდეს მიკროელექტროდების მატრიცები და ამასთან მატრიცაში შენარჩუნდეს თითოეული ელექტროდის გეომეტრიული სიზუსტე



სურ. 2.6

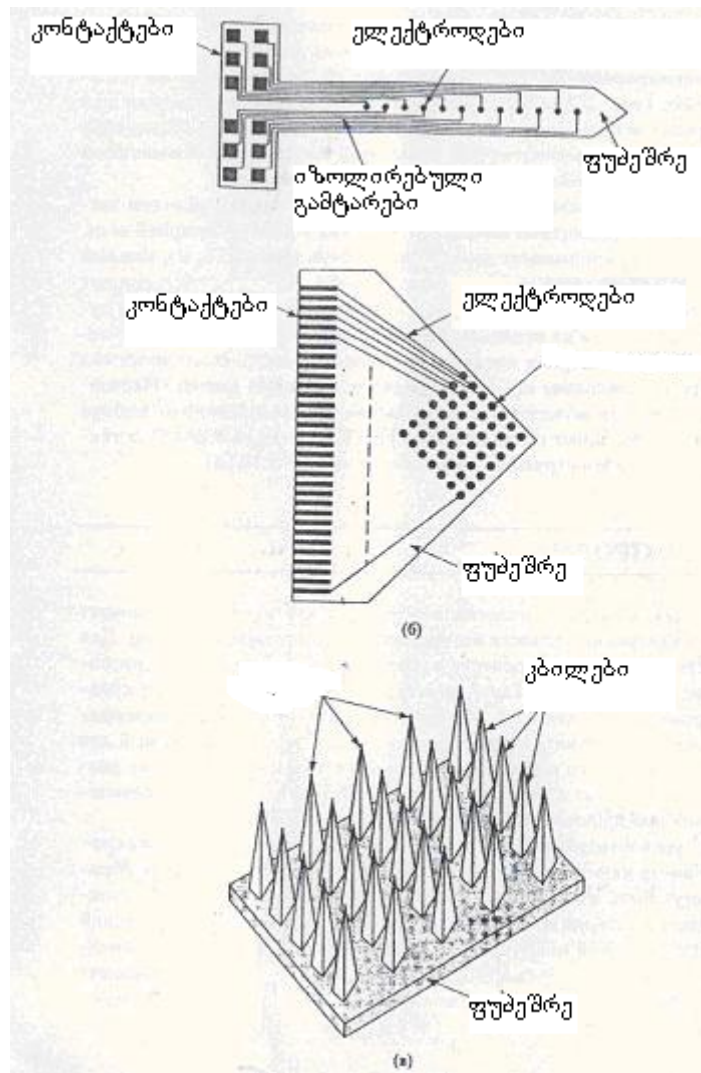
მიკროელექტრონული ტექნოლოგიების მაღალი აღწარმოება საშუალებას იძლევა დიდი რაოდენობის ელექტროდების დამზადებისა, რომელთაც აქვთ ერთნაირი გეომეტრიული მახასიათებლები. ერთი ელექტროდის მახასიათებელი მცირედით განსხვავდება სხვა რომელიმე მახასიათებლისაგან.



სურ. 2.7

მიკროელექტრონული ტექნოლოგიების გამოყენებით შემუშავებულ იქნა მასტიმულირებელი და მარეგისტრირებელი ელექტროდების სხვა კონსტრუქციები. სურ. 2.7. ვიწრო ზონდზე სილიციუმისაგან ამზადებენ მიკროელექტრონულ მატრიცებს, რომელიც შეიძლება განვათავსოთ წინა ტვინის ქერქში პოტენციალების რეგისტრაციისათვის. ამ ელექტროდების მსგავსია ოქროს ან ვერცხლის ქლორიდის ელექტროდები, რომლებიც იმყოფებიან ძალიან პატარა უჯრედში, რომელიც დამზადებულია გაუმტარი და ელექტროლიტის ხსნარით

სავსე აპკისაგან. ამ უჯრედს აქვს პატარა ხვრელი, რომელიც საშუალებას გვაძლევს დამყარდეს ელექტრული კონტაქტი ნერვულ ქსოვილთან.

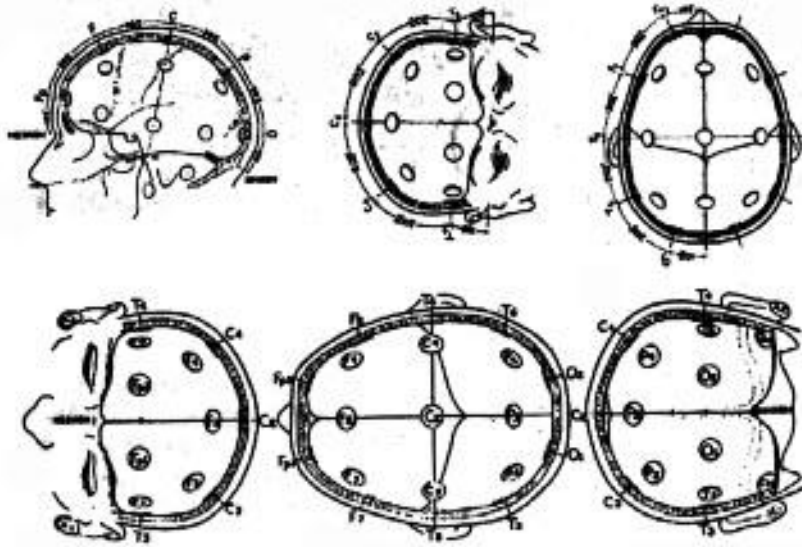


სურ. 2.8

ყველაზე ორიგინალური მულტიელექტროდი შემუშავებულ იქნა პერიფერიული ნერვებიდან სიგნალების რეგისტრაციისათვის (სურ. 2.8), ეს ელექტროდი შედგებოდა ხვრელების ჯგუფისაგან, რომელიც ამოტვიფრული იყო სილიციუმის მიკროსქემაში, ავტორი ასეთ ელექტროდებს იყენებდა ცხოველებზე ცდების ჩასატარებლად, რომლებსაც პერიფერიული ნერვები გადაუჭრეს. შემდგომ გადაჭრილი ნერვების ბოლოებზე ისე განათავსეს სილიციუმის მიკროსქემები, რომ რეგენერაციის დროს ნერვი აღდგებოდა მიკროსქემაში ხვრელის ამოზრდის კვალდაკვალ. მიკროსქემის თვითოეული ხვრელის სილიციუმის ზედაპირი იფარებოდა ოქროთი, რაც უზრუნველყოფდა ნერვულ ბოჭკოებს შორის ელექტრული კონტაქტის დამყარებას რომლებიც ხვრელების გავლით გადიოდნენ..

ელექტროენცეფალოგრაფიული მონიტორინგისთვის, ხელმძღვანელობენ 10-20 გამომყვანების სისტემით, რომლებიც რეკომენდირებულია ეეგ-ს შესწავლის საერთაშორისო საზოგადოებით (სურ. 2.9). ამ სისტემის მიხედვით ელექტროდების განლაგება ხორციელდება სპეციალური ანატომიური ნიშნულებით. ეეგ-ს ჩაწერისთვის იყენებენ დიფერენციალურ გამაძლიერებელს (გაანჩია ორი

შესასვლელი და განცალკავებული დამიწების ელექტროდი). მისი დახმარებით რეგისტრირდება პოტენციალთა სხვაობა (1) ელექტროდებს ნებისმიერ წყვილს შორის (ბიპოლარული გადაცემა), (2) ერთ მონოპოლარულ ელექტროდს და მოცილებულ რეფერენტულ ელექტროდს შორის (ჩვეულებრივ ის მაგრდება ერთ-ერთ ყურის ბიბილოს ან ერდროულად ორივე ყურის ბიბილოსთან) და (3) ერთ მონოპოლარულ ელექტროდს და ყველა ელექტროდთა საშუალო პოტენციალს შორის, რომელიც გვევლინება ვირტუალურ „საშუალო რეფერენტულ ელექტროდად“.



სურ. 2.9

უკანასკნელ შემთხვევაში ამ საშუალო რეფერენტულ ელექტროდს წარმოქმნიან, ყველა აქტიური ელექტროდების შეერთების გზით, რომლებიც განლაგებულნი არიან თავზე მოცემულ წერტილებში თანაბარი და მაღალი წინააღმდეგობის გავლით ერთ საერთო წერტილში. ასეთი ელექტრული სქემა რეალიზაციას უკეთებს თავის ყველა ელექტროდების პოტენციალთა მათემატიკურ გასაშუალებას.

ბიპოლარული (დიფერენციალური) გამოყვანისას არეგისტრირებენ პოტენციალთა სხვაობას ორ მეზობელ ელექტროდს შორის. ასეთი გადაცემის უპირატესობა მდგომარეობს იმაში, რომ ამ დროს აღმოიფხვრება გარე დაბრკოლება, რომელიც თანაბრად მოდის ორივე ელექტროდზე (დაბრკოლება ამ შემთხვევაში შეიძლება იყოს, როგორც ელექტრული ზედღება, ასევე შედარებით დაშორებული ქერქული წყარო). საბოლოოდ შესაძლებელი ხდება მკაფიო ლოკალიზაციის პასუხის მიღება. თუმცა ეეგ-ს ერთი და იგივე ეპიზოდები შეიძლება ჩაიწეროს ზემოთ აღწერილი სამი მეთოდიდან ნებისმიერით. თითოეული მეთოდით რეგისტრაციისას მათ გააჩნიათ ინდივიდუალური სახე. ეეგ რეგისტრაცია ხორციელდება დიფერენციალური გამაძლიერებლის დახმარებით გაძლიერების მაღალი კოეფიციენტით და თან ტევადური კავშირის შესასვლელით. გამოსასვლელი სიგნალი ჩვეულებრივ იწერება თვითჩამწერი ლენტის საშუალებით, ეეგ-ს სიგნალს იწერენ სისშირულ ზოლში 0.5–დან 80ჰც-მდე. თანამედროვე ელექტროენცეფალოგრაფები წარმოადგენენ კომპიუტერიზირებულ ხელსაწყოებს. ელექტროდების კომუტაცია ხორციელდება კომპიუტერული მართვით, რაც აფართოებს დიაგნოსტიკურ შესაძლებლობებს.

ჩვეულებრივ ევგ რეგისტრაციას უკეთებენ ფხიზელ მდგომარეობაში, პაციენტებს რომლებიც წვანან საწოლზე დახუჭული თვალებით. პაციენტებს, რომლებიც ასეთი მეთოდით არიან განთავსებულნი, არტეფაქტები ელექტროდების მოძრაობისგან და სხვა ელექტრული დაბრკოლებები მნიშვნელოვნად უმცირდებათ. კუნთების აქტივობა სახეზე, კისერზე, ყურებზე და ა.შ. შეიძლება ითქვას, რომ არსებობს კავშირი ტვინის აქტივობის ხარისხსა და ევგ-ს რითმის საშუალო სიხშირეს შორის. ეს სიხშირე პროგრესულად მატულობს აქტიურობის გაზრდასთან ერთად. დაბალი სიხშირის დელტა-ტალღები დამახასიათებელია პატარებისთვის, ალფა ტალღებს აკვირდებიან დასვენების დროს. მაღალი სიხშირის ბეტა რითმი, თან ახლავს ინტენსიურ გონებრივ მუშაობას. საჭიროა მხედველობაში ვიქონიოთ, რომ გონებრივი მუშაობის პერიოდში დარეგისტრირებული ოსცილაციები ხდება ასინქრონული, ასე რომ ევგ ამპლიტუდა მცირდება მიუხედავად თავის ტვინის აქტიურობის ზრდისა.

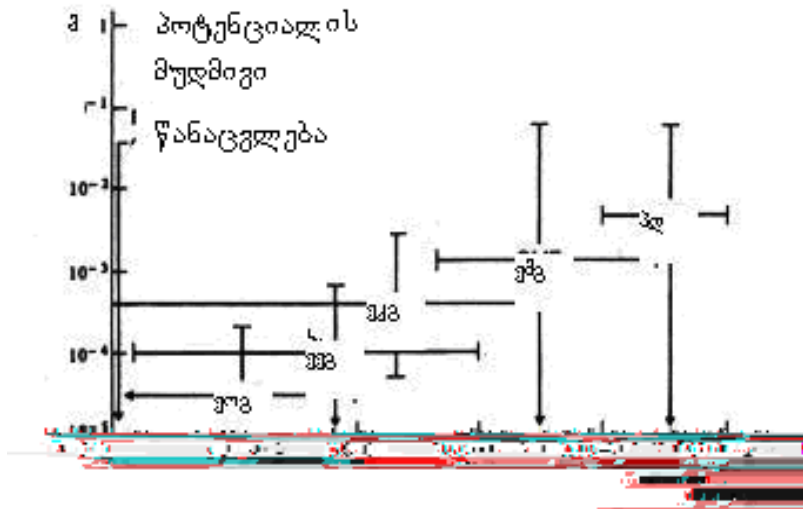
გეომეტრიულ ენაზე ტვინი შეიძლება წარმოვიდგინოთ როგორც კონცენტრული გარსებით გარშემოსილი სფერო, რომლებსაც აქვთ სხვადასხვა ელექტრული წინააღმდეგობა და შეიცავს ტვინის გარსებს (შემაერთებელი ქსოვილის), ზურგის ტვინის სითხეს, ქალას და სკალპს. ეს მოდელი არაზუსტია, რადგან სინამდვილეში ტვინი არ არის სფერო, ხოლო მასზე გადაფარებული გარსი ფორმით და სისქით არაერთგვაროვანია. მითითებული მოდელის სიზუსტეები უმნიშვნელოა, ტვინის ზედა ნახევარში, თუმცა ისინი ძალიან დიდია. ამასთანავე ტვინის ქვედა ნაწილისათვის დამახასიათებელია იმპედანსის მნიშვნელოვანი არაერთგვაროვნება. ტვინის სხვადასხვაგვარი სტრუქტურები განსხვავდებიან ხვედრით წინააღმდეგობით. ხვედრითი წინააღმდეგობა აგრეთვე დამოკიდებულია ბოჭკოს დომინირებულ მიმართულებებზე თეთრ ნივთიერებაში. ამრიგად ტვინი არც ჰომოგენურია და არც იზოტროპული.

ნეირონალური გენერატორები არ წარმოადგენენ უბრალო ერთგვაროვან დიპოლებს. ყველივე წყაროს როელსაც შეუძლია გამოავლინოს თავი ევგ ჩასაწერად წარმოადგენს წრეწირის მცირე ნაკვეთს ნეირონის სინქრონულ მუშაობასთან ერთად. ასეთი წყარო არაეთზომადი დიპოლია, არამედ პოლარიზებული მრუდე პირდაპირ სამგანზომილებიან სივრცეში. იმ შემთხვევაში თუ ეს ზედაპირი მცირეა, მისი წარმოდგენა შეიძლება, როგორც მრგვალი განაწილებული ელექტრული დიპოლების ვექტორული ჯამი. სივრცეში მრავალი განაწილებული ელექტრული გენერატორების არსებობისას მოიპოვება კომბინაციის უსასრულო რიცხვი, რომლებსაც უწოდებენ, ზედაპირულ პოტენციალების ერთი და იგივე განაწილებას. სხვა სიტყვებით ევგ ჩაწერას ყოველთვის არ შეუძლია ნეირონალური გენერატორების ზუსტი მდგომარეობის და სიმძლავრის განსაზღვრა.

თაზი 3

ბიოპოტენციალის მაძლიერებლები

სხვადასხვა წარმოშობის ბიოპოტენციალის სიხშირის დიაპაზონი და ამპლიტუდა განსხვავდება ერთმანეთისაგან, შესაბამისად უნდა განსხვავდებოდეს მაძლიერებლის ზოლი და გაძლიერების კოეფიციენტები. სურ. 3.1 ნაჩვენებია ზოგიერთი ბიოპოტენციალის ტიპური ამპლიტუდები და სიხშირული დიაპაზონები.



სურ. 3.1

სიგნალის ტიპზე დამოკიდებულებით, სიგნალის სიხშირე შეიძლება შეიცვალოს მუდმივი დენიდან დაახლოებით 10 კჰც-დე. სიგნალის ამპლიტუდები კი მოთავსებულია დიაპაზონში მკვ-დან 100 მკვ-დე.

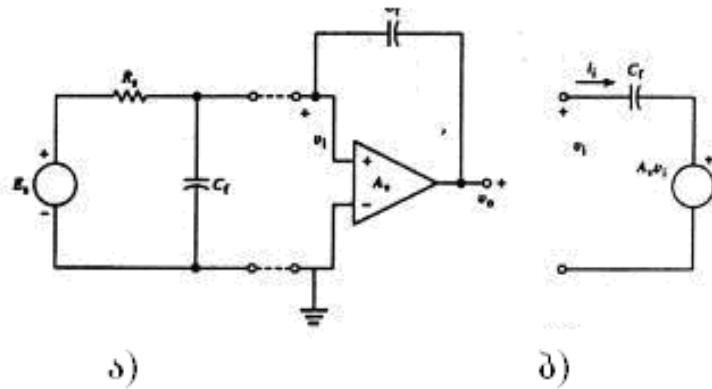
სხვადასხვა ფიზიოლოგიური კვლევებისათვის გამოყენებული ელექტროდები მოქმედებს იმ მოთხოვნებზე, რომლებიც წაყენება მაძლიერებლებს, განსაკუთრებით მაძლიერებლის ისეთ პარამეტრებს, როგორცაა შემავალი დენი და წინაღობა. განვიხილოთ რა მოთხოვნები წარედგინება სხვადასხვა ბიოპოტენციალის მაძლიერებლებს. სურ. 3.1 ჩანს, რომ მიოგრამა იკავებს სიხშირის ზოლს 25 ჰც-დან რამოდენიმე კჰც-დე. ამპლიტუდა შეადგენს 100 მკვ-დან 100 მკვ, იმისდა მიხედვით, თუ რა ადგილიდან ხდება სიგნალის განხრის აღება და თუ რა ტიპის ელექტროდები იყო მოთავსებული.

ელექტრომიოგრამის (ემგ) მაძლიერებლის სიხშირის ზოლი უნდა იყოს უფრო ფართო, ვიდრე ელექტროკარდიოგრამის (ეკგ) მაძლიერებლის მაღალი სიხშირეების არეში, მაგრამ არ უნდა გავრცელდეს ასევე ფართოდ დაბალი სიხშირეების მხარეს. ეს მოსახერხებელია, რამდენადაც არტეფაქტი, რომელიც

ელექტროდების მოძრაობასთან არის დაკავშირებული, მდებარეობს ძირითადად დაბალი სიხშირის არეში და მნიშვნელოვნად სუსტდება მიოგრაფის ფილტრებით. რადგან ემგ რეგისტრაციისათვის ელექტროდების განლაგება წარმოებს კანზე, სიგნალის დონე როგორც წესი დაბალია, პიკური მნიშვნელობები შეადგენს 0.1-1 მვ. ელექტროდების წინააღმდეგობა დიდი არაა, ის 200 ომი-დან 5 კომ-დე ფარგლებშია და დამოკიდებულია ელექტროდების ტიპზე, გამოყენებული ელექტროლიტსა და სიხშირეზე, რომელზედაც იზომება წინაღობა. შემაჯავალი მაძლიერებლის მახასიათებლები შეიძლება იყოს ისეთივე, როგორიც ეკვ მაძლიერებლის, ხოლო გაძლიერება ცოტათი მეტი. როდესაც გამოიყენება კუნთშიგა ნემსის სახის ელექტროდები, სიგნალის ამპლიტუდა ბევრად უფრო მეტია, ამიტომ საჭიროა ნაკლები გაძლიერება, მაგრამ ასეთი ელექტროდების წინაღობა, ძალიან დიდია. რამდენადაც მიოგრაფის მაძლიერებლებმა უნდა იმუშავოს კანის ელექტროდებზეც, მას უნდა ჰქონდეს მაღალი შემაჯავალი წინაღობა და გადართვადი გაძლიერების კოეფიციენტი.

შიგაუჯრედული ელექტროდები ანუ მიკროელექტროდები განკუთვნილია უჯრედის ტრანსმემბრანული პოტენციალის გასაზომად, რომელიც შეადგენს 50-100 მვ. კონტაქტის მცირე ფართობის გამო, მათ აქვთ საკმაოდ მაღალი წინაღობა და ამავე დროს დიდი ტევადობა. ხშირად თვითონ ელექტროდის დროის მუდმივა ზღუდავს სიხშირის ზოლს. ამიტომ მაძლიერებელს უნდა ჰქონდეს არა მარტო განსაკუთრებული მაღალი შემაჯავალი წინაღობა, არამედ უარყოფითი ექვივალენტური შემაჯავალი ტევადობა, რათა მოხდეს ელექტროდების ტევადობის კომპენსირება. ეს მიიღწევა დადებითი უკუკავშირის საშუალებით.

მიკროელექტროდული მაძლიერებლების სიხშირული დიაპაზონი უნდა იყოს საკმაოდ ფართე. ხშირად მიკროელექტროდები გამოიყენება მუდმივი ტრანსმემბრანული პოტენციალის გასაზომად, ამიტომ სიხშირის ზოლი უნდა იწყებოდეს მუდმივი დენით. მეორეს მხრივ აგზნების დროს, ნერვულ და კუნთურ უჯრედებში, გენერირდება სიხშირის კომპონენტები 10 კჰც-დე, რაც განსაზღვრავს მოთხოვნებს გამტარი ზოლის ზედა ზღვრისადმი. სიგნალების ამპლიტუდა შედარებით დიდია, ამიტომ გაძლიერება უნდა იყოს ნაკლები ვიდრე წინა მაგალითებში.



სურ. 3.2

უარყოფითი შემაჯავალი ტევადობის მისაღებად გამოიყენება სქემა (სურ. 3.2), რომელიც შედგება არაინვერტირებადი მცირე გაძლიერების კოეფიციენტის მქონე მაძლიერებლისაგან, რომელსაც აქვს ძალიან მაღალი შემაჯავალი იმპედანსი და კონდენსატორისაგან - C_f , რომელიც ჩართულია მაძლიერებლის გამოსასვლელიდან შესასვლელზე. ექვივალენტური სქემა მოყვანილია სურ. 3. 2 ბ

და თუ ჩავთვლით რომ, შემავალი წინაღობა უსასრულობის ტოლია, ჩვენ შეგვიძლია დავწეროთ შემავალი ძაბვის და დენის განტოლება:

$$V_i = \frac{1}{C_f} \int I_i dt + A_v V_i \quad (3.1)$$

სადაც A_v – გაძლიერების კოეფიციენტი. ეს უტოლობა შეიძლება გადავწეროთ შემდეგი სახით:

$$V_i = \frac{1}{(1-A_v)C_f} \int I_i dt \quad (3.2)$$

ამგვარად ექვივალენტური შესასვლელი ტევადობა უდრის $(1-A_v)C_f$. 1-ზე მეტად გაძლიერებისას, შესასვლელი ტევადობა უარყოფითია. მაძლიერებელთან შეერთებულია R_s წინაღობის მქონე ელექტროდი, ელექტროდის ტევადობა კაბელთან ერთად აღვნიშნოთ C_s , მაშინ ჯამური ტევადობა შესასვლელზე შეადგენს

$$C = C_s + (1-A_v)C_f \quad (3.3)$$

იგი ნულის ტოლია თუ:

$$C_s = (A_v - 1)C_f \quad (3.4)$$

ამის მიღწევა შესაძლებელია თუ განვახორციელებთ გაძლიერების კოეფიციენტის A ან ტევადობის C კოეფიციენტის შერჩევას.

პრაქტიკულად (3.4) პირობის ზუსტი შესრულების მიღწევა ძნელია, რადგან ყოველი მაძლიერებლის კოეფიციენტის გაძლიერება დამოკიდებულია სიხშირეზე, ამიტომ რამდენიმე სიხშირეზე შესასვლელი ტევადობის კომპენსაცია იქნება არასრული. უარესია გადაჭარბებული კომპენსაცია, რადგან უკუკავშირი შეიძლება აღმოჩნდეს გენერაციის მიზეზი, ამიტომ მაძლიერებელის აწეობა ხორციელდება ისე, რომ ეს ტოლობა შესრულდეს მაქსიმალური სიხუსტით, სტაბილურობის დაკარგვის გარეშე. დადებითი უკუკავშირის სხვა შედეგი არის ხმაურის შედარებით მაღალი დონე, მაგრამ ძაბვა რომელიც რეგისტრირდება მიკროელექტროდებით მაღალია და ხმაური არ წარმოადგენს დიდ პრობლემას.

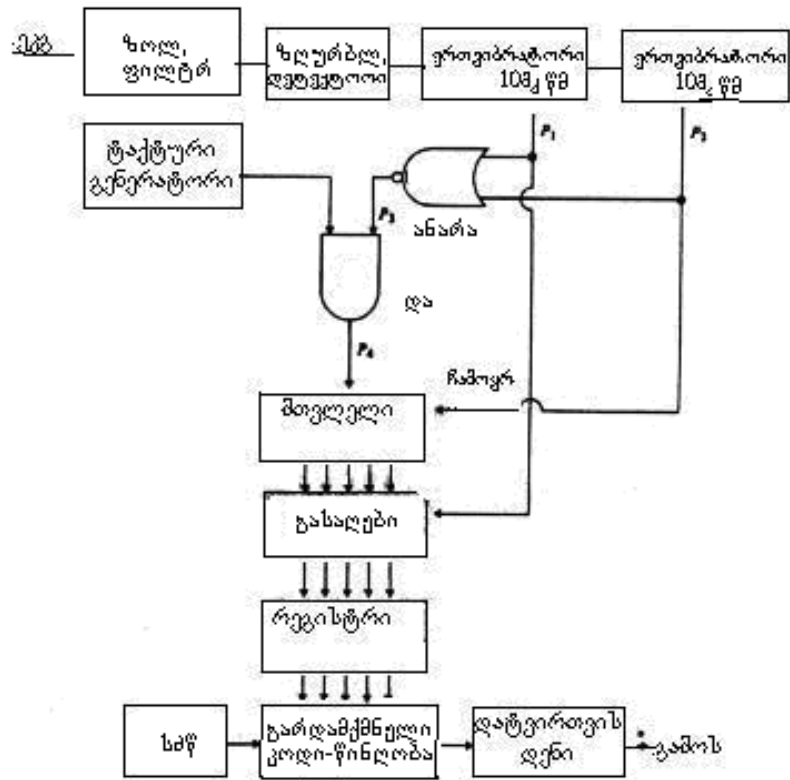
სურ. 3.1 ნაჩვენებია, რომ ევგ სიხშირის დიაპაზონი შეადგენს 0.1-100 ჰც. კლინიკური გამოკვლევებისას გამოიყენება კანის ელექტროდები, სიგნალის ამპლიტუდა შეადგენს 25–100 მკვ, ამიტომ მაძლიერებელს უნდა ჰქონდეს შედარებით მეტი გაძლიერების კოეფიციენტი. ელექტროდების ფართობი ნაკლებია, ვიდრე ევგ შემთხვევაში და მათი წინაღობა უფრო მეტია, ასე რომ შესასვლელი წინაღობა უნდა იყოს მაღალი. იმის გამო, რომ სიგნალებს აქვთ დაბალი დონე, სინფაზური ძაბვა წარმოადგენს სერიოზულ პრობლემას, ამიტომ აუცილებელია გულდასმით ბრძოლა დაბრკოლებების წყაროებთან, ხოლო მაძლიერებელს უნდა ჰქონდეს სინფაზური სიგნალის შესუსტების კოეფიციენტი რაც შეიძლება დიდი.

3.1 ბიოსიგნალების ბალანსირება.

კარდიოტახომეტრს უწოდებენ მოწყობილობას, რომელიც ზომავს გულის შეკუმშვების სიხშირეს (გ/წ), თუმცა ინფორმაციის მოპოვება ამ ფიზიოლოგიურ პარამეტრზე შეიძ

ლება არტერიული წნევის მრუდის ან გულის ტონების მეშვეობით. ხშირ შემთხვევაში საწყისი სიგნალი არის ეკგ. არსებობს კარდიოტახომეტრის ორი სახეობა. საშუალო გზს გამზომი ითვლის გარკვეულ დროით მონაკვეთში შეკუმშვების რიცხვს, ხოლო გზს მყისიერი გამზომი, კი საზღვრავს კარდიოციკლის ყოველ ხანგრძლივობას.

სურ. 3.3 ნაჩვენებია მყისიერი გზს გამზომი. ეკგ სიგნალი გადის ზოლოვან ფილტრში, რომელიც ატარებს კარდიოგრამის QRS კომპლექსს, ასუსტებს რა არტეფაქტებს და აგრეთვე P-T კბილებს. ზღურბლოვანი დეტექტორი გაუშვებს პირველ ერთობრატორს, რომელიც გამოიმუშავებს 10 მკვმ ხანგრძლივობის P იმპულსს, როგორც ეს ნაჩვენებია დროით დიაგრამაზე (სურ. 3.4), სძწ -არის სტაბილიზირებული ძაბვის წყარო.



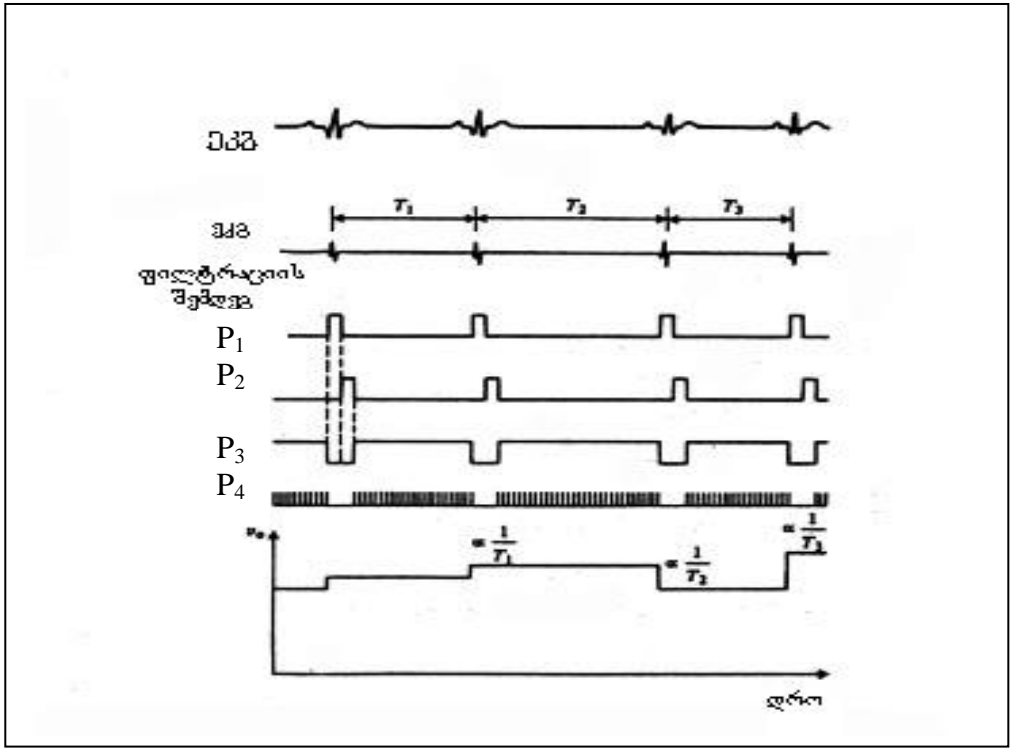
სურ. 3.3

უკანა ფრონტი P_1 გაუშვებს 10 მკვმ ხანგრძლივობის P_2 იმპულსს (ზუსტი მნიშვნელობა არ არის მთავარი, იმპულსების ხანგრძლივობა უნდა იყოს გაცილებით ნაკლები ვიდრე კარდიოციკლი). ეს იმპულსები მიეწოდება ელემენტის „ან-არა“ შესასვლელს. „ან-არა“ ელემენტის გამოსასვლელი, რომელიც P_3 აღნიშნული, მთლიანი კარდიოციკლის პერიოდში იმყოფება მაღალ მდგომარეობაში, გარდა 20 მკვმ, რომელიც P_1 -დან P_2 -ზე მოდის. P_3 მაღალი დონე 1 მკვმ სიხშირის სიგნალს უფლებას აძლევს გავიდეს P_1 „და“ ელემენტის გასასვლელზე, რომელიც შეერთებულია მრიცხველის შესასვლელთან, რადგან P_2 მრიცხველი ჩამოაგდებს მთვლელს 0 მდგომარეობაში, რიცხვი რომელსაც შეიცავს მრიცხველი QRS კომპლექსის დაწყების მომენტში, უდრის მილიწამში გავლილ კარდიოციკლის ხანგრძლივობას. P_2 იმპულსი კრძალავს თვლას და აკოპირებს მრიცხველის მდგომარეობას (ხსნის გასაღებს) რეგისტრში, რომელიც მას ინახავს მომავალ QRS კომპლექსამდე. რეგისტრის გამოსასვლელთან

შეერთებულია გარდამქმნელი - კოდი - წინაღობა. ამ წინააღობაზე მიეწოდება მუდმივი ძაბვა და დენი მისი გავლით უდრის:

$$i = \frac{V}{R} = \frac{k}{T_R} \quad (3.5)$$

აკ - k კონსტანტაა, ხოლო T_R - ინტერვალი QRS - კომპლექსებს შორის. ჩანს, რომ დენი უკუპროპორციულია კარდიოციკლის ხანგრძლივობის, სხვა სიტყვებით იგი პროპორციულია გშს-ის მყისიერი მნიშვნელობისა. V_a სქემის გამოსასვლელი ძაბვა ფორმირდება გარდამქმნელით დენი - ძაბვა.



სურ. 3.4

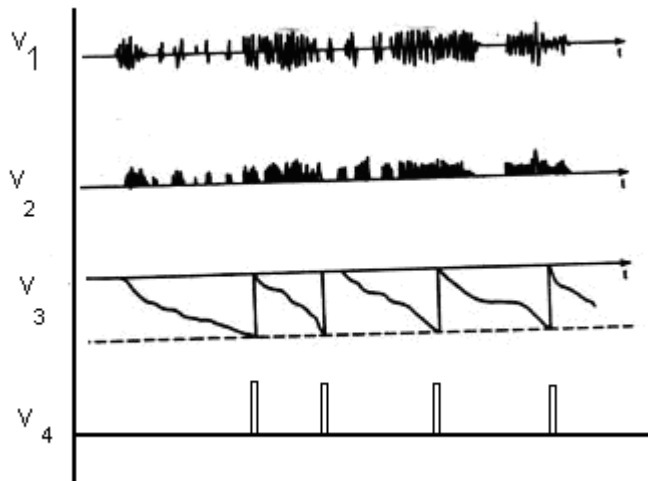
სურ. 3.4 ნაჩვენებია რომ, როცა სქემა აღმოაჩენს QRS - კომპლექსს, V_a დებულებს მნიშვნელობას, რომელიც უკუპროპორციულია გასული კარდიოციკლის ხანგრძლივობის. აღსანიშნავია, რომ მრიცხველი ყოველთვის იწყებს აღრიცხვას ნულიდან, როგორც კი P_1 იმპულსი აკოპირებს მრიცხველის შემცველობას რეგისტრში, P_2 იმპულსი ჩამოყრის მრიცხველის მაჩვენებლებს.

კარდიოტახსომეტრი შეიძლება შეიცავდეს წრედებს, რომლებიც გამოსცემს განგაშის სიგნალს, როცა გშს იმყოფება რაიმე ზღურბლოვანი მნიშვნელობების ქვემოთ ან ზემოთ. ეს შეიძლება იყოს კომპარატორები, რომლებიც ადარებს გამოსასვლელ ძაბვას გარკვეულ დონესთან ან ეს შეიძლება იყოს ციფრული სქემა, რომელიც ადარებს კოდს რეგისტრში ზღურბლოვან მნიშვნელობებთან.

სამედიცინო კვლევებში ხშირად ითხოვენ კუნთოვანი აქტივობის რიცხობრივ დახასიათებას, რომელიც იზომება მიოგრაფით. ხშირ შემთხვევაში ამისთვის გამოიყენება მიოგრამის აბსოლუტური მნიშვნელობა და ის ინტეგრირდება, ისე როგორც ეს ნაჩვენებია სურ. 3.5. ემგ სიგნალი გამაძლიერებლის გამოსასვლელისგან მიეწოდება ზუსტ ორნახევარპერიოდთან გამართველს, როგორც ეს სურ. 3.6 დროითი დიაგრამიდან ჩანს, V_2 ძაბვას

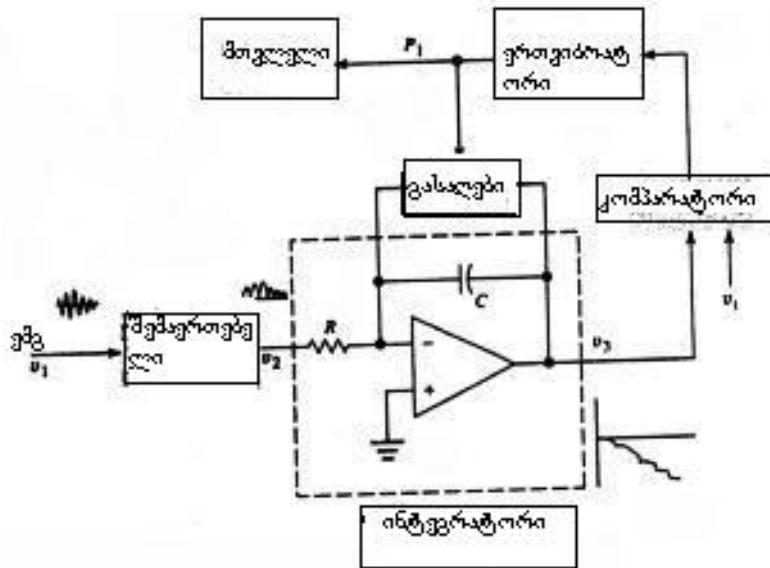
გამოსავლელზე აქვს დადებითი პოლარობა. ეს ძაბვა მიეწოდება ინტეგრატორს. მუხტი, რომელიც კონდესატორზეა დაგროვილი, პროპორციულია შესასვლელი ძაბვის ინტეგრალის. როდესაც ინტეგრატორის გამოსასვლელზე ძაბვა ზღურბლს აღწევს, კომპარატორი უშვებს ერთეობრატორს.

ერთეობრატორის გამოსასვლელი იმპულსი კეტავს გასაღებს, რომელიც ჩართულია კონდესატორის პარალელურად. იმპულსის ხანგრძლივობა უნდა იყოს დროით მუდმივაზე 5-ჯერ მეტი მაინც, იმისთვის რომ კონდესატორი მთლიანად განიმუხტოს. ამის შემდეგ ინტეგრატორი იწყებს ნულიდან ინტეგრირებას და ციკლი მეორდება.



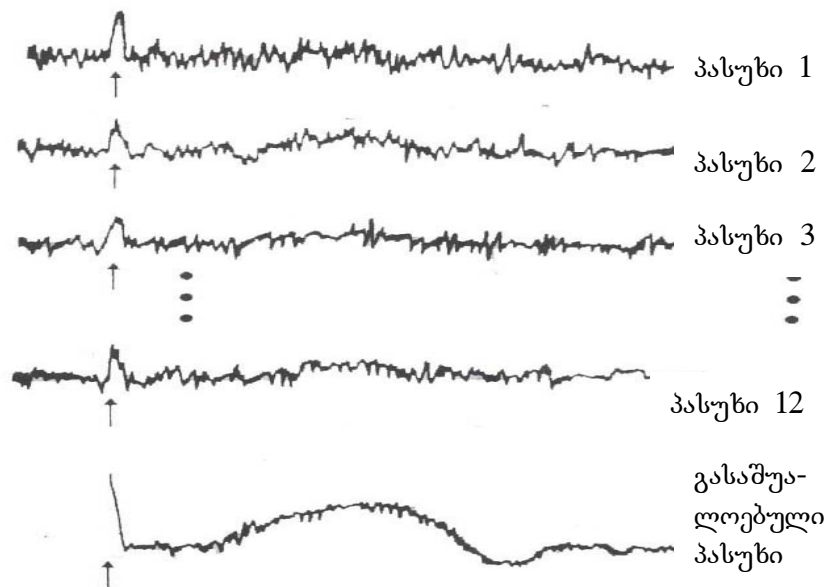
სურ. 3.5

ინტეგრატორის გამოყენება შეიძლება ორი მეთოდით: ჯერ ერთი გამოსავალი ძაბვა დარეგისტრირდეს თვითჩამწერი მოწყობილობის ან კომპიუტერის დახმარებით, მაშინ ჩვენთვის ცნობილი იქნება ძაბვის მნიშვნელობა დროის ყოველ მომენტში. იმისთვის რომ გაირკვეს ინტეგრალის სრული მნიშვნელობა, ამ ძაბვას უნდა მივუმატოთ ჩამოყრის ძაბვის მნიშვნელობა გამრავლებული ჩამოყრის რაოდენობაზე. მეორეს მხრივ, თუ გვინტერესებს მიახლოებითი ინტეგრალი შედარებით ხანგრძლივი დროის შუალედში, უბრალოდ შეიძლება დაფიქსირდეს ჩამოყრების რაოდენობა მრიცხველის დახმარებით.



სურ. 3.6

ნეიროფიზიოლოგიაში ხშირად საჭირო გარკვეული სტიმულზე პასუხის გარკვევა. ეს პასუხი წარმოადგენს ელექტრულ სიგნალს რომელსაც ეწოდება გამოწვეული პოტენციალი (გპ). მისი ამპლიტუდა არის ძალიან მცირე თუ სტიმულის გამეორებისას პასუხი ზუსტად ან თითქმის ზუსტად მეორდება შეიძლება გაუმჯობესდეს შეფარდება სიგნალი/ხმაური (შსხ), თუ მოხდება სტიმულის მრავალჯერადად წარდგინება და მასზე პასუხების დაგროვება. სურ. 3.8 ილუსტრირებულია გამშაულებების მუშაობა, სიგნალი გარდაიქმნება ანალოგურ-ციფრული გარდამქმნელების საშუალებით. ათვლას, რომელიც თანხვდება სტიმულის წარდგინების მომენტს ვუწოდოთ პირველი, მის მომდევნოს მეორე და ასე შემდეგ. იმისათვის რომ მივიღოთ ჯამური პასუხი პირველი წერტილისა, უნდა ავჯამოთ ყველა პირველი ათვლები, მეორის მისაღებად ყველა მეორე ათვლები. ამ პროცესის საშუალებით მივიღებთ ყველა ინდივიდუალური პასუხების ჯამს.



სურ. 3.8

ეს ტექნიკა ხშირად გამოიყენება ელექტროენცეფალოგრამების და ელექტრორეტინოგრამების გამოყვანის დროს. ეეგ აქვს პატარა ამპლიტუდა და შესაბამისად შსს დაბალი მნიშვნელობა. ცვლილებები ეეგ-ში რომელიც გამოწვეულია რაიმე სტიმულით, დენის, სინათლის უცებ განათება ან ბგერა, ძალიან მცირეა. ასე რომ ეეგ-ს ჩანაწერებში დაუშვებელია სიგნალის კომპონენტის გამოყოფა, რომელიც წარმოადგენს პასუხს სტიმულზე. თუმცა სტიმულის მრავალჯერადი გამეორებით ჩვენ შეგვიძლია მივიღოთ საძებნი გამოწვეული პოტენციალი. გპ (ეეგ-ს მონაკვეთი რომელიც შეიცავს სტიმულზე პასუხს) გასაშუალოების პროცედურების დახმარებით.

ხშირად გამსაშუალოებლის სახით გამოიყენება კომპიუტერი. პროგრამული უზრუნველყოფა, ციფრულ სიგნალში პოულობს მომენტს, რომელიც შეესაბამება სტიმულს (ხშირ შემთხვევაში პროგრამა ხშირად მართავს სტიმულატორს, ასე რომ სტიმულის მიწოდების მომენტის ძებნა არ უწევს). აღრიცხული სიგნალების გარკვეული რაოდენობა სტიმულის შემდეგ მენსიერებაში ინახება. შემდეგი სტიმულის პასუხი ჯამდება მენსიერებაში არსებულ ჩანაწერთან. პირველი აღრიცხვა ემატება პირველს, მეორე მეორეს და ა.შ. სტიმული ხდება მრავალჯერადი და ყოველი პასუხი ემატება წინა დაგროვილ ჯამს. შეჯამებული მრუდი გამოისახება დისფლეიზე, იმისთვის რომ ოპერატორს შეეძლოს შეაჩეროს დაგროვება, როდესაც უკვე მიღებული იქნება საკმარისად ხარისხიანი ჩანაწერები (ხშირად აგროვებენ ორ მრუდს, ერთს მიიღებენ ლუწი პასუხების აჯამებით, ხოლო მეორეს კენტების შეჯამებით. რამდენადაც ეს მრუდები ახლოსა ერთმანეთთან, შეიძლება მათი მსგავსობაზე მსჯელობა).

დაგროვება შეიძლება გამოყენებული იქნას გარე სტიმულის გარეშე მაგალითად ნაყოფის ეეგ ჩასაწერად ელექტროდების დახმარებით რომლებიც მოთავსებულია დედის მუცელზე. R კბილები კარგად მოჩანს, მაგრამ ნაკლები ამპლიტუდის კბილები იკარგება ხმაურსა და დაბრკოლებებში, ამ შემთხვევაში გამოიყენება მიდგომა, რომ დროის ათვლის წერტილად, სტიმულის ნაცვლად, აღებული იყოს R კბილი. კომპიუტერი პოულობს R კბილს, ჩაწერს რამდენიმე სიგნალის რამოდენიმე მილისეკუნდს, მანამდე და რამდენიმეს ასეულს მის შემდეგ. სიგნალის ჩაწერილი ფრაგმენტები გასაშუალოვდება, იმისთვის რომ მივიღოთ ზღურბლების ნაყოფის კარდიოგრამის P-QRS-T კბილების კონფიგურაცია. სამწუხაროდ ეს ხერხი ყოველთვის არ ამართლებს, რადგან ინტერვალი ზღურბლებს შორის და თვით ზღურბლების ფორმაც შეიძლება შეიცვალოს ციკლიდან ციკლამდე. შეჯამებული მრუდი ასახავს P-QRS-T კბილების გასაშუალოებულ კონფიგურაციას, რომელიც არ ემთხვევა კონფიგურაციას არცერთ კონკრეტულ კარდიოციკლში.

სისხლის წნევა და ბულის ტონები

პაციენტის სისხლის წნევის დადგენა არის სტანდარტული კლინიკური გაზომვა, რომელიც სრულდება როგორც ამბულატორიულ, ასევე სტაციონარულ პირობებში, სპეციალური ქირურგიული პროცედურების მსვლელობისას. სისხლის წნევის ზომების ცოდნა გულის სხვადასხვა საკნებში და ასევე პაციენტის არტერიული წნევის ცოდნა, ეხმარება ექიმს შეაფასოს ავადმყოფის გულ-სისხლძარღვთა სისტემის მდგომარეობა. ადამიანის წნევის განსაზღვრისთვის გამოიყენება სხვადასხვა, პირდაპირი და ირიბი განსაზღვრის მეთოდები. ყოველი გამოყენებული მეთოდისთვის უნდა იყოს შეფასებული მისი ვარგისიანობის ხარისხი მოცემულ კლინიკურ სიტუაციაში.

წნევის ცვალებადობას, რომელიც რეგისტრირდება სმენადი (ბგერითი) სისწირეების დიაპაზონში, ეწოდება ტონები. გულის ტონების წყარო არის ვიბრაციები, რომლებიც წარმოიქმნება სისხლის დინების აჩქარების და შენელების დროს.

სისხლის მიმოქცევის სისტემის ფუნქციაა, მიაწოდოს უჯრედებს საკვები ნივთიერებები, რომლებიც მასში გადადიან საჭმლის მომნელებელი ტრაქტიდან, მოამარაგოს ქსოვილები ჟანგბადით, ხოლო ქსოვილებიდან და ფილტვებიდან გამოდგომი ორგანოებით გამოიტანოს ნივთიერებათა ცვლის შედეგად წარმოქმნილი არასასურველი ნივთიერებები - მეტაბოლიტები. სისხლის საშუალებით ხორციელდება ორგანოთა სისტემის ჰუმორული რეგულაცია, ის ასრულებს დაცვით ფუნქციას ვინაიდან ლეიკოციტებს აქვს ფაგოციტოზის უნარი, და აგრეთვე იმით, რომ სისხლში გადადიან იმუნური სხეულები, რომლებიც მონაწილეობენ სხვადასხვა ინფექციებთან ბრძოლაში. სისხლს აქვს შედეგების უნარი, რითაც იგი იცავს ორგანიზმს სისხლის დაკარგვისგან.

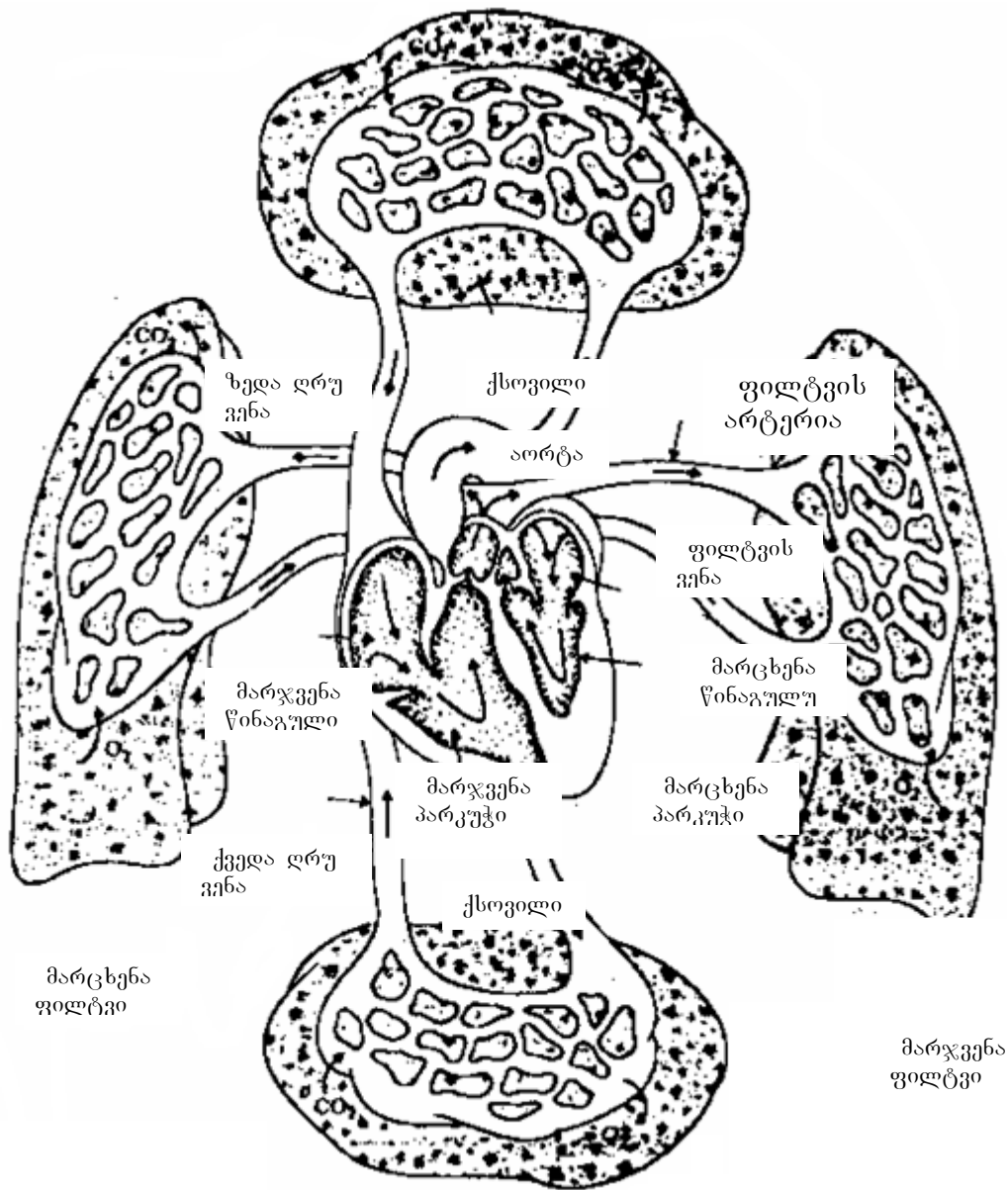
გული წარმოადგენს ოთხსაკნიან ტუმბოს, რომელიც უზრუნველყოფს სისხლის მოძრაობას სისხლძარღვთა სისტემაში. პირობითად გულს ყოფენ ორ ტუმბოს სისტემაზე: მარჯვენა გული და მარცხენა გული. მარჯვენა გული ჭირხნის სისხლს სისხლის მიმოქცევის პატარა, ფილტვის წრეში, ხოლო მარცხენა გული – დიდ, სისტემურ წრეში. ყოველივე მათგანს აქვს სპეციალური საკანი ანუ წინაგული, რომელიც ეხმარება აავსოს სისხლით პარკუჭი. პარკუჭი წარმოადგენს ძლიერ ტუმბოს, რომელიც ჭირხნის სისხლს ძარღვებში.

სურათზე ნაჩვენებია გულ-სისხლძარღვთა სისტემის სქემატური გამოსახულება. მარცხენა პარკუჭი ჭირხნის სისხლს სისხლის მოძრაობის დიდ წრეში, ხოლო მარჯვენა პარკუჭი – სისხლის მოძრაობის პატარა წრეში.

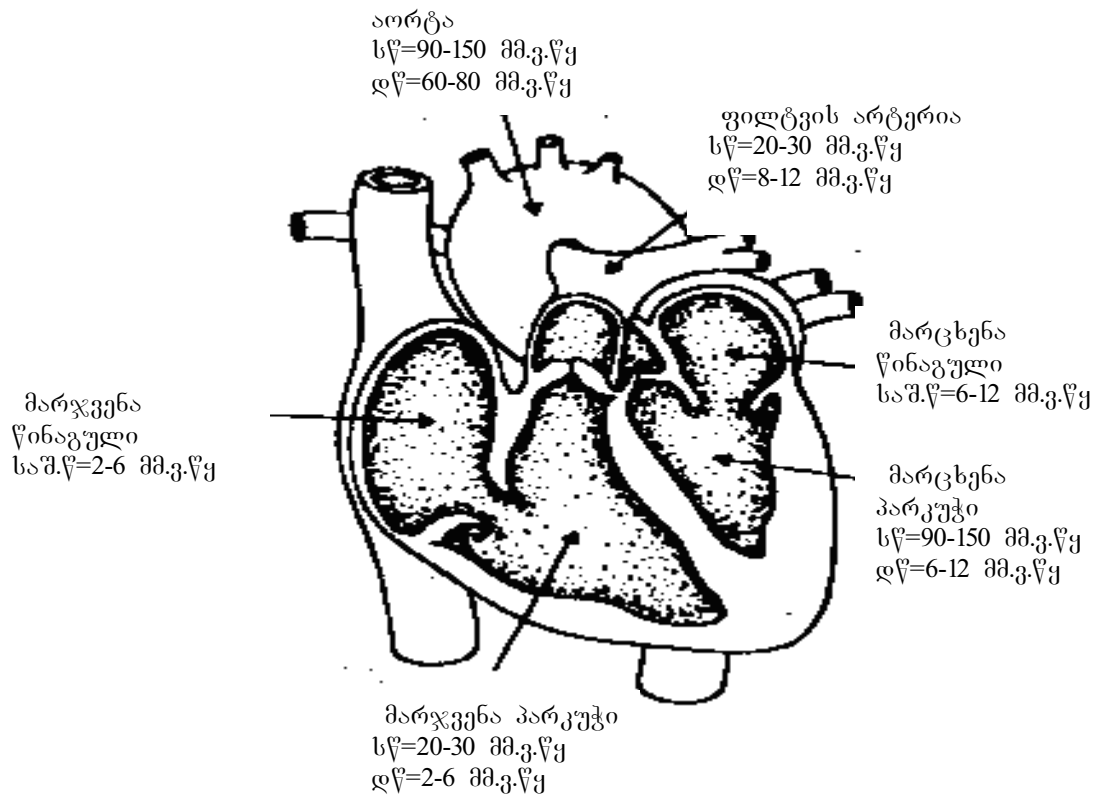
მარცხენა პარკუჭი ჭირხნის სისხლს აორტალური სარქველიდან აორტაში, შემდეგ სისხლი მიემართება ყველა ორგანოსაკენ და ქსოვილებისკენ, არტერიების, არტერიოლების და კაპილარების ქსელით. სისხლის ტონის წინააღმდეგობა განისაზღვრება ძირითადად არტერიოლების მდგომარეობით, რომლებიც არიან ადგილობრივი, ნეიროგენური და ჰუმორალური კონტროლის ქვეშ მკვებავი. ნივთიერებების ცვლა ხდება კაპილარების დონეზე. კაპილარების შემდეგ სისხლი ვენური სისტემით ბრუნდება მარჯვენა გულში, სადაც ჯერ მიეწოდება მარჯვენა წინაგულს. კაპილარების შემდეგ სისხლი ვენოზური სისტემით უბრუნდება გულს, სადაც ის მიეწოდება ჯერ მარჯვენა წინაგულში, შემდეგ მარჯვენა პარკუჭში. მარჯვენა პარკუჭი ჭირხნის სისხლს ფილტვის სარქველით ფილტვის არტერიაში. შემდეგ სისხლი მიედინება არტერიებში, არტერიოლებში, კაპილარებში და ვენებში სისხლის მიმოქცევის პატარა წრის სისხლძარღვთა სისტემით და მიეწოდება მარჯვენა წინაგულში. ფილტვების კაპილარების დონეზე ჟანგბადი გადადის ალვეოლებიდან სისხლში, ხოლო ნახშირორჟანგი გადადის საპირისპირო

მიმართულებით სისხლიდან ფილტვების ალვეოლებში. სისხლი მიედინება მარჯვენა წინაგულიდან მარცხენა პარკუჭში და ავსებს მას. მარცხენა პარკუჭი ჭირხნის სისხლს აორტალური სარქველით აორტაში. წნევის ზომები, რომლებიც ვითარდება მარცხენა და მარჯვენა პარკუჭების შეკუმშვისას განსხვავდება ფორმებით და სიდიდით.

გულის კუნთის შეკუმშვა გამოწვეულია მისი ელექტრული გაღიზიანებით. ელექტრული იმპულსი გენერაციას ახორციელებს სპეციალურ უჯრედებში, რომლებიც განლაგებულია მარჯვენა წინაგულის სინოატრიულ კვანძში. ელექტროიმპულსი სწრაფად ვრცელდება ორივე წინაგულში და აღწევს ანტრიოვენტრიკულარულ კვანძში, რომელიც განლაგებულია წინაგულის და პარკუჭების ზღვარზე, ანტრიოვენტრიკულარულ კვანძში იმპულსი რამდენიმე ხანს ყოვნდება, რის შემდეგაც მაღალი სიჩქარით ვრცელდება შიდაპარკუჭის ძვიდებში სპეციალური გამტარი სისტემით, რომელიც შედგება გისის კონისგან და პურიკინის ბოჭკოებისგან.



სურ. 4.1



სურ. 4.2

წნევის მახასიათებელი სიდიდეები სისხლის მოძრაობის სისტემაში.

- სწ-სისტოლური წნევა
- დწ-დიასტოლური წნევა
- სწ-საშუალო წნევა

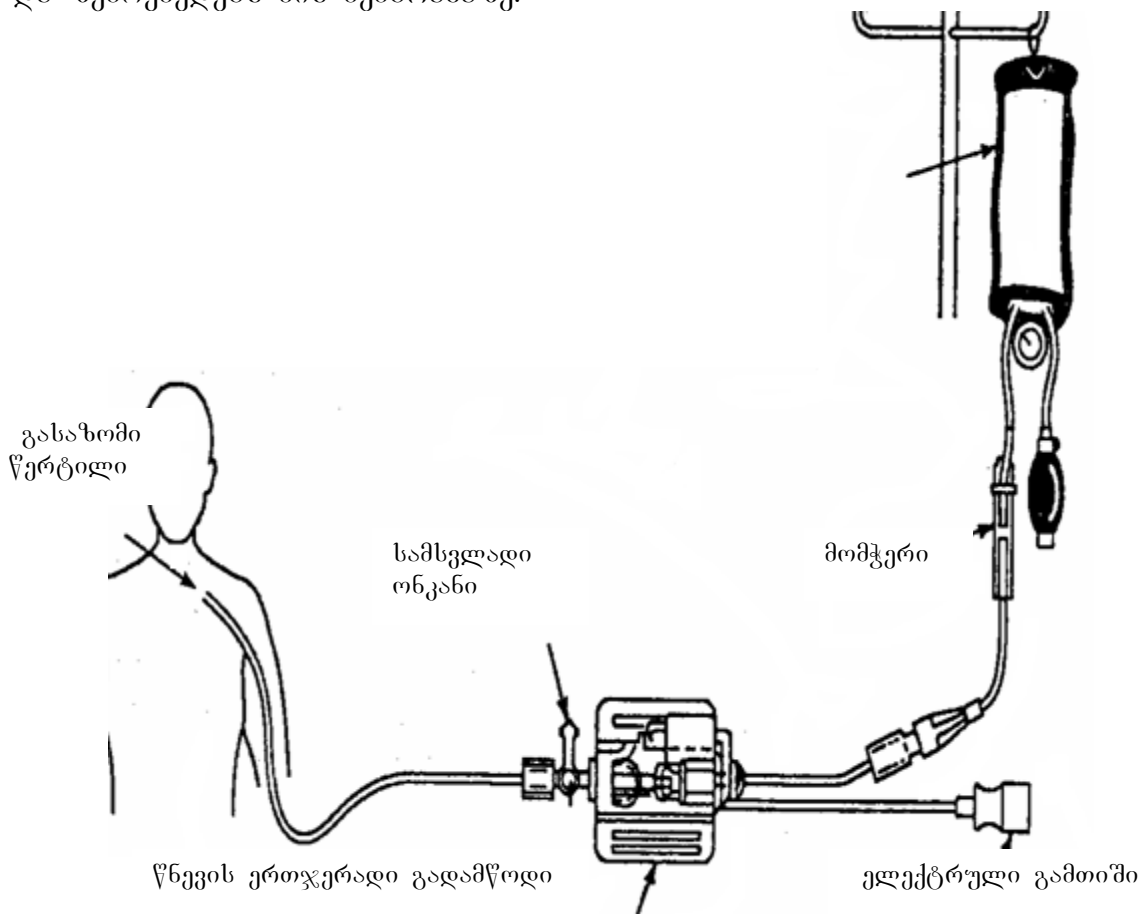
გამტარი სისტემის წყალობით ხდება აგზნებადი იმპულსის გავრცელება პარკუჭების მთელ ზედაპირზე. ეს იმპულსი იწვევს ორივე პარკუჭის გულის კუნთის მექანიკურ შეკუმშვას, რომელიც ქმნის შიდა პარკუჭის წნევას. შიდა პარკუჭის წნევა აიძულებს სისხლს იმოძრაოს ფილტვის და აორტალური სარქველით სისხლის მიმოქცევის პატარა და დიდი წრეების ძარღვებში, რითაც იწვევს ამ ძარღვებში არტერიალური წნევის წარმოქმნას, მოკლედ შეიძლება ითქვას, რომ გულის ტონები დაკავშირებულია სისხლის მოძრაობის თავისებურებებთან გულის ციკლის სხვადასხვა ფაზების დროს. ტურბულენტობა, რომელიც წარმოიქმნება სისხლის ჩქარი მოძრაობისას გულის საკნებში, განსაზღვრავს ხმაურის და ვიბრაციების წარმოქმნას.

4.1 ინვაზიური გაზომვები

სისხლის წნევის ინვაზიური გაზომვის სისტემები შეიძლება გაიყოს პირობითად ორ ჯგუფად, ეს დაყოფა ხდება იმის მიხედვით, თუ სად არის მოთავსებული მგრძობიარე ელემენტი. კლინიკაში ყველაზე ხშირად გამოყენებადი

მეთოდი წნევის პირდაპირი გაზომვის, მდგომარეობს იმაში, რომ წნევა გადაეცემა სითხით ავსებული კათეტერით სისხლძარღვების სისტემის გარეთ განლაგებულ წნევის გადამწოდზე. გაზომვის სისტემების მეორე ჯგუფი განსხვავდება იმით, რომ მათში არ არის სითხით ავსებული კათეტერი, რის შედეგადაც მგრძობიარე ელემენტი არის მოთავსებული კათეტერის წვერზე. ასეთი ტიპის ხელსაწყოებს ეწოდება წნევის შიდასისხლძარღვთა გადამწოდები. გამოიყენება წნევის გადამწოდების სხვადასხვა ტიპები, ისეთი, როგორცაა ტენზომეტრული, დიფერენციალური, ოპტოელექტრული და ა.შ.

წნევის გაზომვის სისხლძარღვგარეთა სისტემები შედგება კათეტერისგან, რომლის უკანაც მოთავსებულია წნევის გადამწოდი. ისეთ სისტემაში, რომელიც შეიცავს კათეტერს, რამდენიმე წუთში ერთხელ აუცილებელია კათეტერის გამორეცხვა ახალი ხსნარით, იმისთვის, რომ ავიცილოთ კათეტერის წვერზე ტრომბის წარმოქმნა. ექიმს კათეტერი შეყავს ორი გზით, ან ქსოვილების ქირურგიული გაჭრით ან კათეტერი შეყავს კანში, რისთვისაც გამოიყენება სპეციალური ნემსი. გასაზომი წნევა გადაიცემა კათეტერით წნევის გადამწოდზე და ზემოქმედებს მის მემბრანაზე.

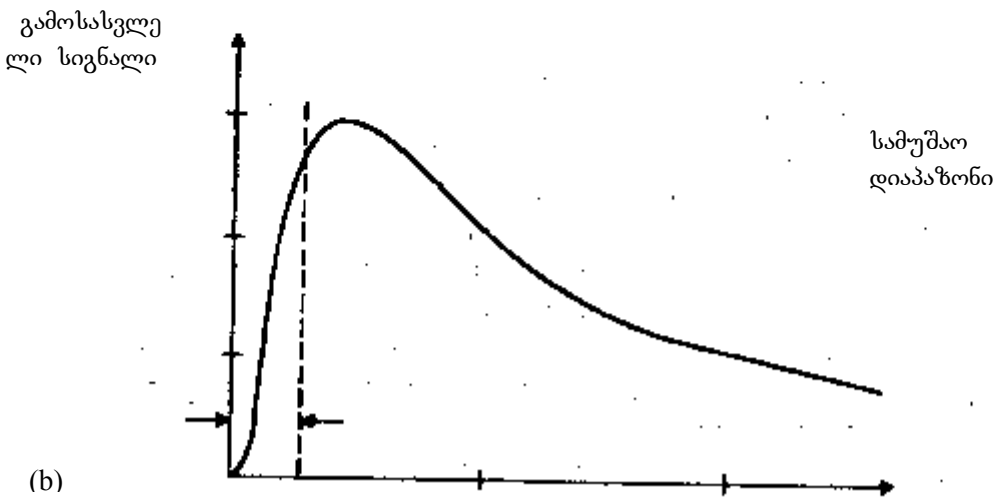
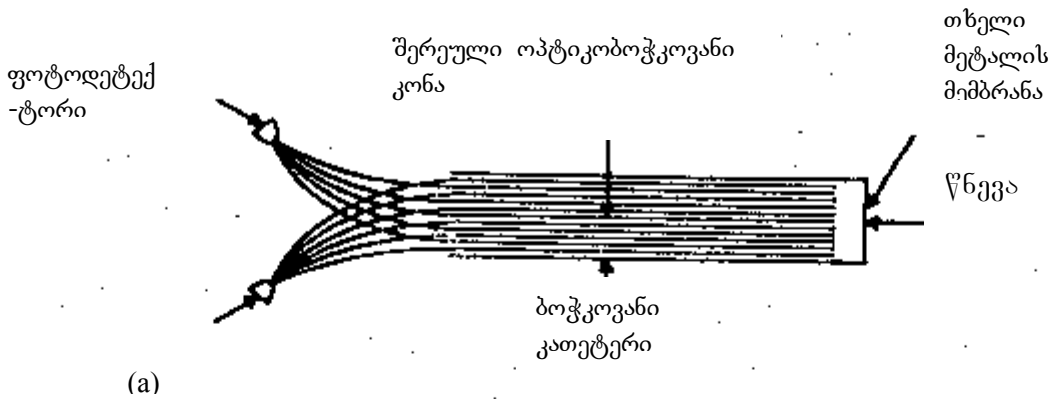


სურ. 4.3 მოცემულია თანამედროვე, ერთჯერადი, არტერიული წნევის გადამწოდის გამოყენების სქემა და ასახულია წნევის გაზომვა სისხლძარღვგარეთა გადამწოდში.

კათეტერის წვერზე განლაგებული გადამწოდების უპირატესობა მდგომარეობს იმაში, რომ არ არსებობს სითხით ავსებული კათეტერი. ამ კათეტერის არსებობა მნიშვნელოვნად აუარესებს გაზომვის სისტემის სისწორულ მახასიათებელს, როცა გამოიყენება გადამწოდი, განლაგებული კათეტერის წვერზე, ექიმს შეუძლია დაარეგისტროს წნევის მაღალსისშირიანი რხევები, ამასთანავე ამ მეთოდით არ არსებობს დროებითი შეყოვნება.

პრაქტიკაში გამოიყენება სხვადასხვა სახის კათეტერის გადამწოდები, რომლებიც განსაზღვრულია წნევის გაზომვისთვის სისხლძარღვების სისტემაში. ერთ-ერთი ასეთი გახლავთ ტენზომეტრული გადამწოდები, რომელიც განლაგებულია კათეტერის წვერზე, ასეთ გადამწოდს აყენებენ F5 კალიბრის კათეტერის წვერზე, გარე დიამეტრი 1.67 მმ. კათეტერის დიამეტრის საჩვენებლად გამოიყენება ფრანგული შკალა [F], რისი ერთეულიც უდრის დაახლოებით 0.33 მმ. შესაძლებელია მომავალში მისაწვდომი იყოს უფრო პატარა ზომის გადამწოდები, სადაც საკმაოდ კარგად იქნა გადაწყვეტილი პრობლემები, დაკავშირებული ტემპერატურის და ელექტრულ დრეიფთან. კათეტერის გადამწოდის ნაკლი არის მათი მაღალი ფასი და ის, რომ რამდენიმე გაზომვის შემდეგ მწყობრიდან გამოდიან. შედარებით ხელმისაწვდომია წნევის ოპტიკურბოჭკოვანი სისხლძარღვთაშიგა სენსორები, რომლებსაც აქვთ დაახლოებით იგივე ზომები.

ეს სენსორები სრულიად უსაფრთხოა, თუმცა აქვთ ის ნაკლი, რომ არ შეიძლება წნევის გაზომვა თუ არ არის მეორე წნევის გადამწოდი. ოპტიკურბოჭკოვანი მიკროგადამწოდები გამოიყენება ადამიანის სისხლძარღვებში წნევის გასაზომად *in vivo*, სურ. 4.4 ოპტიკური სადენის ერთი მუხლი მიერთებულია შუქდიოდურ წყაროსთან, მეორე-ფოტოდეტექტორთან. წვერო არსებითად წარმოადგენს წნევის გადამწოდს, თხელი ლითონის მემბრანა, რომელიც დამაგრებულია ოპტიკურბოჭკოვანი კაბელის ორი კონის საერთო ბოლოში. მემბრანის წანაცვლება, რომელიც გამოწვეულია გარეგანი წნევით, ცვლის ოპტიკურ შეუღლებას (სინათლოს ენერჯის წილი, რომელიც ხვდება შუქდიოდრიდან ფოტოდეტექტორზე).



სურ. 4.4

სურ. 4.4. (ბ) ნაჩვენებია გამოსასვლელი სიგნალის დამოკიდებულება მემბრანის წანაცვლებაზე.

საინტერესო მიგნებას წარმოადგენს ოპტიკობოჭკოვანი გადამწოდი რომელიც გამოიყენება მაგნიტორეზონანსულ ტომოგრაფიაში. ამ გადამწოდში სინათლის გატარება არხში წყაროსა და მიმღებს შორის, მოდულირდება პლასტმასის საფარით.

სურ. 4.5 ნაჩვენებია სენსორის სქემატური გამოსახულება, რომელიც გამოიყენება თავის ქალის წნევის გაზომვისას ახალშობილებში. ამ ხელსაწყოს მოქმედების პრინციპი დაფუძნებულია იმაზე, რომ მოხდეს გადამწოდის მხრიდან წნევის მოდება ავტომატურად ყიფლიბანდზე, ისე რომ კანი გადამწოდის ქვეშ იყოს გაბრტყელებული. გადამწოდის მემბრანის ბრტყელი ზედაპირის დროს ზედაპირის ორივე მხარე წნევები ტოლი ხდება, ის წნევები რომლებიც წარმოიქმნება რბილი ქსოვილით და მასზე მოდებული მემბრანით. ამგვარად წნევა რომელიც მოდებულია გადამწოდზე, ტოლია ქალისშიგა სითხის წნევისა. მემბრანის სიმრუდე (შეცდომის სიგნალი) განისაზღვრება მასთან მიერთებული რეფლექტორის საშუალებით, რომელიც ცვლის ოპტიკურ ბოჭკოში, სინათლის წყაროდან ფოტოდეტექტორამდე გამავალ სინათლის ნაკადს. ეს სიგნალი მიეწოდება ავტომატურ პნევმატურ სისტემას, რომელიც არეგულირებს გადამწოდის კამერის შიგნით ჰაერის წნევას. ეს წნევა ყენდება ის, რომ მოხდეს მგრძობიარე მემბრანის ზედაპირის გასწორება, შესაბამისად გასწორდეს ყიფლიბანდის კანიც. ამასთან გადამწოდის კამერის შიგნით ჰაერის წნევა იქნება ყიფლიბანდში წნევის, ანუ ქალისშიგა წნევის ტოლი.



სურ. 4.5

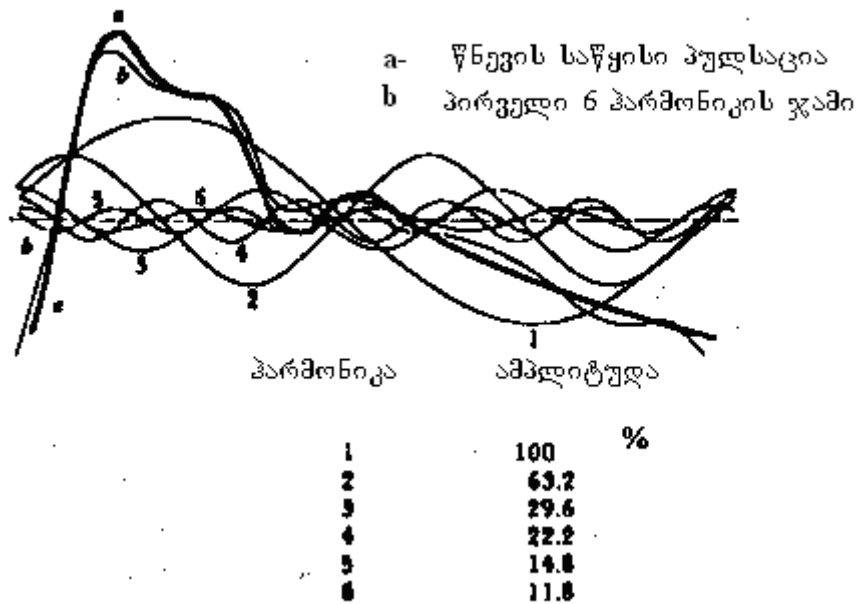
ჩვეულებრივ, ფიზიოლოგიური წნევის სიდიდის გაზომვისთვის გამოიყენება მრავალჯერადი გამოყენების გადამწოდები. თუმცა, ამ ბოლო დროს კარგად აღჭურვილ კლინიკებში დაიწყო ერთჯერადი გადამწოდების გამოყენება. ასეთი გადამწოდების გამოყენება ამცირებს პაციენტების დაინფიცირებას და აცილებს პერსონალს გადამწოდებზე ზრუნვას.

ნებისმიერი რთული ფორმის პერიოდული სიგნალი შეიძლება წარმოდგენილი იყოს სხვადასხვა სიხშირეების ჰარმონიული რხევების უსასრულო ჯამის სახით, რომლებიც აღებულია სათანადო ამპლიტუდით. ასე რომ, თუ შევაჯამებთ ამ რხევებს, მივიღებთ საწყის სიგნალს. სიგნალის ასეთი ფორმით წარმოდგენას უწოდებენ ფურიეს გარდაქმნას. ფურიეს ანალიზს იყენებენ იმ შემთხვევაში, როცა მეცნიერებს უნდათ რხევითი პროცესების დახასიათება, რომლებიც ხდება სისხლის მიმოქცევის და სუნთქვის სისტემაში.

დაწყებული 1950 წლიდან, ფიზიოლოგები, რომლებიც იკვლევენ გულ-სისხლძარღვთა სისტემას და ასევე ზოგი კლინიციისტი იყენებს ფურიეს ანალიზს იმისთვის, რომ რაოდენობრივად აღწერონ წნევის ცვალებადობა და სისხლის

მიწოდება სისტემაში. ბოლო დროს, გამოიყენება კომპიუტერული ტექნიკა, რაც საშუალებას იძლევა ავერიდოთ სპეციალურ მოწყობილობებს. არტერიული წნევის პულსაცია შეიძლება იყოს წარმოდგენილი ძირითადი და მაღალსიხშირული ჰარმონიკის სახით.

სურათზე 4.6 მოცემულია არტერიული წნევის პირველი ექვსი ჰარმონიული შემადგენელი და მათი ჯამი. როცა შევადარებთ არტერიული წნევის საწყის რხევას და სიგნალს, რომელიც მიიღება პირველი ექვსი ჰარმონიკის ჯამით, ადვილად დავრწმუნდებით, რომ ეს ორი მრუდი გავს ერთმანეთს. შევნიშნავთ, რომ მეექვსე ჰარმონიკის ამპლიტუდა შეადგენს ძირითადი ჰარმონიკის ამპლიტუდის დაახლოებით 12%-ს.



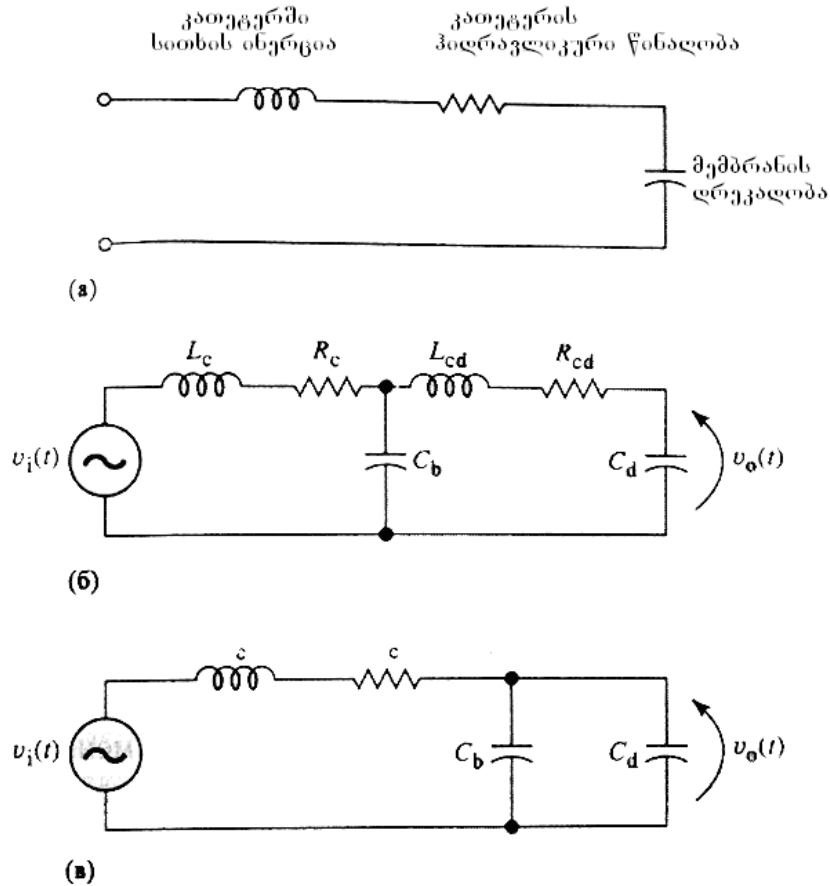
სურ. 4.6

დინამიური თვისებების ცოდნას აქვს მნიშვნელობა იმისთვის, რომ განვახორციელოთ წნევის გაზომვა აუცილებელი სიზუსტით. რიგ კლინიკურ სიტუაციებში, დინამიური წნევის გაზომვაში შეცდომებს, შეიძლება ჰქონდეს სერიოზული შედეგები. გაზომვის სისტემა, რომელიც შედგება გადამწოდის და სითხით ავსებული კათეტერისგან, წარმოადგენს ჰიდრაულიკურ სისტემას.

არსებობს ე.წ. მანომეტრული სისტემები, რომლებიც იძლევა წნევის გაზომვის ზუსტ შედეგებს. სურათი 4.7(ა) ნაჩვენებია სისტემის ფიზიკური მოდელი, რომელიც შედგება კათეტერისგან და გადამწოდისგან. წნევის მომატება კათეტერში შესვლისას იწვევს სითხის გადასვლას, მარჯვნივ-კათეტერის ბოლოდან, მთელი კათეტერის გავლით გადამწოდში. ეს გადაადგილება საბოლოოდ იწვევს გადამწოდის მემბრანის ცვლილებას, რომელიც აღქმულია ელექტრომექანიკური სისტემით. ამ დროს წარმოქმნილი ელექტრული სიგნალი ძლიერდება და მიეწოდება მარეგისტრირებელ ხელსაწყოს.

სითხით ავსებულ კათეტერს აქვს ინერციის თვისებები. ასეთივე თვისებები აქვს გადამწოდს. სურათზე გამოსახულია მანომეტრული სისტემის კათეტერ-გადამწოდის ფიზიკური კონსტრუქცია და ელექტრული მოდელი. კათეტერის ყოველ სეგმენტს აქვს წინაღობა R_c , ინერცია L_c და გარდა ამისა გაჭიმვალობას C_c . გადამწოდი ფლობს წინაღობას R_s , ინერციას L_s და გაჭიმვალობას C_s . ამ სქემაში

სითხის ინდუქცია კათოდურში აღწერილია ელექტრო ინდუქციურობით. სურათზე გამოსახული წრედი შეიძლება მნიშვნელოვნად გაგამარტივოთ, თუ დავიყვანოთ მას წრედზე რომელიც სურ. 4.8 გამოსახული.



სურ. 4.7

ამისთვის რამდენიმე გარემოება უნდა მივიღოთ მხედველობაში:

- I. გადამწოდის და კათოდურის კამერის ტევადობა უფრო ნაკლებია, ვიდრე ტევადობა, რომელიც განსაზღვრულია მემბრანის დეფორმაციით. ეს სამართლიანია იმ შემთხვევაში, თუ სითხე არ შეიცავს ჰაერს, ხოლო კათოდური და გადამწოდის კამერა გაკეთებულია არაწველვადი მასალისგან.
- II. წინაღობა და სითხის ინერციული თვისებები გადამწოდში მნიშვნელოვნად ნაკლებია კათოდურში სითხის სათანადო მახასიათებელზე.

სითხის წინაღობა განისაზღვრება შემდეგი დამოკიდებულებით:

$$R_c = \frac{\Delta P}{F} \text{ (პა, წმ}^3/\text{მ}^3) \quad (4.1)$$

$$\text{ან } R_c = \frac{\Delta P}{UA}$$

სადაც ΔP – არის წნევის გრადიენტი კათოდურის სეგმენტზე, იზომება პასკალში,

F = სითხის მოცულობითი ხარჯვა;

U = სითხის საშუალო სიჩქარე;

A = განივი კვეთის ფართობი.

თუ ცნობილია L კათოდურის სიგრძე, მისი რადიუსი r და სითხის წებოვნება η მაშინ შეიძლება პუაზიელის კანონის გამოყენებით გავიგოთ კათოდურში R_c წინაღობა.

$$R_c = \frac{8\eta L}{\pi r^4} \quad (4.2)$$

სითხის ინერცია კათეტერში განისაზღვრება იმ გარემოებით, რომ სითხეს აქვს მასა, ინერცია. L_c სიდიდე განისაზღვრება:

$$L_c = \frac{\Delta P}{dF/dt} \left(\text{კგ, წმ}^3 \right)$$

ან

$$L_c = \frac{\Delta P}{aA}$$

სადაც a - აჩქარებაა

$$L_c = \frac{m}{A^2} \quad \text{ან} \quad L_c = \frac{PL}{\pi r^2} \quad (4.3)$$

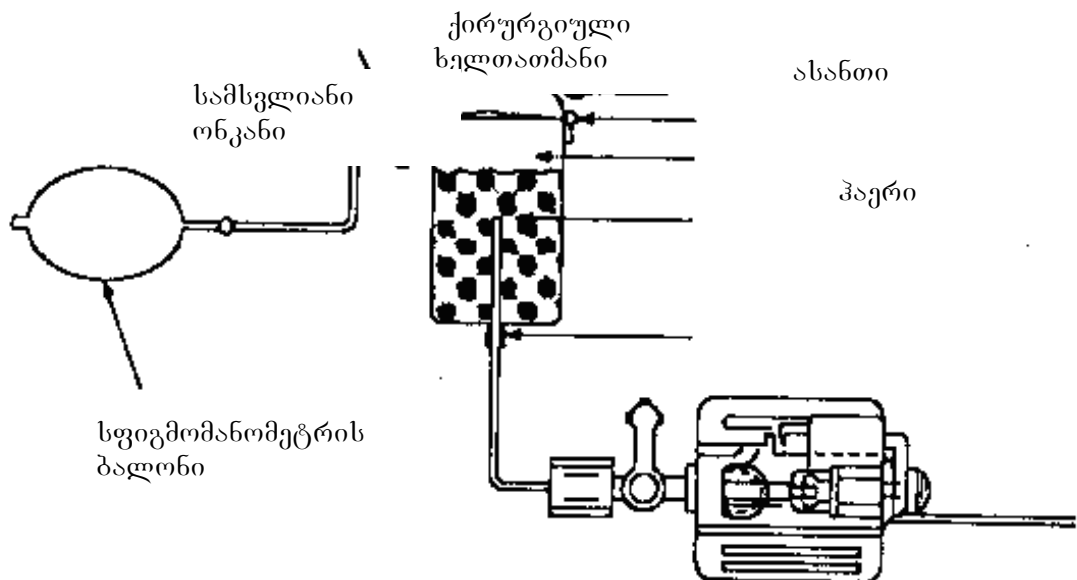
სადაც m - სითხის მასაა კათეტერში, ხოლო P - ამ სითხის სიმკვრივე.

შეიქმნა უფრო სრულყოფილი მოდელი სითხის ინერციისა კათეტერში. მან აჩვენა, რომ სითხის ეფექტური მასა ტოლია კათეტერში რეალური მასის ოთხი მესამედის.

ტევალობა

$$C_d = \frac{\Delta P}{\Delta V} = \frac{1}{E_d}$$

სადაც E_d - აღნიშნავს გადამწოდის მემბრანის დრეკადობის მოცულობით მოდულს.



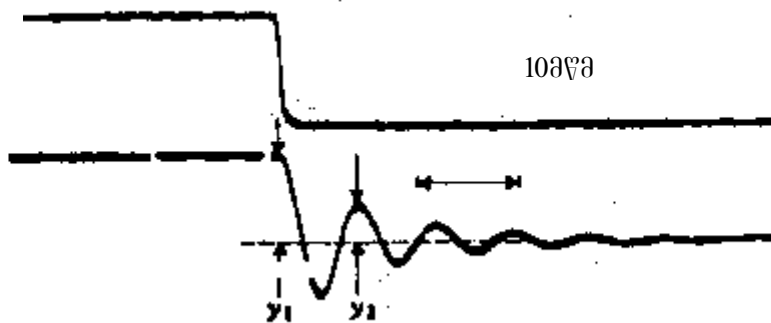
სურ. 4.5

მასხასიათებლები შეიძლება იყოს განსაზღვრული ორი ხერხით: უფრო მარტივი ხერხი წარმოადგენს წნევის მიმწოდის პასუხის განსაზღვრას მასზე

მიწოდებული წნევის საფეხურებრივად ცვლილებაზე. მეორე ხერხი კი, სისტემის გამოსასვლელის გაზომვა სხვადასხვა სიხშირის მქონე, შემავალი წნევის სინუსოიდალური ცვლილების დროს. წრფივი სისტემებისთვის ორივე მეთოდი ექვივალენტურია, მაგრამ რეალური სისტემისთვის მეორე მეთოდი უფრო ზუსტია, თუმცა უფრო რთული, რადგან მოითხოვს სპეციალური მოწყობილობების გამოყენებას. ერთ-ერთი მეთოდი სისტემის დინამიური თვისებების გაზომვისა მდგომარეობს იმაში, რომ კათეტერში შესვლისას წნევას ცვლიან.

ამ დროს არეგისტრირებენ სისტემაში წარმოქმნილ ქრობად რხევებს (სისტემის პასუხს). კათეტერი ან ნემსი შეყავთ გადამყვანის მეშვეობით, ფართო მილაკით. სისტემა ივსება სითხით, ისე რომ სამსვლიანი ონკანი იყოს გაღებული ჰაერისკენ. გაზომვის განსახორციელებლად მილაკის თავისუფალი ბოლო უნდა იყოს დახურული რეზინის მემბრანით, შემდეგ სისტემაში იტუმბება ჰაერი, რაც აყალიბებს მასში გარკვეულ წნევას. რეზინის მემბრანა იწელება, იბერება, ამის მერე ვაბრუნებთ სამსვლიან ონკანს, რითაც ხორციელდება წნევის ქვეშ მყოფ სისტემის იზოლირება. მემბრანით წარმოქმნილ ბუშტს ხვრეტენ ცხელი ღეროს მიდებით, რასაც მიყვაროთ მილში წნევის მომენტალური დაცემისკენ, ატმოსფერულამდე. არეგისტრირებენ პასუხს ასეთი წნევის კლებაზე. იმისთვის რომ შესაძლებელი იყოს სისტემის პასუხის ანალიზი, უნდა იყოს გამოყენებული რეგისტრატორი, მონაცემების ანალიზისთვის შესაძლებელია ოსცილოგრაფის ან კომპიუტერული სისტემის გამოყენება.

გადამწოდი stahman
P23Gb ნემსი: BD
0,495 მმ, სიგრძე 31სმ



სურ. 4.6

ვენური წნევის

გაზომვა მეტად მნიშვნელოვანი ამოცანაა კლინიციისთვის. იმ შემთხვევაში, როცა მათ სურთ შეაფასონ მარჯვენა გულის კაპილარული სისტემის მუშაობა. კაპილარული წნევის ქვედა პატარა ვენებში წნევას, და წნევის მნიშვნელობას აფასებენ კაპილარებში წნევის სიდიდით. გულმკერდის არეში ვენური წნევა განსაზღვრავს მარჯვენა პარკუჭის დიასტოლურ შევსებას. ცენტრალურ ვენურ წნევას ზომავენ ცენტრალურ ვენებში ან მარჯვენა წინაგულში. სუნთქვის ციკლთან ერთად ის იცვლება. ზოგჯერ იზრდება, და უფრო მეტია ან ნაკლები ატმოსფერულ წნევასთან შედარებით. ამასთან ერთად მსხვილი ვენების წნევა, რომლებიც მოთავსებულია მკერდის არეში, მეტია მადალია ატმოსფერულზე (0,2

- 0,5კპა). ვენური წნევის რეფერენტულ დონედ, მიხნეულია წნევა, რომელიც წარმოიშვება მარჯვენა წინაგულში.

ცენტრალური ვენური წნევა წარმოადგენს მნიშვნელოვან მონაცემს, იმისათვის როგორ ფუნქციონირებს მიოკარდი. ჩვეულებრივ ცენტრალურ ვენურ წნევაზე მონიტორინგს ატარებენ იმისათვის, რათა შეარჩიონ შესაფერისი თერაპია, გულის უკმარისობის შემთხვევაში, შოკის, ჰიპო ან ჰიპოვოლემური მდგომარეობის და სისხლმიმოქცევის უკმარისობისას. წნევის მნიშვნელობა გვიჩვენებს, თუ რა რაოდენობის სითხეა საჭირო პაციენტის ორგანიზმისთვის.

ჩვეულებრივ ექიმები ზომავენ სტაციონალურ ან საშუალო ვენურ წნევას, ამისთვის დიდი დიამეტრის ხვრელიანი ნემსით ახორციელებენ კანის გავლით ვენის პუნქციას. შემდგომ ამისა ამავე ნემსის საშუალებით შეყავთ კათეტერი ნელ-ნელა იქამდე, ვიდრე კათეტერის თავი არ მიაღწევს გაზომვის ადგილს. ამის შემდეგ სხეულს აშორებენ ნემსს, ხოლო კათეტერს აერთებენ პლასტმასის მილთან, ამ მილს აერთებენ სამ შესასვლელიან არხთან, რომელიც საშუალებას იძლევა აუცილებლობის შემთხვევაში ვენაში შევიყვანოთ ფარმაკოლოგიური პრეპარატები და სითხეები.

ვენური წნევის უწყვეტი დინამიური გაზომვისათვის ვენაში კათეტერს აერთებენ მაღალმგრძობიარე წნევის გადამწოდთან, რომლის დინამიური თვისებები შესაძლოა გაცილებით ცუდი იყოს, ვიდრე გადამწოდებისა, რომელთაც იყენებენ არტერიალური წნევის გაზომვისას.

იმ შემთხვევაში, როდესაც პაციენტი იცვლის სხეულის მდებარეობას, მუდმივი ბაზური დონის შენარჩუნებასთან წარმოიქმნება გარკვეული სიძნელები. გაზომვის შეცდომები შეიძლება წარმოიქმნას იმ შემთხვევაში, როდესაც კათეტერი ადგილს იცვლის ერთი ადგილიდან, სადაც ის იყო დამაგრებული და ამავე დროს თუ ხდება ტრომბის დაცობა, ან მისი თავი მიეკრობა სისხლძარღვის კედელს. ჩვეულებრივ ითვლება რომ ცენტრალური ვენური წნევა ნორმალურად რეგისტრირდება, თუ მის ჩანაწერზე ნათლად ჩანს სუნთქვითი რხევები. ცენტრალური ვენური წნევის ნორმალური სიდიდის დიაპაზონი შეადგენს 0-დან 12 სმ. წყლის სვეტს. (0-დან 1,2კპა), საშუალო სიდიდისას დაახლოებით 5სმ-მდე (0,5კპა).

4.2 გულის ტონები

გულის მოსმენა (აუსკულტაცია) ექიმს აძლევს მეტად მნიშვნელოვან ინფორმაციას ფუნქციონალური მდგომარეობის შესახებ. ამასთან ერთად გაცილებით მეტი ინფორმაცია შეგვიძლია მივიღოთ, როდესაც კლინიციისტი ამყარებს კავშირს გულის ტონებს და იმ ელექტრულ და მექანიკურ მოვლენებს შორის, რომლებიც წარმოიშობა გულის ციკლური მუშაობისას. ამ მეთოდს ეწოდება ფონოკარდიოგრაფია.

აქამდე არ არსებობს საერთო აზრი გულის ტონებსა და ხმაურის წარმოშობასთან დაკავშირებით. მაგალითად: წარმოდგენილია 40-მექანიზმზე მეტი, რომელიც საშუალებას გვაძლევს პირველად გულის ტონის წარმოშობასთან დაკავშირებით, ხოლო განსხვავებას გულის ტონსა და ხმაურს შორის განსაზღვრავენ შემდგენიერად, გულის ტონი განპირობებულია ვიბრაციებით, ან ხმაურის მოვლენებით, რომელიც დაკავშირებულია სისხლისდინების შენელება ან დაჩქარებასთან. გულის ხმაური გამოწვეულია ვიბრაციით ან ხმაურის მოვლენებით, რომელიც დაკავშირებულია სისხლისდინებისას წარმქმნილი ტურბულენტობით.

4.7 სურათზე. ნაჩვენებია, როგორ არის დაკავშირებული გულის 4-ტონი, ელექტრულ და მექანიკურ მოვლენებთან, რომელიც წარმოიქმნება გულის ციკლის მიმდინარეობისას. პირველი ტონი დაკავშირებულია, სისხლის მოძრაობასთან პარკუჭის სისტოლის დროს. პარკუჭების შეკუმშვისას სისხლი ინაცვლებს წინა გულეების მიმართულებით, ატრიოვენტრიკულარული სარქველები იხურება, რაც იწვევს სისხლის რხევას. ამის გარდა პირველი ტონის წარმოქმნა დაკავშირებულია სისხლის ოსცილაციასთან, აორტის ჩამდინარე ფესვსა და პარკუჭს შორის, ამავე დროს ვიბრაციებით, რომელიც განპირობებულია სისხლისდენის ტურბურენტულობით აორტისა და ფილტვების სარქველების მიდამოებში.

გულის პირველი ტონის გახლეჩვა განისაზღვრება სამკარნი და მიტრალური სარქველების ასინქრონიული დახურვით.

მეორე ტონი: წარმოიქმნება დაბალსიხშირული ვიბრაციით, რომელიც დაკავშირებულია სისხლის დენის შენელებასთან და უკუდინების წარმოქმნასთან აორტისა და ფილტვის არტერიაში, ამავე დროს ნამგალისებრი სარქველების დახურვით. (სარქველები, რომლებიც გამოყოფენ პარკუჭებს აორტისაგან და გამოყოფენ აგრეთვე ფილტვის ძვიდისგან). მეორე ტონი დროში ემთხვევა, ელექტროკარდიოგრამაზე T – ტალღის დასასრულს.)

გულის მესამე ტონს აკავშირებენ ფაზის მკვეთრ დასრულებასთან. პარკუჭების კუნთების შესუსტების ვიბრაციასთან. ეს დაბალამპლიტუდიანი და

დაბალსიხშირული ვიბრაცია მოისმინება პატარა ბავშვებში და ზოგიერთ მოზრდილ სუბიექტებში.

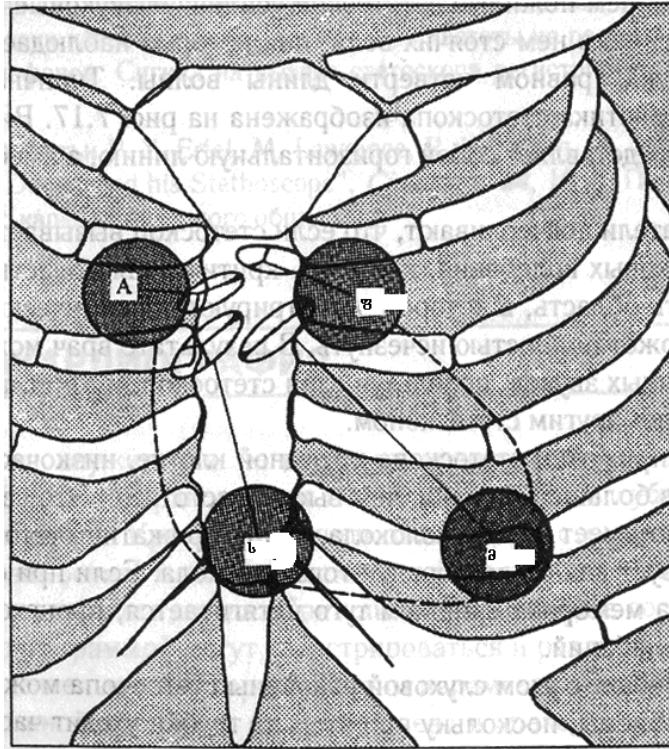
წინა გულის მეოთხე ტონი არ მოისმინება, მაგრამ რეგისტრირდება ფონოკარდიოგრაფიით. ეს ტონი წარმოქმნება წინაგულის შეკუმშვის მომენტში და სისხლის გადანაცვლების დაჩქარებასთან, წინაგულიდან პარკუჭში.

უმეტესი ხმაურის წყაროები, რომლებიც წარმოიქმნებიან სწრაფად მოძრავი სისხლის ტურბურენტულობისას, კარგად არის ცნობილი.

გულის ტონები ქსოვილებით გადაეცემა გულიდან და მთავარი სისხლძარღვებიდან სხეულის ზედაპირზე, სადაც ისინი მოისმინება. იმ ქსოვილთა აკუსტიკური თვისებები, რომლებითაც ვრცელდება ბგერითი ტალღები, ისეთია, რომ ეს ტალღები სუსტდება, მაგრამ არ აისახება. ბგერითი ტალღების ყველაზე ძლიერი შესუსტება ხდება მათ მიერ ისეთი ქსოვილების გავლისას, რომლებსაც გააჩნიათ ყველაზე დიდი კუმშვადობა, როგორებიცაა ფილტვები და ცხიმოვანი ქსოვილი.

გულში მიმდინარე სხვადასხვა ბგერითი მოვლენების რეგისტრაციისათვის ოპტიმალურია სხეულის ზედაპირის ის უბნები, რომლებშიც აღნიშნება ბგერითი რხევების მაქსიმალური ინტენსივობა. ეს ის უბნებია, რომლებიდანაც ბგერა გადაიცემა არა მხოლოდ და მხოლოდ მყარი სხეულით, ან მყარი და კუმშვადი ქსოვილებით (ფილტვებით), მაგრამ იმ შემთხვევაში, როდესაც ფილტვების მონაკვეთის სისქე, რომლითაც გადაიცემა ბგერა, მინიმალურია. გულმკერდის ზედაპირზე არსებობს ოთხი უბანი, რომლებშიც ოთხი სარქველიდან გავრცელებული ბგერის ინტენსივობა მაქსიმალურია.

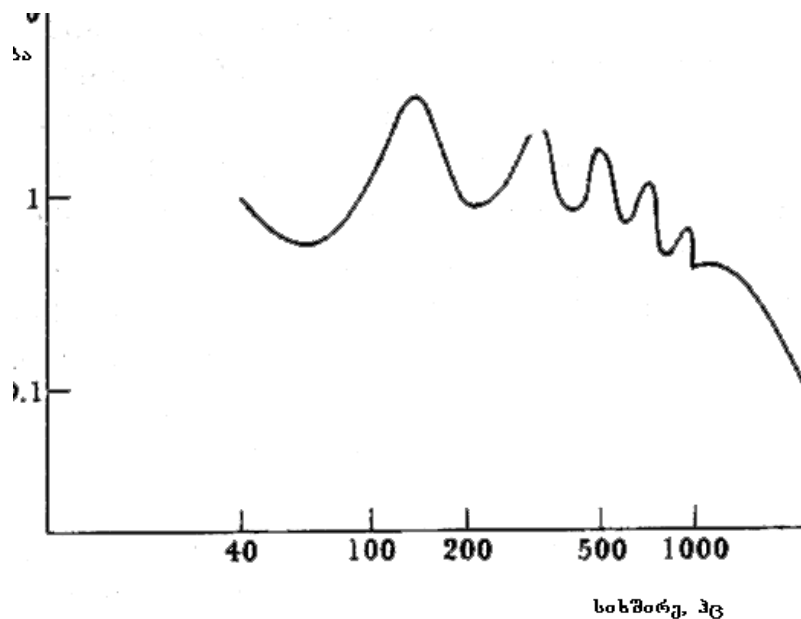
სურ. 4.7 - აორტალური (A), ფილტვის (ფ), სამკარიანი (ს) და მიტრალური (მ) სარქველების განლაგება.



სურ. 4.7

გულის ტონებსა და შუილებს აქვთ ძალზე დაბალი ამპლიტუდა, ხოლო ამ ხმოვანი რხევების სიხშირე 0,1-დან 2000 ჰც-მდე დიაპაზონშია. სიხშირეთა ასეთი დიაპაზონი წარმოშობს ორ პრობლემას. ერთის მხრივ, სიგნალი სპექტრის დაბალსიხშიროვან არეში არ მოისმინება, რადგან 20 ჰც სიხშირეთა სმენადობის ზღვარზე დაბლაა. უფრო მეტი სიხშირის რხევები ნორმალურად მოისმინება, რადგან სიხშირეთა სწორედ ეს დიაპაზონი შეესაბამება სმენის მაქსიმალურ მგრძობელობას.

რადგან გულის ტონები და შუილები წარმოადგენენ დაბალი ამპლიტუდის რხევებს, ამიტომ პაციენტის მოსმენისას ყველა გარეგანი შუილი და ხმაური მინიმუმამდე უნდა იყოს დაყვანილი. ჩვეულებრივ ფონოკარდიოგრაფის ჩაწერა იმ პაციენტებში, რომლებიც არ არიან მიჯაჭვული ლოგინთან, უნდა წარმოებდეს სპეციალურ, აკუსტიკურად იზოლირებულ ოთახში. პაციენტის მოძრაობებს ფონოკარდიოგრაფის რეგისტრაციის მსვლელობაში თან ახლავს არტეფაქტები, რომლებიც ვლინდება ბაზური ხაზიდან გადახრების სახით.



სურ. 4.8

ბიოსამედიცინო ინჟინრების მიერ შექმნილია რამოდენიმე სხვადასხვა ტიპის ელექტრონული სტეტოსკოპი. ამ ხელსაწყოებს აქვთ სხვადასხვა სიხშიროვანი მახასიათებლები, ისეთები, როგორებიცაა „იდეალური“ მახასიათებელი, რომელიც წარმოადგენს ჰორიზონტალურ წრფეს, მახასიათებელი გატარების სიხშირეთა გამოყოფილი ზოლით, ან ისეთივე მახასიათებლით, როგორიც აქვს ექიმის ჩვეულებრივ სტეტოსკოპს,

ფონოკარდიოგრამა ემსახურება გულის ტონებისა და გულის შუილების რეგისტრაციას. ფონოკარდიოგრაფია საშუალებას გვაძლევს თავიდან ავიცილოთ სუბიექტივიზმი ამ ბგერების ინტერპრეტაციაში. გარდა ამისა ის საშუალებას გვაძლევს მოვახდინოთ გულის ტონებისა და შუილების რეგისტრაცია გულის ციკლის მიმდინარეობაში მომხდარ ელექტრულ და მექანიკურ მოვლენებთან ურთიერთქმედებაში. პაციენტის მდგომარეობის კლინიკური შეფასებისას ფონოკარდიოგრამასთან ერთად შეიძლება ვაწარმოოთ სხვადასხვა პარამეტრის რეგისტრაცია, რომელიც დაკავშირებულია გულის მოქმედებასთან. ამ პარამეტრებს მიეკუთვნება ეკგ, პულსის რეგისტრაცია საძილე არტერიასა და საუღლე ვენაში და აპექს-კარდიოგრამა. საძილე არტერიასა და საუღლე ვენის პულსაციის არაინვაზიური რეგისტრაცია, აგრეთვე, აპექს-კარდიოგრამის ჩაწერა წარმოებს 0,1-დან 100 ჰც-მდე სიხშირეთა ზოლის მქონე მიკროფონული სისტემის საშუალებით. კარდიოლოგები აფასებენ ფონოკარდიოგრაფიული გაზომვების შედეგებს ტალღების ფორმის, ფონოკარდიოგრამის სიგნალთან სინქრონიზირებული რიგი სხვა პარამეტრების ცვლილების მიხედვით.

გულის კათეტერიზაციის პროცედურა მდგომარეობს რამოდენიმე მეთოდის გამოყენებაში, რომლებიც საშუალებას აძლევს ექიმებს შეაფასონ გულის ჰემოდინამიური ფუნქცია და კორონალური სისხლძარღვების მდგომარეობა. გულის კათეტერიზაცია უტარდება პრაქტიკულად ყველა პაციენტს, რომლებსაც დაუგეგმეს გულზე ქირურგიული ჩარევა. ამ პროცედურის დროს მიღებულ ინფორმაციას შეიძლება ჰქონდეს გადამწყვეტი მნიშვნელობა მოცემული პაციენტისთვის ქირურგიული ჩარევის დროს, რისკის ხარისხისა და მოსალოდნელი სარგებლობის განსაზღვრისათვის. კათეტერიზაცია წარმოებს სპეციალიზირებულ განყოფილებებში აღჭურვილიაა გულის ვიზუალიზაციისათვის და სისხლძარღვებში სხვადასხვა კათეტერის განლაგებაზე კონტროლისათვის საჭირო რენტგენის მოწყობილობით. კათეტერიზაციას აწარმოებენ აგრეთვე, სისხლის მიმოქცევის წუთმოცულობისა და არტერიულ სისხლში სხვადასხვა აირისა და მეტაბოლურ პროდუქტების შემცველობის გაზომვისათვის. პარკუჭებში ან აორტაში რადიოაქტიური საღებავების შეყვანა კლინიცისტებს აძლევს საშუალებას, შეაფასონ კორონალური სისხლძარღვების მდგომარეობა.

კლინიცისტებს აქვთ შესაძლებლობა გაზომონ წნევა გულის ოთხივე საკანსა და მსხვილ სისხლძარღვებში. ამისათვის გამოიყენება კათეტერები, რომელთა წვეროებს, რენტგენის კონტროლის ქვეშ, ათავსებენ გულ-სისხლძარღვთა სისტემის საჭირო უბნებში. უბნების განსაზღვრა ხორციელდება წნევის პულსაციათა მრუდების დამახასიათებელი ფორმის მიხედვით. ამრიგად, ზომავენ წნევის გრადიენტს გულის ოთხივე სარქველზე. კლინიცისტები იყენებენ, აგრეთვე, კათეტერის ბოლოში გაბერილ პატარა ბალონს, რომელიც შეჰყავთ რენტგენის კონტროლის გარეშე, კათეტერის მიმართვა ხდება სისხლის ნაკადით. გულმკერდშიდა ვენით შეყვანილი კათეტერი ბოლოში გაბერილი პატარა ბალონით გადაიტანება სისხლის ნაკადით, გაივლის რა მარჯვენა წინა გულს, მარჯვენა პარკუჭს და ფილტვის არტერიას, ხდება მცირე წრის წვრილ არტერიაში, რომელსაც კეტავს, ახდენს რა ამ არტერიით სისხლის დინების ბლოკირებას. არტერიის გადაკეტვის წნევა ასახავს საშუალო წნევას მარცხენა წინაგულში.

შევიწროებული კორონალური არტერიების სანათურის გაფართოებისთვის გამოიყენება კანის ტრანსლუმინალური კორონალური ანგიოპლასტიკის (კტკა) მეთოდი. არტერიის შევიწროებული უბნის გაფართოება, რომელიც მიიღწევა ამ მეთოდის გამოყენებისას, საშუალებას გვაძლევს გავზარდოთ სისხლის ნაკადი მოცემული კორონარული არტერიის აუზში, რაც თავის მხრივ აღმოფხვრავს

იშემიის სიმპტომებს და მიოკარდიუმის სისხლით მომარაგების უკმარისობის ნიშნებს.

მრავალი პაციენტისთვის კორონალური არტერიების დაზიანებით წარმატებით ჩატარებული კტკა წარმოადგენს აორტოკორონარული შუნტირების ოპერაციის ალტერნატივას. ის საშუალებას გვაძლევს თავიდან ავიცილოთ გულმკერდის გახსნის, ხელოვნური სისხლის მიმოქცევისა და ზოგადი ნარკოზის გამოყენების არასასიამოვნო შედეგები, გარდა ამისა, მნიშვნელოვნად მცირდება პაციენტის მიერ საავადმყოფოში გატარებული დრო: პაციენტი შეიძლება გამოწერილ იქნეს წარმატებით ჩატარებული პროცედურიდან ორი დღის შემდეგ.

გულის სარქველით დახურული ხვრელის განივი კვეთის ფართობი შეიძლება გამოანგარიშებულ იქნეს სითხის მექანიკის ძირითადად განტოლებათა საშუალებით. ექიმს შეუძლია შეაფასოს ამ ხვრელის შევიწროების ხარისხი, ზომავს რა წნევათა სხვაობას საინტერესო სარქველის ორივე მხარეს და ხვრელში სისხლის დინებას.

ბერნელის განტოლებას არაბლანტი სითხისთვის აქვს შემდეგი სახე:

$$P_t = P + \rho gh + \frac{\rho u^2}{2}$$

სადაც: P_t – სრული წნევა;

P – სითხის ადგილობრივი სტატიკური წნევა;

ρ – სითხის სიმკვრივე;

g – თავისუფალი ვარდნის აჩქარება;

h – სიმაღლე რეფერენტული დონიდან;

u – სითხის დინების სიჩქარე.

არსებობს ისეთი სიტუაციები, რომელთა დროს პოტენციურ და კინეტიკურ ენერგიასთან დაკავშირებული ეფექტების უგულებელყოფამ შეიძლება მიგვიყვანოს შეცდომებამდე სისხლის წნევის გაზომვის შედეგებში.

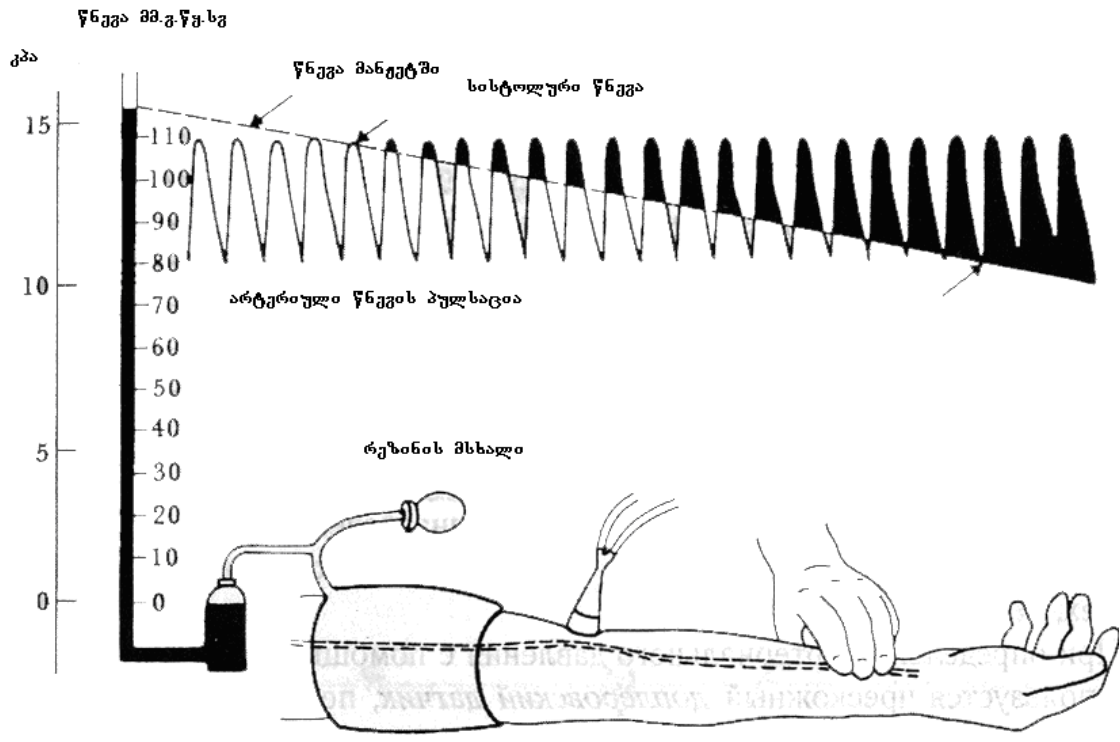
როგორც ბერნელის განტოლებიდან (7.8) გამომდინარეობს, დისიპატიურ ძალთა არარსებობისას სითხის საერთო წნევა რჩება მუდმივი. თუ განტოლების წევრები, რომლებიც დაკავშირებულია პოტენციური და კინეტიკური ენერგიის აღრიცხვასთან, უდრის ნულს, მაშინ სისხლძარღვებში გაზომილი წნევა უდრის სტატიკურ წნევას.

4.2 სისხლის წნევის გაზომვის არაინვაზიური მეთოდები

არტერიული წნევის გაზომვის არაინვაზიური ხერხები არაპირდაპირია. პირდაპირი (ინვაზიური) მეთოდებისაგან განსხვავებით. არტერიული წნევის არაინვაზიური გაზომვის ყველაზე ფართოდ გამოყენებული მეთოდი მდგომარეობს პულსაციის განსაზღვრაში, რომელიც წარმოიქმნება ან პალპატორულად, ან განსაზღვრული ბგერების მოსმენით, ოკლუზიური მანუეტის დადების ადგილიდან დისტალურად. სურ.4.9 ნაჩვენებია სისტემა, რომელიც სტანდარტულად გამოიყენება არტერიული წნევის არაინვაზიური გაზომვისთვის. ამ სისტემაში გამოიყენება სფიგმომანომეტრი, რომელიც შედგება გასაბერი მანუეტისაგან - ემსახურება სისხლძარღვების ოკლუზიის შექმნას, რეზინის მსხლისაგან - მანუეტში ჰაერის დასატუმბად და ვერცხლისწყლის ან მემბრანული მანომეტრისაგან - მანუეტში წნევის გასაზომად. არტერიულ წნევას ზომავენ შემდეგნაირად: ოკლუზიურ მანუეტში ტუმბავენ ჰაერს მანამ, სანამ წნევა მასში არ გადააჭარბებს სისტოლურ წნევას მსხვილ არტერიაში, რის შემდეგაც ნელ-ნელა იწყებენ წნევის შემცირებას მანუეტში. მას შემდეგ, რაც სისტოლაში მიღწეული მაქსიმალური წნევა გადააჭარბებს ოკლუზიის წნევას, სისხლი დაიწყებს გასვლას მანუეტიდან თითქმის მთლიანად შევიწროებულ სისხლძარღვში, რაც მიგვიყვანს პალპაციისას აღქმადი სხივის არტერიის პულსური რხევების წარმოქმნამდე მტევნის დონეზე (რივა-როჩის მეთოდი). მეორე მეთოდი (აუსკულტაციური) დაფუძნებულია სტეტოსკოპის საშუალებით იდაყვის ნაღუნში წარმოქმნილი ბგერების (კოროტკოვის ტონების) მოსმენაზე, რომლებიც განპირობებულია სისხლის დინებით მანუეტით შეკუმშულ არტერიაში და ამ არტერიის ვიბრაციებით. წნევა რომელსაც გვიჩვენებს მანომეტრი სხივურ არტერიაში პირველი პულსური დარტყმის რეგისტრაციის მომენტში უდრის სისტოლურ წნევას. მანუეტში წნევის შემცირებისას შეიძლება გამოვყოთ კოროტკოვის ტონების ცვლილებათა ხუთი ფაზა. წნევას რომელიც რეგისტრირდება მეოთხე ფაზიდან (როდესაც ტონები ხდება მიყრუებული) მეხუთე ფაზაში გადასვლისას (როდესაც ტონები აღარ ისმის), თვლიან დისტოლური წნევის ტოლად.

შემუშავებულია მრავალი ისეთი მეთოდი, რომელიც საშუალებას გვაძლევს ავტომატურად ვაწარმოთ ადამიანებში სისტოლური და დიასტოლური წნევის არაინვაზიური გაზომვა. ყველა ამ მეთოდში გამოიყენება ავტომატური სფიგმომანომეტრი, რომელიც ახორციელებს ჰაერის დატუმბვას ოკლუზიურ მანუეტში და მანუეტიდან ჰაერის შემდგომ გამოშვებას წინასწარ დადგენილი

სიჩქარით. არტერიაში პულსაციების რეგისტრაციისათვის მანუეტის ქვემოთ და მანუეტში წნევის აღრიცხვისათვის გამოიყენება მგრძნობიარე დეტექტორი.

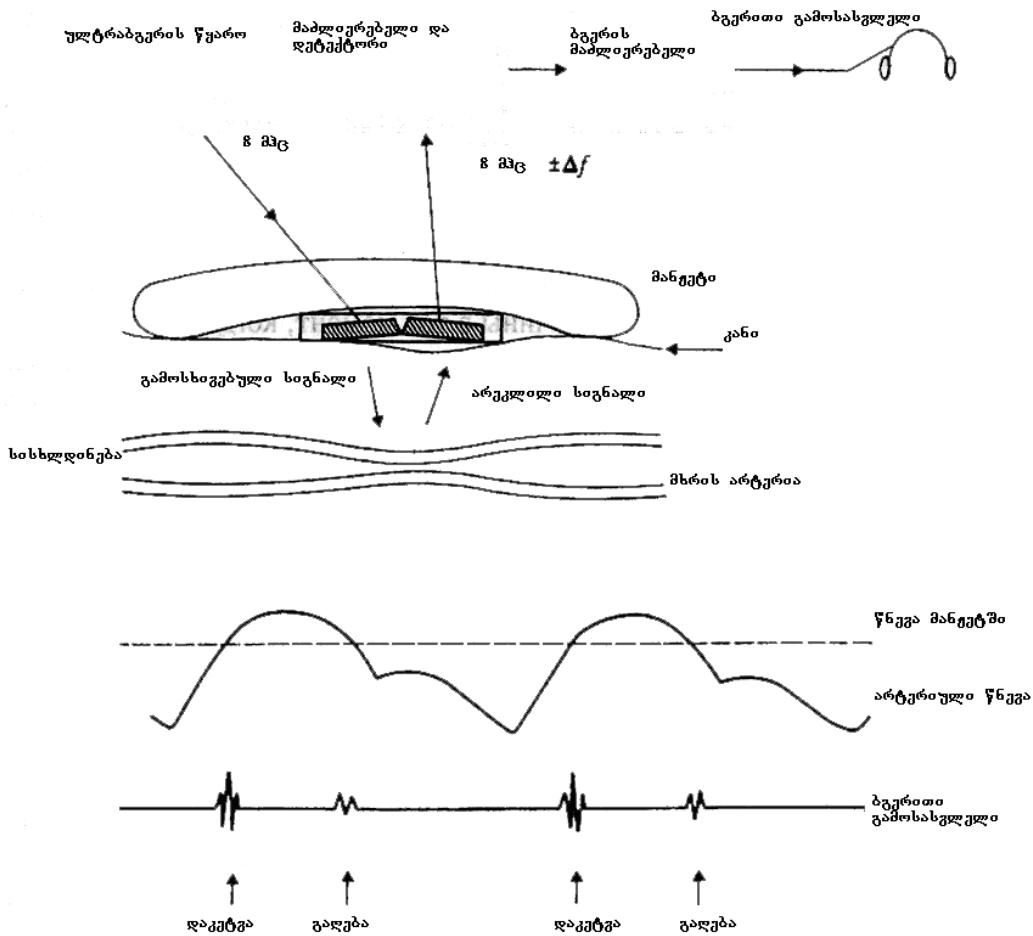


სურ. 4.9

დეტექტორის სახით გამოიყენება ულტრაბგერითი, პიეზოელექტრული, ფოტოელექტრული, ელექტროაკუსტიკური, თერმომეტრული ელექტროკარდიოგრაფიული ხელსაწყოები და გადამცემები, რომლებიც განკუთვნილია ქსოვილების იმპედანსის გაზომვისათვის. ქვემოთ ჩვენ განვიხილავთ წნევის ავტომატური გაზომვის სამ ყველაზე ფართოდ გამოყენებულ მეთოდს.

პირველი მეთოდის რეალიზაციისათვის გამოიყენება ავტომატური ხელსაწყო აუსკულტაციისათვის, რომელშიც სტეტოსკოპი შეცვლილია მიკროფონით. მანუეტში წნევის სიდიდე, რომელიც არსებობს იმ მომენტში, როდესაც მიკროფონი ახდენს კოროტკოვის პირველი ტონის წარმოქმნის რეგისტრაციას, შეაქვთ მესხიერებაში. წნევის სიდიდე, რომლის დროს ხდება კოროტკოვის ტონების შესუსტება და გაქრობა და რომელიც შეესაბამება დიასტოლურ წნევას, აგრეთვე, შეაქვთ მესხიერებაში. არტერიული წნევის განსაზღვრისას ულტრაბგერითი გადაცემის საშუალებით, გამოიყენება კანის დოპლერული გადამცემი, რომელიც საშუალებას გვაძლევს მოვახდინოთ სისხლძარღვის კედლების მოძრაობის რეგისტრაცია ოკლუზიურ მანუეტში წნევის სხვადასხვა დონისას. 4.10 სურათზე ნაჩვენებია ორი

ულტრაბგერითი კრისტალის – სიგნალის გამომსხივებლისა (8 მჰც) და აღქმულის – განლაგება კომპრესიული მანუეტის ქვეშ რომელიც მოთავსებულია ცდაში მონაწილე პირის ხელზე. მანუეტში წნევის მომატებისას, როდესაც ის ხდება დიასტოლურზე მაღალი, რჩება რა ამავე დროს სისტოლურზე დაბალი, სისხლძარღვი იღება და იხურება გულის ყოველი დარტყმისას (გულის ყოველი ციკლის განმავლობაში), რადგან წნევა არტერიაში ხან მაღალია და ხან დაბალი იმ წნევაზე, რომელიც მოქმედებს მასზე გარედან (მანუეტის მხრიდან) ულტრაბგერითი სისტემა ახდენს არტერიის გაღებისა და დახურვის მომენტების



სურ. 4.10

რეგისტრაციას.

გაზომვის ულტრაბგერითი მეთოდის უპირატესობა მდგომარეობს იმაში, რომ ის შეიძლება იყოს გამოყენებული ბავშვებსა და დაბალი არტერიული წნევის მქონე პირებზეც, აგრეთვე, ხმაურიანი ოთახის პირობებში. მეთოდის ნაკლოვანებებს მიეკუთვნება ის გარემოება, რომ ცდაში მონაწილე პირის სხეულის მდებარეობის შეცვლისას იცვლება გზის სიგრძე, რომელსაც გადის

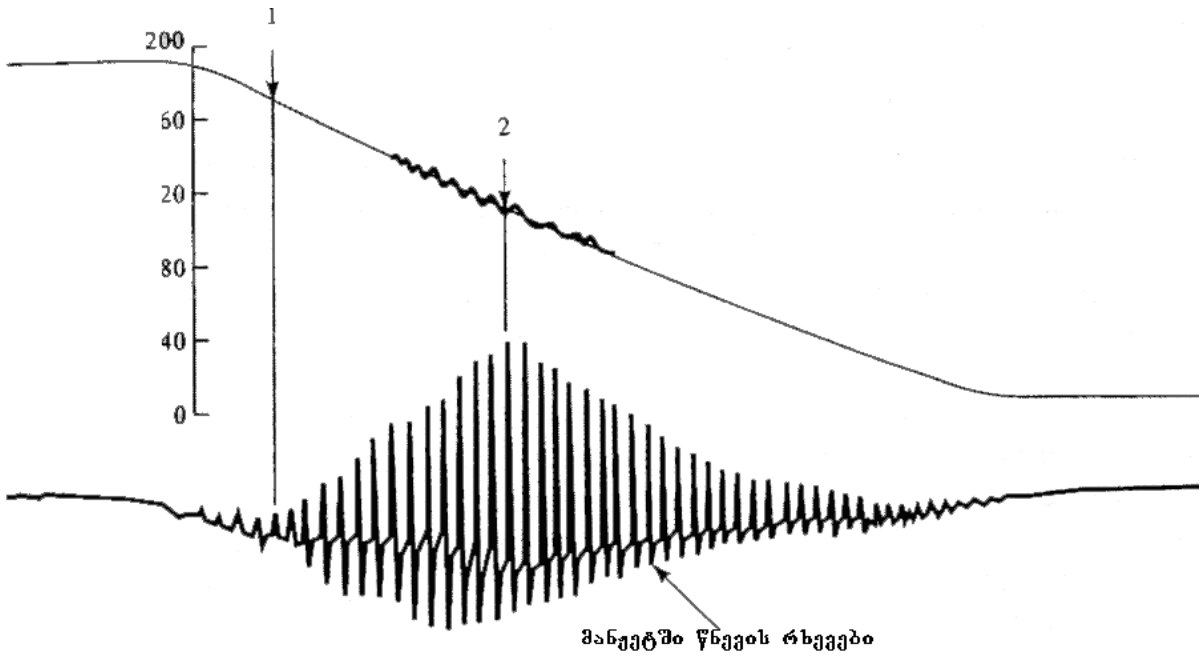
ულტრაბგერითი სიგნალი გადამცემიდან არტერიალურ. ულტრაბგერითი მეთოდის გამოყენება საშუალებას გვაძლევს, ასევე სრულიად ადგადგინოთ არტერიული წნევის პულსაციის მრუდი. ამ პროცედურის დროს რეფერენტულის სახით გამოიყენება ელექტროკარდიოგრამის სიგნალი.

არტერიული წნევის გაზომვის შემდეგი არაინვაზიური მეთოდი – ოსცილომეტრიული – დაფუძნებულია ოკლუზიურ მანუეტში წნევის მერყეობათა (ოსცილაციათა) ამპლიტუდის გაზომვაზე, რომლებიც წარმოიქმნება არტერიის კედლის რადიალური გადანაცვლების (მისი დიამეტრის გაზრდის ან შემცირების) გამო, სისხლის დინების თითოეული პულსაციისას და არტერიაში წნევის შემთხვევაში. ოსცილომეტრიული მეთოდის უნიკალურობა მდგომარეობს იმაში, რომ არტერიული წნევის გაზომვისათვის, ამ მეთოდის გამოყენებისას, გამოიყენება კომპრესიულ მანუეტში არსებული ჰაერის მახასიათებლები. წნევის მერყეობა მანუეტში წარმოიქმნება მაშინ, როდესაც წნევა მასში უახლოვდება სისტოლურს. ეს მერყეობა ძლიერდება მანუეტში წნევის შემცირების შესაბამისად, აღწევს რა მაქსიმალურ სიდიდეს იმ მომენტში, როდესაც ეს წნევა ხდება საშუალო არტერიული წნევის ტოლი. მანუეტში წნევის შემცირებისას ამ სიდიდეზე დაბლა, წნევის მერყეობის ამპლიტუდა მცირდება მანუეტში წნევის შემცირების სიჩქარის პროპორციულად. მანუეტში წნევის მერყეობათა ჩანაწერი არ შეიცავს რაიმე გამოსატულ ცვლილებებს, რომლის მიხედვითაც ადვილად შეიძლებოდა არტერიაში დიასტოლური წნევის განსაზღვრა. ეს დაკავშირებულია იმასთან, რომ მანუეტში წნევის შემცირებისას დიასტოლურზე დაბლა, კედლის რადიალური მოძრაობები, რომლებსაც ადვილი აქვს არტერიაში თითოეული პულსური ტალღის გავლისას, ნარჩუნდება. ამ მიზეზით მონიტორი წნევის ოსცილომეტრიული გაზომვისათვის შეიცავს სპეციალური ალგორითმს, რომელიც საშუალებას გვაძლევს შევაფასოთ დიასტოლური წნევის სიდიდე არტერიაში.

ყველაზე საიმედო პარამეტრს, რომელიც რეგისტრირდება ოსცილომეტრიული მეთოდის გამოყენებისას, წარმოადგენს არა სისტოლური ან დიასტოლური, არამედ საშუალო წნევა, რადგან ის განისაზღვრება სრულიად აშკარა, გამოსატული მაჩვენებლის საშუალებით: მანუეტის წნევით, რომელიც უდრის არტერიის საშუალო წნევას.

სურ 4.11 ნაჩვენებია წნევის „იდეალური“ ჩანაწერი ოკლუზიურ მანუეტში, რომელიც გაკეთებულია დიაგრამული თვითჩანაწერის საშუალებით, არტერიული წნევის გაზომვის პროცედურის მსვლელობაში. სისტოლური წნევა განისაზღვრება მანუეტში წნევის პულსაციათა ამპლიტუდის გაზრდის მიხედვით, რომელიც ხდება

იმ მომენტში, როდესაც საშუალო წნევა მანუეტში ხდება სისტოლურ წნევაზე რამდენადმე ნაკლები (წერტილი 1). წერტილი 2 აღნიშნავს მანუეტში წნევის ოსცილაციის მაქსიმალურ ამპლიტუდას და შეესაბამება საშუალო არტერიულ წნევას, რადგან დიასტოლური წნევის დონის გავლისას მანუეტში წნევის მერყეობათა ამპლიტუდის რაიმე განსაკუთრებული ცვლილება არ ხდება, ამიტომ დიასტოლური წნევის სიდიდის განსაზღვრისათვის გვიხდება ალგორითმული მეთოდის გამოყენება.

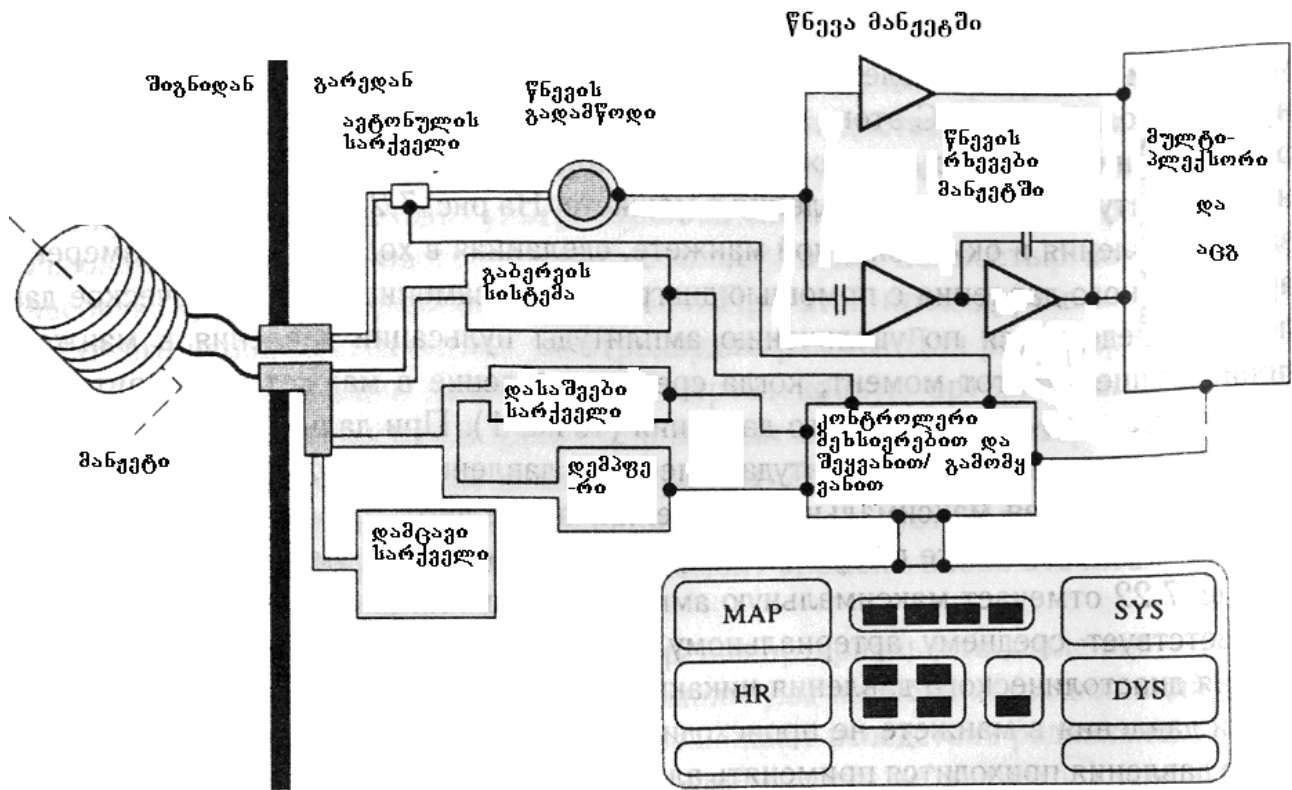


სურ.4.11

სურ. 4.12 ნაჩვენებია ბლოკ- სქემა, ოსცილომეტრიული მეთოდით არტერიული წნევის გაზომვისათვის, სისტემის ძირითადი კომპონენტები და ქვესისტემები, რომელიც დაფუძნებულია ხელსაწყო Dinamap-ზე. მართვის პანელი: MAP = საშუალო არტერიული წნევა, SYS = სისტოლური წნევა, HR - გულისცემის სიხშირე და DYS –

დიასტოლური წნევა. საზომი სისტემის აღწერა იწყება კომპრესიული მანუეტიდან, რომელიც მასში ჰაერის დატუმბვისას კუმშავს კიდურს და გადაუტერს მასში გამავალ სისხლძარღვებს. ეს მანუეტი შეერთებულია პნევმატიურ სისტემასთან. წნევა მანუეტში იზომება კრისტალური გადამცემის საშუალებით, რომლის ელექტრო სიგნალი მუშავდება ორი სხვადასხვა წრედით. პირველი წრედი წინასწარ აძლიერებს გასაზომ სიგნალს და ახდენს მანუეტში წნევის ნულის წანაცვლების კორექტირებას მანამ, სანამ მოვახდენთ მის გარდაქმნას ანალოგიურ-ციფრული გარდაქმნელის საშუალებით ციფრულ ფორმაში. მეორე წრედი ახდენს

მაღალი სიხშირეების გაფილტვრას (დათრგუნვას) და აძლიერებს წნევის სიგნალს მანუეტში. წნევის მართვა მანუეტში ხდება მიკროკომპიუტერის საშუალებით, რომელიც გაზომვის ციკლის საჭირო მომენტში აამოქმედებს მანუეტში ჰაერის დატუმბვისა და მისგან ჰაერის ნელი გამოშვების სისტემას.



სურ. 4.12

სუნთქვითი პარამეტრების ბაზომეზები

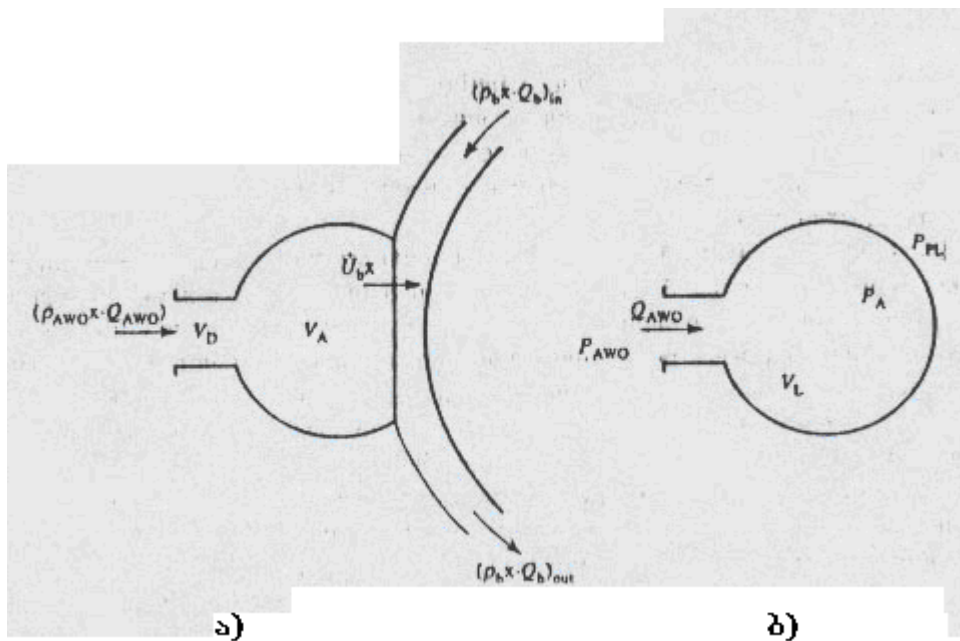
არსებობს ხელსაწყოების დიდი რაოდენობა, რომლებიც ემსახურება სუნთქვასთან დაკავშირებულ სხვადასხვა სიდიდეების გაზომვას. ჩვენ შემოვიფარგლებით აქ მსჯელობით ისეთ სამედიცინო ხელსაწყოებზე, რომლებიც უზრუნველყოფენ მხოლოდ სიდიდეების ზუსტ გაზომვას. შესაბამისად არ განვიხილავთ იმ ხელსაწყოებს, რომლებიც განკუთვნილია მხოლოდ პაციენტების მონიტორინგისთვის, აგრეთვე სადიაგნოსტიკო ხელსაწყოების დიდ ჯგუფს. მათ მიეკუთვნება ხელსაწყოები ინტროსკოპიის და ტომოგრაფიისათვის (რენტგენოგრაფია, კომპიუტერული, მაგნიტო-რეზონანსული და პოზიტრონ-ემისიური ტომოგრაფია). ამასვე მივაკუთვნოთ ხელსაწყოების დიდი ჯგუფი, რომლებიც განკუთვნილია ფილტვების მოცულობის ცვლილების გასაზომად – ფლუოროსკოპები, მაგნიტომეტრები, სხვადასხვა ელექტრო-მექანიკური და პნევმატიური გადამწოდები და აგრეთვე ტენზოგადამწოდი, რომელიც არეგისტრირებს სუნთქვით მოძრაობებს.

ჩატარებული გაზომვები უნდა იყოს მინიმალურად ინვაზიური. ეს გაზომვები უნდა იყოს მინიმალურად დისკრეტული და უნდა იყოს მისაღები კლინიკური გამოყენებისთვის. მოცემული მოთხოვნები ზღუდავს გაზომვების შესაძლო რიცხვებსა და ტიპებს და განპირობებულია ექვივალენტური პარამეტრების მოდელების გამოყენებას, მაგალითად, სუნთქვაში გამოიყოფა ორი ფუნქცია: (1) ფილტვებში გაზთა ცვლა (ჰაერგამტარი გზების და ფილტვების კაპილარების ჩათვლით) და (2) ფილტვების და გულმკერდის მექანიკა. მოდელები, რომლებიც აღწერენ გაზთა ტრანსპორტირებას, დაკავშირებულია ძირითადად სხვადასხვა გაზთა კომპონენტების ცვლილებებთან და გაზთა ნაკადის მოცულობით სიჩქარესთან, ხოლო მექანიკური მოდელები – წნეგასთან, ფილტვების მოცულობასთან და მისი სიჩქარის ცვლილებებთან. ეს ორი ფუნქცია მჭიდროდაა დაკავშირებული ერთმანეთთან.

გაზების ტრანსპორტირების სხვადასხვა მოდელებს საფუძველად უდევს მასების ბალანსი სასუნთქი სისტემებისათვის. სურ. 5.1 ნაჩვენებია ფილტვების აირთა ცვლის მოდელი. ის შედგება ცვალებადი მოცულობის ალვეოლარული ნაკვეთურისაგან, რომლის შიგნით აირი კარგად დიფუზირდება, აგრეთვე ე.წ. მკვდარი სივრცისაგან, რომელსაც აქვს მუდმივი მოცულობა. კონვექციის გამო ჰაერი გადის მკვდარ სივრცეში, იგი წარმოადგენს დაყოვნების ხაზს, რომელიც აერთებს გარე სასუნთქი ხვრელის ალვეოლარულ მოცულობას. სურ. 5.1 (ა) წარმოდგენილი სქემა კარგად აღწერს ორივე ფილტვში აირთა ცვლას ნორმალური და მშვიდი სუნთქვისას.

მასების დინამიური ბალანსის განტოლება შეიძლება დავწეროთ ნებისმიერი ქიმიური კომპონენტისათვის X ან მათი კომპოზიციით შესუნთქულ აირთა ნარევიში. თუ X ნივთიერების წარმოქმნა ქიმიური რეაქციით სისტემაში შეიძლება უგულებელვყოთ, მაშინ მასების ბალანსის განტოლება X -ისთვის შეიძლება ჩაიწეროს შემდეგნაირად:

$$\begin{matrix} \text{სისტემაში } X \\ \text{დაგროვების} \\ \text{სიჩქარე} \end{matrix} = \sum_{j=1}^n \begin{matrix} \text{შესავლიდან} \\ X \\ \text{გადატანის} \\ \text{სიჩქარე} \end{matrix} - \begin{matrix} \text{დიფუზიის} \\ \text{სიჩქარე სისტემის გარეთ} \end{matrix} \quad (5.1)$$



სურ. 5.1.

სურ. 5.1 ზე ნაჩვენებია ფილტვების მოდელი.

(ა) - სასუნთქი სისტემების აირთა ცვლა. (αQ) არის X აირის ნაკადი მოლელებში, რომელიც შემოდის ჰაერგამტარი ხვრელის (AWO) შესასვლელით და სისხლძარღვთა ფილტვების b კაპილარული ქსელით. $V_D =$ მკვდარი სივრცის მოცულობა; $V_A =$ ალვეოლური მოცულობა;

(ბ) = სასუნთქი სისტემის მექანიკური მოდელი; $P_A =$ წნევა ფილტვის შიგნით (ალვეოლური); $P_{PL} =$ წნევა პლევრაში; $P_{AWO} =$ წნევა სასუნთქი ხვრელის მიდამოში; $V_L =$ აირის მოცულობა ფილტვებში და ჰაერმატარებლებში; $Q_{AWO} =$ აირის ნაკადის მოცულობითი სიჩქარე ფილტვებში შემავალი გზებით.

5.1 განტოლება შეიძლება გადავწეროთ ასევე მოლარული სახით, რადგანაც მოლელების რაოდენობა N - არის X მასა (გრამებში) გაყოფილი მისსავე მოლეკულურ წონაზე, $p_{AWO} X$ - X კომპონენტის მოლარული სიმკვრივე (მოლელების რაოდენობა მოცულობის ერთეულზე), ხოლო Q_{AWO} - აირის ნაკადის მოცულობითი სიჩქარე (აირის მოცულობა შესული დროის ერთეულში). ორივე სიდიდე იზომება სისტემაში შესვლისას. მაშინ სურ. 5.1 (ა) წარმოდგენილი მოდელისთვის შეიძლება ჩავწეროთ შემდეგი განტოლება აიროვანი X ინგრედიენტისთვის:

$$\frac{d(N_L X)}{dt} = (p_{AWO} X \cdot Q_{AWO}) - \dot{U}_b X \quad (5.2)$$

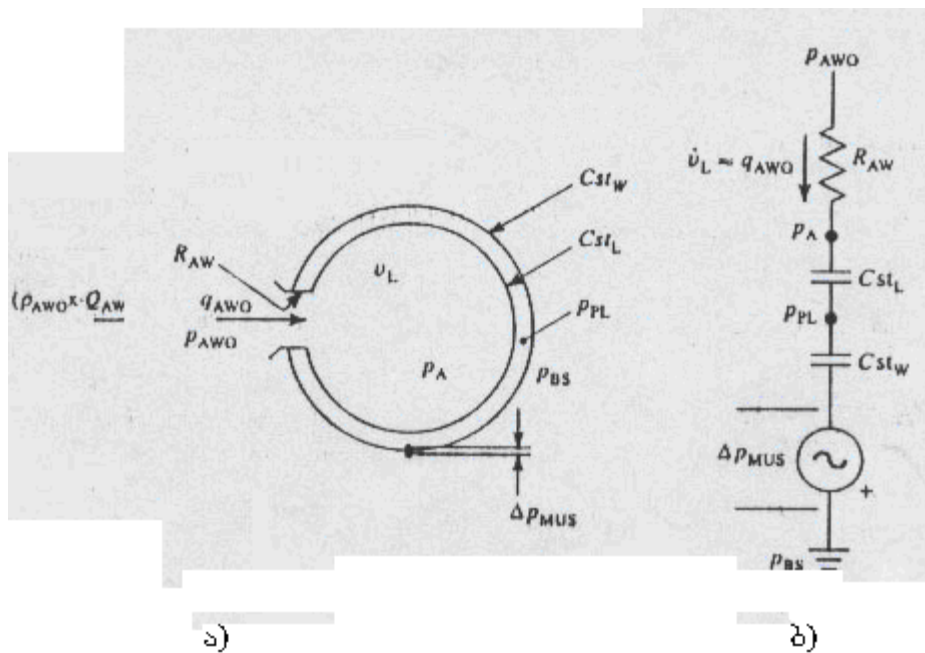
სადაც:

$U_b X$ - X აირის სისხლით შთანთქმის ჯამური მოლარული სიჩქარე;

$N_L X$ - ჯამური მოლარული აირის შემცველი X ფილტვებში მკვდარი სივრცის ჩათვლით ($N_D X$) და ალვეოლური განყოფილება ($N_A X$).

სუნთქვის მექანიკის მოდელირება შეიძლება მოხერხებულად პნევმატური და მექანიკური ელემენტების კომბინაციით. 5.1 (ბ) სურათზე წარმოდგენილია ფილტვების იდეალიზირებული მექანიკური მოდელი. იგი შედგება დეფორმირებადი

პნემატური საკნისაგან, რომელიც დამზადებული ისეთი მასალისგან, რომელსაც გააჩნია ერთდროულად სიმკვრივე, პლასტიურობა და აქვს რბილი ჰაერგამტარი გზები, ცვალებადი წინააღმდეგობით. სისტემა შეიცავს იდეალური აირების გაჯერებულ შენაერთებს. თუმცა თითოეული ყოველი მილიონი ალვეოლთაგანი შეიძლება ფუნქციონირებას, როგორც ცალკეულ სუნთქვის სისტემა, მშვიდი სუნთქვისას ორივე ფილტვის შემთხვევაში მექანიკა კარგად აღიწერება ერთსაკნიანი მოდელით (სურ. 5.1 ბ). ამავე დროს, ნორმის და პათოლოგიის დროს სუნთქვის მექანიკის ადეკვატური აღწერისათვის საჭიროა რამოდენიმე დამოუკიდებელი საკნების მქონე მოდელების გამოყენება. სურ.5.2 (ა) სუნთქვის სისტემას დაემატა კიდევ ერთი დეფორმირებული კონტეინერი, წარმოქმნილი კედლით ფილტვების გარშემო მყოფ გულმკერდის ღრუში. ეს კედელი შეიცავს ფილტვის გარშემო მყოფ ყველა ელემენტებს: ნეკნებს, სუნთქვით კუნთებს, მუცლის ღრუს ორგანოებს, რომლებიც სუნთქვისას მოძრაობენ. ფილტვებსა და გულმკერდს შორის ვიწრო ხვრელი წარმოშობს შიდაპლევრალურ სითხით სავსე სითხეს.



სურ. 5.2

სურ. 5.2 ნორმალური ვენტილაციის მექანიკის მოდელია, ზომიერი ამპლიტუდისა და სუნთქვის სიხშირის დროს (ჯანმრთელი ფილტვები, სიმშვიდე). (ა) - მექანიკური მოდელი ფილტვების გულმკერდის კედლებით გარშემორტყმული. (ბ) - ექვივალენტური ელექტრული სქემა (ა) მოდელისთვის.

წნევის დინამიკური გაზომვა სასუნთქ სისტემაში შეიძლება განვახორციელოთ, წნევის ელექტრონული ტენზომეტრიული გადამწოდის გამოყენებით, რომელიც შეერთებულია კათეტერთან ან მილთან, ზონდის როლში. წნევის სხვაობის გაზომვისას უნდა გავითვალისწინოთ ერთი მნიშვნელოვანი მომენტი. უშუალოდ ასეთი გაზომვები ხორციელდება დიფერენცირებული მანომეტრების საშუალებით, რომლებსაც აქვთ ორი საკანი, გამოყოფილი მემბრანით მასზე დამაგრებული ტენზოგადამწოდებით. კათეტერი აწოდებს აირს ყველა საკანს.

თუ ფილტვები იცვლიან თავის მოცულობას, მაშინ კონვექტორულ ნაკადს მიაქვს ან მოაქვს აირის პორცია სასუნთქი ხვრელით. იმ პარამეტრების გაზომვას, რომელიც დაკავშირებულია აირის მოძრაობასთან აქვს უდიდესი მნიშვნელობა

სასუნთქი სისტემის შესწავლისას. ნაკადის მოცულობით სინქარეს და მის დროით ინტეგრალს იყენებენ ფილტვების მოცულობის სინქარის ცვლილების შეფასებისთვის და შესაბამისად, თუ ხელსაწყოები დაკალიბრდება და გამოიყენება ნაკადის სინქარის მოცულობის გასაზომად. დადგენილია, რომ ნაკადის მოცულობით სინქარე ტოლია მასის გადატანის სინქარისა შეფარებული აირის სიმკვრივეზე გაზომვის წერტილში. ხელსაწყოებს რომლებიც განკუთვნილია აირის ნაკადის მოცულობით სინქარის გაზომვისათვის, უწოდებენ მოცულობითი ხარჯსაზომს. მოცულობა, რომელსაც აირის მასა იკავებს ცნობილ ტემპერატურაზე და წნევაზე, განისაზღვრება სპირომეტრით.

თუმცა სუნთქვით მოძრაობები ციკლურია და თან ახლავს აირის ნაკადის ურთიერთსაწინააღმდეგო მიმართულებით გადაადგილება, ზოგიერთი სასუნთქი გზების ფუნქცია დაფუძნებულია ცალკეულ სასუნთქ მოძრაობაზე და მოითხოვენ აირის ნაკადის გაზომვას მარტო ერთ მიმართულებით. ასეთ გაზომვას ატარებენ ამოსუნთქვის ფაზაში, ფილტვებიდან ინდიკატორული აირის გამორეცხვისას, ცალკეულ ფორსირებულ ამოსუნთქვაზე ფილტვების სასიცოცხლო ტევადობის დასადგენად ან ცალკეულ მაქსიმალურ ჩასუნთქვაზე.

სისტემაში გამავალი აირის ნაკადის გაზომვისას საჭიროა, რომ გადამწოდი მდებარეობდეს ნაკადის პერპენდიკულარულად. ექსპერიმენტებში, განსაკუთრებით ისეთში სადაც იზომება ამოსუნთქული აირი, მიღებულია, რომ მთელი ნაკადი გადიოდეს ხელსაწყოში ან გროვდებოდეს მასში. გაზომვების ასეთ მეთოდს შეიძლება თან ახლდეს გარკვეული სიძნელებები. გაზომვების დროს, რომლებიც ტარდება შემაჯავლი ხვრელის დონეზე, გადამწოდი უნდა უძლებდეს ნებისმიერ წნევას, რომელიც წარმოიქმნება ჰაერმატარებელში (მაგ. ვენტილატორით). აირის გარდა, თვითონ ხელსაწყო არ უნდა ქმნიდეს წნევას საწინააღმდეგო ან ჰაერის მოძრაობის საწინააღმდეგოდ. ამერიკული პულმონოლოგიური საზოგადოების რეკომენდაციის თანახმად, მოცულობითი ხარჯსაზომების ნაკადის მიმართ წინააღმდეგობა არ უნდა აღემატებოდეს $1.5\text{ სმ } H_2O$ (ლ/წმ). როგორც სხვა ხელსაწყოებში, გაზომვის სიზუსტის მოთხოვნის უზრუნველყოფისათვის, ხარჯსაზომის გადამწოდი უნდა ქონდეს საკმარისი სტაბილურობა (გამოსასვლელი სიგნალის მცირე დრეიფი მუდმივი ხარჯვისას) საკმარის მგრძობელობასთან ერთად. საჭიროა ვიგულისხმოთ, რომ აირის ტემპერატურისა და შემადგენლობის ცვლილებამ შეიძლება გავლენა მოახდინოს ხარჯსაზომის დაკალიბრებაზე. ასეთი ცვლილებები შეიძლება წარმოიქმნას ჩასუნთქვისას ან ამოსუნთქვისას და ასევე ამოსუნთქული აეროზოლური ორგანული ნივთიერება შეიძლება დაილექოს გადამწოდის მგძობიარე ელემენტებზე და გააჭუჭყიანოს ის. ასეთმა პროცესებმა შეიძლება არა მარტო იმოქმედოს გადამწოდის კავშირებზე, არამედ აღმოჩნდეს ინფექციის წყარო. შესაბამისად გადამწოდი შეიძლება იყოს სტერილურიც ან ერთჯერადი.

ერთ ერთი ძირითადი ნივთიერება, რომელიც აბინძურებს გადამწოდს არის ამოსუნთქული წყლის ორთქლი. თუ გადამწოდი არ ხურდება სხეულის ტემპერატურამდე ან მის ზევით, ის გვევლინება თავისებურ “მაცივრად” გაჯერებული წყლის ორთქლისთვის. დაგროვილმა სითხემ შეიძლება დააბინძუროს გადამწოდი და შეცვალოს ეფექტური ფართობი განივ განაკვეთზე, რომელშიც აირი გადის.

გაზომვების პროცედურამ არ უნდა მიგვიყვანოს ჩასუნთქული ჰაერის გახურებამდე და მასში მავნე მინარევების მოხვედრამდე. ასეთი მეთოდები, როგორც ლაზერული ანემომეტრია (რომელიც მოითხოვს ნაკადში ამრეკლავი ნაწილაკების არსებობას) და იონური ანემომეტრია (რომელსაც მივყავართ ოზონირებასთან) გამოუსადეგარია გაზომვისათვის სასუნთქი სისტემის შესასვლელში. თუ გადამწოდი გამოიყენება განუწყვეტელი სუნთქვის მონიტორინგში მაშინ მნიშვნელოვანი ხდება მისი მკვდარი სივრცე. თუ ჰაერმატარებელის მოცულობა გაზომვის სისტემაში

იმდენად დიდია, რომ თითოეულ ჩასუნთქვაზე პაციენტი შეისუნთქავს ამოსუნთქულ ჰაერის გადაჭარბებულ რაოდენობას, მაშინ სისტემიდან საჭიროა გამოვდნოთ ნახშიროჟანგი და დავამატოთ ჟანგბადი.

სამუშაო მახასიათებლები, რომლებიც მოეთხოვება რესპირატორული ხარჯსაზომებს, დამოკიდებულია ჩატარებული გაზომვების სპეციფიკაზე. გაზომვების დიაპაზონი მოიცავს, როგორც ნაკადების მცირე სიდიდეებს (ჩვილის მშვიდი სუნთქვა), ასევე აირის მაქსიმალურ ნაკადებს მოზარდი სპორტსმენის ფორსირებულ სუნთქვის დროსაც.

პრაქტიკაში გამოყენებული რესპირატორულ ხარჯსაზომები მიეკუთვნება მომდევნო ოთხი კატეგორიიდან ერთ-ერთს: როტაციული, ულტრაბგერითი, თერმოკონვექციური და დიფერენციალურ-მანომეტრიული.

როტაციული ხარჯსაზომები მიეკუთვნება ხელსაწყოების ტიპს, რომელთაც აქვთ პატარა ტრიალა, რომელიც განლაგებულია ჰაერგამტარში. მისი ბრუნვა, ტრიალი, განისაზღვრება აირის ნაკადის მოცულობით. მექანიკური გადაცემის საშუალებით ხელსაწვოს ინდიკატორზე გამოიყვანება ნაკადის შემდეგი პარამეტრები; ნაკადის პიკური მნიშვნელობა და ჯამური ნაკადი ამოსუნთქვისას. ხელსაწვოს სხვა ვარიანტში, გადამწოდი აღიქვამს სინათლის ტრიალას მიერ სხივის შეჩერებას, და ახდენს მის ტრანსფორმირებას ძაბვაში, რომელიც აირის ნაკადის ან მისი ინტეგრალის პროპორციულია. ეს სიდიდე შეუწყვეტილად გამოსახება მონიტორზე ან ჩაიწერება ფოტოქადალდზე. მოძრავი ნაწილების მასა და მათ შორის ხახუნს შეარჩევენ ისეთი სახით, რომ აარიდონ ტრიალას მეტად მაღალი სიხშირის ბრუნვა, აჩქარებული ნაკადის საპასუხოდ. ეს ხელს უშლის როტაციულ ხარჯსაზომის გამოყენებას ცვალებადი ან სხვადასხვა მიმართულების ნაკადის გაზომვაში. როტაციულ ხარჯსაზომებს იყენებენ ძირითადად კლინიკაში მასობრივ გამოკვლევებისას.

სუნთქვის პარამეტრების გაზომვებისას მკვლევარი აფასებს აირის დინების ზემოქმედებას ულტრაბგერითი სიგნალის გავლის ხანგრძლივობაზე. გამოსხივების კრისტალური წყვილი – გადამწოდი - მიმდები მაგრდება, გარეთა კუთხით, მილის ღერძზე, რომლის შიგნით მიედინება აირი ან შიგა მხრიდან ნაკადის ღერძის პარალელურად. ულტრაბგერითი სიგნალის გატარების დრო, გამომსხივებელსა და მიმდებს შორის, დამოკიდებულია არა მარტო მათ შორის აირის სიჩქარეზე, ასევე აირის ნარევის შემადგენლობაზე და ტემპერატურაზე.

ხელსაწვოს სხვა ვარიანტში, აირის ნაკადში ათავსებენ ღეროს, რომელიც იწვევს ტურბულენტურ დინებას. ულტრაბგერითი გამომსხივებელი და მიმდები განლაგებულია მილის დიამეტრულად საწინააღმდეგო კედლებზე. ულტრაბგერითი სიგნალების ინტენსიურობა, რომელიც გადის ნაკადის პერპენდიკულარულად მოდულირდება გრიგალის მეშვეობით. მოდულაციის სიხშირე განისაზღვრება და დაკალიბრდება ნაკადის სიჩქარის მოცულობით ერთეულებში. ულტრაბგერითი ხარჯსაზომები ზომავენ ერთმიმართულებიან ნაკადებს და გამოიყენებიან პაციენტების მონიტორინგისათვის კლინიკაში.

თერმოკონვექციური ხარჯსაზომების მგრძობიარე ელემენტები არის ლითონის მავთულები, ლითონის ფოლგა ან თერმისტორები, ელექტრული წინააღმდეგობა რომელიც იცვლება ტემპერატურასთან დამოკიდებულებაში. თვითგათბობის რეჟიმში მუშაობის დროს, როდესაც მასში გადის მნიშვნელოვანი დენი, რათა საშუალო ტემპერატურა შენარჩუნდეს გარემომცველ ტემპერატურაზე მაღლა. ამ ელემენტებზე სითბური დანაკარგების სიჩქარე დამოკიდებულია აირის ლოკალურ მასაგადატანაზე, ტემპერატურაზე, თბოტევადობაზე, კინემატიკურ სიბლანტეზე და თბოგამტარობაზე. თუ მგრძობიარე ელემენტის მუშაობა მუდმივი ტემპერატურისას უზრუნველყოფილია უკუკავშირის წრედით, მაშინ სითბოს დანაკარგს განპირობებულს ლოკალური ტემპერატურის ცვლილებებით, აკომპენსირებენ

უკუკავშირის წრედში მეორე მგრძნობიარე ელემენტის მოთავსებით, რომელიც მუშაობს გახურების გარეშე.

იმ შემთხვევებში, როცა აირის თვისებები პრაქტიკულად არ იცვლება, გამოძავალი ძაბვა განხილულ ხელსაწყოებში წარმოადგენს არაწრფივ ფუნქციას, რომელიც დამოკიდებულია მხოლოდ და მხოლოდ მასაგადატანის სიჩქარეზე. ამ დამოკიდებულების აპროქსიმაციის წყალობით გარდაქმნების შედეგად უზრუნველყოფენ ხაზოვან კავშირს გამავალ ძაბვასა და მასაგადატანის სიჩქარეს შორის.

ხაზოვანი ხარჯსაზომი, რომელშიც გამოიყენება მარტო ერთი გადამწოდი ტემპერატურული კომპენსაციით, რომელიც შესრულებულია გაცხელებული მავთულის სახით, უზრუნველყოფს ერთ მიმართულებით სუნთქვითი ნაკადების დამაკმაყოფილებელ გაზომვებს. მავთულოვანი თერმოდინამიკური გამოყენებისას ნაკადის მოცულობითი სიჩქარის სუნთქვის უწყვეტი რეგისტრაციისთვის აუცილებელია რამოდენიმე პირობის დაცვა. აირის მუდმივი სიმკვრივის მოცულობითი ნაკადი გადის ზოგიერთ განივკვეთს, რომელიც პირდაპირპროპორციულია მასაგადატანის საშუალო სიჩქარის, გადაკვეთაზე გაშუალოებული. მავთულს, რომელიც ემსახურება მასაგადატანის დეტექტორს, აქვს ძალიან მცირე ზომები (დაახლოებით: დიამეტრი 5 მკმ და სიგრძე 1 – 2 მმ), რაც აუცილებელია საჭირო სითბოგაცემის უზრუნველსაყოფად და ინერციულობის შემცირებისათვის. მასაგადატანა იზომება მარტო აირის ნაკადის მცირე მიდამოში. მილი მგრძნობიარე მავთულით განლაგებული უნდა იყოს ისეთი სახით, რომ დროის ნებისმიერ მომენტში გადამწოდით რეგისტრირებული მნიშვნელობა ასახავდეს მთელი ნაკადის საშუალო სიდიდის რეპრეზენტაციულ შეფასებას.

ერთმავთულიანი გადამწოდი გამოსასვლელზე გასცემს ერთნაირ პოლარობის სიგნალს, ნაკადის მიმართულებისგან დამოუკიდებლად ასე, რომ ზღუდავს მის გამოყენებას ერთმიმართულიანი ნაკადების გასაზომად. ამის ასაცილებლად ერთდროულად იყენებენ რამოდენიმე მგრძნობიარე ელემენტს, რომლებიც განლაგებულია ნაკადის გასწვრივ სხვადასხვა წერტილებში. შესაბამისი ელექტრული მოწყობილობების არსებობისას დეტექტირების საშუალებას აძლევს არამარტო სიდიდის, არამედ ნაკადის მიმართულებას. სუნთქვისას აირის ნარევის შემადგენლობის ცვლილება გავლენას ახდენს გაცხელებული მავთულიდან სითბოს გადატანაზე. აირის შემადგენლობის მნიშვნელოვანი სხვაობა, შესუნთქული და ამოსუნთქული ჰაერი აუფასურებს ერთჯერადი დაკალიბრირების შედეგებს. გადამწოდი საჭიროა დაკალიბრდეს იმ აირის ნარევის მიხედვით, რომლისთვისაც ტარდება გაზომვა.

სუნთქვის პარამეტრების გაზომვისას მავთულოვანი ანემომეტრს აქვს უპირატესობა. მას აქვს კარგი სიხშირული მახასიათებლები (ანემომეტრის გადამწოდს შეუძლია ასახოს სიხშირე რამოდენიმე ჰერცამდე). რადგანაც გადამწოდი მინიატურულია, წნევას წინააღმდეგობას უწევს მხოლოდ მილი, რომლის შიგნითაცაა ის განლაგებული.

ადეკვატური ხაზოვანი პირობის დროს მავთულოვანი ანემომეტრის ზუსტი ჩვენება უზრუნველყოფილია როგორც მცირე, ასევე მაღალი ნაკადის სიჩქარეებისას. საჭიროების დროს ხელსაწყოს შეუძლია მომარაგდეს სპეციალური სქემით გადამწოდის ძლიერი გახურებით, რომლის შედეგადაც იწვება დაგროვილი ჭუჭყი. ძირითადი ნაკლოვანებაა – ხელსაწყოს უნარი გაზომოს მარტო ერთმიმართულიანი ნაკადები.

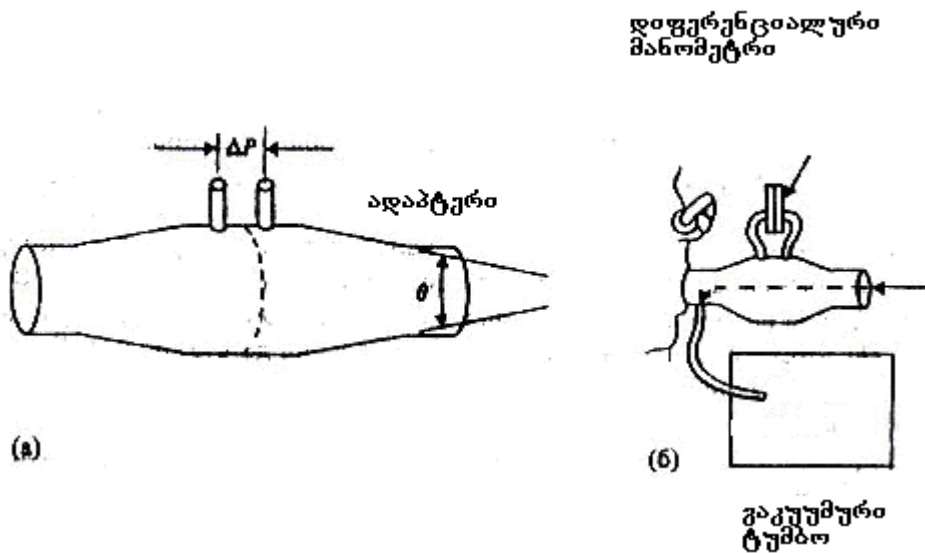
კონვექტიური ნაკადი იქმნება სივრცის ორ წერტილს შორის წნევათა სხვაობის წყალობით. წნევათა სხვაობასა და ნაკადის მოცულობის სიჩქარეს შორის მჭიდრო დამოკიდებულების არსებობა სისტემაში საშუალებას იძლევა შეფასდეს ნაკადის სიჩქარე წნევათა სხვაობის მიხედვით. ასეთი პრინციპით მომუშავე ხარჯსაზომებს დიფერენციალურ-მანომეტრიული ხარჯსაზომებს, აქვთ რამოდენიმე დამხმარე

მოწყობილობა, რომლებიც უზრუნველყოფენ საჭირო თანაფარდობას წნევის დაცემას და ნაკადს შორის. ისინი შეიცავენ ვენტურის მილს, საზომ დიაფრაგმას და ნაკადის სხვადასხვაგვარ წინააღმდეგობას. შემუშავებულია ასევე ხარჯსაზომები პიტოს ასევე მოდიფიცირებული მილის საფუძველზე.

ხარჯის გადამწოდები- პნევმოტახომეტრები, რომლებიც ოდითგანვე წარმოადგენენ ფიზიოლოგიურ ლაბორატორიებში ძირითად ინსტრუმენტს, აგებულია მოძრავი ჰაერისთვის ისეთი წინააღმდეგობის გამოსაყენებლად, რომლებიც უზრუნველყოფენ წრფივ დამოკიდებულებას ნაკადსა და წნევის ვარდნას შორის. როგორც წესი ხელსაწყოებს ასეთი გადამწოდებით უწოდებენ პნევმოტახომეტრებს, რაც წარმოადგენს აიროვანი ხარჯსაზომის სინონიმს. ექსპლუატაციის დროს რეზისტული პნევმოტახომეტრები მარტივია. ისინი ანსხვავებენ აირის ნაკადის მიმართულებას. ამის გარდა მათ აქვთ მაღალი სიზუსტე, მგრძობიარობა, კარგი სიხშირული მახასიათებლები, რაც პასუხობს უმეტესი კლინიკური გაზომვების მოთხოვნილებებს. მათში გამოიყენება ისეთივე დიფერენციალური მანომეტრები და მაძლიერებლები, რომლებიც აუცილებელია სხვა გაზომვების დროს, რომლებიც დაკავშირებულია სუნთქვასთან.

რეზისტული ელემენტების ყველა ამ მრავალსახეობიდან, რომლებიც ჩაშენებულია პნევმოტახომეტრებში, უფრო ხშირად გამოიყენება წვრილი ბადის ერთი ან რამოდენიმე ბლოკში მჭიდროდ ჩალაგებული ეკრანი, რომლებიც განლაგებულია ნაკადისკენ. ამ ხარჯსაზომებში ნაკადის დამოკიდებულება წნევათა სხვაობისგან არის წრფივი ფართო დიაპაზონზე.

როგორც წესი, რეზისტულ ელემენტს ათავსებენ მრგვალი განივკვეთის მილში წნევათა სხვაობას ზომავენ განივი მიმართულებით მილის კედელზე (ნაკადის მოსაზღვრე შრეში). რეზისტული ელემენტის თითოეულ ბოლოში წნევათა გაზომვების აცილება ადგენს ერთ ან მრავალ ხვრელს, რომლითაც ქმნიან საერთო მრგვალ არხს მილის კედელში. იგი შეერთებულია საერთო გარე მილაკებზე. ვინაიდან წნევათა სხვაობა იზომება მილის პერიფერიულად (მილის ღერძიდან ერთი რადიუსის მანძილზე), მაშინ ვარაუდობენ, რომ ის წარმოადგენს რეპრეზენტატიულს აირის მთელი ნაკადისთვის, რომელიც გადის მილის მთლიან კვეთზე.



სურ. 5.4

არსებობს მთელი რიგი კომპრომისული გადაწყვეტილებები ასეთი გადამწოდების დასამუშავებლად და გამოსაყენებლად. $\Delta P-Q$ თანაფარდობა მუდმივ ნაკადისთვის უფრო წრფივია, როცა მილებს შორის მანძილი წნევის გასაზომად

საკმარისად დიდია. მაგრამ, ცვალებადი ნაკადების შემთხვევაში, რომლებსაც აქვთ მაღალსიხშირიანი მდგენელები, წნევათა გაზომვას დიდ მანძილზე უმეტესად ექცევა ინერციული ძალების ზემოქმედების ქვეშ. იმისათვის რომ ავიცილოთ გრიგალის წარმოშობა ნაკადების მაღალი სიჩქარეების დროს, მილის კვეთის ფართობი რეზისტული ელემენტების მდებარეობის ადგილას უნდა იყოს საკმაოდ დიდი, რომ შევამციროთ ნაკადის გამავლობის სიჩქარე რეზისტული ელემენტების გავლით. ამ ფართობს შეუძლია რამდენიმეჯერ გადააჭარბოს გამოსაცდელ პირის ზომებს, ამიტომ პირსა და გადამწოდს შორის საჭიროა მოვათავსოთ ადაპტერი ან დიფუზორი. ტურბულენტობის და ნაკადების მოწყვეტის ასაცილებლად მილის შევიწროვებისთანავე ადაპტერის (სურ. 5.4,ა) შიდა შევიწროებული კუთხე არ უნდა აღემატებოდეს 15° -ს. ამრიგად, რაც უფრო მცირეა ასეთი კუთხე, მით მეტია პირსა და გადამწოდს შორის მანძილი. წნევის ვარდნის სიმეტრიულობის პირობა ერთი და იგივე ნაკადისთვის, გამავალი ნებისმიერი მიმართულებით, მიიღწევა მილის თანაბარი გეომეტრიით გადამწოდისგან ორივე მხრიდან. აირის მოცულობა ადაპტერებს შიგნით და თვით მილში წარმოადგენს სასუნთქი ცირკულაციისთვის მკვდარ სივრცეს.

მკვდარი სივრცის მოსაშორებლად იყენებენ ნაკადის გადაადგილებას ე.ი. დამატებითი მუდმივი ნაკადის, რომელიც ჩაბერილია პნევმოტაქტომეტრში. ამ მიზნით ჰაერი გამოიწოვება გვერდითი ხვრელით კედელში ვაკუუმის ტუმბოს მეშვეობით, რომელიც შეერთებულია ხვრელიდან გრძელი მილით (სურ. 5.4,ბ). ეს ქმნის მუდმივ წნევათა ვარდნას გადამწოდზე პაციენტის სუნთქვის დროს მუდმივი ნაკადის გადაადგილებით.

5.2. რესპირატორული პლეტიზმოგრაფია

ტერმინი პლეტიზმოგრაფია მიეკუთვნება მოცულობის ან მთელი სხეულისთვის მისი ვარიაციების გაზომვას. პულმონოლოგიაში იყენებენ პლეტიზმოგრაფიის ორ ძირითად მეთოდს, რომელიც განკუთვნილია გულმკერდის ღრუს მოცულობის ცვლილების შესაფასებლად: 1) გულმკერდის გეომეტრიული პარამეტრების გაზომვა სხეულის ზოგიერთ სპეციალურ მონაკვეთზე და 2) ტორაკალური მოცულობის ცვლილების ზემოქმედების შეფასება აირის პარამეტრებზე, პლეტიზმოგრაფიის საკნების შიგნით, რომელიც მოიცავს მთელ სხეულს (ინტეგრალური ან საერთო პლეტიზმოგრაფია).

არსებობს რამოდენიმე ხელსაწყო გულმკერდის მოძრაობის უწყვეტი გაზომვისათვის, რომელიც დაკავშირებულია მისი მოცულობის ცვლილებასთან. სუნთქვისას იცვლება გულმკერდის ღრუს ელექტრული იმპენდანსი, რომელიც შეიძლება დავარეგისტრიროთ, რათა თვალყური ვადევნოთ სასუნთქ აქტიურობას. იმპენდანსურ პნევმოგრაფებს იყენებენ ღამის სუნთქვისას აპნოეს და მონიტორინგის დეტექტირებისათვის, სუნთქვის უმრავლესი ტიპი ხასიათდება თავისუფლების ორი ძირითადი ხარისხით: გულმკერდის ნეკნების და დიაფრაგმის მოძრაობით. შესაბამისად, მაგნეტომეტრების, ტენზოგადამწოდების და ცვლადი ინდიქტიურობის გამოყენება სენსორების სახით მითხოვს სუნთქვითი მოძრაობების ერთდროულ რეგისტრაციას გულმკერდის ორ სხვადასხვა ნაწილში: მკერდის და მუცლის განყოფილებაში. გულმკერდის ღრუში მოცულობის ცვლილებას შეაფასებენ გადანაცვლების აწონილი ჯამით ორივე განყოფილებაში, ამასთან აბდომინალური გადამწოდის ჩვენება შეიძლება გამოყენებული იქნას დიაფრაგმული სუნთქვის საზომად.

მაგნეტომეტრებს და გადაადგილების სხვა წრფივ გარდამქმნელებს შეუძლიათ გაზომონ გულმკერდის და მუცლის ღრუს დიამეტრები. გულმკერდის გარშემო განლაგებული ტენზოგადამწოდები ზომავენ მისი პერიმეტრის ლოკალურ ცვლილებებს სუნთქვის დროს. ტენზომეტრიის სახით სუნთქვითი მოძრაობის

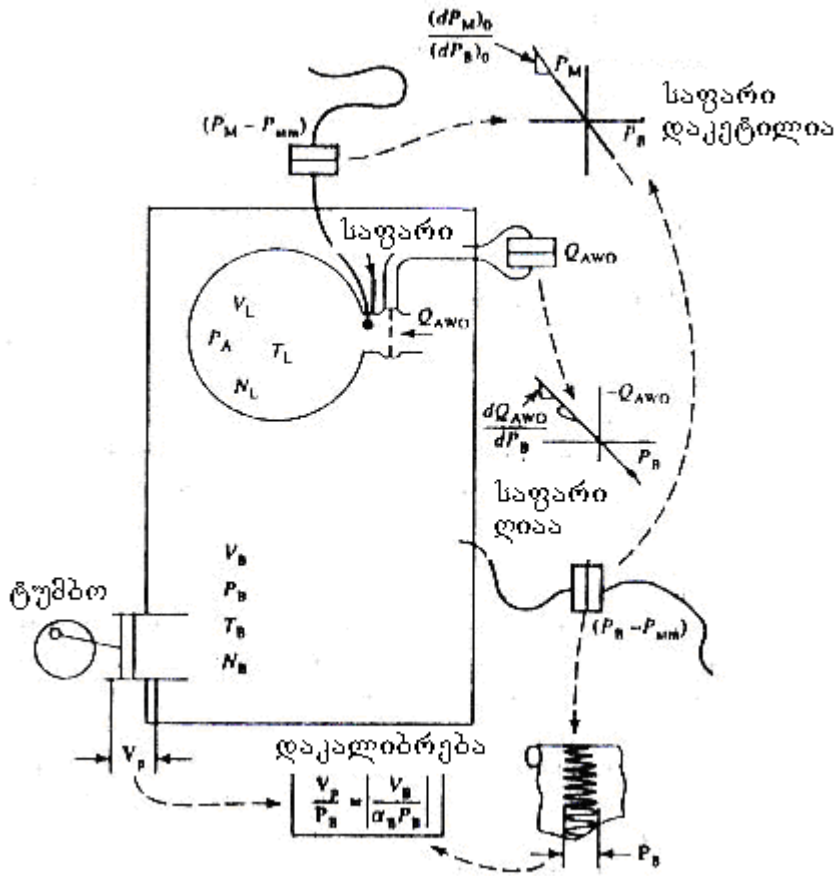
რეგისტრაციისთვის ხშირად გამოიყენებენ მცირე კვეთის სილიკონის მილს, რომელიც სავსება ვერცხლისწყლით. ინდუქტიურ სუნთქვით პლექტიზმოგრაფში გადამწოდის სახით გამოიყენება ორი სადენი მიკერებული ზიგზაგისებურად ელასტიურ ქამარზე, რომელსაც აქვს მაღალი ჭიმვადობა. პირველ სარტყელს ამარგებენ გულმკერდის გარშემო, მეორეს კი მუცლის გარშემო ისეთი სახით, რომ სადენებიდან თითოეული ქმნიდეს ერთმანე მარყუჟს. ორივე სადენით ატარებენ დაბალ ამპლიტუდის ცვალებად დენს რადიოსიხშირულ დიაპაზონში. გამტარით წარმოქმნილი მარყუჟის კვეთის ცვლილება, გამოიწვევს თვითინდუქციის შესაბამის ცვლილებას. გამომავალი სიგნალის დემოდულაციის შემდეგ მიიღებენ ძაბვას პროპორციულს გულმკერდის განიკვეთის ფართობისა, მის იმ ნაწილში, სადაც გადეს სარტყელი.

თითოეული ხელსაწყო ზომავს რომელიმე გეომეტრიულ პარამეტრს (დიამეტრი, პერიმეტრი ან ფართობი). რომლის დახმარებითაც შეაფასებენ მკერდის მოცულობის ცვლილებას. ამ შეფასების სიზუსტე ვარირდება მეთოდიდან მეთოდად. ჩვეულებრივი შეცდომა შეადგენს 5-10% იმ მოცულობიდან, რომელიც იზომება სპირომეტრით. გაზომვების არტეფაქტები შეიძლება წარმოიქმნას სხეულის მოძრაობათ, მაგ. გულმკერდის პოზის და ფორმის ცვლილება, ასევე სუნთქვის ამპლიტუდის ცვლილება. შესაბამისი დაკალიბრებისას ინდუქტიური პლექტიზმოგრაფის მგრძობიანობა ასეთ დაბრკოლებებთან შეიძლება იყოს არსებითად დაბალი. საერთო (ინტეგრალური) პლექტიზმოგრაფის განსახორციელებელი ხელსაწყო წარმოადგენს მუდმივი მოცულობის უხეშ კამერას, რომელშიც მთლიანად მოთავსდება ადამიანი. როგორც წესი, კლინიკაში ეს ხელსაწყო გამოიყენება ფილტვების აბსოლუტურ მოცულობის განსაზღვრისათვის და ალვეოლური წნევის უწყვეტი რეგისტრაციისთვის, რომლითაც აღვილია გამოითვალოს სუნთქვითი გზების წინაღობა. არსებობს სამი ვარიანტი: ბარომეტრიული, ვოლიმეტრიული და ნაკადოვანი. თითოეული ტიპის სახელწოდება შეესაბამება იმ ფიზიკურ პარამეტრს, რომელიც იზომება და გამოიყენება შემდგომში ფილტვების დანარჩენი პარამეტრების გამოსათვლელად

სიხშირეებზე, რომლის დროსაც ხორციელდება წნევის გაზომვა, ბარომეტრიული პლექტიზმოგრაფი ისე იქცევა, როგორც აირისთვის გაუმტარი დახურული კამერა. ვოლიმეტრიული და ნაკადოვანი პლექტიზმოგრაფი წარმოადგენს ღია სისტემებს, რადგან თითოეული ასეთი ხელსაწყო აქვს ხვრელი, რომლის საშალებითაც აირს შეუძლია შესვლა ან გამოსვლა კამერიდან. სპირომეტრი ან მოცულობითი ხარჯთსაზომი (მაგ. პნაემოტაქტომეტრი) ერთვება ამ ხვრელს, და მაშინ შეიძლება შევამციროთ წნევის ცვლილება ასეთი პლექტიზმოგრაფის შიგნით, აირის მთელი მოძრაობის დაყვანით კამერას და გამზომ ხელსაწყოს შორის მის გადაადგილებამდე. ღია კამერა გამოიყენება სუნთქვითი სინჯებისთვის, ფილტვების მოცულობის თანმხლები დიდი ცვლილებებით. სინჯებისთვის სუნთქვის (მაგ.; ხშირი ზედაპირული სუნთქვით) მცირე ამპლიტუდით შეიძლება გამოვიყენოთ ნებისმიერი კამერის ტიპი.

ფილტვების აბსოლუტურ მოცულობაზე და ალვეოლური წნევის ცვლილებებზე შეიძლება ვიმსჯელოთ ინტეგრალურ პლექტიზმოგრაფით ჩატარებული გაზომვებით, რომლის საკანშიც ადამიანი სუნთქავს. შემდგომი ანალიზი მიეკუთვნება ბარომეტრიულ ინტეგრალურ პლექტიზმოგრაფს (სურ. 5.5), რომელიც ალბათ, ყველაზე უფრო ხშირად გამოიყენება პრაქტიკაში. სიმარტივისათვის დავუშვათ, რომ ადამიანს აქვს ნორმალური ფილტვები. ასეთ შემთხვევაში შეიძლება ვისარგებლოთ ფილტვების ერთსაკნინანი მოდელით (სურ. 5.1), რომელშიც დამახასიათებელი P_a -ალვეოლური წნევა განისაზღვრება როგორც ალვეოლური ნაკვეთურის შიგნით წნევა (სურ. 5.5). ჰაერმატარებელ გზებს გააჩნიათ ნაკადების მიმართ წინაღობა, ამიტომაც P_a სუნთქვის დროს განსხვავდება, P_{aw} - წნევისგან სასუნთქ ხვრელთან. სივრცე საკნის კედლების და ადამიანის შორის შეიძლება განვიხილოთ როგორც

მთლიანი რეზერვუარი, რომელიც შეიცავს ერთგვაროვან უჯერ აირთა ნარევის, რომლისთვისაც დამახასიათებელია თავისი საკუთარი ცვლადები T_b, V_b, N_b და T_b .



სურ. 5.5

სურ 5.5. ნაჩვენებია რომ მანომეტრულ ინტეგრალური პლექტიზმოგრაფში თუ საფარი დახურულია, მაშინ ხელსაწყო გამოიყენება ფილტვების მოცულობის განსაზღვრისათვის. ღია საფარის მდგომარეობაში მას გამოიყენებენ ალვეოლური წნევის ცვლილების რეგისტრაციისათვის. ასეთი პლექტიზმოგრაფის დახმარებით შეიძლება გამოვითვალოთ სასუნთქი გზების წინაღობები, სასუნთქი ხერხელის გავლით აირის ნაკადის გაზომვით. რადგანაც ატმოსფერული პირობები ფსს დროს არ იცვლება, აირის წნევის გაზომვა შეიძლება ჩავატაროთ შეფარდებითი ატმოსფერული წნევის საშუალებით.

პლექტიზმოგრაფის მოცულობა V_P იქმნება V_{TIS} ადამიანის ქსოვილების მოცულობით, V_1 ფილტვების აიროვანი სივრცით და V_B ადამიანის გარშემო მყოფი საკნის აიროვანი სივრცით.

$$V_P = V_{TIS} + V_L + V_B \quad (5.3)$$

აირთან შედარებით, ფილტვებში ადამიანის ქსოვილები, რომლებიც შედგებიან სითხისგან და მყარი მასალებისგან, შეიძლება ჩავთვალოთ არაკუმშვად. სუნთქვითი მოძრაობების დროს ქსოვილები იცვლიან თავის ფორმას, და არა მოცულობას. გარდა ამისა, რადგანაც პლექტიზმოგრაფის მოცულობა რჩება მუდმივად (იმ პერიოდის გარდა, როცა ატარებენ დაკალიბრებას) U_P ცვლილებები 0-ის ტოლია. მაშასადამე, ფილტვებში აირის მოცულობის ცვლილება ტოლია სიდიდით და საწინააღმდეგო ნიშნით საკანში მოცულობის აირის ცვლილებისა:

$$dV_i = -dV_b \quad (5.4)$$

როგორც თერმოდინამიკური პროცესებისა შედეგები, მოცულობების ეს საწინააღმდეგო ცვლილებები მიგვიყვანს ფილტვებში წნევის და კამერიას შიგნით აიროვან სივრცის ძვრებთან. ფილტვებში ერთგვაროვან შერეული აირისთვის და საკნის აიროვან სივრცეში სამართლიანია შემდეგი ბაროტროპიკული თანაფარდობა მოცულობას, წნევასა და იდეალური აირის მოლელების რაოდენობას შორის:

$$P\left(\frac{V}{N}\right)^a = K \quad (5.5,ა)$$

ამ განტოლებაში a და K – კონსტანტებია. ფილტვებში მიმდინარე იზოთერმული პროცესისთვის, $a=1$; ორ ატომიანი აირით (მაგ; ჰაერთან) ადიაბატური პროცესისთვის $a=1.4$. ყველა სხვა დანარჩენ შემთხვევაში a მდებარეობს ამ ორ საზღვარს შორის. საკანში სწრაფი სუნთქვითი მოძრაობების დროს a უახლოვდება ადიაბატურ ზღვარს. (5.5.ა). განტოლებიდან წარმოებული გვიჩვენებს კავშირს V, P და N ნამატებს შორის:

$$dV = -\frac{V}{aP}dP + \frac{1}{P}dN \quad (5.5.ბ)$$

dP -სთან კოეფიციენტი სხვა არაფერია თუ არა რეზერვუარში გაზის აკუსტიკური ჭიმვადობა C_2 . სხვა სიტყვებით, ეს არის მისი აბსოლუტური კუმშვადობის საზომი.

წარმოვიდგინოთ, რომ პლეტიზმოგრაფის შიგნით აირი უჯერია, და შესაბამისად, ისე იქცევა როგორც იდეალური აირების ნარევი. მაშინ, (5.5.ბ) ფორმულის გამოყენებით საკანში მთელი აირთა ნარევისთვის და ფილტვებში მშრალი აირისთვის, მიღებული გამოსახულების (5.4)-ში ჩასმით, მივიღებთ

$$-\frac{V_L}{P_{ADRY}}dP_{ADRY} + \frac{dN_{LDRY}}{P_{LDRY}} = \frac{V_B}{a_B P_B}dP_B - \frac{dN_B}{P_B} \quad (5.6,ა)$$

პლეტიზმოგრაფის კამერა ჰერმეტიულია, ხოლო აირის ჯამური რაოდენობის გასვლა ფილტვებიდან სისხლში ისე მცირე, რომ შეიძლება მისი უგულვებელყოფა. შესაბამისად, ცალკე ფილტვებისათვის და კამერასათვის მასების ბალანსის განტოლებას ექნაბათ შემდეგი სახე:

$$dN_{LDRY} = P_{AWO.DRY} Q_{AWO} d +$$

$$dN_B = -P_{AWO} Q_{AWO} d +$$

განტოლებაში ამ გამოსახულების ჩასმით და მისი გარდაქმნით, მივიღებთ:

$$\frac{V_L}{P_{ADRY}}dP_{ADRY} = -\left[\frac{V_B}{a_B P_B}dP_B + \left(\frac{P_{AWO}}{P_B} - \frac{P_{AWO>DRY}}{P_{LDRY}} \right) Q_{AWO} d + \right] \quad (5.6 ბ)$$

იდეალური აირის განტოლების

$$P = \frac{N}{V}RT = \rho RT$$

გამოყენებით, სიმკვრივის სიდიდეები (5.6,ბ) ტოლობაში შეიძლება გამოვსახოთ ტემპერატურით და წნევით. აირთან ნარევის წნევის საშუალო სიდიდეები (ჰიდროსტატიკური) სასუნთქი ხვრელის დონეზე ტოლია ატმოსფერული წნევისა – როგორც ფილტვების მხრიდან, ასევე პლეტიზმოგრაფის კამერას მხრიდან: $P_{AWO} = P_A = P_B = P_{atm..}$ რადგანაც აირის ნარევი გაჯერებული წყლის ორთქლით პარციალური წნევა არის ტემპერატურეს ფუნქცია, ხოლო ფილტვებში თერმოდინამიკური პროცესები იზოთერმულია, მაშინ საერთო ალვეოლარული წნევის

ცვლილება განისაზღვრება ფილტვებში მშრალი აირების პარციალური წნევის ცვლილებებით: $dP_A = dP_A^{DRY}$. შესაბამისად, (5.6,ბ) ტოლობა შეიძლება გადავწეროთ შემდეგი სახით:

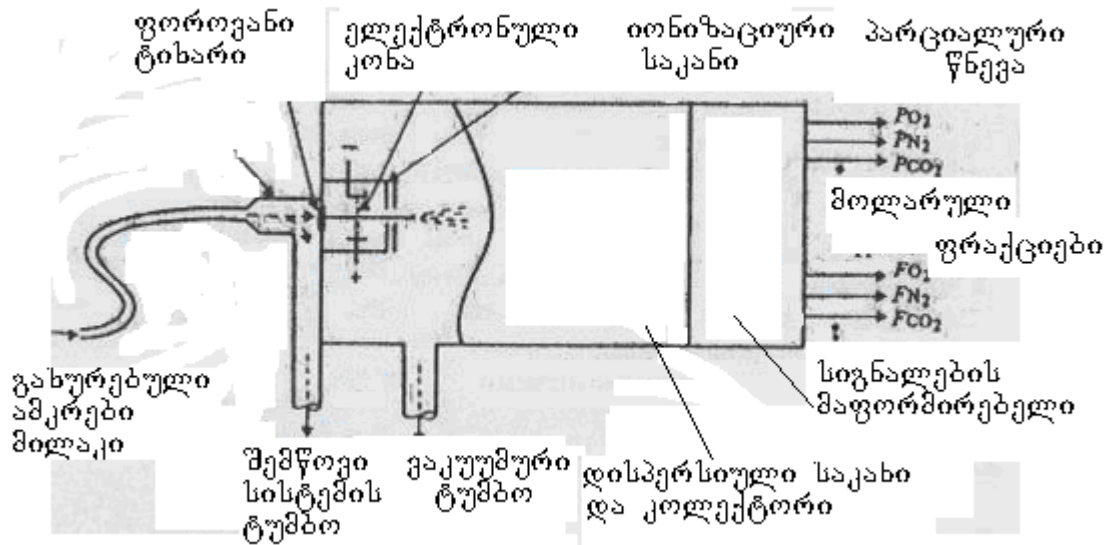
$$\frac{V_L}{(P_{atm} - P_{A,H_2O})} dP_A = - \left[\frac{V_B}{a_B P_B} + \left(\frac{T_B}{T_{AWO}} - \frac{(P_{atm} - P_{AWO,H_2O})}{(P_{atm} - P_{A,H_2O})} \cdot \frac{T_L}{T_{AWO}} \right) Q_{AWO} d + \right] \quad (5.7)$$

ფორმულა არის ძირითადი მოცემული საერთო პლექტიზმოგრაფიის მეთოდის ანალიზისათვის, რომელშიც ადამიანი სუნთქავს ჰერმეტიკული კაბინის შიგნით. იგი შეიძლება გამოვიყენოთ სხვადასხვა გამოკვლევებისათვის – როგორც დახურულ, ასევე ღია სასუნთქი მილით (ფილტვების აბსოლუტური მოცულობის გასაზომად), აგრეთვე ალვეოლარული წნევის შეუწყვეტლად გაზომვისათვის.

მასს – სპექტრომეტრი არის აპარატი, რომელიც გამოსაკვლევი ნივთიერებიდან წარმოქმნის დამუხტული ნაწილაკების (იონების) ნაკადს და იღებს მის სპექტრს, ყოფს მას ფრაქციებად, რომელთაც აქვთ მასა/მუხტი ერთნაირი დამოკიდებულება, რის შედეგადაც მიღებულ სპექტრი განსაზღვრავს თითოეული ფრაქციის შეფარდებით რაოდენობას. სამედიცინო მასსა– სპექტრომეტრები შედგება შემდეგი ელემენტებისგან: ამღები ნაკვეთური, იონიზირებული კამერა, დისპერსიული კამერა და იონების დეტექტორი (კოლექტორი). (სურ. 5.6)

ამღები ნაკვეთური შედგება გაცხელებული ან ცივი კაირალური მილისგან (დიამეტრი დაახლოებით 0.25 მმ) და შემწოვი კამერისგან. ამ სისტემაში აირი შეიწოვება როტაციული ტუმბოს მეშვეობით, რომელიც ქმნის უარყოფით წნევას – დაახლოებით 10 – 20 მმ/ვერცხ.წყ. სვეტი (1.3 – 1.7 კპა). დიფუზიის წყალობით აირის პორცია ფოროვან ტიხარში იონიზირებულ საკანში, რომელიც იმყოფება მაღალ ვაკუუმში (10^{-5} პა), შექმნილი მძლავრი ტუმბოთი. გახურებული კათოდიდან ანოდისკენ მოძრავი ელექტრონების ნაკადი ეჯახება იონიზირებულ კამერაში მიმავალ აირთან, და აირის მოლეკულიდან ელექტრონების მოწყვეტით ქმნის დადებით იონებს. ეს იონები ფოკუსირებენ კონაში და გაიაფნტება ელექტრული ველით. დისპერსიულ კამერაში მოხვედრისას იონების კონა ფრაქციებად დაიშლება მათი მოლეკულური წონის შესაბამისად.

დისპერსიული მეთოდები, რომლებიც გამოიყენება სხვადასხვა ფორმა – მწარმოებლების დანადგარებში, შეიცავენ მაგნიტური და კვადრუპოლური ელექტრული ველის გენერატორებს, ასევე მოწყობილობას, რომელიც ზომავს ნაწილაკების ფრენის დროს. გაყოფის შემდეგ იონების კონები ხვდებიან კოლექტორში, სადაც ფორმირდება ხელსაწყოს გამომავალი სიგნალი. ძნელია ხელახლა შევაფასოთ მასსა – სპექტრომეტრის მნიშვნელობა სუნთქვის ფუნქციის გამოსაკვლევად – მაგრამ ეს სწორია მხოლოდ იმ შემთხვევაში, თუ ის უზრუნველყოფს უწყვეტ გაზომვას ერთბაშად რამოდენიმე არხზე, რომლებსაც შეესაბამება რამოდენიმე გამოსასვლელ ქიმიურ ნივთიერებას. ასეთ მუშაობის რეჟიმი მიიღწევა ორი ხერხით. ერთ–ერთ ვარიანტში გამოიყენება მხოლოდ ერთი კოლექტორი, რომელიც მაღალი სიხშირით სკანირდება იონური სხივებით, რომელთაც შეესაბამება სხვადასხვა კომპონენტები. ყოველი ნივთიერებისათვის არის ინდივიდუალური დამამახსოვრებელი შერჩევა – შენახვის მოწყობილობები, რომლებიც ჩაწერენ იონურ დენებს კოლექტორზე იონების შესაბამისი სხივის მოხვედრისას. მეორე ვარიანტში გამოიყენება რამოდენიმე კოლექტორი, რომლის მდგომარეობა ისეა დარეგულირებული, რომ ყოველ მათგანზე უწყვეტად მოხდეს გამოსასვლელი იონური კომპონენტებისგან მხოლოდ ერთი.



სურ. 5.6

კოლექტორზე გაზომილი იონური დენი პროპორციულია აირის ნარევის შესაბამისი კომპონენტის პარციალური წნევისა. სიგნალის რეალურ დროში დამუშავება და შესაბამისი დაკალიბრება საშუალებას გვაძლევს დარეგისტრირდეს გამომავალი სიგნალი, უშუალოდ მოლარული ფრაქციის ერთეულებში.

რესპირატორული გამოკვლევების უმეტესობაში მოლეკულური წონა იზომება $4(He)$ და $44(CO_2)$ -მდე მასების ატომური ერთეულების დიაპაზონში. ხელსაწყოები გაფართოებული დიაპაზონით საშუალებას იძლევა ისეთი აირების შემცველობის დარეგისტრირებისა, როგორცაა ელეაირი (გოგირდის გექსაფტორიდი, 146) ან პალატანი (196).

მგძნობიარობა, ხაზოვნობა და სიგნალი/ხმაური შეფარდება, რომელიც განცხადებულია მასს-სპექტრომეტრების მწარმოებლების მიერ, შეესაბამება პრეცეპიულ გაზომვებს. დროის მუდმივა სიგნალის შესასვლელზე საფეხუროვანი ცვლილებისათვის (2-დან 90%-მდე) ჩვეულებრივ ნაკლებია 100 მწმ. (წყლის ორთქლის გამოკლებით, რომლისთვისაც დროის მუდმივა უფრო მაღალია). დროითი დაყოვნება რომელიც დამოკიდებულია აირის ტრანსპორტიდან კათეტერში ზომით 1,3-1,6 მ შეადგენს 200 მწმ, მაშინ როდესაც ადების დრო 10-დან 30 მლ/წთ-მდე. არსებობს ისეთი სისტემები, რომლებიც ნებას რთავენ ჩატარდეს ერთდროულად რამოდენიმე კომპონენტის გაზომვა აირთა ნარევიში. ასევე შემუშავებულია მასს-სპექტრომეტრების კომპაქტური (მაგიდის ან სტელაჟის) მოდელები.

აირთა ნარევის შემადგენლობაზე დამოკიდებული ფიზიკური თვისებიდან ერთ-ერთია - მისი თბოგამტარობა. როგორც წესი, აირის თბოგამტარობა უკუპროპორციულია მისი მოლეკულური წონისა. მაგ; H_2 -ის და H_e -ის თბოგამტარობა 6.5 ჯერ მაღალია, ვიდრე N_2 -ის და O_2 -ის. თბოგადაცემა გახურებული სხეულს, რომელიც მუდმივი ტემპერატურისაა, და გვერდით გამდინარე სითხის (აირის) შორის, დამოკიდებულია სიჩქარეზე, თბოგამტარობაზე ამავე სითხის (აირის) ტემპერატურაზე და ზოგიერთ სხვა პარამეტრებზე.

თბოგამტარობის გადამწოდები შემუშავებული იყო მათი გამოყენების მიზნით აირთა ქრომატოგრაფიასა და აირების ანალიზატორებში, შენარევებისათვის, რომლებიც შეიცავდნენ H_2 და H_e . ორივე შემთხვევაში მგრძნობიარე ელემენტებს, რომლებიც ჩართულია უიტსონის ბოგირში, აცხელებენ, მათში მუდმივ დენის

გატარებით. მგრძობიარე ელემენტებად გამოყენებულია ლითონის თერმისტორები ან მავთულოვანი სპირალები წინაღობის მაღალი ტემპერატურული კოეფიციენტით (მაგ; პლატინა, ვოლფრამი ან ნიკელი). თბოგამტარობის გადამწოდებს რომლებიც დამზადებულია გაცხელებული მავთულის საფუძველზე, უწოდებენ კატარომეტრებს.

სხვახვადასხვა ქიმიურ ელემენტებს გააჩნიათ ელექტრომაგნიტური ენერჯის შთანთქმის სხვადასხვაგვარი სპექტრი, როგორც აიროვან მდგომარეობაში, ასევე ხსნარებში. გამოსხივების ინფრაწითელი დიაპაზონი, რომელიც შეესაბამება ტალღურ დიაპაზონს 3 - 30 მკმ-მდე, ძალიან ხელსაყრელია აირების გამოსაკვლევადა. საქმე ის გახლავთ, რომ აირების უმეტესობა შთანთქავს ინფრაწითელი სხივების ენერჯიას მკაცრად განსაზღვრულ ტალღის სიგრძეზე, და ტოვებენ ე.წ. მოლეკულური „თითების ანაბეჭდებს“. შთანთქმული ენერჯია გარდაიქმნება სითბოდ და ზრდის შთანთქმული აირის ტემპერატურას. ინფრაწითელი გამოსხივება შთანთქმება მხოლოდ ისეთი მოლეკულებით, რომლებიც შედგენილია სხვადასხვა ატომებისაგან, რადგან მხოლოდ ასეთ მოლეკულებს გააჩნიათ დიპოლური მომენტი, რომელზეც ურთიერთმოქმედებს ელექტრონული ველი. მსგავსს მოლეკულებს მიეკუთვნება CO_2 , CO , N_2O , H_2O და მფრინავი ანესთეტიკები. სიმეტრიულ მოლეკულებს (მაგ; O_2 , N_2 და H_2) და ასევე კეთილშობილი აირებს (მაგ; H_e და N_e) არ გააჩნიათ დიპოლური მომენტები და არ შთანთქავენ ინფრაწითელ გამოსხივებას.

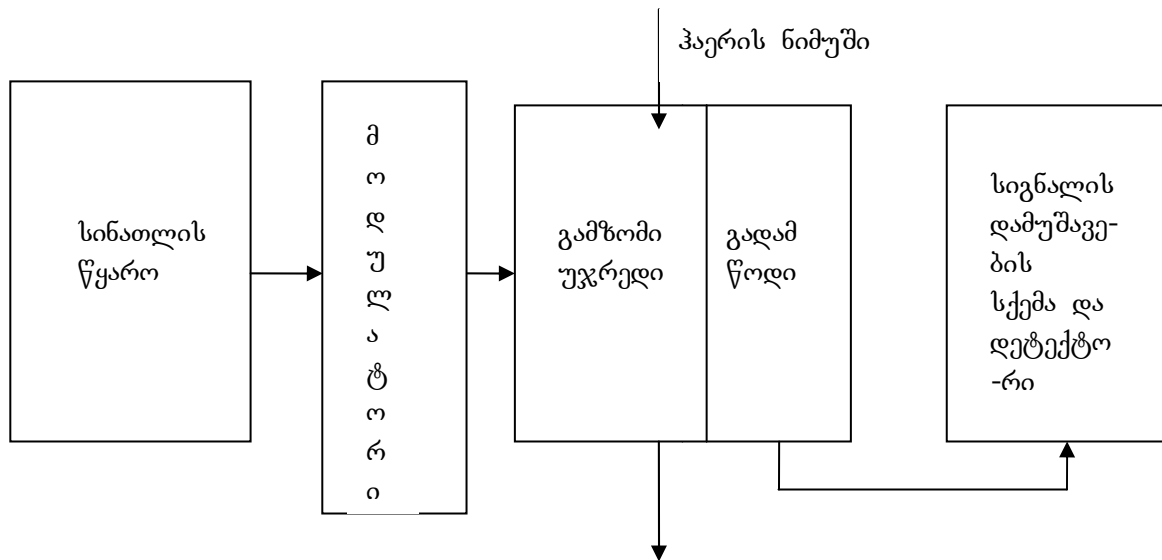
როდესაც მოცემული აირისთვის დამახასიათებელი განსაზღვრული ტალღის სინათლე ეცემა ასეთი აირის ნიმუშზე, შთანთქმება მხოლოდ მისი ენერჯის შესაბამისი ნაწილი. ენერჯიის დანარჩენი ნაწილი გადის აირში შთანთქმის გარეშე. განსაზღვრული ტალღის სინათლისთვის, ნიმუშში გამავალი სინათლის სიმძლავრის კავშირი მის საწყის სიმძლავრესთან დგინდება ბერის კანონით:

$$P_1 = P_0 e^{-\alpha LC} \quad (5.8)$$

სადაც P – ფართობის ერთეულზე მოსული სიმძლავრეა, α – შთანთქმის კოეფიციენტი, L – აირში სინათლის გზის სიგრძე და C – შუქის მშთანთქმელი აირის კონცენტრაცია. მაშასადამე, აირთა ნარევის შემადგენლობაში აირის კონცენტრაციის განსაზღვრა შეიძლება სინათლის ენერჯიის გაზომვით, რომელმაც შთანთქა ან გაიარა აირთა ნარევი. ამ პრინციპით (სინათლის ენერჯიის გატარება ან შთანთქმა გაზომვისას) არის კონსტრუირებული ის ხელსაწყოები, რომლებიც გამოიყენება სუნთქვისას აირების შემცველობის დასადგენად – უმთავრესად CO_2 , CO , წყლის და ანესთეტიკების ორთქლების.

ტრადიციული მეთოდით, რომელსაც შემდეგში შუქ-შედწევადობის ანალიზს ვუწოდებთ, იზომება გამავალი სინათლის სიმძლავრე გამოსაკვლევი აირებისთვის დამახასიათებელი ტალღის სიგრძეზე.

აღტერნატიული მეთოდი დაფუძნებულია შთანთქმული ენერჯიის გაზომვაზე ნიმუშში (ფოტოაკუსტიკური მეთოდი). ორივე ტიპის ხელსაწყოებში გამოიყენება ფართო-ზოლის გამომსხივებელი (შავი სხეული). აღსანიშნავია, რომ მსგავსი ხელსაწყოებიდან არცერთი არ გვაძლევს გატარების ან შთანთქმის მთლიან სპექტრს, როგორც ეს კეთდება „დისპერსიულ“ სპექტროსკოპიაში. პირიქით, ტრანსმისიური მეთოდით ნიმუშში აირთა კომპონენტების შემცველობის დასადგენად, გაზომვას ასრულებენ მკაცრად ფიქსირებული სინათლის ტალღის სიგრძის ნაკრებით, რომლებსაც შეესაბამება მაქსიმალური სიგნალი გამოსაკვლევი ნივთიერებისათვის. ამ მეთოდის თავისებურება საშუალებას იძლევა შეამციროს მინარევების ზეგავლენა ანალიზის შედეგზე. ასეთი ხელსაწყოები მიეკუთვნება არადისპერსიულ ინფრაწითელი ანალიზატორების კატეგორიას.



სურ. 5.7

როგორც გამავალი სინათლის ანალიზატორები, ასევე ფოტოაკუსტიკური სისტემები, შედგება როგორც მინიმუმ ხუთი ძირითადი ბლოკისგან (სურ. 5.7) (1) ინფრაწითელი ტალღების გამომსხივებელი; (2) მოწყობილობა პერიოდულად ცვალებადი სიმძლავრით და/ან სინათლის კონის მუშა ტალღით (ჩვეულებრივ მექანიკური სტრობოსკოპი); (3) საზომი უჯრედი; (4) გადამწოდი; (5) სიგნალის დამუშავების წრედი გამომავალი ინდიკატორით. ხელსაწყოს შიგნით ბლოკების მდებარეობა შეიძლება იცვლებოდეს.

შუქშედწვეადობის ხელსაწყოებში, რომლებიც განკუთვნილია გამოსაკვლევი აირთა ნარევის ცალკეული კომპონენტების დეტექტირებისათვის, გამოიყენება ორი იდენტური ინფრაწითელი (იწ) სხივი, რომლებიც წყდება 10-90/წთ სიხშირით (ზუსტი სიდიდე დამოკიდებულია ხელსაწყოს ტიპზე). გამოსხივებული აირთა ნარევი, რომელიც მიეწოდება გარედან კათეტერით. მეორე სხივის გზაზე დგას წვრილი აპკის სახით შესრულებული ინტერფერენციული ფილტრი, რომელიც ატარებს განსაზღვრული სიგრძის ტალღებს. უფრო ძველ ნიმუშებში ამისათვის გამოიყენებდნენ მაკონტროლებელ უჯრედს, რომელსაც ზუსტად ისეთივე სინათლის გატარების ფანჯრები ჰქონდა, როგორც საზომ უჯრედს, მაგრამ აირთა ნარევით შევსებული, რომელიც არ შეიცავდა გამოსაკვლევ აირს.

ყოველ იწ-იმპულსზე გადამწოდი ზომავს კონებსშორისი სიმძლავრეთა სხვაობას, გამავალი საკონტროლო და საზომ უჯრედში. მისი ეფექტური (საშუალოკვადრატული) მნიშვნელობა პროპორციულია მშთანთქმელი აირის ენერჯის კონცენტრაციისა საზომ უჯრედში. გადამწოდის სიგნალი დემოდულირდება და გარდაიქმნება გასაზომი აირის შესაბამის კონცენტრაციის (მორალური სიმკვრივის) სიგნალად გამოსასვლელზე. ჰაერის კათეტერით აღების სიჩქარის დროს 0,5-1 ლ/წუთ-მდე, დროის მუდმივა, რომელიც შეესაბამება კონცენტრაციის ცვლილების ნახტომის 90%-ის განმეორებას, შკალის შესაბამისად შეადგენს 100 მწმ. მაგრამ, თანამედროვე ხელსაწყოების ზომები საშუალებას არ გვაძლევენ ისინი გამოვიყენოთ გაზომვების ჩასატარებლად სუნთქვისას ჰაერის ნაკადში. გატარებული სინათლის ანალიზის პრინციპზე მომუშავე იწ ანალიზატორები ზომავენ აირების შემადგენლობას შემდეგი დიაპაზონებით: 10% CO_2 , 0.3% CO , 100% N_2O , 7,5% ჰალოგანის, ენფლურანის, იზოფლურანის და სეოფლურანის, და ასევე 20% დეზოფლურანს.

ფოტოაკუსტიკური ანალიზატორები. ფოტოაკუსტიკური ეფექტი განისაზღვრება როგორც აირებში ბგერის გენერაცია, წარმოქმნილი ფოტონების შთანთქმის შედეგად. აირების შემადგენლობის ანალიზის პრინციპს, საფუძვლად დაედო ის რომ სხივების ენერჯია რომელსაც შთანთქავს აირი, პროპორციულია აირის კონცენტრაციისა. მაშასადამე, ერთი და იგივე სხივების ენერჯიის დროს ბგერის სიძლიერე პროპორციულია აირის კონცენტრაციისა.

5.7 სურათზე ნაჩვენებია აირთა ფოტოაკუსტიკური ანალიზატორის საერთო სქემა. ინფრაწითელი სხივი ფართოზოლიანი გამომსხივებლის საშუალებით მოდულირდება მექანიკური მწვევტარით და ფილტრში გავლისას, რომელიც ახორციელებს საჭირო სიგრძის ტალღების სინათლის იმპულსების ფორმირებას, ფოკუსირდება გამზომ უჯრედზე, რომელშიც არის გამოსაკვლევი აირთა ნარევი. წნევის ფლუქტუაციების აღწარმოება ხდება სისშირით, რომელიც მდებარეობს აკუსტიკურ დიაპაზონში და მიმწოდებელი მექანიკური მწვევტარით. წარმოქმნილი ბგერითი რხევები რეგისტრირდება ძალიან მაღალი მგრძობელობის და სტაბილურობის მქონე ტვეადური მიკროფონით.

აირის ფოტოაკუსტიკური ანალიზატორი ზომავს იწ სხივების ენერჯიას, რომელსაც შთანთქავს გამოსაკვლევი აირი, და არეგისტრირებს აირში წარმოქმნილი წნევის ბგერით ტალღებს. აირით შთანთქმული სხივების ენერჯია ბევრად მცირეა გატარების ენერჯიაზე. გამავალი სინათლის ანალიზატორები ადგენენ შთანთქმის ენერჯიას მცირე სხვაობის საშუალებით რომელიც არის ორ უდიდეს სიდიდეებს შორის, რომლების შეესაბამება საზომი და საკონტროლო უჯრედში გამავალი სხივების ენერჯიას. შესაბამისად, ანალიზატორების სიგნალი/ხმაური შეფარდება, შესამჩნევად მცირეა, ვიდრე ფოტოაკუსტიკური ანალიზატორების.

ფოტოაკუსტიკური პრინციპით მომუშავე აირის ანალიზატორები ფართოდ გამოიყენება ანესთეზიის დროს მონიტორინგისთვის. არსებობს ფოტოაკუსტიკური ხელსაწყოები, რომლებიც ზომავენ ერთდროულად რამოდენიმე მაჩვენებელს: CO_2 , N_2O და ანესთეტიკებიდან ერთ-ერთს. ეს მიიღწევა მექანიკური მწვევტარას გამოყენებით რომელსაც აქვს წრის სახე მასზე ხვრელების სამი კონცენტრიული მწკრივით. ხვრელებს შორისი ზომა და მანძილი, ყოველი მწკრივისთვის განსხვავებულია. ამრიგად, მწვევტარას წრის ერთი და იგივე ბრუნვითი სიჩქარისას ფორმირდება სამი დამოუკიდებელი სხივი, რომელთაგან ყოველი თავისი სისშირით შეწყდება.

ყოველი სხივი თავის ფილტრში გაივლის, ისე რომ გასვლისას მას თავის შემადგენლობაში აქვს მხოლოდ სინათლის იმ ტალღის სიგრძე, რომელზედაც ხორციელდება გამოსაკვლევი აირებიდან ერთ-ერთის ენერჯიის შთანთქმა. სხივები ფოკუსირდება საზომ უჯრედზე, სადაც ერთდროულად გამოიწვევენ აირის რამოდენიმე კომპონენტის რხევას. ყოველი კომპონენტიდან რხევა წარმოიქმნება თავის სისშირეზე შეწყვეტით, ხოლო ყოველი ბგერითი რხევიდან ამპლიტუდა პროპორციულია შესაბამისი აირის კონცენტრაციისა. აირთა ნარევის ყოველი გამოსაკვლევი კომპონენტიდან კონცენტრაციის უწყვეტი რეგისტრაცია წარმოიქმნება შეწყვეტის სისშირეზე რხევების ფილტრაციის გზით, რომელიც შეესაბამება სიგნალის ყოველ ფურიე-შემადგენელს, ხოლო შემდეგ გაფილტრული სიგნალების ამპლიტუდური დემოდულაციით.

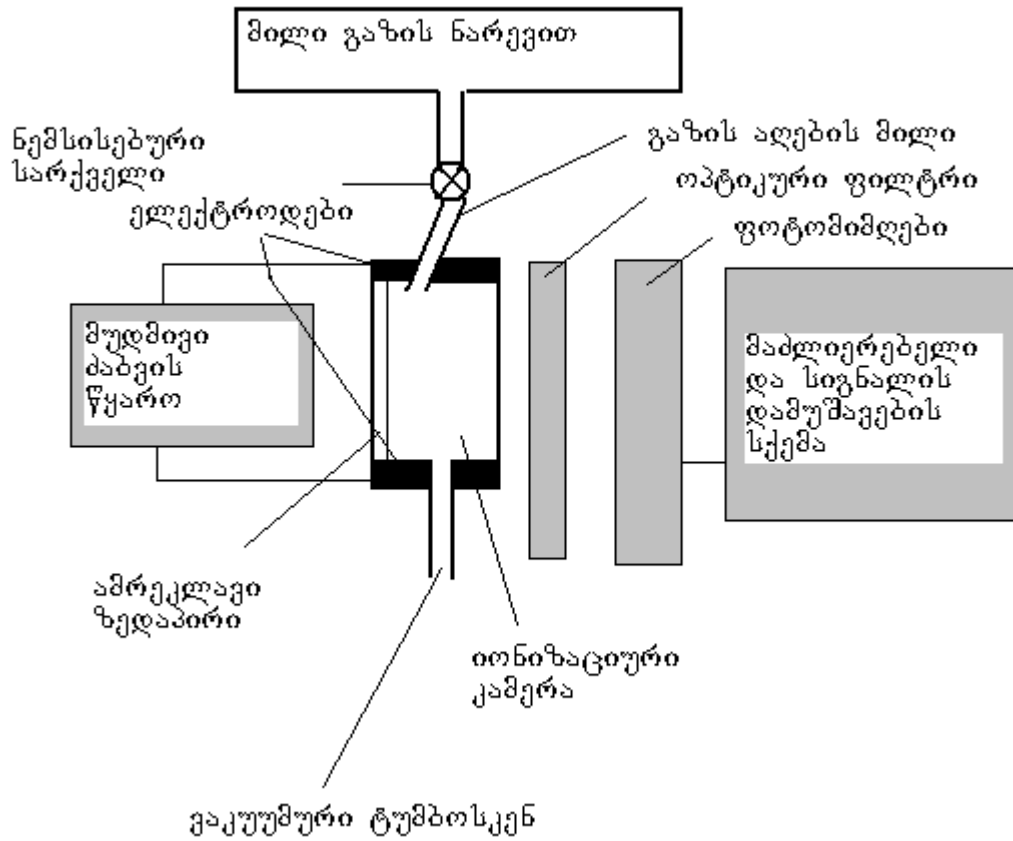
იმ ტიპის ხელსაწყოები მაღალ სტაბილურობ ახასიათებთ და არ საჭიროებენ დაკალიბრირებას 1-3 თვის განმავლობაში. მათთვის დამახასიათებელია საწყისი გახურების მცირე დრო (1 წთ) და გაზომვის მაღალი სიზუსტე (სავეს შკალის შეცდომა $< 1\%$). შემაჯავალი სიგნალის საფეხუროვანი ცვლილებებისას 10%-დან 90% დონემდე ფოტოაკუსტიკურ ანალიზატორებს აქვთ დროის მუდმივა დაახლოებით 250-300 მწმ ჰაერის გატანის 90მლ/წთ სიჩქარით.

5.3 ემისიური სპექტროსკოპია

სურათზე 5.8. ნაჩვენებია ხელსაწყო, რომელშიც იზომება აირების ნარევის კომპონენტებიდან ერთ-ერთის კონცენტრაცია, განსაზღვრულ ტალღურ დიაპაზონში სინათლის ინტენსიურობის საშუალებით., რომელიც წარმოიქმნება უმცირესი წნევების დროს აირთა ნარევის იონიზაციის შედეგად. ჩვეულებრივ ასეთი ხერხით ზომავენ სუნთქვისას N_2 -ის კონცენტრაციას. სისტემაში ვაკუუმი იქმნება მძლავრი ვაკუუმური ტუმბოთი, ამასთან წნევა (1-4 მმ.ვერცხ.წყ. ან 150-550 პა) რეგულირდება ნემსისებრი სარქველით, რომელიც ატარებს იონიზაციური კამერით აირის მცირე ნაკადს. სასუნთქი აირები იონიზებენ ელექტროდებზე 600-1500 ვ, პოტენციალების მუდმივი სხვაობისას, ამასთან ისინი გამოასხივებენ სინათლეს ტალღურ დიაპაზონში 310-480 ნმ-მდე. ამრეკლავი ზედაპირები მიმართავენ სინათლეს სელექტიურ ოპტიკურ ფილტში, რომელიც არ ატარებს სინათლეს რომელსაც აქვს ტალღების არასასურველი სიგრძე. ფილტში გასვლის შემდეგ სინათლე მოხვდება ფოტოელექტრონულ გარდაქმნელზე, რომელიც წარმოქმნის დენს, რომლის მნიშვნელობაც პროპორციულია სინათლის ფილტრით გამავალი ინტენსიურობისა. ეს დენი წარმოადგენს აირის დაინტერესებული კომპონენტის მოლარული ფრაქციის არაწრფივ ფუნქციას (განისაზღვრება იონიზაციური კამერის გეომეტრიით), ვაკუუმის ხარისხის, კამერაში გამავალი აირის ნაკადის, ასევე ფოტოელექტრონული მილის თვისებებს. ამიტომ შემდგომში სიგნალი გამოძუშავდება ისე, რომ ხელსაწყოს გამოსასვლელზე ფორმირდება ძაბვა, რომელიც პირდაპირპროპორციულია აირის ნარევიში განსაზღვრული კომპონენტის მოლარული ფრაქციისა.

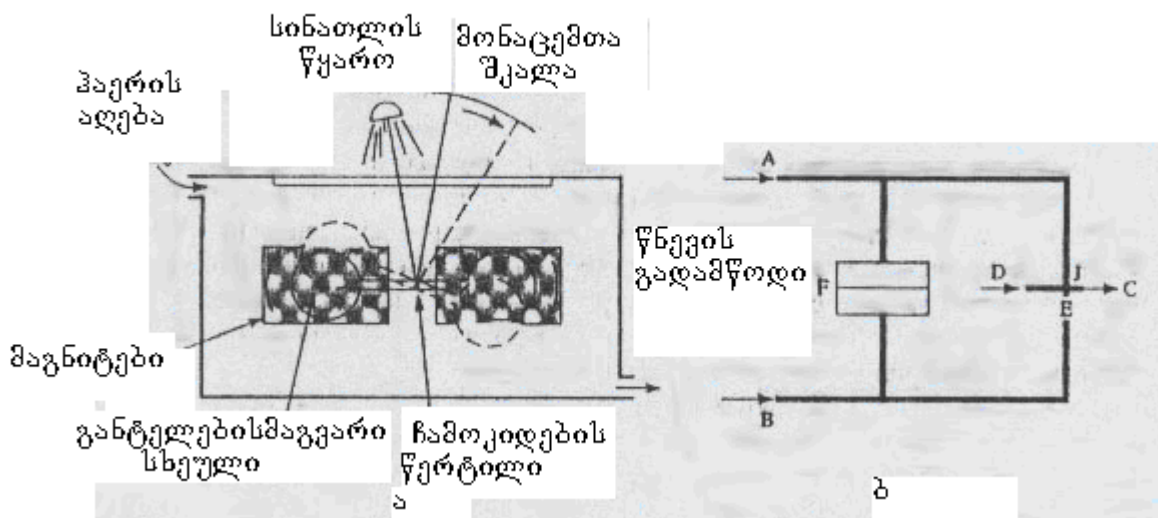
N_2 სპექტროსკოპული ანალიზატორები გასცემენ აირთა ნარევიში N_2 მოლარული ფრაქციის მნიშვნელობას, რომელიც შეიცავს წყლის ორთქლებს. დაკალიბრების პროცედურები უნდა ითვალისწინებდნენ გამოსაკვლევი ნარევის ტენიანობას. შესაძლებელია, რომ მიმეყვანი გზები, ნემსისებრი სარქველის და მილის ჩართვით, რომელთა საშუალებითაც მიეწოდება გამოსაკვლევი ჰაერი, მოითხოვს შეთბობას, რომ თავიდან ავიცილოთ მათი დახშობა ან წყლის ორთქლების კონდენსაცია. სისტემაში შექმნილი მაღალი გაუხშობა აბრკოლებს სატრანსპორტო სისტემაში წყლის ორთქლების კონდენსაციას, რომლებიც მომართულია ნემსისებრი სარქველიდან იონიზირებული კამერისაკენ, მაგრამ ამას არ შეუძლია თავიდან აიცილოს აბსორბციის ან დესორბციის პროცესები წყლის ორთქლების პარციალური წნევის ცვლილებისას.

N_2 ანალიზატორების ქარხნული მოდელებსა აქვთ გამოსვლისას მაღალი სტაბილურობა: მათი საშუალო კვადრატული შეცდომა არ აღემატება 0,5%. N_2 -ის კონცენტრაციის დიაპაზონში -0 დან 80%-მდე. როგორც სატრანსპორტო შეფერხება, ასევე სიგნალის ზრდის დრო არ აღემატება 40 მწმ-ს N_2 მოლარული ფრაქციის საფეხუროვანი ცვლილებისას. იონიზირებული კამერის მინის კედლებზე ელექტროდების მასალის დალექვა აუარესებს მის მუშაობას ექსპლუატაციის ხანგრძლივი დროის განმავლობაში. აირის ნარევიში O_2 -ის და CO_2 -ის შემადგენლობა N_2 -ის გაზომვისას გავლენას არ ახდენს. ამავდროულად, He -ის ან Ar -ის ყოფნა შეიძლება მიგიყვანოს გაზომვისას შეცდომებამდე. მაგალითად; ნარევისათვის, რომელიც შეიცავს N_2 -ის 40%-ს და He -ის 5%-ს, ანალიზატორი გვიჩვენებს N_2 -ის 43%-ის მნიშვნელობას.



სურ. 5.7

ემისიურ და იწ-ანალიზატორებს არ შეუძლიათ აირის ნარევიში O_2 -ის განსაზღვრა. უანგბადის შემცველობა შეიძლება განსაზღვროთ მასს-სპექტრომეტრის დახმარებით, რომლებსაც აქვთ გადამწოდები თბურ ელემენტებზე და ასევე გალვანური პოლაროგრაფიული გადამწოდები. აიროვანი ანალიზატორების კიდევ ერთ ტიპში გამოიყენება უანგბადის მაგნიტური თვისებები.



სურ.5.8

პარამაგნიტური ჟანგბადოვანი ანალიზატორის სქემა (ხედი ზემოდან). საზომი სხეული შეიძლება ან შეტრიალდეს (როგორც ნაჩვენებია), ან მომენტის საწინააღმდეგოდ ჩერდებოდეს ადგილზე, რომლის გაზომვისას განსაზღვრავენ აირის ნარევი ჟანგბადის კონცენტრაციას. (ბ) დიფერენციალურ-მანომეტრიულ და მაგნიტოაკუსტიკური ჟანგბადის ანალიზატორის სქემა

ჟანგბადის პარამაგნიტური გადამწოდები. სხვა აირებთან შედარებით, ჟანგბადს აქვს უნიკალური თვისება – ის მიიზიდება მაგნიტური ველით. პარამაგნიტიზმად წოდებული ეს თვისება დაკავშირებულია დადებითი მაგნიტური ამთვისებლობით. სწორედ, რკინის მაღალი მაგნიტური ამთვისებლობა – ფერომაგნეტიზმი – პარამაგნიტიზმის კერძო შემთხვევაა. აირების უმეტესობა მაგნიტური ველით გამოიდევნება, ე.ი. ავლენს დიამაგნეტიზმს ან უარყოფით მაგნიტურ ამთვისებლობას.

ხელსაწყოების რამდენიმე ტიპში გამოიყენებენ ჟანგბადის პარამაგნიტურ თვისებებს. პირველად დამუშავებული იყო ტორსიონული ტიპის ანალიზატორი, რომელშიც გასაზომი მოწყობილობის სახით გამოიყენებოდა თხელი მინის ღრუ სხეულის, რომელიც აზოტით იყო შევსებული და განლაგებული არაერთგვაროვანი მაგნიტური ველის შიგნით, რომელიც შექმნილი იყო კამერაში სადაც მოთავსებული იყო გამოსაკვლევი აირის ნარევი. ამ დიამაგნიტურ სხეულს განტელის ფორმა ჰქონდა (სურ. 5.8 ა), რომელსაც ჩამოჰკიდებდნენ ორი ბურთულის გამაერთიანებელი ღერძის შუაში, მკვრივ ძაფზე. მკვრივი ძაფი ტორსიონული ზამბარის როლს თამაშობდა და განტელს საშუალებას აძლევდა შებრუნებულიყო სივრცეში. მაგნიტური ველის პერპენდიკულარულად. გასაზომი მოწყობილობის სფეროები წონასწორობის მდგომარეობაში განლაგებულია მაგნიტური ველის უდიდესი კონცენტრაციის მიდამოში – ველის შემქმნელი მაგნიტის პოლუსებს შორის. თუ გასაზომ კამერაში შედის ნარევი, რომელსაც არ აქვს პარამაგნიტური თვისებები, მაშინ ნარევის სიმკვრივე რჩება ერთგვაროვანი, ხოლო სფეროები იკავებენ წონასწორობის მდგომარეობას. თუ კი კამერაში შედის პარამაგნიტური აირი (მაგ; ჟანგბადი), ის მიიზიდება მაგნიტური ველით, და მაგნიტის პოლუსებს შორის მისი ლოკალური კონცენტრაცია იზრდება. ეს აიძულებს გასაზომ სხეულს გადაადგილდეს ზუსტად ისე, როგორც წყლის მაღალი სიმკვრივე აიძულებს ანკესის ტივტივას ამოსვლას წყლის ზედაპირზე, სადაც ის გადასროლილია. რაც მეტია ჟანგბადის შემცველობა, მით უფრო ფართოა უდიდესი სიმკვრივის მიდამო და უფრო მაღალია მისი გრადიენტი – მით მეტია გასაზომ სხეულზე მოქმედი ძალა რომელიც აიძულებს მას გადაადგილდეს.

ჟანგბადის კონცენტრაციის, შესაბამისად, შეიძლება გაიზომოს ღერძის გარშემო განტელისებური სხეულის შემობრუნების კუთხით. (ან სინათლის სხივის ანარეკლი სარკედან, რომელიც განტელისებურ სხეულზე დამაგრებული საკიდარის ღერძიდან ახლოსაა მოთავსებული სურ. 5.8. ა), ასევე ტორსიონული მომენტის სიდიდით, რომელიც საჭიროა გამოვიყენოთ განტელისებური სხეულის საწყისი წონასწორობის მდგომარეობაში შეკავებისათვის. ხელსაწყოს ასეთი კონსტრუქცია უზრუნველყოფს მაღალ სიზუსტეს.

ჟანგბადის პარამაგნიტური თვისებების გამოყენებაზე დაფუძნებული სხვა მიდგომა ვარაუდობს წნევის გაზომვას, რომელიც საჭიროა ჟანგბადშემცველი აირის ნარევის თანაბარი ნაკადის დასაცავად გამდინარე მაგნიტურ ველში. ხელსაწყოს მოდიფიკაციებიდან ერთ-ერთში (სურ. 5.8 ბ), საკონტროლო არხის ორი ნაკადი შესვდება და შეერევა ერთმანეთს განტოტებულ წერტილში (*J*), შემდეგ კი გამოდიან საერთო გზით (*C*). პულსირებადი მაგნიტური ველი ფოკუსირდება საკონტროლო არხის ნაკადებიდან ერთ-ერთზე განმანაწილებელში მისი შესვლის (*E*) ადგილას. გამოსაკვლევი ნარევი მიეწოდება (*D*)-თი განმანაწილებელში, სადაც ის უერთდება საკონტროლო აირის ნაკადებს და (*C*) გამოსასვლელი მილით გამოედინება. გამოსაკვლევი აირთა ნარევიში მყოფი ჟანგბადი მაგნიტური ველით

მიიზიდება (E) წერტილში, რის გამოც ამ ადგილას მოიმატებს აირის სიმკვრივე და საკონტროლო აირის ნაკადებიდან ერთ-ერთის გამოსასვლელზე გაიზრდება წინააღმდეგობა, შეანელებს მას და შექმნის გამზომი სისტემის ამ მხარეში წნევის წინააღმდეგობას. ამას მიყვებათ ორ საკონტროლო გზებს შორის წნევითა სხვაობასთან, რომელიც (F) დიფერენციალური მანომეტრით იზომება და გამოსაკვლევი აირებს სიგნალი პროპორციულია საკონტროლო და გამოსაკვლევი აირებს შორის PO_2 უანგბადის შემადგენლობის სხვაობისა.

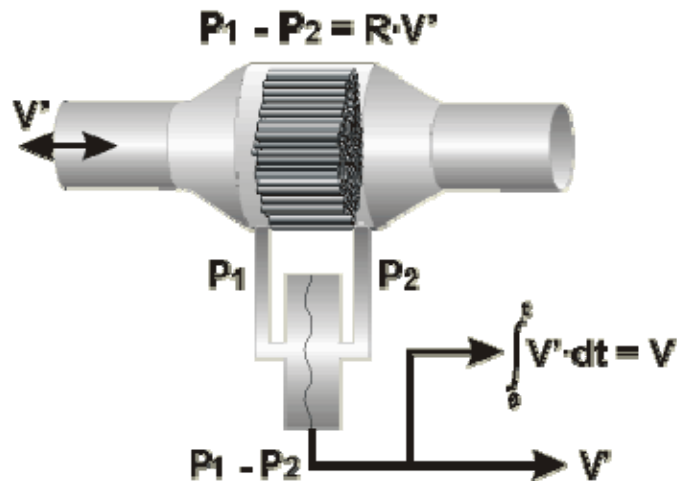
არსებობს აირის ანალიზატორის კიდევ ერთი ვარიანტი, რომელშიც ხდება დიფერენციალურ-მანომეტრიული პარამაგნიტური პრინციპის ფოტოაკუსტიკური მეთოდთან შეთავსება. მაგნიტოაკუსტიკურ სპექტროსკოპიად წოდებული, გაზომვის ასეთი კომბინირებული მეთოდისას, გამოიყენება გასაზომი სისტემის კონფიგურაცია, იმის ანალოგიურად, რაც (5.8 ბ) სურათზე ასახული, მაგრამ ზოგიერთი მოდიფიკაციებით. გამოსაკვლევი აირის ნარევი მიეწოდება პირდაპირ ერთ-ერთ მილში, მაგალითად; (A) მილში, რომელიც მიდის (J) გამანაწილებლამდე. ამასთან (D) შესასვლელი არ გამოიყენება. მთელი განმანაწილებელი (J) იმყოფება ცვლად მაგნიტურ ველში, რომელიც ბგერით დიაპაზონში სისშირესთან ერთად იცვლება. მაშასადამე, აირის ორივე ნაკადზე მოქმედებს ერთი და იგივე მაგნიტური ველი. თუ (A) გზით მიწოდებულ ნარევიში აირის უანგბადი, მაშინ (J) წერტილის მიღწევისას იგი იწყებს შეკუმშვას და განმუხტვას, იწვევს რა აკუსტიკური ტალღების წარმოქმნას, რომლებიც გავრცელდება ორივე გზებზე. ამ აკუსტიკური ტალღების წნევის ამპლიტუდა პროპორციულია გამოსაკვლევი ნარევიში უანგბადის კონცენტრაციისა. და ბოლოს, ერთი დიფერენციალური მანომეტრის მაგივრად, რომლითაც იზომება ორივე მილში წნევების სხვაობა, ამ სისტემაში გამოიყენება ორი ტვედური მიკროფონი: ერთი – გამოსაკვლევი აირის ნარევიში ბგერითი რხევების რეგისტრაციისათვის, ხოლო მეორე – რეფერენტულ გზაში. გამოსაკვლევი აირის ნარევისათვის მიკროფონი არის ისეთივე, როგორიც გამოიყენება აკუსტიკური ტალღების გასაზომად, წარმოქმნილი აირის ნარევის სხვა კომპონენტების იწ-გამოსხივების შთანთქმისას. ცვლადი მაგნიტური ველის სისშირე განსხვავდება იწ-კონების მოდულაციის სისშირისაგან. ამრიგად მაგნიტური ველით დაკავშირებული ბგერითი რხევები, ადვილად შეიძლება გამოვყოთ მიკროფონის სიგნალიდან, შესაბამის ზოლში სიგნალის ციფრული ფილტრაციის გამოყენებით. მიღებული სიგნალიდან საკონტროლო მიკროფონიდან სიგნალის გამოკვლევაებით, მიიღებენ აირის ნარევიში უანგბადის კონცენტრაციის აბსოლუტურ მნიშვნელობას. ამ ხელსაწყოს აქვს კარგი სტაბილურობა.

Fleisch type pneumotachometer

Flow (V') is being measured in a tube with a small, fixed resistance. In this type of pneumotachograph the resistance to flow comes from an array of capillaries arranged in parallel with the direction of flow (ref. 1). The pressure drop across the resistance relates linearly to flow at relatively low flows, when the flow pattern is laminar. Higher flows give rise to a turbulent flow pattern, when the pressure drop across the resistance changes more than proportionally with flow. Accurate measurements are best performed when the flow pattern is laminar and flow linearly related to pressure drop.

ნაკადი ის გაზომვა იწყება მილში რომელსაც აქვს მცირე , ფიქსირებული წინააღმდეგობა. ტიპის პნემოტახოგრაფებში წინააღმდეგობა ნაკადის მიმართ იქმნება იმ კაპილარების სიმრავლისაგან, რომლებიც განლაგებული არიან ნაკადის მიმართულების პარალელურად (ფიგ 1). ჭნევის ვარდნა წინააღმდეგობის გასწვრივ წრფივად დაკავშირებულია ნაკადთან რომელიც შედარებით печатают პნემოტაცომეტრ

Поток (V) измеряется в трубе с маленьким, неподвижным сопротивлением. В этом типе პნეუმოტაქსომეტრი сопротивление потоку прибывает из множества капилляров, устроенных параллельно с руководством потока (касательно 1). Снижение давления через сопротивление имеет отношение линейно, чтобы течь в относительно низких потоках, когда образец потока является пластинчатым. Более высокие потоки дают начало образцу турбулентного течения, когда снижение давления через сопротивление изменяет больше чем пропорционально с потоком. Точные измерения лучше всего выполнены, когда образец потока пластинчатый и поток, линейно связанный со снижением давления.



Pneumotachometers according to Fleisch are available in various sizes, suitable for different flow ranges. Their resistance to flow may increase due to accumulation of secretions or other contaminants, and from condensation of water vapor, changing their flow characteristics. The flow characteristics also vary with the viscosity of the gas measured, which varies with the gas mixture, and with gas temperature (ref. 2).

Пнеумотахометры согласно Fleisch являются доступными в различных размерах, подходящими для различных диапазонов потока. Их сопротивление потоку может увеличиться из-за накопления выделений или других загрязнителей, и от уплотнения водного пара, изменяя их особенности потока. Особенности потока также меняются в зависимости от вязкости измеренного газа, который меняется в зависимости от газовой смеси, и с газовой температурой (касательно 2).



Узнай первым о новых переводчиках

კლინიკური ლაბორატორიული ტექნიკა

კლინიკური ლაბორატორიის დანიშნულებაა იმ ბიოლოგიური მასალის ანალიზი, რომელიც აღებულია პაციენტისაგან ინფორმაციის მიღების მიზნით და ეხმარება ექიმს დაავადების და თერაპიის ეფექტურობის შეფასებაში. საგაადმყოფოს განყოფილებას, რომელიც ასრულებს ამ ფუნქციებს, შეიძლება ეწოდოს - კლინიკური ლაბორატორიის განყოფილება ან ლაბორატორიული მედიცინის განყოფილება. კლინიკური ლაბორატორიის ძირითადი ქვეგანყოფილებებია; ქიმიური, პათოლოგიური, ჰემატოლოგიური და მიკრობიოლოგიური, ასევე სისხლის ბანკი. ქიმიური განყოფილება ატარებს სისხლის, შარდის, ზურგის ტვინის სითხის და აგრეთვე სხვა სითხეების ანალიზს. კლინიკური ლაბორატორიის ელექტრონული აღჭურვილობა ძირითად გამოყენებას პოულობს ქიმიურ განყოფილებაში.

ჰემატოლოგიური განყოფილება ანხორციელებს სისხლის ფორმიანი ელემენტების დახასიათებასა და მათ რაოდენობრივ დათვლას (სისხლის წითელი და თეთრი უჯრედების, ტრომბოციტების), ასევე სისხლის ფიზიოლოგიური სისტემის ფუნქციათა ტესტირებას. ბევრი, უფრო ხშირად გამოყენებული ამ ჯგუფის ტესტებიდან, ავტომატურად სრულდება “Coulter Counter” ტიპის დანადგარით. რაც უფრო კრიტიკული გადაწყვეტილებაა მისაღები პაციენტის მიმართ, რომელმაც ამ ლაბორატორიაში ჩაიტარა გამოკვლევები, მით უფრო დიდი მნიშვნელობა ენიჭება მის სიზუსტესა და საიმედოობას. დიდ როლს თამაშობს აღჭურვილობის კონსტრუქციის ვარგისიანობა და ხარისხის კონტროლის პროგრამის ეფექტურობა. ლაბორატორიაში მომუშავე პერსონალს კი ყოველთვის უნდა ახსოვდეს, რომ ტესტების არასწორმა რეზულტატმა შეიძლება მიგვიყვანოს ტრაგიკულ შედეგამდე.

სადღეისოდ მრავალ კლინიკურ ლაბორატორიაში გამოიყენება ინფორმაციული მასივების მართვის კომპიუტერულ სისტემები. კომპიუტერულ სისტემაში გამოიყენება უნივერსალური გამომთვლელი მანქანები; მინი და მიკრო კომპიუტერები. ლაბორატორიული საინფორმაციო სისტემები იძიებენ პაციენტების მონაცემებს, ზოგიერთი ტიპის ხელსაწყოებთან ავტომატურად მოითხოვენ ტესტირების რეზულტატს, შემდეგ ინახავენ და გადასცემენ შესაბამის მოწყობილობებს.

თანამედროვე ტენდენციები ლაბორატორიული აღჭურვილობის დამუშავებაში ამოიწურება იმით, რომ შევიტანოთ პრაქტიკულად ყოველი ხელსაწყო კონსტრუქციაში მონაცემთა დამუშავების შესაძლებლობა.

კლინიკურ ლაბორატორიის ერთ-ერთ წამყვან შეფასების მეთოდს წარმოადგენს სპექტროფოტომეტრული გაზომვა და ამისთვის სპეციალურად დამუშავებული ხელსაწყოები – სპექტროფოტომეტრები, რომელშიც ჩადებულია კლინიკურ ქიმიაში გამოყენებული ხელსაწყოების მუშაობის საბაზო პრინციპები. მას ახასიათებს: გაზომვის სიმარტივე, სიზუსტე და საიმედოობა. ტერმინი “სპექტროფოტომეტრი” გამოიყენება როგორც ხელსაწყოების მთლიანი კლასის საერთო დასახელება. ამ კლასში შედიან; ფოტომეტრები და კოლორიმეტრები. აღნიშნული გაზომვები ემყარება ნივთიერებათა თვისებას, კლინიკური თვალსაზრისით სელექციურად შთანთქოს ან გამოყოს ელექტრო-მაგნიტური ენერჯია ტალღის სხვადასხვა სიგრძეზე. ძირითადად ლაბორატორიულ მეთოდიკაში გამოიყენება ტალღის სიგრძე: ა) ულტრაიისფერი (200–400 მმკვ); ბ) ხილული (400–700 მმკვ), ან ინფრაწითელი (700–800 მმკვ). ძირითადად დანადგარები მუშაობენ ხილულ დიაპაზონში.

სურ. 6.1 წარმოდგენილია სპექტროფოტომეტრული დანადგარის ბლოკ სქემა.

წყარო აფრქვევს ენერგიის ნაკადს, რომელიც გამოიყენება ნიმუშის ანალიზისთვის. ტალღოვანი სელექტორი ატარებს ენერგიას შეზღუდული სიხშირის შკალაში, შემდეგ გადის კიუვეტაში (ღრუში), რომელშიც მოთავსებულია საანალიზო ნიმუში. ამ ღროს დეტექტორი გამოსცემს ელექტრულ სიგნალს, რომელიც პროპორციულია მიღებული ენერგიისა, ხოლო ინდიკატორი გვიჩვენებს მიღებული ენერგიის ციფრულ მაჩვენებელს ან მის რომელიმე ფუნქციას (მაგ. საანალიზო ნივთიერების კონცენტრაციას ნიმუშში).



სურ. 6.1

სპექტროფოტომეტრული გაზომვების პრინციპი მდგომარეობს იმაში, რომ თუ მოვახდენთ ნივთიერების ანალიზს, აღნიშნული მეთოდი დაადგენს მის კონცენტრაციას. ნიმუშებს (სისხლს, შარდს და ა. შ.) არ გააჩნიათ ელექტრომაგნიტური ენერგიის შემწოვი თვისებები, ამიტომ ნიმუშს დაემატება რეაგენტები, რომლებიც გამოიწვევს ქიმიურ რექციას. ამის შემდეგ ნიმუშს მოათავსებენ ხელსაწყოში, სადაც დაკალიბრების პროცედურა უზრუნველყოფს სხვაობის აღრიცხვას.

განვიხილოთ სურ. 6.1 - ზე წარმოდგენილი ბლოკ-სქემის თითოეული ელემენტი.

გამოსხივების წყარო: წყალბადის ან დეიტერიული აირგანმუხტვადი ნათურები გამოიყენება ენერგეტიკული ნაკადის მისაღებად დიაპაზონში 200-360 ნმ, ვარვარის ნათურა ვოლფრამის სპირალით გამოიყენება 360-800 ნმ დიაპაზონში. როგორც წყალბადის, ისე დეიტერიულ ნათურებს, აქვთ გამოსხივების უწყვეტი სპექტრი, მაგრამ ამ წყაროების პრობლემა ის გახლავთ, რომ გამოსხივების 90% მოდის ინფრაწითელ დიაპაზონზე. გამოსხივების ინტენსიურობა, ხილულ და ულტრაიისფერ დიაპაზონში შეიძლება გაზარდოთ, თუ გამოვიყენებთ ნათურას ძაბვის ქვეშ, რომელიც აღემატება ნომინალურ მნიშვნელობას. მეორე პრობლემა ვოლფრამის გამოყენებისა, არის ის, რომ ამ პროცესში ხდება ვოლფრამის თანდათანობითი აორთქლება და მისი კონდენსირება ნათურის კოლბაზე. ეს ფენა, როგორც წესი, არათანაბრად ილექება და იწვევს ნათურის სპექტრალური მახასიათებლების ცვლილებას, რამაც შეიძლება მიგვიყვანოს გაზომვებში შეცდომამდე.

სპექტრული სელექტორები: იმის და მიხედვით თუ სპექტრის რომელ ნაწილს გამოვიყენებთ ნიმუშის ანალიზისთვის, გამოიყენება სვადასხვა მოწყობილობები, რომლებიც იყოფა ორ კლასად: მინის ფილტრები და ინტერფერციული ფილტრები.

მინის ფილტრი ფუნქციონირებს ენერგიის შთანთქმის პრინციპით. ეს ფილტრები შეიძლება მოწყობილი იყოს, როგორც მაღალი სიხშირების

ფილტრები, დაბალ სიხშირეების და ზოლოვანი ფილტრები (ზედა და ქვედა სიხშირეების ფილტრების კომბინაცია).

ინტერფერენციული ფილტრი შედგება ამრეკლავი ზედაპირებისგან, რომლებიც ისეა განლაგებული ერთმანეთის დაშორებით, რომ მასზე დაცემული სხივი აირეკლება წინ და უკან მოკლე დისტანციებზე. დისტანცია შეირჩევა ისე, რომ სინათლის ტალღები მოთხოვნილ დიაპაზონში აღმოჩნდეს ფაზაში და შესაბამისად ურთიერთგაძლიერდნენ, ხოლო ამ ზოლის გარეთ ტალღები კი პირიქით არ იყოს ფაზაში და ურთიერთი დათრგუნოს (ინტერფერენციის მოვლენა). აპარატურას, რომელშიც ტალღურ სელექტორად გამოიყენება ფილტრები, ეწოდება კოლორიმეტრები ან ფოტომეტრები.

მონოქრომატორი. ეს არის მოწყობილობა რომელშიც გამოიყენება პრიზმები და დიფრაქციული გისოსები. ისინი გამოსცემენ რეგულირებად სიხშირის ძალიან ვიწრო ზოლს. ამ მოწყობილობების მუშაობის ძირითადი პრინციპია მოახდინოს შემაჯავლი სხივური კონის სივრცული განშლა ტალღის სიგრძისგან დამოკიდებულებით. შემდეგ გამოიყენება მექანიკური სამარჯვი, რომელიც საშუალებას აძლევს შემაჯავლ სხივის ნაკადს მოთხოვნილ სიხშირულ ზოლში გაიაროს ჭვრიტეში.

პრიზმა მზადდება მინისგან ან კვარცისაგან. კვარცის პრიზმები გამოიყენება იმ ტალღებზე, რომელიც 350 მმ-ზე ნაკლებია. პრიზმა ახდენს სინათლის ნაკადის გადახრას. იგი შედარებით ნაკლები სიგრძის მქონე ტალღას გადახრის უფრო ძლიერად. პრიზმებისთვის, ისე როგორც ფილტრებისათვის, სიხშირეს (ტალღის სიგრძეს) რომელზედაც შეიმჩნევა მაქსიმალური გამტარობა ნომინალური სიხშირე ეწოდება. ამ ტიპის ხელსაწყოს დახმარებით შეგვიძლია მივიღოთ ზოლის სიგანე 0.5 ნმ. პრიზმები გამოიყენება ტალღის სიგრძეთა დიაპაზონში 220–950 ნმ.

დიფრაქციული გისოსები მიიღება ახლოს განლაგებული პარალელური ხაზების დატანებით მინაზე ან ლითონზე. დიფრაქციული გისოსები იყენებს სინათლის კუთხოვან გადახრის მოვლენას (დიფრაქციას). გადახრის ხარისხი წარმოადგენს ტალღის სიგრძის ფუნქციას. ამ დროს შეიმჩნევა მათი ურთიერთ გაძლიერება ან პირიქით. სინათლის განაწილება ტალღის სიგრძეზე, რომელიც მიღებულია დიფრაქციით, აქვს ხაზოვანი თვისება. პრიზმისაგან განსხვავებით რომლისთვისაც ტალღის სიგრძის გადიდებით სივრცეში გადაადგილება მცირდება.

კიუვეტა ანუ ჯიბე რომელშიც თავსდება საანალიზო ნივთიერება. მას უნდა გააჩნდეს ისეთი ოპტიკური თვისება, რომ არ გამოიწვიოს მასში გავლილი სინათლის სპექტრული თვისებების ცვლილება და დამახინჯება. ნიმუში (ასე ეწოდება ნივთიერებას რომელიც წარმოიქმნება საწყისი ბიოლოგიური ნივთიერებისა და რეაგენტის ურთიერთქმედების შედეგად) სელექციურად შთანთქავს სინათლეს. გასაზომი მასალის ტოლი სისქე შთანთქავს მასში გავლილი სხივის თანაბარ რაოდენობას. რაც გამოიხატება შემდეგ ფორმულაში.

$$P = P_0 10^{-aL} \quad (6.1)$$

სადაც;

P_0 - კიუვეტაზე დაცემული გამოსხივებაა.

P - კიუვეტაში გატარებული გამოსხივების სიმძლავრე.

a - ნიმუშის შთანთქმისუნარიანობა.

L - ოპტიკური მიმართულების სიგრძე ნიმუშში.

C - მშთანთქმელი ნივთიერების კონცენტრაცია.

შთანთქმისუნარიანობა დამოკიდებულია: ნიმუშის თვისებებზე და დაცემული სინათლის ტალღურ მახასიათებლებზე. ეს შეფასდება შემდეგი ფორმულით:

$$\%T = 100P / P_0 = (100)10^{-aL} \quad (6.2)$$

სადაც $%T$ - გატარების პროცენტია. a - მუდმივია ყველა ცალკეული ნივთიერებისათვის. კიუვეტა კი არის კონსტრუირებული ისე, რომ L იყოს - რაც შეიძლება მუდმივი. შესაბამისად P -ს გაზრდა უნდა გამოხატავდეს ნიმუშში შთანთქმული ნივთიერების კონცენტრაციის ცვლილებას.

გამტარობის პროცენტი ხშირად წარმოადგენს გაზომვის რეზულტატსაც. მაგრამ რადგან გამტარობის პროცენტის წარმოდგენა ხდება ლოგარითმით, მიღებულია უფრო მოსახერხებელი ფორმულა ოპტიკური შთანთქმის სიდიდის სახით. ოპტიკური შთანთქმა A განისაზღვრება როგორც $\lg(P_0/P)$ ასე რომ,

$$A = \lg(P_0/P) = \lg(100/%T) = 2 - \lg(%T) \quad (6.3)$$

აღსანიშნავია რომ შეფარდება.

$$A = aLC \quad (6.4)$$

როგორც უკვე აღვნიშნეთ, სპექტრომეტრი მოწყობილია ისე რომ შეინარჩუნოს " a " და " L " რაც შეიძლება მუდმივად, ისე რომ თითოეულ კონკრეტულ შემთხვევაში A დამოუკიდებელი იყოს C -გან. ნივთიერების უცნობი კოეფიციენტი შესაძლოა განვსაზღვროთ შემდეგნაირად, ჯერ დავადგენთ A_s -ს შთანთქმის კოეფიციენტს სტანდარტულ ნიმუშებისათვის, რომელიც შეიცავს ანალიზისთვის მოცემულ ნიმუშის C_s ცნობილ კონცენტრაციას, შემდეგ დავადგენთ ამ ნიმუშის შთანთქმას A_u და ბოლოს ანალიზისთვის მოცემულ კონცენტრაციას C_u დავადგენთ ფორმულით

$$C_u = C_s (A_u / A_s) \quad (6.5)$$

თუ შეფარდება სრულდება, პაციენტის სინჯში საანალიზო ნივთიერების კონცენტრაციის შესაძლო მნიშვნელობების მთელს დიაპაზონში, ეს ნიშნავს რომ გაზომვა ექვემდებარება ბერის კანონს. მაგრამ ეს შეფარდება შესაძლებელია არ მოხდეს ორი მიზეზით: გამსწვლელის ოპტიკური ზემოქმედების შედეგად და ჯიბის კედლებიდან ანარეკლის გამო. ასეთ შემთხვევაში აუცილებელია გავაანალიზოთ ნიმუშების უფრო მეტი რაოდენობები, რომელშიც ცნობილია გასაანალიზებელი ნივთიერების კონცენტრაციის მნიშვნელობები, რომელიც გადაფარავს ჩვენთვის საინტერესო კონცენტრაციების დიაპაზონს.

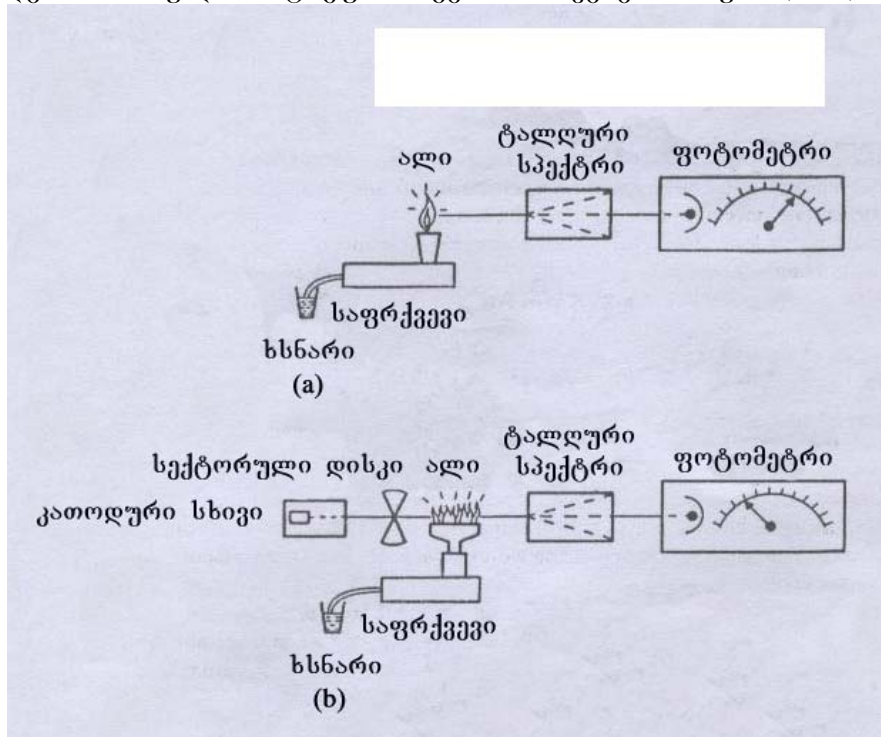
სინათლის რაოდენობა, რომელსაც შთანთქმავს ნივთიერება ძირითადად დამოკიდებულია ტალღის სიგრძეზე. სინშირე, რომელსაც ატარებს ტალღოვანი სელექტორი ამოირჩევა ისე, რომ სიმეტრიულად გადაფაროს შთანთქმის პიკი, მაგრამ არსებობს მთელი რიგი გასათვალისწინებელი ფაქტორებისა. მაგალითად თუ შთანთქმა დიდია ($A > 1.0$) ან მნიშვნელოვნად მცირეა ($A < 0.11$), მაშინ გაზომვის შეცდომები ფოტომეტრული სისტემებისა და დიდია. როდესაც შთანთქმა დიდია შეგვიძლია ნიმუში გავაზავოთ, მაგრამ ამას სჭირდება დრო და შესაძლოა მიგვიყვანოს შეცდომამდე. სიგრძე რომელიც შეესაბამება შთანთქმის პიკს უნდა იმყოფებოდეს სპექტრომეტრის მუშა დიაპაზონის საზღვრებში.

ფოტომეტრული სისტემა შეიცავს დეტექტორებს რომლებიც ზომავს კიუვეტის შიგთავსში გამავალი სინათლის ნაკადის სიმძლავრეს, დეტექტორების მიერ გენერირებული დაბალი დენების გამაძლიერებელ წრედებს და ხელსაწყოს ოპერატორისათვის გაზომვის შედეგების წარდგენის მოწყობილობებს. დეტექტორებად გამოიყენება ფოტოელემენტები ჩამკეტი ფენით, ფოტოელექტრონული მამრავლები და ფოტო-რეზისტორები. ძველი კონსტრუქციები გარკვეულ პრობლემებს ქმნიდნენ, მაგრამ თანამედროვე ციფრულმა მოწყობილობებმა უმეტესწილად მოხსნა ეს პრობლემები. იგი საშუალებას გვაძლევს ზუსტად დავადგინოთ შეფარდება; სინათლის ნაკადის სიმძლავრესა და ოპტიკურ შთანთქმას შორის.

ალიანი ფოტომეტრი. მათ აქეთ სამი განმასხვავებელი თვისება ზემოაღნიშნული ფოტომეტრისაგან:

- 1) ენერჯიის წყაროს მოწყობილობის ფუნქცია, რომელსაც შეიცავს ნიმუში, შეთავსებულია ალთან.
- 2) უმრავლეს შემთხვევაში აღნიშნული ფოტომეტრები გამოიყენება ნიმუშის სინათლის გამოსხივების გაზომვისათვის და არა სინათლის შთანთქმისთვის.
- 3) ციფრული ფოტომეტრები განსაზღვრავენ მხოლოდ სუფთა ლითონების კონცენტრაციას.

სითბურ ფოტომეტრებში, როდესაც სიმძლავრე ჩვეულებრივ დონეზეა, ატომების მხოლოდ 1% გადადის აგზნებულ მდგომარეობაში, გარდა ამისა მხოლოდ გამოსხივების საკმარისი სიმძლავრის ტალღის ერთ სიგრძეზე და გარდაქმნის მაღალ ენერგეტიკულ ან დაბალ ენერგეტიკულ ორბიტაზე, ეს ორი ფაქტორი ზღუდავს სითბური ფოტომეტრის ატომური ემისიის გამოყენებას ძირითადად Na^+ K^+ და Li^+ იონების განსაზღვრისათვის. არსებობენ ხელსაწყოები, რომელთაც შეუძლიათ უზრუნველყონ სხვა ელემენტების აღმოჩენაც. გაცილებით რთული ოპტიკური სქემა ნაჩვენებია სურ. (6.2ა).



სურ. 6.2

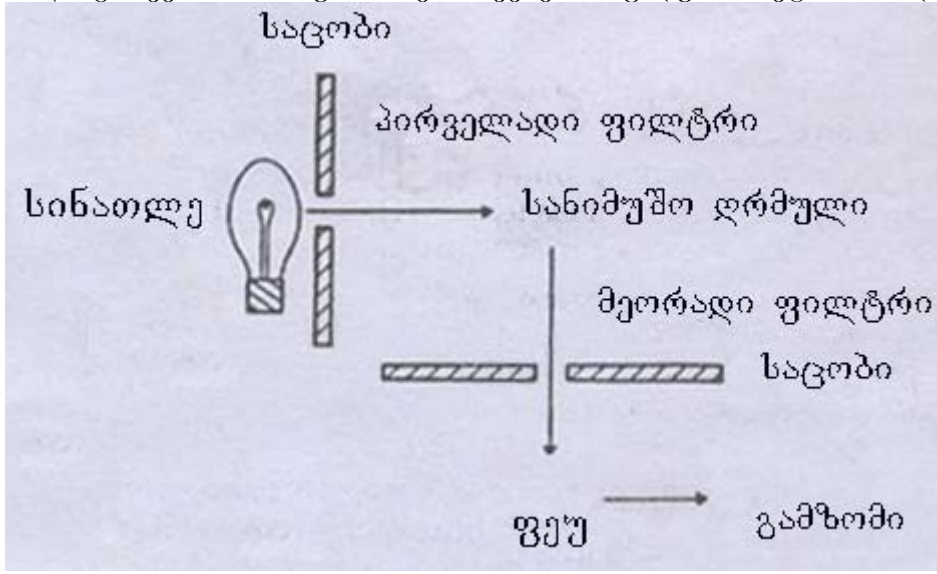
ნიმუში, გამხსნელთან ერთად მიეწოდება, საფრქვეველში, რომელიც გარდაქმნის სითხეს თხელ აეროზოლად, რომელიც მიიყვანება ალში. ალიან ფოტომეტრებში გამოიყენება რამდენიმე სახის საწვავი. ძირითადათ იყენებენ: პროპანის ან ბუნებრივი აირის და შეკუმშული ჰაერის ნაერთს. გამხსნელი ორთქლდება ალში და ტოვებს მიკროსკოპულ ნაწილაკებს, ეს ნაწილაკები იშლება ატომებად. როგორც ავღნიშნეთ, მხოლოდ მცირე ნაწილი ამ ატომებისა გადადის მოძრავ მდგომარეობაში. ამ დროს ისინი გამოყოფენ ენერჯიას ელექტრომაგნიტური ტალღის სახით, დამახასიათებელ სიხშირეებზე. მარტივი ოპტიკური სქემა შეიცავს მხოლოდ ფილტრს და ლინზას, რომელიც დააფოკუსირებს დეტექტორზე, სინათლის ნაკადს. ძირითადად გამოიყენება Na^+ და K^+ -ის დასადგენად. სხვა გაზომვებისთვის გამოიყენება უფრო რთული ოპტიკური სქემა მონოქრომატორის ჩათვლით. ალიანი ფოტომეტრები გათვლილია შიდა სტანდარტების

გამოყენებისათვის. ამ მიზნით გამოიყენება ლითიუმის იონები. ეს იონები ბიოლოგიურ ნიმუშებში ნორმაში არ არის. ნიმუშში ხდება მარილის (Li^+) ზუსტად განსაზღვრული რაოდენობის დამატება. ცალკეული ოპტიკური არხი წარმოადგენს Li^+ -ის გამოსხივების ინტენსივობის გამზომს და ეს სიდიდე Li^+ -ის ცნობილ კონცენტრაციასთან ერთად გამოიყენება შესწორებისათვის. უმრავლეს შემთხვევაში Na^+ , K^+ , Li^+ -ის განსაზღვრა მიმდინარეობს პარალელურად. Li^+ -ის გამოყენებისას როგორც შიგა სტანდარტისა, წარმოიქმნება ზოგადი პრობლემები. ჯერ ერთი მართალია შესაძლებელია დანადგარში უმნიშვნელო გადახრების კომპენსაცია, მაგრამ ვერ ხერხდება დიდი გადახრების კომპენსაცია. მეორე ის რომ, Li^+ მარილები უფრო ხშირად გამოიყენება სერიოზული ფსიქიკური მოშლილობის, მანიაკალურ დეპრესიულ ფსიქოზის მკურნალობისას. თუ პაციენტები რომლებიც ღებულობენ ამ მარილებს, გამიზნულად არ არიან იდენტიფიცირებული კლინიკურ ლაბორატორიაში, შესაძლოა Na^+ და K^+ განსაზღვრამ დიდ შეცდომამდე მიგვიყვანოს.

ძალზე პერსპექტიულია ატომური აბსორბციის მეთოდის, რომელიც იძლევა საშუალებას ზუსტად გაიზომოს რიგი ელემენტების კონცენტრაცია, როგორცაა ცალციუმ, ტყვია, ცინკი, თუჯი, რკინა, მაგნიუმი. მეთოდი დამოკიდებულია იმაზე, რომ ატომთა უმრავლესობა ალში შთანთქმავს ელექტრომაგნიტურ ენერგიას დამახასიათებელ სიხშირეზე. ატომის დამახასიათებელ სიხშირეზე გამოიყენება გამოსხივების სპეციალური წყარო, რომელსაც წარმოადგენს ნათურა სრული კათოდით, ასეთი ნათურა მზადდება ისეთი მასალისგან, რომლის მეშვეობითაც განისაზღვრება მათი იონები, უმეტეს შემთხვევაში ხდება ამ ნათურების შესაბამისი ლითონით დაფარვა, რომ განვსაზღვროთ თითოეული ლითონი, საჭიროა ცალკეული ნათურა. ინერტული აირის ატმოსფეროში მოვათავსებთ კათოდს, ამ დროს ატომები ტოვებენ მის ზედაპირს. როდესაც მიიღებენ საწყის მდგომარეობას გამოასხივებენ ელექტრო მაგნიტურ ენერგიას თავის დამახასიათებელ სიხშირეზე. ენერგიის ამ ნაკადს მივმართავთ ალისკენ (სურ. 6.2 ბ). მისი შთანთქმის ინტენსიურობა ალში პროპორციულია განსაზღვრულ ნივთიერებაში მყოფი ატომების რაოდენობის. როგორც წესი ატომურ-აბსორბციულ ალიან ფოტომეტრში აუცილებლად უნდა იყოს მონოქრომატორი და გამოიყენებოდეს ფოტომამრავლებელ დეტექტორად. ამ დანადგარის თავისებურება იმაში მდგომარეობს, რომ რადგან ატომები ალში გამოასხივებენ, ასევე ახშობენ ელექტრომაგნიტურ ენერგიას დამახასიათებელ სიხშირეზე, აუცილებელია გვექონდეს საშუალება, რომელიც გამოყოფს ენერგიის ორ ნაკადს, რომელიც მიმართულია დეტექტორზე. მას განაპირობებს გამოსხივების წყაროს პულსატორი. დეტექტორის ელექტრონული სქემა შეიცავს ფაზამგრძობიარე დემოდულატორს, რომელიც მოკვეთს დენში შემავალ მუდმივას და დააფიქსირებს მხოლოდ ცვლადი დენის სიგნალს.

გაზომვის ფლუორომეტრული მეთოდის საფუძველში დევს ის ფაქტი, რომ ზოგიერთი მოლეკულები გამოყოფენ სინათლის დამახასიათებელ სპექტრს და ელექტრომაგნიტური ენერგიის შთანთქმისას გადადიან აგზნებულ მდგომარეობაში. ხარისხი, სანამდეც ხდება მოლეკულების აგზნება, დამოკიდებულია ამპლიტუდაზე და სხივური ენერგიის ტალღის სიგრძეზე. ამ პროცესში ნაწილი ენერგიისა იკარგება, რასაც იქამდე მივყავართ, რომ გამშვები სპექტრი ძირითადად მოთავსებულია უფრო გრძელ ტალღოვან ნაწილში, ვიდრე აგზნების სპექტრი. სხვადასხვა მდგომარეობის ფლუორომეტრებში გამოიყენება გამოსხივების წყაროს სხვადასხვა ნაირსახეობა. გამოსხივების წყაროდ ძირითადად გამოიყენება ჩვეულებრივი ვერცხლის ნათურები. ისინი გამოსცემენ სასურველ სპექტრს მაქსიმუმებით; 365; 405; 435; და 546 ნმ/ მკ. დეტექტორებად გამოიყენება ჩვეულებრივი ფოტომამრავლებელი. ამ მოწყობილობების უნიკალური თვისებაა ის,

რომ აუცილებელია ამორჩილ სიხშირის ორი მუშა ზოლი ორი სპექტრისათვის აგზნებისა და გაშვების. 6.3.სურათზე ნაჩვენებია ფლუორიმეტრის ბლოკ-სქემა



სურ. 6.3

იმისათვის რომ მინიმუმამდე დავიყვანოთ პირდაპირი მოხვედრის ალბათობა დეტექტორზე, იგი უნდა დავიყვანოთ მართი კუთხის გამოსხივების წყაროზე. ფლუორომეტრიის უპირატესობაა მაღალი მგრძობიარობაა, რომელიც აღემატება ფოტომეტრიის მგრძობიარობისა. ეს იმიტომ ხდება, რომ ფოტომეტრულ მეთოდებში, ანალიზისათვის ნიმუშში უცნობი კონცენტრაციის დასადგენად იზომება სხვაობა შთანთქმულ სითხესა და გასაანალიზებელ ნიმუშს შორის. გათხელებულ ნიმუშებში (სადაც $%T = 98$) მცირე გადახრებმა შეიძლება დიდ შეცდომამდე მიგვიყვანოს. ფლუორომეტრიის შემთხვევაში პირიქით ხორციელდება პირდაპირ გაზომვა ნიმუშის უცნობი კონცენტრაციის დასადგენად, რომელსაც შეიცავს ანალიზისთვის მოცემული ნივთიერება. ფოტომეტრიის გაზომვების შემთხვევაში სიხშირის მუშა ზოლში ნივთიერების ანალიზისას შესაძლოა აღინიშნოს სხვა ნივთიერების შთანთქმაც. უნდა გავითვალისწინოთ, რომ ნივთიერებათა გარკვეული რაოდენობაც შეიცავს ფლუორისცენციის უნარს. ამიტომ არსებობს სხვადასხვა ნივთიერებები, რომლებიც ხელს უშლიან ერთმანეთს ფოტომეტრულ გაზომვებისას, ფლუოროსცენციის შემთხვევაში ეს გამორიცხებულია. იმისათვის რომ თავიდან ავიცილოთ ფლუოროსცენციისას სინათლის შთანთქმა სხვა მოლეკულებში, როდესაც იგი სითხეში გადის, გაზომვებისას იყენებენ ძლიერ გათხელებულ ნიმუშებს, ფლუორომეტრიული მეთოდის უარყოფით მხარეს წარმოადგენს გაზომვების დამოკიდებულება ტემპერატურაზე და ნიმუშის pH -ზე.

კლინიკური ლაბორატორიის ერთ ერთ მნიშვნელოვან აპარატებს წარმოადგენენ ავტომატური ქიმიური ანალიზატორები. განვიხილავთ ორ ძირითად ქიმიურ ანალიზატორს: CX4 და კლინიკური ანალიზატორი (AKA) DuPont. ეს ორი ხელსაწყო მნიშვნელოვნად ზრდის კლინიკური ლაბორატორიის ეფექტიანობას და ამცირებს კლინიკური კვლევების დროს. CX4 წარმოადგენს შედარებით ახალ მოდელს, ხოლო AKA უფრო ძველს, მაგრამ კლინიკური ლაბორატორიებში ორივე ფართოდ გამოიყენება. სისტემაში ძირითადი გაზომვებისთვის გამოიყენება სპექტრომეტრული მეთოდები, დანადგარები ერთმანეთისაგან განსხვავდებიან ნიმუშის ამორჩევის მეთოდით: ნიმუშის რეაგენტებთან შერევა, ფიზიკური გადაადგილება, შედეგების დათვლა და რეგისტრაცია. სისტემა სინქრონი CX4 წარმოადგენს მაღალმწარმოებელ ქიმიურ ანალიზატორს. მას გააჩნია უნარი თავისუფალი მიმდევრობით ამოკრიფოს

მრავალი ტესტი. გააჩნია მრავალი შესაძლებლობები ბიოსამედიცინო ტექნოლოგიების პერსპექტივის თვალსაზრისით. იგი წარმოადგენს თავისუფალ რიგითობით მოქმედ ქიმიურ ანალიზატორს, რომელიც კონტროლირდება მიკროკომპიუტერით, ასევე ახდენს ჯამური შედეგების ანალიზს და ასრულებს კინეტიკურ ტესტებს ($30^{\circ}C$ და $37^{\circ}C$).

სამუშაო მახასიათებლებია: CX4 ოპერატორი ახორციელებს მუშაობას მონიტორის და კლავიატურის მეშვეობით. ძირითადად გამოიყენება ხუთი ფუნქცია; ნიმუშების პროგრამირება, რეაგენტების ჩატვირთვა, დაკალიბრება, სპეციალური ფუნქციები და სისტემის პარამეტრები.

1) ნიმუშის დაპროგრამება.

ამ ფუნქციის მეშვეობით ოპერატორი აღნიშნავს მასალას, რომელიც მოთავსებულია გარკვეულ ჭურჭელში როგორც გასაანალიზებელი ან საკონტროლო ნიმუში. ოპერატორმა უნდა შეიტანოს ინფორმაცია მასალის იდენტიფიცირებისათვის და აღნიშნოს რა ტესტები უნდა გაიაროს მასალამ. გათვალისწინებული უნდა იყოს პროცედურები, რათა ჩატარდეს ნიმუშის ექსტრემალური ანალიზი. სისტემური პრინციპების მეშვეობით მივიღოთ მასალათა ტიპების სია, რომელიც უნდა განთავსდეს თითოეულ ჭურჭელში ნიმუშების სექტორში.

2) რეაგენტების ჩატვირთვა.

ამ პროცედურით ოპერატორი გამოცვლის 24 ბუდიან დისკოზე რეაგენტებიან მჭიდებს. ყველა მჭიდს გააჩნია შტრიხ-კოდი, მონაცემთა ნუსხა, ტესტის ტიპი და მისი ვარგისიანობის ვადა. დისკოზე მჭიდების ჩაყენებისას ან ამოღებისას სათანადო აღმრიცხველი ხსნის ინფორმაციას და გადასცემს სისტემის მთავარ პროცესორს.

3) დაკალიბრება.

დაკალიბრება ხორციელდება როგორც სისტემაში ჩატვირთვისას ასევე გარკვეული დროის შემდეგ.

4) სპეციალური ფუნქციები.

ეს ფუნქცია შეიცავს სისტემის დაყენებას და დარეგულირებას. დიაგნოზირებას და სისტემის მომსახურების პროცედურებს.

5) სისტემის პარამეტრები.

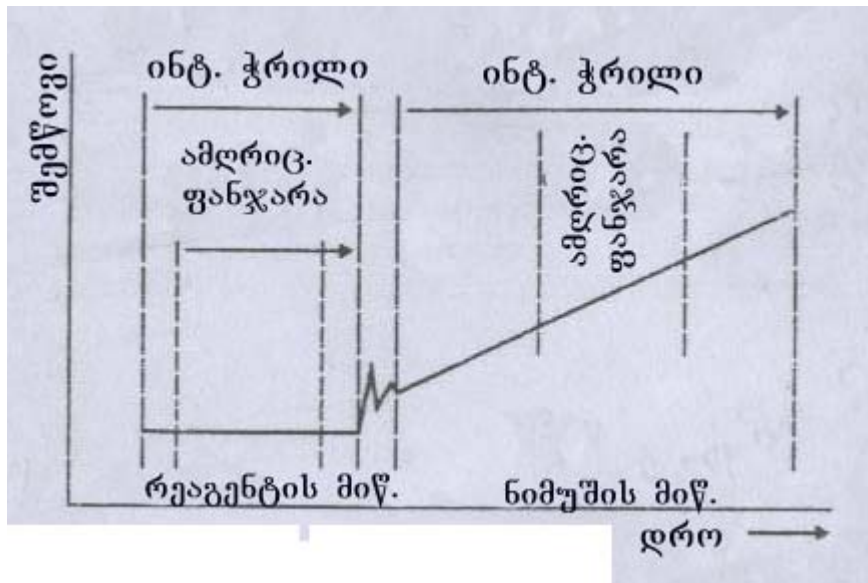
ამ რეჟიმში ოპერატორს შეუძლია აკონტროლოს ხელსაწყო მუშა მდგომარეობა და ხელსაწყო სხვა მონაცემები.

ტესტირების ციკლი შედგება ორი ეტაპისაგან; მომსახურე ინტერვალი და ბრუნვის ანალოგური ციკლი. ჩვენ განვიხილავთ ერთი ჯიბის შემთხვევას, თითოეული ჯიბე თანმიმდევრულად გადის ტესტირების ეტაპების ციკლს. მუშა ინტერვალის დროს (10 წმ) ხდება ტესტის ქიმიური რეაქციის ინიციალიზირება. ანალიტიკური ციკლის დროს ნიმუშებიანი დისკო ბრუნავს 90 ბრ/წთ-ში. 6წმ-ში ჯიბე გაივლის ოპტიკურ ბლოკს, რომელშიც ხდება ოპტიკური შთანთქმა. მონაცემთა ანალიზის პროცედურა შეიცავს გასაანალიზებელ ნივთიერების კონცენტრაციის გამოთვლას ოპტიკური შთანთქმის მაჩვენებლებში.

CX4 სისტემა შეიცავს სამ ქვესისტემას; ნიმუშთა ბლოკი, რეაგენტთა ბლოკი და რეაქციის სისტემა.

1) **ნიმუშთა ბლოკი.** შედგება ხუთი მოდულისაგან; ნიმუშების სექტორი, ავტომატური ჩატვირთვის სისტემა, მბრუნავი მაგიდა ნიმუშებისათვის, სინჯამრევი და ამ შემრევის გასარეცხი ჭურჭელი. ნიმუშების სექტორს შეუძლია მოგვაწოდოს ათამდე ნიმუში, რომელიც მიღებულია პაციენტისაგან ან საკონტროლო ნიმუშებიდან. ოპერატორს შეაქვს თითოეული მათგანი და კომპიუტერული მართვის მეშვეობით ავტომატური ჩართვის სისტემებს გადააქვს ნიმუშები დისკოზე. ამ პროცესში გამოიყენება ბიჯური ძრავი და პნევმოჰიდრავლიკური სისტემა. მბრუნავი მაგიდა ნიმუშებისათვის, შედგება ნიმუშების დისკოსაგან და ოპტიკური

მთვლედი მოწყობილობებისაგან. ბიჯების მართვა კომპიუტერით ისე ხორციელდება, რომ გასაანალიზებელი მასალა მისაწვდომი იყოს სინჯამლებისათვის. სინჯამლებს გააჩნია სითხის დონის საზომი, რაც საშუალებას გვაძლევს, რომ სასინჯი ნემსი ჩავიდეს საჭირო სიღრმეზე და უზრუნველყოს სწორი რაოდენობის შერჩევა. მას შემდეგ რაც გასაანალიზებელი მასალა მოხვდება სინჯამლებში, იგი გადავა ისეთ მდგომარეობაში, რომ ნემსი იმყოფებოდეს სარეაქციო დისკოს ჯიბის თავზე და მოათავსებს მასში მასალას.



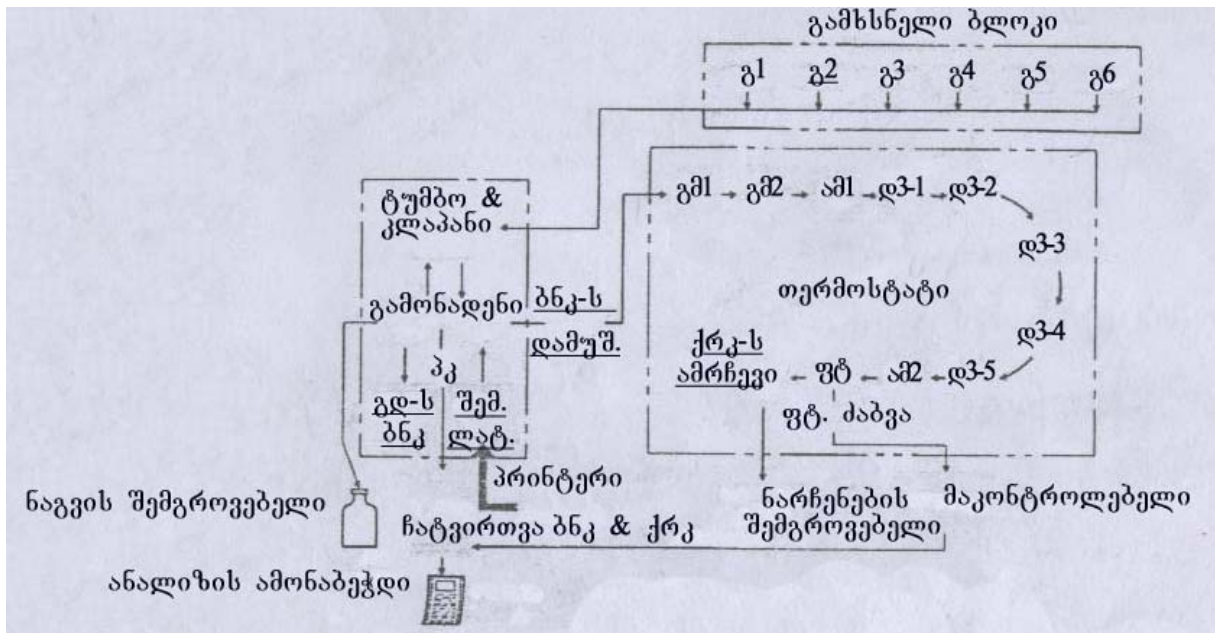
სურ.6.3

2) **რეაგენტების ბლოკი.** შეიცავს რეაგენტების მჭიდებს, რეაგენტების დისკოს, რეაგენტების დოზატორს. რეაგენტების მჭიდები ერთჯერადი ჭურჭელია, რომელშიც თავსდება რეაგენტები ტესტირებისათვის. მათ გააჩნიათ შტრის-კოდები, რომლებიც მიანიშნებს იმ ტესტს რომელშიც ისინი გამოიყენება. დისკო ბრუნავს და აწვდის დოზატორს საჭირო რეაგენტს.

3) **რეაქციული სისტემა.** შეიცავს რეაქციულ დისკოს და ფოტომეტრულ ბლოკს, სარეაქციო დისკოს აქვს 80 ჯიბე (კიუვეტა), რომელშიც მიმდინარეობს ქიმიური რეაქციები. კიუვეტებში მუდმივი ტემპერატურა $30^{\circ}C$ ან $37^{\circ}C$. ფოტომეტრული ბლოკი შედგება: ნათურის, კოლორიმეტრული სისტემის, ოპტიკური ფილტრის და ფოტოდოდური დეტექტორისაგან. როდესაც კიუვეტა გაივლის ოპტიკურ ბლოკს, ნათურა ყოველთვის გამოყოფს მკვეთრ სინათლეს, რადგან ნათურას გააჩნია ცვალებადი ინტენსივობა. ამის თავიდან ასაცილებლად გამოიყენება კორექციის სისტემა. ეს სისტემა დაფუძნებულია იმ გაზომვებზე, რომელიც წარმოებს სინშირეებზე შთანთქმისას და განსხვავდება ძირითადი სინშირის გაზომვისაგან. ჯიბეში გატარებული სინათლე მოხვდება კოლორიმეტრულ სისტემაში, რომელიც დაყოფს მას და მიმართავს ათ ფილტრზე (340, 380, 410, 470, 520, 560, 600, 650, 670, 700 ნმ). ათ ფოტოდოდურ დეტექტორზე, თითოეული დეტექტორი გვაძლევს სიგნალს, რომელიც პროპორციულია მასზე მოხვედრილი სინათლის ინტენსივობისა. სიგნალი გაივლის გაძლიერების ლოგარითმულ წრედს და მიეწოდება კომპიუტატორის შესასვლელს. მიკროკომპიუტერით მართვადი კომპიუტატორი გარკვეულ მონაკვეთში ზომავს სიგნალს და ანალოგურ სიგნალს გადასცემს ანალოგურ ციფრულ გარდამქმნელს.

რეზულტატების გამოთვლისას უმრავლესი ტესტებისათვის გამოიყენება შთანთქმის გაზომვების მონაცემები. ციკლის ყოველი ბრუნვისას ჯიბე რვაჯერ

გაივლის ოპტიკურ ბლოკს. ბრუნვის ციკლოთა რაოდენობა დამოკიდებულია ტესტის ტიპზე.



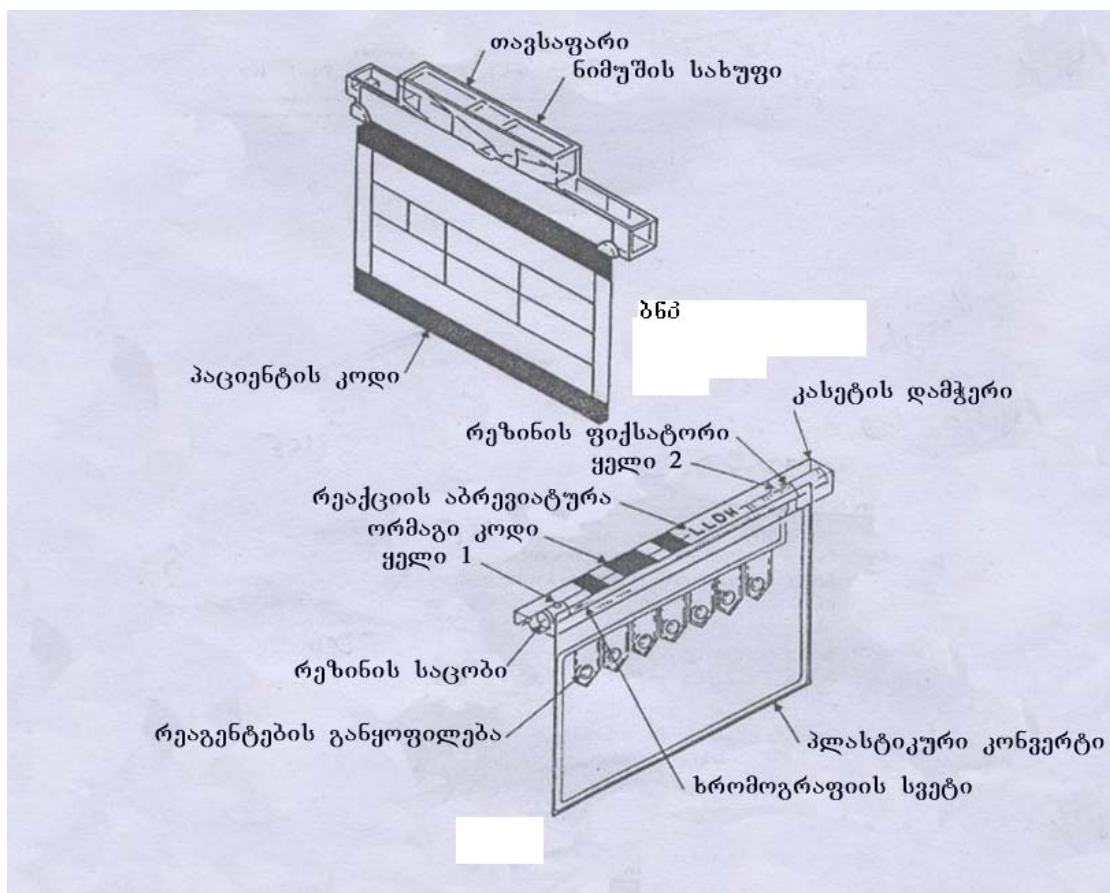
ავტომატური კლინიკური ანალიზატორის (აკა)-ს ბლოკ სქემა წარმოდგენილია სურ. 6.4-ზე სურ.6.4

შთანთქმის მრუდი (სურ.6.3) დამახასიათებელია ტესტებისათვის, რომლებშიც წარმოებს კინეტიკური ტიპის გაზომვები. საშუალო ტესტებში პირიქით შთანთქმის გაზომვების მონაცემები დაითვლება რეაქციის დამთავრებისას და მრუდი შთანთქმისას გადის ჰორიზონტალზე. გასაანალიზებლად ნივთიერების საბოლოო კონცენტრაცია გამოითვლება შერის კანონით. ტესტის რეზულტატები ამოიბეჭდება, გადაიწერება პაციენტის პირად ბარათში და გადაეცემა მკურნალ ექიმს. დანადგარს გააჩნია კომპიუტერული შესაძლებლობები, რათა გადასცეს მონაცემთა რეზულტატები ლაბორატორიულ კომპიუტერს.

ავტომატური კლინიკური ანალიზატორი (აკა). Dupont-ის წარმოების აკა განსხვავდება მაღალმწარმოებელი CX4-გან თავისი უნივერსალურობით. იგი აწარმოებს გაზომვებს თანმიმდევრულად და არა პარალელურად, ამავდროულად თითოეული ბიოლოგიური ნიმუშისათვის მას შეუძლია ავტომატურად განახორციელოს ნებისმიერი ამონაკრები 40 ტესტიდან.

ავტომატური კლინიკური ანალიზატორის (აკა)-ს ბლოკ სქემა წარმოდგენილია სურ. 6.4-ზე. აკა-ს მოქმედების პრინციპი დამყარებულია ბიოლოგიური ნიმუშების კასეტების (ბნკ) და ქიმიური რეაგენტების კასეტებთან (ქრკ) ავტომატური მანიპულაციის კონცეფციაზე. ცალკეული ბიოლოგიური ტესტისათვის გამოიყენება ცალკეული ქრკ. აკა-ს მეშვეობით ნებისმიერ განსაზღვრას სჭირდება 7-წუთი, ინტერვალი კი შეადგენს 37 წამს. განვიხილოთ - აკა ძირითადი მახასიათებლები. პაციენტისაგან მიღებული ნიმუში მოთავსდება ბნკ-ში, რომელზეც მიმაგრებულია პაციენტის პირადი ბარათი. ქრკ-ს შესაბამისი ტესტებით, რომელიც უნდა ჩაუტარდეს გარკვეულ ნიმუშს, ყენდება კონვეირზე ბნკ უკან. ქრკ კონსტრუქცია ნაჩვენებია სურ. 6.5. ბოლო ქრკ-ს კონვეირზე მოსდევს სპეციალური კასეტა, რომელიც ამთავრებს ციკლს. ხელსაწყოს ყოველი ქვესისტემა ასრულებს შემდეგ ძირითად ფუნქციებს

- პაციენტის იდენტიფიკაცია— როდესაც ბნკ პირველად ჩადგება აკა ში, იგი გაივლის ბლოკს, რომელიც დაითვლის და ამობეჭდავს პაციენტის საიდენტიფიკაციო ბარათის ხელნაწერს, რომელიც მიმაგრებულია ბნკ -ზე.
- შემვსები ბლოკი—ამ ბლოკში ნიმუშთა კომპლექტიდან ამორჩეული სითხის გაზომილი რაოდენობა შეირევა გამსხნელთან, რომელიც შესაძლებელია იყოს სხვადასხვა, სხვადასხვა განსაზღვრებისათვის. შემდეგ თითოეულ ქრკ -ის პაკეტში შეჰყავთ შერეული ხსნარისა 5 მლ. ქრკ-ზე დატანილია ორობითი კოდები, რომლებიც აითვლება შემვსები ბლოკის ელექტრონული მოწყობილობებით, რათა განისაზღვროს თუ მოცემული პაკეტისათვის კერძოდ რომელი გამზავებული უნდა იქნას გამოყენებული. შემვსების შემდეგ ქრკ გადაადგილდება გამათბობელისკენ, ხოლო ბენ მოთავსდება გამოსაშვებ ღარზე.



სურ. 6.5

- გამათბობელი— აქ პაკეტი ხურდება $37^{\circ}C$ -მდე და ინარჩუნებს ამ ტემპურატურას ბოლომდე.
- გამსხნელი მიქსერი პირველი ამ ბლოკში ხორციელდება ოთხი რეაქტივებიანი პლასტიკური კაფსულის რღვევა, რომლებიც, შეერევა გაზავებულ ნიმუშთან.
- დაყოვნების სადგური — ქრკ პაკეტი თანმიმდევრულად გადის დაყოვნების ხუთ სადგურს ამასთანავე მასში მიმდინარეობს ქიმიური რეაქციები, პირველი ოთხი რეაგენტს, გამზავებულ სითხესა და ნიმუშს შორის.
- გამსხნელი მიქსერი. ამ ბლოკში გაიხსნება დარჩენილი რეაგენტებიანი სამი კაფსულა, ზოგიერთი ტესტებისათვის ამ ეტაპზე გათვალისწინებულია გარკვეული შეფერხება, ეს შეფერხება საშუალებას იძლევა ქიმიური

რექციის ბოლომდე გატარებისა სანამ ქრკ მოხვდება ფოტომეტრულ ბლოკში.

- ფოტომეტრი ამ ბლოკში პლასტიკური კონვერტი გარდაიქმნება კიუვეტად, ამავე დროს პლასტიკურ კონვერტში იზომება წნევა. ეს გაზომვები გამოიყენება იმისათვის, რომ განვსაზღვროთ ქრკ-ში ნიმუშის სწორი რაოდენობა და გამსხნელის სწორი ოდენობაა შეყვანილი თუ არა. თუ ქრკ-ში წნევა ძალიან მცირეა რეზულტატები ტესტისა აღინიშნება სიმბოლოთი $\ll P \gg$ (სიტყვიდან pressure-წნევა). ქრკ-ის ორმაგი კოდი თავიდან დაითვლება. რის შემდეგაც ფოტომეტრის მართვის სქემა ამოირჩევს გაზომვის მეთოდს, ფილტრის ტიპს და ანალოგურ ციფრული გარდაქმნელის პარამეტრებს. აკა-ის გამოიყენებს სამი მეთოდიდან ერთ-ერთს; კინეტიკურს, ორფილტრიანს და ორკასეტიანს, გასაანალიზებელი ნივთიერების კონცენტრაციის დასადგენად კინეტიკური მეთოდით კიუვეტაში სინათლის შთანთქმა იზომება ორჯერ. გაზომვებს შორის დრო მკაცრად ფიქსირდება. ორმაგი ფილტრის მეთოდის დროს შთანთქმის გაზომვა ხორციელდება ორი სხვადასხვა შექვილტრით. გასაანალიზებელი ნივთიერების კონცენტრაცია პროპორციულია სხვაობისა სინათლის შთანთქმის მიღებულ მონაცემთა შორის.
- პრინტერი - გამოსცემს ინფორმაციას, რომელიც შეიცავს პაციენტის იდენტიფიკაციურ მონაცემს.

6. 2 ქრომატოლოგია

ქრომატოლოგია წარმოადგენს მეთოდთა ჯგუფს, რომელთა მეშვეობითაც ხდება ნივთიერებათა ნარევის კომპონენტებად დაყოფა. ტერმინი „ქრომატოლოგია“ მართალია დამკვიდრებულია, მაგრამ სინამდვილეში. მისი გამოყენება მცდარია; ნივთიერებათა იდენტიფიკაციის თანამედროვე მეთოდებში არ გამოიყენებენ შენარევის კომპონენტთა ფერებს. ფაზებიდან ერთ-ერთი ფაზა უძრავია, ხოლო მეორე მოძრავი. თუ უძრავში გამოიყენება თხევადი ფაზა მას გადანაწილების პროცესს უწოდებენ. თუ გამოიყენება მყარი ფაზა, მას ადსორბცია ეწოდება.

ნარევის კომპონენტთა დასაყოფად ქრომატოლოგიაში გამოიყენება სინქარეთა სხვაობა მოძრავ ფაზაში, რომელიც გამოწვეულია ამ ნივთიერებათა ურთიერთქმედებით არამოძრავ ფაზასთან. მეთოდში გამოიყენება უძრავი და მოძრავი ფაზის ოთხი შესაძლო კომბინაცია. კლინიკურ ლაბორატორიაში ეს მეთოდები გამოიყენება პირველ რიგში რთული ნივთიერებების დეტექტირებისას, როგორცაა სამკურნალო პრეპარატები და ჰორმონები. მაგალითად გაზოთხევადურ ან თხელფენოვან ქრომატოგრაფის დახმარებით, შედარებით ადვილია განვსაზღვროთ რომელი პრეპარატი ან პრეპარატები იქნა გამოყენებული გადაჭარბებული დოზირების დროს. ეს ინფორმაცია აუცილებელია ექიმისათვის რათა შეარჩიოს შესაბამისი თერაპიული პროცედურები.

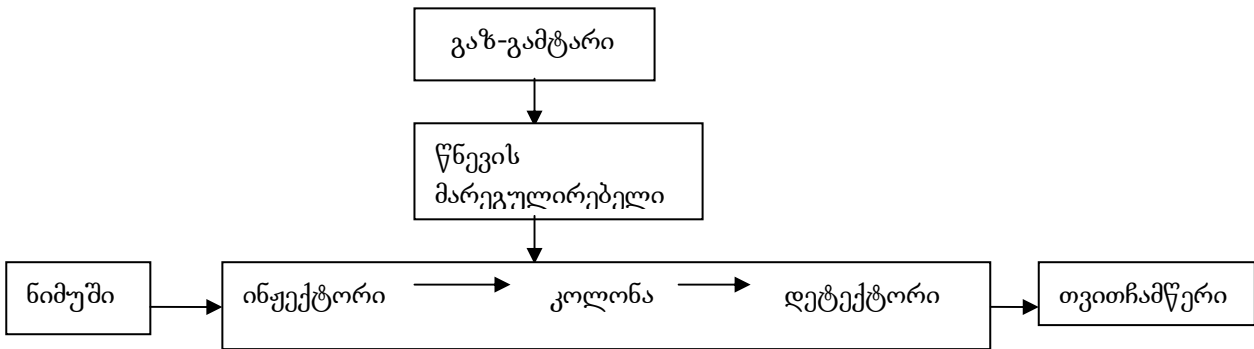
აირ-თხევადური ქრომატოგრაფები (ატქ) ძირითადი ელემენტები ნაჩვენებია სურ .6.6. პაციენტისაგან მიღებული ნიმუშის შეყვანამდე გტქ ში, ტარდება ნიმუშის წინასწარი გაწმენდა, გაწმენდის ხარისხი დამოკიდებულია შესასრულებელ ანალიზზე. ქრომატოგრაფის ძირითადი ქვესისტემები შემდეგია:

ინჟექტორი - მისი ფუნქციაა გტქ-ში შეიყვანოს 1-5 მლ ნიმუშის ხსნარი, ინჟექტორში ტემპერატურა ისეთია, რომ გამსხნელი ნიმუში მყისვე აორთქლდება.

აირ-მატარებელი - ინერტული აირ-მატარებელი (ჩვეულებრივ ეს არის N_2 ან He) წარმოადგენს ქრომატოგრაფის მოძრავ ფაზას. მას მიაქვს აორთქლებული ნიმუში და აირისსმაგვარი გამსხნელი, ქვემოთ კოლონის გასწვრივ.

კოლონა- სიგრძე 1მ. დიამეტრი 7მმ. შეფუთულია მაგარი დამჭერი მატრიცით. მაგარი მატრიცა დაფარულია თხევადი ფაზით. მაგარი გრანულების ნამტვრევების

მცირე ზომა უზრუნველყოფს კომპონენტთა დაყოფას. კოლონა მოთავსებულია თერმოსტატში, რომელშიც ტემპერატურა კონტროლირდება. ტემპერატურის დამპროგრამებელი თანმიმდევრულად თანდათანობით ზრდის ტემპერატურას, რომელიც შეიძლება, ისე რომ გასაანალიზებელი ნივთიერება მაქსიმალური ეფექტით გამოიყოს.



სურ. 6.6

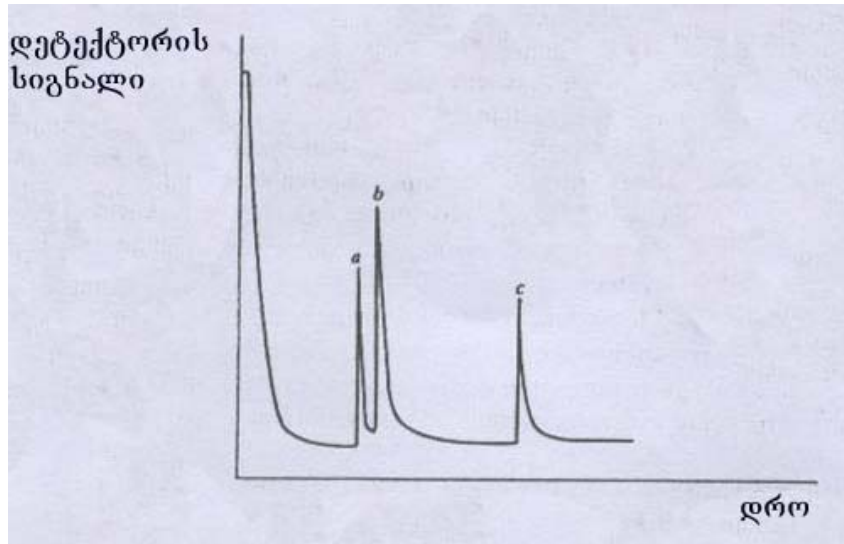
დეტექტორი – მოთავსებულია კოლონის ბოლოში, მისი დანიშნულებაა გამოსცეს ელექტრული სიგნალი, რომელიც პროპორციულია აირის ნაკადში გამავალი ნივთიერების რაოდენობისა. სხვადასხვა ტიპის ნივთიერებისათვის გამოიყენება სხვადასხვა ტიპის დეტექტორები. მათ შორის იონიზირებული, თბოგამტარი, ელექტრონული დეტექტორები. კლინიკურ ლაბორატორიაში უფრო ხშირად გამოიყენება იონიზირებული დეტექტორები. ყველა დეტექტორი მგრძობიარეა ყველა გასაანალიზებელი ნივთიერებების მიმართ. თუ გვსურს დავადგინოთ ნიმუშში არსებული ცალკეულ კომპონენტთა ტიპი და რაოდენობა, გამოიყენება როგორც დეტექტირებადი ნივთიერების კონცენტრაცია, ასევე დროის პერიოდები, რომლის დამთავრების შემდეგ ეს კონცენტრაციები რეგისტრირდება. დეტექტორის გამოსასვლელი უერთდება თვითჩამწერ მოწყობილობას..

თვითჩამწერი – მის x -ღერძზე აღინიშნება დრო, ხოლო y -ღერძზე დეტექტორიდან გამომავალი სიგნალის ინტენსიობა. მაშასადამე ქრომოტოგრაფია გვიჩვენებს, როგორც კომპონენტთა რაოდენობას, ასევე შეყვანების დროს. არსებული ინფორმაციიდან მოცემული კომპონენტები შესაძლოა იდენტიფიცირებული იქნას დროში დაყოვნებით ან უმჯობესია მათი შედარება ათქ მეთოდის გამოყენებით განხორციელებულ ცნობილი სტრუქტურის მქონე ქრომატოგრამებთან.

სურ.6.7 ნაჩვენებია ქრომოტოგრაფია, რომელიც მიღებულია სისხლის ნიმუშის ანალიზის დროს, რომელიც შეიცავს პრეპარატებს ფენობარბიტალს და ფენიტონს. შიდა სტანდარტის სახით ნიმუშში დამატებული იყო ჰეპტობარბიტალის გარკვეული რაოდენობა. ფენობარბიტალის და ფენიტონის შემცველობის დასადგენად უნდა შევადაროთ ამ პრეპარატების პიკების ფართობი ჰეპტობარბიტალის შემცველობის ფართის პიკს. რთული შენაერთების ანალიზისათვის აირგა თხევადური ქრომოტოგრაფია იძლევა რიგ უპირატესობებს: სისწრაფე, მაღალი მგრძობიარობა, მცირე რაოდენობებთან მუშაობის შესაძლებლობა. დანადგართა უმრავლესობა კლინიკურად მნიშვნელოვან ნივთიერებათა ანალიზს 1 -სთ ანდომებს, ხშირ შემთხვევაში კი 15 წუთზე ნაკლებსაც და ამისათვის საჭიროა მხოლოდ ნიმუშის 1 მლ. დანადგარის მგრძობიარობა დამოკიდებულია დეტექტორის ტიპისაგან. მაღალ დანადგარებს შეუძლია გაანალიზონ ნივთიერების 1 ნგ.

ელექტროფორეზის დანადგარები დაფუძნებულია ელექტროფორეტიულ პრინციპზე და კლინიკურ ლაბორატორიებში გამოიყენება ცილების რაოდენობის დასადგენად პლაზმაში, შარდში და ზურგის ტვინის სითხეში. ასევე ფერმენტების დასაყოფად შემცველი იზოფერმენტებისაგანა და ანტისხეულების იდენტიფიცირებისთვის.

ელექტროფორეზული მოვლენა განისაზღვრება როგორც მყარი ფაზის მოძრაობა შედარებით თხელის (ბუფერული ხსნარი) მიმართ. ბუფერული ხსნარის ძირითადი ფუნქციაა გაატაროს დენი და შეინარჩუნოს ხსნარის *Ph* მუდმივი მაჩვენებელი მიგრაციის პროცესში. ბუფერული ხსნარი სტაბილურდება მყარი მატრიცით.



სურ. 6.7

ზონალური ელექტროფორეზის მეთოდში ნიმუში შეყავთ მხარდამჭერ გარემოში და ელექტრული ველის გავლენით, ერთნაირი მუხტის, თანაბარი ზომის და ფორმის ნაწილაკები მიგრირებენ თანაბარი სიჩქარით. რასაც მივყავართ ნაწილაკების ზონებად დაშლასთან.

მუხტის სიდიდე - მოცემული ნაწილაკების მოძრაობა უშუალოდ დამოკიდებულია მისი მუხტის ჯამური სიდიდისაგან.

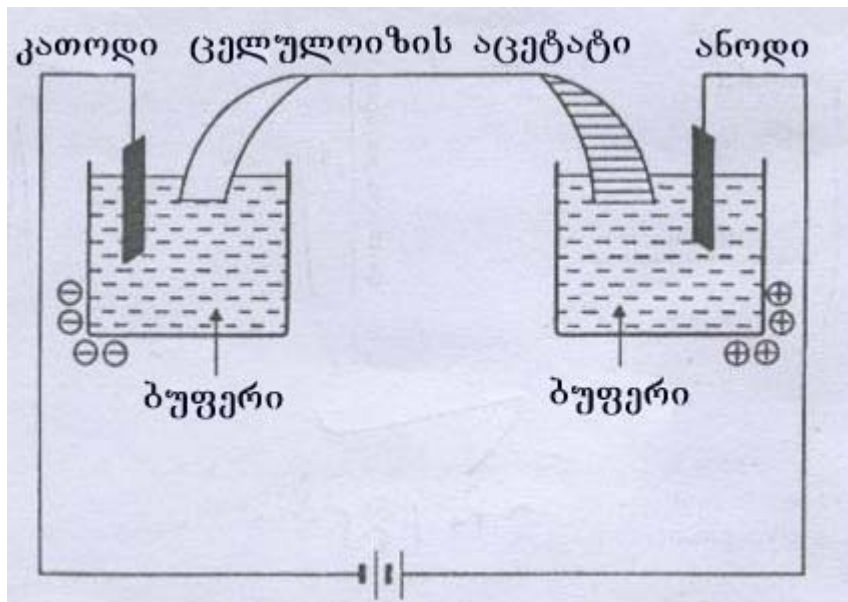
ბუფერის იონური ძალა— რაც მეტია ბუფერის კონცენტრაცია, მით უფრო ნაკლებია ნაწილაკთა მიგრაციის სიჩქარე. ეს იმიტომ ხდება, რომ ჯამური მუხტის დიდ წილს შეადგენენ ბუფერული იონები, მით უფრო მეტი ჯამური დენის მატარებლები არიან. გარდა ამისა ეს ხდება ბუფერული იონებისა და ნაწილაკების ურთიერთქმედების გამო.

ტემპერატურა — მოძრაობა უშუალოდ დამოკიდებულია ტემპერატურისაგან, საყრდენი გარემოს წინააღობას გამავალ დენისადმი უქმნის სითბო. ეს სითბო ელექტროფორეზულ პროცესზე ზემოქმედებს ორი გზით, პირველი ის იწვევს ტემპერატურის ზრდას საყრდენ გარემოში, რაც მის წინააღობის შემცირებას იწვევს. მეორე, სითბო იწვევს წყლის აორთქლებას საყრდენი გარემოს ზედაპირიდან. ეს იწვევს ნაწილაკების კონცენტრაციის ზრდას და უფრო ზრდის მიგრაციის სიჩქარეს. ამ ეფექტების შედეგად, იმისათვის რომ მივიღოთ აღწარმოებადი პროცედურები, აუცილებელია უზრუნველყოთ მუდმივ დონეზე, ან მოდებული ძაბვა, ან დენის ძალა. მოკლე გაყოფებისათვის, შედარებით დაბალი ძაბვის პირობებში შესაძლოა შევინარჩუნოთ მუდმივი როგორც ძაბვა ასევე დენი. თუმცა საყრდენი გარემოს სახით სხვადასხვა გელების გამოყენებისას გაცხელება წარმოადგენს გარკვეულ სირთულეს. ამ ტიპის გარემოში სითბოს

გამოყოფისათვის გამოიყენება წყაროები რომლებიც უზრუნველყოფენ დენის მუდმივ ძალას.

დრო – მიგრაციის ხანგრძლივობა უშუალოდ დამოკიდებულია დროზე რომელშიც მიმდინარეობს ელექტროფორეზული პროცესი. მიგრაციაზე გავლენას მქონე სხვა პროცესები მოიცავენ ელექტროფორეზის და ქრომატოგრაფიულ მოვლენებს, ნაწილაკთა ფორმას და სხვა.

საყრდენი გარემოს ტიპები – ელექტროფორეზულ მეთოდების სხვადასხვა დანართებში ფართოდ გამოიყენება საყრდენი გარემოს ნაირსახეობა, მათ შორის: ქაღალდი, ცელულოზის აცეტატი, სახამებლის გელი და შაქარი. განვიხილოთ ელექტროფორეზი ცელულოზის აცეტატზე, რადგან ეს მეთოდი ფართოდ გამოიყენება კლინიკურ ლაბორატორიაში და მისი პრინციპი მისაღებია სხვა საყრდენი გარემოსათვისაც. ფილტრულ ქაღალდთან ცელულოზის აცეტატს მთელი რიგი უპირატესობა აქვს, რომელიც თავიდანვე გამოიყენება ელექტროფორეზის საყრდენი გარემოდ. სურ. 6.7 მოცემულია ცელულოზის აცეტატზე ელექტროფორეზის მოწყობილობის სქემა.



სურ. 6.7

ცელულოზის აცეტატის ზოლი იყენდება ბუფერული ხსნარით და მაგრდება მემბრანის დამჭერში. <<ხიდი>> მოთავსდება კიუვეტაში ისე, რომ თავი და ბოლო მოხვდეს ბუფერულ ხსნარში. ერთ ზოლზე შესაძლებელია მოვითავსოთ რვა ნიმუში. თითოეულ ნიმუშს დავიტანთ ზოლზე, აღნიშნულ წერტილზე შემდეგ ზოლზე მიეწოდება ძაბვა. ამ ტიპის ელექტროფორეზზე გამოიყენება დენის წყარო, რომელსაც ძაბვის მუდმივი მნიშვნელოვანი გააჩნია. ტიპური მაჩვენებელი ძაბვისა შეადგენს 250 ვ, რაც შეესაბამება დენის საწყის ძალას 4-6 მა. როგორც ავღნიშნეთ, პროცესის მსვლელობისას დენის ძალა ოდნავ იზრდება. 15-20 წუთში ძაბვის მიწოდება წყდება, ეს დამოკიდებულია დანადგარის ტიპზე. შემდეგი ეტაპია დავაფიქსიროთ ზოლზე ცილების მიგრაციის შესაბამისი ზონები და მათი შეფერილობა, რომელიც მათ დაგვანახებს და საშუალებას მოგვცემს დავთვალოთ. ეს შესაძლებელია განხორციელდეს თანმიმდევრული ან ერთდროული დამუშავებით, მემბრანის დამაფიქსირებელი რეაგენტით ან საღებავით.

შემდეგ მემბრანა გაშუქდება, რათა გავხადოთ ის გამჭვირვალე. ამავე დროს დარჩება გაუნათებელი მონაკვეთი, რაც დამოკიდებულია საღებავის ნაწილაკზე.

ბოლოს მემბრანას გავაშრობთ და მოვამზადებთ დენსინომეტრიულ ანალიზისათვის.

დენსინომეტრი შეიცავს სინათლის წყაროს, ფილტრს და დეტექტორს (ფოტოდოდურს). მემბრანა თავსდება დენსინომეტრის დამჭერში. შემდეგ ხდება ნიმუშის მიგრაციის სკანირება. დეტექტორიდან გამომავალი დაბალვოლტიანი სიგნალი უნდა გაძლიერდეს ანალოგურ გამაძლიერებლით. აქედან სიგნალი მიეწოდება ანალოგურ ანალიზოვან ორკოორდინაციან თვითჩამწერს და ანალოგურ ინტეგრატორს. ორკოორდინაციანი თვითჩამწერი იძლევა გრაფიკს, რომელზეც X ღერძზე გამოისახება მიგრაციის სიგრძე, ხოლო Y ღერძზე მემბრანის სიმკვრივე. ინტეგრატორს გააჩნია სქემა, რომლითაც რეგისტრირდება თითოეული გამოკვეთილი პიკის დაწყება-დამთავრება და გამოთვლება ამ პიკის ფართობი. ფართობების ციფრული მნიშვნელები იბეჭდება ელექტროფორეგრამაზე შესაბამისი პიკების გვერდით. ეს პროცესი მეორდება მემბრანაზე არსებული თითოეული ნიმუშისათვის.

6.2 ჰემატოლოგია

სისხლი შედგება ფორმიანი ელემენტებისაგან, ჩვენ გავეცნობით ამ თავში მხოლოდ იმ მოწყობილობებს რომლებიც ზომავენ ფორმიან ელემენტების მახასიათებელ, ერთროციტებს, ლეიკოციტებს, ტრომბოციტებს. ერთროციტების ძირითადი ფუნქციაა ფილტვებიდან გადაიტანოს ჟანგბადი სხვა ორგანოებში და ნახშირორჟანგის გადაიტანოს ამ ორგანოებიდან ფილტვებისაკენ, ორგანიზმიდან მისი გამოყოფის მიზნით. ლეიკოციტები იცავენ ორგანიზმს ინფიცირებისაგან. პერიფერიულ სისხლში ნორმაში აღმოვაჩინთ 5 ტიპის ლეიკოციტებს, ზრდასრული ადამიანის ორგანიზმში შემცირების რიგითობით არიან ნეიტროფილები, ლიმფოციტები, მონოციტები, ეოზინოფილები და ბაზოფილები. დაავადებისას ჯამური რაოდენობა და პროპორცია ამ ტიპის ლეიკოციტებისა შესაძლებელია შეიცვალოს; ასევე შეიძლება გაჩნდნენ ლეიკოციტების უმწიფარი და ავთვისებიანი ტრანფორმირებული ტიპები. სისხლძარღვებში წარმოქმნილ დაზიანებებს ებრძვიან ტრომბოციტები, ისინი ასევე მონაწილეობენ სისხლის შედედების მექანიზმში. სისხლის ფორმიანი ელემენტების ძირითად მაჩვენებელს წარმოადგენს მათი ყოველი ტიპის არსებობა სისხლში.

ჰემატოკრიტი - ეს არის სისხლის ფორმიანი ელემენტების დამოკიდებულება სისხლის ნიმუშის ჯამურ მოცულობასთან. ჰემატოკრიტი გამოისახება პროცენტებში და მისი ნორმალური დიაპაზონი მამაკაცისათვის 40-54 %, ხოლო ქალისთვის 35-47%. ჰემოგლობინი არის ცილა, რომელსაც ერთროციტები შეიცავს. ეს ცილა ტრანსპორტირებას უწევს O_2 ძირითად ნაწილს და CO_2 მცირე ნაწილს, რომელიც სისხლს გადააქვს. მისი შემცველობა გამოიხატება გრამებით, დეცილიტრებით. ფორმალური დიაპაზონი მამაკაცისათვის 13,5-18 გ/დლ. ქალისათვის 12-16 გ/დლ. მეორე ჯგუფი გაზომვების წარმოებს ერთროციტების უჯრედთა მოცულობის Hb კონცენტრაციის შესაფასებლად. ეს გაზომვები შეიცავენ უჯრედთა საშუალო მოცულობის (შსრ) დადგენას (კუბურ მიკრონებში და ჰემოგლობინის საშუალო შემცველობას ერთროციტში (ჰსშ) კილოგრამებში და ჰემოგლობინის საშუალო კონცენტრაციას ერთროციტებში (ჰსრ) პროცენტებით. ამ სიდიდეს ეწოდება ერთროციტების ინდექსები. ამ პარამეტრების ნორმალური დიაპაზონია;

$$\text{შსრ} = 82-98 \text{ მკმ}^3$$

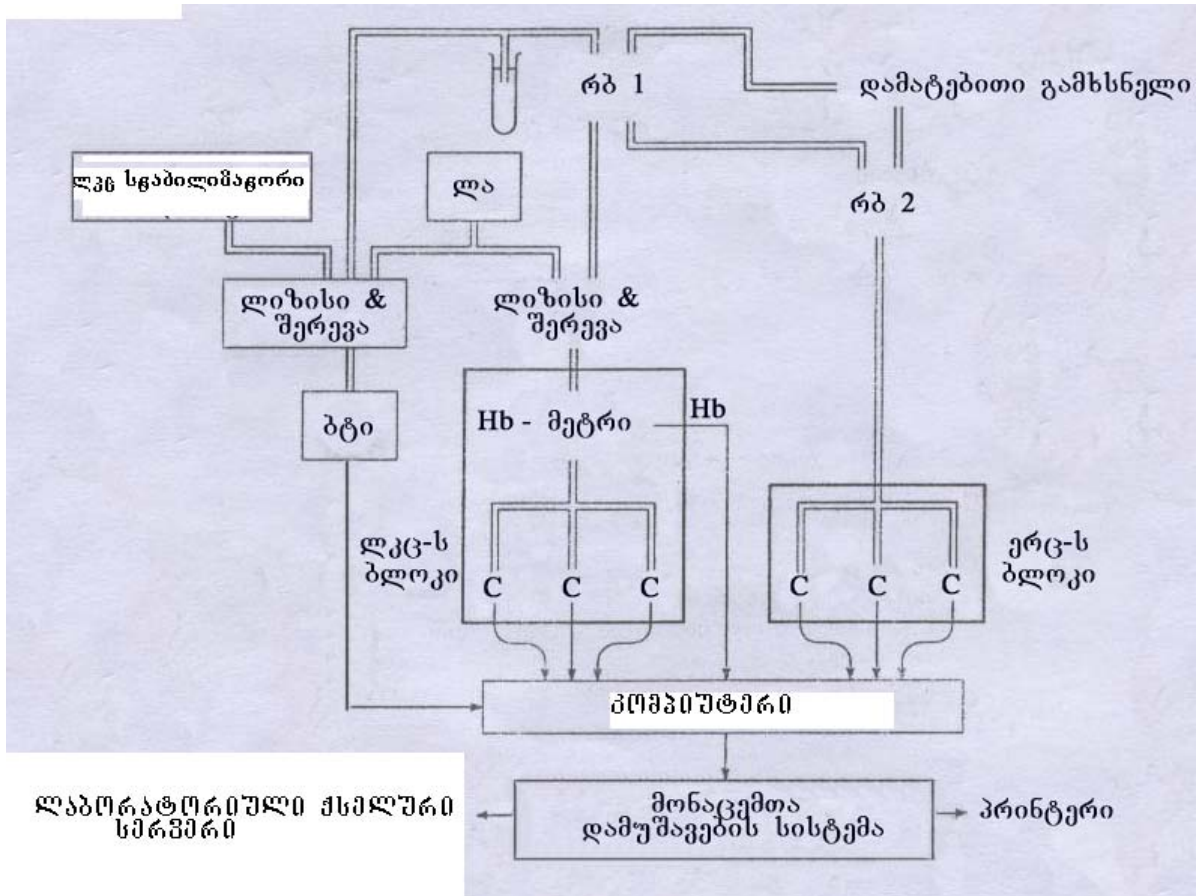
$$\text{ჰსშ} = 27-31 \text{ პგ}$$

$$\text{ჰსრ} = 32-36\%$$

ერთროციტების შემცველობა (მილიონები მიკროლიტრზე). ჰემატოკრიტი (პროცენტებში). ჰემოგლობინი (გრამებში და დეცილიტრებში).

სულ უფრო მეტ მნიშვნელობას დებულობს ჰემატოლოგიაში ერთრიცხვების მოცულობის დევიაცია (მმლ). იგი ანალოგიურია გაუსის გადანაწილების სტანდარტული გადახრისა, ეს სიდიდე არის ზომა უჯრედთა სტატისტიკური გადანაწილებისა მათი მოცულობის სიდიდის მიმართ. სისხლის აღწარმოების სისტემის მოშლისას სისხლში წარმოიქმნება ისეთი უჯრედები, რომელთაც აქვთ უფრო გაფანტვა ზომების, ვიდრე ნორმალური ერთრიცხვებს, რაც გამოიხატება მმლ მნიშვნელობის ის გაზრდით.

ბიოსამედიცინო ინჟინერიაში დიდი ნაწილი უკავია იმ ელექტრონული მოწყობილობების დამუშავებას, რომლებიც გამოიყენება სისხლის პარამეტრების გაზომვებისთვის.



სურ. 6.8

სისხლის პარამეტრების გასაზომად ორი კლასის ხელსაწყოები არსებობს. პირველი კლასის ხელსაწყოები ზომავს ხსნარის ელექტრონულ წინაღობის ცვლილებებს სისხლის ფორმიან ელემენტების გაგლისას ამ ხელსაწყოში, მეორე ტიპის ხელსაწყოები გაზომვისას არეგისტრირებს სინათლის სხივის გადახრას, რომელიც გამოწვეულია მათში გამავალი სისხლის ფორმიანი ელემენტებით. მრავალი წლის განმავლობაში კომპანია *Coulter Corporation*, ლიდერი ჰემატოლოგიური ანალიზატორების მთელი რიგი ხელსაწყოები წარმოებაში.

განვიხილოთ ამ ფირმის მიერ წარმოებული ფართოდ გამოყენებული ხელსაწყო - კოულტერის ჰემომეტრი. ამ ხელსაწყოთვის გასაანალიზებელ მასალას წარმოადგენს სისხლი, რომელშიც ჩამატებულია ანტიკოაგულანტი, ანუ ნივთიერება რომელიც ხელს უშლის სისხლის ნორმალურ შედედებას. ისინი ასევე

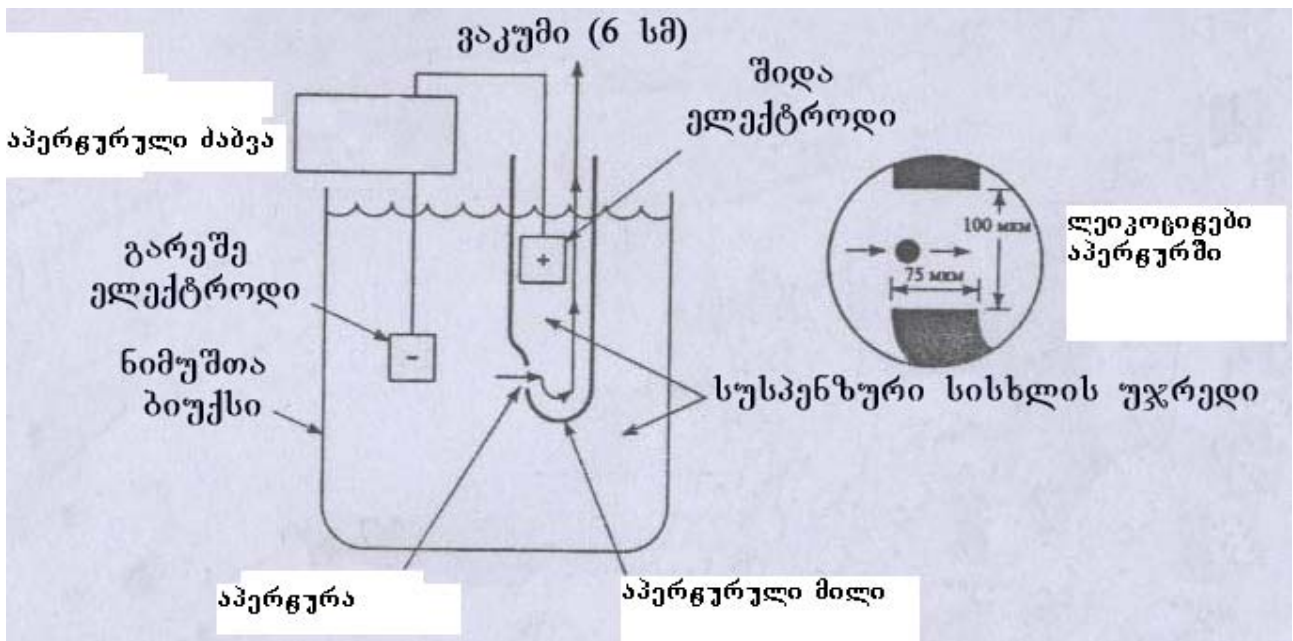
ხელს უშლიან სისხლის ფორმიანი ელემენტების შერწყმას, რამაც შესაძლოა ხელი შეეგვიშალოს მათ დათვლაში.

პროცედურის საწყის ეტაპს წარმოადგენს ნიმუშის ზუსტად განსაზღვრული რაოდენობის ავტომატური ამორჩევა. შემდეგ ნიმუში გაზავდება 1/224 ხსნარით რომელიც თავისი ოსმოტიური მახასიათებლებით ახლოსაა სისხლის პლაზმასთან ეს სურათზე ნაჩვენებია როგორც განმზავებელი 1. შემდეგ ხელსაწყოში გაზავებული ნიმუში იყოფა ორად. ერთი ნაწილი მიდის შერევისა და ლიზისის კამერაში, ხოლო მეორე განმზავებელ 2-ში. შერევისას, ლიზისის (ლიზისი-ბერძულად ლიზი) განზავება, დაშლა უჯრედების და მათი სისტემების მათ შორის მიკროორგანიზმების, სხვადასხვა აგენტების ზმოქმედების შედეგად. მაგ. ფერემენტების, ბაქტერიოფაგების, ანტიბიოტიკების)

კამერის დანიშნულებაა მოამზადოს ნიმუში გაზომვისათვის ჰემოგლობინისა და ლეიკოციტების შემცველობაზე. მაღლიზირებული აგენტი იწვევს ერთროციტების მემბრანების რღვევას, რითაც გამოანთავისუფლებს სითხეში არსებულ ჰემოგლობინს. ლეიკოციტების ამ აგენტებთან ლიზირება არ ხდება. ლიზირებული აგენტის ხსნარის დამატება ზრდის ნიმუშის გაზავების ხარისხს 1:250. მასში არის ასევე კიდევ ერთ რეაგენტი, დრაბკინის ხსნარი, რომელიც გარდაქმნის ჰემოგლობინს ციანმეტჰემოგლობინში ეს კეთდება იმისთვის რომ მოხდეს იმ სტანდარტულ მეთოდებთან მისადაგება, რომელიც მიღებულია ჰემოგლობინის კონცენტრაციის დასადგენად. ამ მეთოდის უპირატესობაა გახლავთ ის, რომ ის ითვალისწინებს ჰემოგლობინის ყველა ფორმას, რომელიც სისხლშია. შემდეგ ნიმუში გაივლის ლეიკოციტების სათვლელ მონაკვეთს, რომელიც ასრულებს კიუვეტის როლს. ჰემოგლობინის კონცენტრაციის სპექტომეტრულად დადგენისთვის. ბოლო ეტაპია ლეიკოციტების შემცველობის გაზომვა.

სურ. 6.9 ასახულია მეთოდი რომელიც გამოიყენება ამ გაზომვებისას. იგივე მეთოდი გამოიყენება ერთროციტების დათვლისას. ტუმბო ამოიღებს სითხეს საკონტროლო მოცულობას ლეიკოციტების სათვლელი ნაწილიდან აპერტურის გავლით. ლეიკოციტების დათვლის საკანში განთავსებულ ელექტროდსა და იმ ელექტროდს შორის რომელიც აპერტურულ მილშია მოთავსებული გადის მუდმივი დენი. ლეიკოციტების თითოეული უჯრედი, აპერტურში გავლისას გამოაძეგებს იქიდან ხსნარის იმ მოცულობას. რომელიც მის საკუთარ მოცულობის ტოლია. ლეიკოციტების ხვედრითი წინაღობა გაცილებით მეტია ვიდრე ხსნარის. ამიტომ იმ წრედში, რომელიც მიერთებულია ს ელექტროდებთან, გენერირდება ძაბვის იმპულსი. ამ იმპულსის სიდიდე დამოკიდებულია ლეიკოციტის უჯრედის მოცულობაზე.

გაზომვების სიზუსტის გაზრდისათვის სისტემაში პარალელურად გამოიყენება სამი დამთვლელი მოწყობილობა. ლეიკოციტების დამთვლელ ნაწილში მათ გააჩნიათ ერთი საერთო ელექტროდი. თითოეული ამ წრედიდან გამოძავალი თითოეული ჯაჭვიდან გამოსული სიგნალი გადაეცემა გამაძლიერებელს. ძაბვის გამაძლიერებელი სიგნალი მიწოდება ზღურბლოვან სქემას. ზღურბლოვანი ძაბვის სიდიდის ამორჩევა წარმოადგენს დაკალიბრების პროცედურის ნაწილს.



სურ. 6.9

ეტალონური ნიმუშები, რომლებისთვისაც ლეიკოციტების შემცველობის მნიშვნელობა დადგენილია დამოუკიდებელი მეთოდებით, ექვემდებარებიან ანალიზს და ზღურბლოვანი ძაბვის მნიშვნელობა დგინდება ისე, რომ ანალიზის რეზულტატი შესაბამისობაში იყოს ეტალონურ მონაცემებთან. იმპულსები რომლებიც აჭარბებენ ზღურბლოვან მონაცემებს გაივლიან იმპულსების ინტეგრატორთა ჯაჭვს, რომელიც გამოსცემს მუდმივი დენის სიგნალს. იგი პროპორციულია ლეიკოციტების დათვლილი რიცხვისა. სამი ინტეგრატორიდან მიღებული სიგნალები გაივლისან შედარების სქემას. თუ სხვაობა სიგნალების სიდიდეში იმყოფება მოცემულ საზღვრებში, მაშინ ეს მნიშვნელობები იგასაშუალებდება. თუ ერთი სიდიდე მეტია დანარჩენ ორზე და აჭარბებს დაშვებულ ზღვარს იგი არ გამოიყენება საშუალო მონაცემების გამოთვლისას. თუ სამივე სიდიდე განსხვავდება და აჭარბებს დაშვებულ ზღვარს, ჩაირთვება შეცდომათა ინდიკატორი და მივიღებთ ნულოვან რეზულტატს. სიგნალის დამუშავების შემდეგი ეტაპია შესწორების შეტანა გასაშუალებებულ სიგნალის დამთხვევაზე.

დამთხვევა – არის აპარატურაში ორი ან რამოდენიმე ლეიკოციტების ერთდროული გავლა. საშუალო დონის დამთხვევათა შეფასებისას გამოიყენება სტატისტიკური ანალიზი. შესწორების შეყვანა ხორციელდება ანალოგური სქემით. ლეიკოციტთა რიცხობრივი შემცველების მონაცემები გამოისახება დისპლეიზე და მიეწოდება პრინტერს.

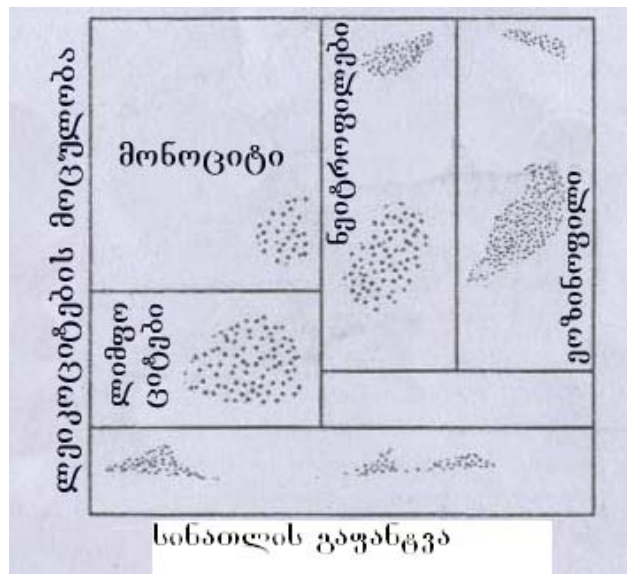
განვიხილოთ სურ. 6.8 მარჯვენა ნაწილი. პირველ ეტაპს წარმოადგენს ნიმუშის გაზავება 1:224 გამხსნელში. მეორე, გაზავება საჭიროა იმისათვის რომ ერთროციტების კონცენტრაცია გაცილებით სჭარბობს ლეიკოციტების კონცენტრაციას. ერთროციტების დასათვლელად გამოიყენება იგივე სისტემა, რაც ლეიკოციტებისთვის.

უჯრედები მოცულობით, რომელიც აჭარბებენ 35,9 ფლ(ფემტოლიტრი) კლასიფიცირდებიან როგორც ერთროციტები. იგება 256-არხიანი ჰისტოგრამა. ამ ჰისტოგრამით გამოითვლება უჯრედის საშუალო მოცულობა და დევიცია განისაზღვრება როგორც ვარიაციათა კოეფიციენტი, ერთროციტების მოცულობის სტატისტიკურ გადანაწილებისთვის.

უჯრედები მოცულობით 2-20 ფლ კლასიფიცირდებიან როგორც თრომბოციტები. ყოველი სამი აპარტურული არხისათვის აიგება 64 არხიანი

ჰისტოგრამა, ამ უჯრედთა მოცულობებისათვის. ყოველი არხის ჰისტოგრამები ექვემდებარება სტატისტიკურ დამუშავებას ტრომბოციტთა შემცველობის სიდიდის მისაღებად, ასევე ტრომბოციტთა საშუალო მოცულობის და მათი გავრცელების განწილების სიგანის დასადგენად. ამ პარამეტრების საბოლოო მნიშვნელობის მისაღებად გამოიყენება შედარების პროცედურა, ისეთივე როგორცაა ლეიკოციტების დათვლისას.

კოულტერის ჰემონალიზატორი ასრულებს ლეიკოციტების დიფერენციულ დათვლას გამდინარე ციტომეტრის დახმარებით. როდესაც ნიმუშის ორი პორცია აღმოჩნდება ლეიკოციტსა და ეროთროციტს სათვლელ ნაწილში, მისი მესამე ნაწილი ლიზისი და შერევის უჯრაში მოხვდებიან ლეიკოციტების დიფერენციული ანალიზისათვის. აქ ნიმუში შეერევა ლიზირებულ აგენტს ეროთროციტებისა და ლეიკოციტების მასტაბილიზირებული აგენტების მოსაშორებლად. მასტილიზირებელი აგენტი უცვლელს ტოვებს ლეიკოციტების მახასიათებლებს და იცავს უჯრედებს ზემოქმედებისაგან, რომელსაც ისინი განიცდიან სამმაგ გამდინარე ბლოკში გავლისას. ეს ბლოკი შეიცავს ელექტრონულ სქემას და ქმნის უჯრედთა ერთიან კართოტეკას, რომლებიც გადიან გაზომვების უჯრას.

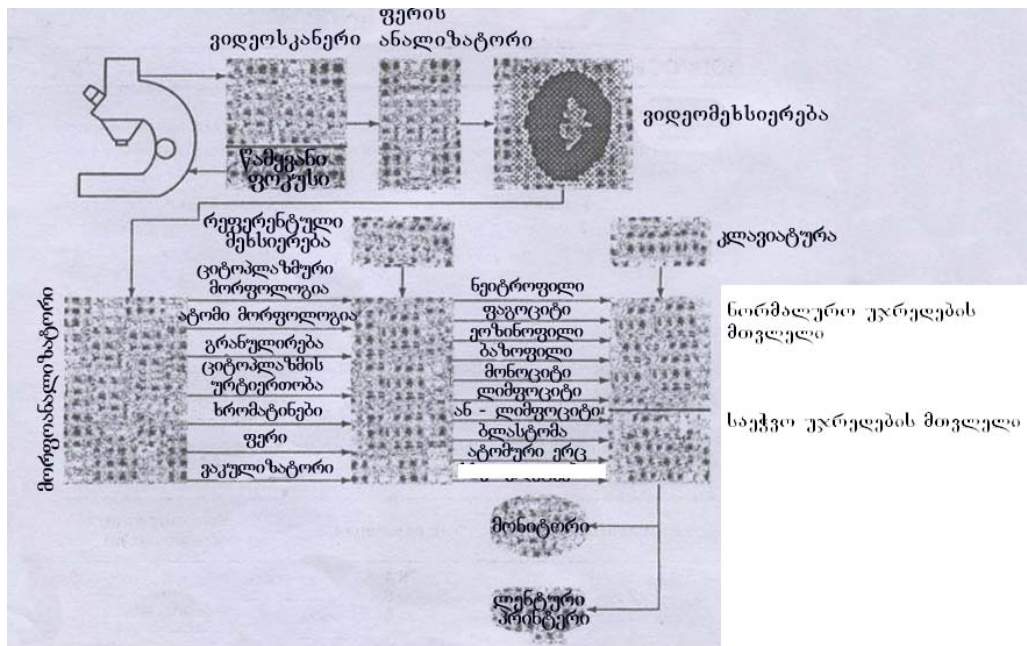


სურ.6.10

კოულტერის ჰემონალიზატორი აწარმოებს დაბალსიხშირიან იმპედანსისა, მაღალსიხშირიან გამტარიანობასა და შუქგაფანტვის გაზომვას. უჯრედების თა მოცულობის განსაზღვრა ხორციელდება დაბალსიხშირიანი იმპედანსის საფუძველზე. ხოლო მათი შინაგანი გამტარიანობა განისაზღვრება მათი მაღალსიხშირიანი გამტარიანობით. სხივის გაფანტვისთვის დამთვლელ უჯრაში გამოიყენება ლაზერის სხივი. სინათლის გაფანტვის გაზომვა ხდება გაფანტვის დეტექტორით. სინათლის გაფანტვის საფუძველზე დგინდება უჯრედთა შინაგანი სტრუქტურა და ფორმა. მოცემული გაზომვები უჯრედთა მოცულობისა, მათი შიგა გამტარიანობისა; სტრუქტურისა და ფორმისა, გადაეცემა დასამუშავებლად კომპიუტერულ ანალიზატორს. მონოციტების, ლიმფოციტების, ნეიტროფილების, ბაზოფილებისა და ეოზინოფილების პროცენტები გამოითვლება უჯრედთა განლაგებით სამგანზომილებიან წერტილოვან დიგრამაზე.

სურ 6.10 წარმოდგენილია ორგანზომილებიანი პროექცია, ამ სამგანზომილებიან წერტილოვანი დიაგრამისა, ეს ორგანზომილებიანი პროექცია გამოიხატება დისპლეიზე რათა ოპერატორს შეეძლოს მისი კონტროლი. ბაზოფილების და ეოზინოფილების სიდიდეები შედარებით უზუსტოა, ვიდრე სხვა

ტიპი უჯრედებისა. თუ ამ ტიპის უჯრედთა პროცენტი აჭარბებს ლაბორატორიაში მიღებულ სახდვრებს, ოპერატორმა უნდა გაუკეთოს ანალიზი მიკროსკოპით. პერიფერიული სისხლის ნაცხი, რათა დარწმუნდეს მონაცემთა სიზუსტეში. თუ ეს ასე არ არის, ლეიკოციტების დიფერენციული დათვლა ხორციელდება ხელით, კოულტერის ანალიზატორი შეუკვეთავს კრიტერიუმებს ზუსტი დიაგნამისთვის, რითაც განისაზღვრება ლეიკოციტების დიფერენციალური დათვლის სიზუსტე, დათვლა მიიხნევა სწორად, ასე რომ გამოირიცხება ვიზუალური დათვლის აუცილებლობა. რადგან მოც, ჰემონალიზატორი არ უზრუნველყოფს უმწიფარი ლეიკოციტების უნიფიცირებას, ასეთი უჯრედების არსებობა ნიმუშში იწვევს შეტყობინებას, რომ საჭიროა ოპერატორმა მიმართოს ლეიკოციტების ვიზუალურ დათვლას. იგივე მიდგომაა რეტიკულოციტების დათვლისას. ერთროციტების დანადგარებში მოთავსებამდე ნიმუშს ღებავენ მეთილენის ლურჯით (New Methylen Blau) ფერის საღებავით. რეტიკულოციტების დათვლა ხორციელდება დანადგარის ცალკე ჩართვით, რადგან მათი ხელით დათვლა შრომატევადი და არც თუ ისე ზუსტია. სისხლის პარამეტრები ამოიბეჭდება სპეციალურ ბლანკზე, აქვე ფიქსირდება პაციენტის იდენტიფიკაციური ნომერი, რომელიც შეყავს ოპერატორს აპარატში. კლინიკურ ლაბორატორიაში ერთიანი საინფორმაციო სისტემის არსებობისას იდენტიფიკაციური ნომერი და სისხლის პარამეტრები გადაეცემა კომპიუტერულ სისტემას.



სურ. 6.11

განხილული მეთოდებისაგან განსხვავებულ მეთოდებს წარმოადგენს ალტერნატიული მიდგომა, რომელიც გამოიყენება 10 წელზე მეტია. იგი დაფუძნებულია სახეთა ამოცნობის მეთოდზე. ამოცნობის მეთოდი ასევე გამოიყენება ციტოლოგიურ ლაბორატორიებში ნაცხების ავტომატური სკრინინგისას ან ნორმალური უჯრედების არსებობის იდენტიფიცირებისათვის. ეს პროცესი შრომატევადია, მაგრამ იგი აუცილებელია საშვილოსნოს ყელის კიბოს ადრეული დიაგნოსისთვის. ნიმუში ანალიზისთვის—ეს არის სისხლის ნაცხი შეღებილი რაიცის საღებავით.

სურ .6.11აჩვენებია სისტემის ძირითადი დეტალები სისტემაში ინფორმაციის გადაცემის თანმიმდევრობა. ნაცხი სკანირდება ფერადი ვიდეო სკანერით მიკროსკოპის მეშვეობით. ოპერატორი ირჩევს სკანირების საწყის წერტილს.

ნაცხის სკანირება მიმდინარეობს სანამ არ აღმოჩენს ბირვთულ უჯრედს. ხელსაწყო იმასსოვრებს უჯრედის ციფრულ გამოსახულებას. შემდეგ მორფოლოგიური ანალიზატორი დაადგენს უჯრედის ყურადსადებ ნიშნებს ბირთვის მორფოლოგიის ჩათვლით, ციტოპლაზმის მორფოლოგიას, ბირთვისა და ციტოპლაზმის ზომათა შეფარდებას, ქრომატორის გადანაწილების სურათს და ციტოპლაზმის მახასიათებლებს. ეს ნიშნები გადაეცემა ამომცნობ კომპიუტერს, რომელიც შეადარებს მათ მესხიერებაში შენახულ სხვადასხვა ტიპის უჯრედების თვისებებთან, რომელიც გვხვდება სისხლში. უჯრედი კლასიფიცირდება როგორც ერთ-ერთ ჯგუფს მიკუთვნებული, რომელთანაც მას გააჩნია უფრო მსგავსი თვისებები. თუ უჯრედი კლასიფიცირდება როგორც ანორმალური ფორმა. სკანირება წყდება და ეკრანზე გამოსახება შეტყობინება, რომელიც აფრთხილებს ოპერატორს, რომ აღმოჩენილია საეჭვო უჯრედი. ოპერატორი გამოიკვლევს უჯრედს ან მისცემს ჰემონალიზატორის კლასიფიკაციის, ან კლავიატურით შეჰყავს სხვა კლასიფიკაცია. ეკრანზე გამოსახული დიფერენციალური დათვლის შედეგი ამოიბეჭდება სპეციალური ბლანკზე და გადაეცემა უშუალოდ ცენტრალურ კომპიუტერს.

У этого термина существуют и другие значения, см. Апертура.

Большая (1) и маленькая (2) апертура.

Апертура (лат. *aperire* — отверстие) — в оптике характеристика оптического прибора описывающая его способность собирать свет и противостоять дифракционному размытию деталей изображения. В зависимости от типа оптической системы эта характеристика может быть линейным или угловым размером. Как правило среди деталей оптического прибора специально выделяют так называемую апертурную диафрагму, которая сильнее всего ограничивает диаметры световых пучков, проходящих через оптический инструмент. Часто роль такой апертурной диафрагмы выполняет оправа или просто края одного из оптических элементов (линзы, зеркала, призмы).

Входная апертура — характеристика способности оптической системы собирать свет от объекта наблюдения. Если объект удаленный (как у телескопа или обычного фотообъектива) то апертуру измеряют в линейном виде - это просто диаметр светового пучка на входе в оптическую систему, который ограничивается апертурной диафрагмой и достигает изображения. В телескопах этот диаметр обычно равен диаметру первого по ходу света оптического элемента (линзы или зеркала). В фотообъективах (особенно широкоугольных) размер первой линзы как правило много больше входной апертуры и ее размер уже следует рассчитывать. Входная апертура объектива равна произведению его фокусного расстояния f на относительное отверстие или частному от фокусного расстояния на диафрагменное число. Если объект наблюдения близкий (как у лупы, объектива микроскопа или проектора), то апертуру измеряют в угловом виде - это угол светового пучка исходящего из точек предмета наблюдения и попадающего в оптическую систему.

Выходная апертура — характеристика способности оптической системы собирать свет на изображении. Если изображение удаленное (как у телескопа, лупы или проектора) то апертуру измеряют в линейном виде - это диаметр светового пучка на выходе из оптической системы, в зоне так называемого выходного зрачка. У телескопа (бинокля, зрительной трубы) отношение входной и выходной апертур равно его кратности (увеличению). Если изображение близкое (как у фотообъектива), то апертура характеризуется углом сходимости световых пучков.

Апертурный угол — угол между крайним лучом конического светового пучка на входе (выходе из) оптической системы и ее оптической осью

Угловая апертура — угол между крайними лучами конического светового пучка на входе (выходе из) оптической системы

Числовая апертура — равна произведению показателя преломления среды между предметом и объективом на синус апертурного угла. Именно эта величина наиболее полно определяет одновременно светосилу, разрешающую способность объектива микроскопа. Для увеличения числовой апертуры объективов в микроскопии пространство между объективом и покровным стеклом заполняют иммерсионной жидкостью.

Апертура объектива — диаметр светового пучка на входе в объектив и целиком проходящего через его апертурную диафрагму. Эта величина определяет дифракционный предел разрешения объектива. Угол под которым видны самые мелкие детали на объекте $(\text{мм})/140$ - в угловых секундах.

1. Anonymous, Designers Handbook: Medical Electronics. A resources and Buyers Guide for Medical Electronics Engineering and Designer , 3-rd ed. Santa Monica, CA; Canon Communications, Inc. 1994.
2. Anonymous, Automatic Clinical Analyzer Instruction Manual. Wilmington, DE; Du Pont Automatic Clinical Analyzis Division, 1998.
3. Bronzino.J.D (ed). The Biomedical Engineering Handbook. Boca Raton, FL; CRC Press , 2006.
4. Cobbold, R.C. Transducers for Biomedical Measurments: Principled and Applications. New York; Willey, 1974.
5. Sodal, I,E., J.S.Clark, and G.D. Swanson –Mass spectrometers in medical monitoring. In J.G. Webster (ed) Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentatio. New Yor; Willey, 1988.
6. Tilton, R.C. Clinical Laboratory Medicine. St Louis; Mosby Yearbook, 1992 .
7. Медицинские приборы –Разработка и применение, Stormoff, Москва 2004 г.