

ირინე ბოცირიძე

ბიოსამედიცინო ინჟინერია

ნაწ.2



“საქართველოს ტექნიკური უნივერსიტეტი”

2013

შინაარსი

თავი 1. სისტემები ორგანოების და ქსოვილების ვიზუალიზაციისათვის . .გვ. 3
თავი 2. დიაგნოსტიკის რენტგენული სისტემები გვ. 33
თავი 3. ულტრასონოგრაფია გვ. 48
თავი 4. კომპიუტერული ტომოგრაფია გვ. 60
თავი 5. დოპლეროგრაფიული დიაგნოსტიკის სისტემები. გვ. 83
თავი 6. პლექტიზმოგრაფები გვ. 124

თავი 1

სისტემები ორგანოების და ქსოვილების

ვიზუალიზაციისათვის

1.1. შესავალი

სამედიცინო დიაგნოსტიკურ პრაქტიკაში ხშირად აუცილებელია მიღებულ იქნას ცალკეული ორგანოების გამოსახულება, ასეთი გამოსახულების მიღება შესაძლებელია სპეციალური ხელსაწყოების-ტომოგრაფების გამოყენებით. გამოკვლევების სხვადასხვა მიმართულებებში, აღწარმოების სიზუსტემ, ადამიანის სხვადასხვა ორგანოების და სისტემების გამოკვლევების სპეციფიკამ, მოითხოვა სხვადასხვა სახის ტომოგრაფების შექმნა. სადღეისოდ სამედიცინო ტექნიკა გამოირჩევა ორგანოების და ქსოვილების ვიზუალიზაციის ფართო საშუალებებით.

რენტგენული ტომოგრაფია იძლევა საშუალებას განვახორციელოთ Type equation here. ბიოობიექტის სხვადასხვა შრეების კვლევა, ტომოგრაფებში გამოიყენება გადასადები ობიექტის და ფირიანი კასეტის სინქრონული ბრუნვის სისტემები, უძრავი რენტგენული მილაკის პირობებში. რთული ბიოლოგიური ობიექტის გამოკვლევისას (მაგ. ბრონქიალური ხე) ჩვეულებრივი ტომოგრაფიის საშუალებანი არ არის საკმარისი, რადგან რენტგენოგრაფებზე გამოსახულებები ერთმანეთზე დაიტანება და ასეთ შემთხვევაში ხშირად შეუძლებელია თითოეული მათგანის ცალკე შესწავლა. ხარისხიან გამოსახულებას იძლევა რენტგენული ტომოგრაფია. მაგ. ფირმა “Medikur”-ის მიერ გამოშვებული კომპიუტერული ტომოგრაფი “Medekt-18” შეიძლება გამოყენებული იქნას მთელი სხეულის გამოკვლევისათვის. სკანირების დრო შეადგენს 18...45წმ-ს და დამოკიდებულია გამოკვლევის მეთოდზე. ბიოობიექტიდან ინფორმაციის მოხსნის შემდეგ, იმავე დროს ჩნდება გამოსაკვლევი ორგანოს გამოსახულება, რაც მიიღწევა სპეციალური ელექტრონული ბლოკის საშუალებით, რომელიც დაკავშირებულია ეგმ-თან (ელექტრონულ გამომთვლელი მანქანა).

ფირმა “Siemens”-ის (გერმანია) მიერ დამუშავებული კომპიუტერული დანადგარი “Komatom-2”, უზრუნველყოფს მაღალ გარჩევისუნარიანობას რბილი ქსოვილების გამოსახვისას; ამასთან მიიღება განივი ანათლების

გამოსახულება, რაც აუცილებელია თავის ქალის დაავადებების და ტრამეების დიაგნოსტიკებისათვის. განსაკუთრებით მძიმე შემთხვევებში გამოსახულების ხარისხი შეიძლება გაუმჯობესდეს ინფორმაციის დამატებითი დამუშავებით კომპიუტერული სისტემის საშუალებით ნწმ-ის განმავლობაში.

ხარისხობრივი გამოსახულების მიღებისათვის ხელსაწყო “Komatom-2”-ში, გამოიყენება გამოსხივების სისტემა მბრუნავი დეტექტორით. ამ მეთოდის გამოყენებისას გამოსხივების ყოველი იმპულსის მიღება ხდება დეტექტორული რკალის ყველა ელემენტების მიერ (გამოიყენება მაღალი მგრძობიარობის მქონე დეტექტორების სისტემა ნახევრადგამტარულ კრისტალებზე). რენტგენული მილაკი გრაფიტული ანოდით უძღვრება 25 სკანირებას (სიმძლავრე 750კვტ). სკანირების მაქსიმალური სიხშირის დროს (7სკანირება/წთ.) ანოდის დისკი არ გადამეტხურდება. მუდმივი ძაბვის გენერატორი, რომელიც კვებავს ანოდის წრედს იძლევა მაღალი ძაბვის სტაბილურ იმპულსებს. ეს აპარატი საშუალებას იძლევა ინფორმაცია შევინახოთ ციფრული ფორმით.

კომპიუტერული ტომოგრაფის საშუალებით შეიძლება გაკეთდეს დასკვნები ცალკეული ორგანოების ფუნქციონალური მდგომარეობის შესახებ (თირკმელები, გული და ა.შ.) “Komatom-2” დაპროექტებულია როგორც ერთიანი სისტემა, რომელიც შედგება სტანდარტული ელემენტების და შეცვლადი მოდულებისაგან, რომელიც შიცავს მასკანირებელ ბლოკს პაციენტების განსათავსებელი მაგიდით, მონაცემების მართვის და დამუშავების პულტს დისპლეებით და თვითაწყობად ფოტოკამერას, გამოსასვლელი სისტემით გამოსახულებების აგების, რეკონსტრუქციისა და ტომოგრამების დამუშავებისათვის.

ფირმა “Hitachi” (იაპონია) მიერ მთელი სხეულის კომპიუტერული ტომოგრაფიის სისტემა (მოდელი **NO-4**, სერია 30), სკანირების დრო 2,8 წმ. გამოსახულების რეკონსტრუქცია ხორციელდება დაგროვებული მონაცემების მიხედვით. სწარფქმედი კომპიუტერის საშუალებით, რის შედეგადაც დრო სკანირებიდან გამოსახულების მიღებამდე შეადგენს დაახლოებით 18-77წმ. მკაფიო და ნათელი გამოსახულების მიღება უზრუნველყოფილია სკანირებით 360⁰ -ის ფარგლებში და იმპულსების გამეორების მაღალი სიხშირით, რაც განაპირობებს დიდი რაოდენობის მონაცემების აკრეფას მრავალი მიმართულებით. გამოსახულების მატრიცა შედგება 320x320 ელემენტისაგან, შრის სისქე შეირჩევა 3.5 და 10 მმ.

ფირმა “Philips”-მა (ნიდერლანდები) დაამუშავა სისტემა “Politam”- 4, რომელიც აკმაყოფილებს ტომოგრაფიის გამოსახულების მაღალ მოთხოვნებს. გამოსახულების მაღალი ხარისხი ამ შემთხვევაში უზრუნველყოფილია სხივის ზუსტი მოძრაობით რკალის გასწვრივ, რაც შესაძლებელია სისტემის შტატივის სპეციალური კონსტრუქციის და ყოველი შრისთვის გამოსახულების მუდმივი ზრდის გამო. სისტემის ხისტი საფუძველი გამორიცხავს ვიბრაციას მუშაობის ნებისმიერ რეჟიმში. ჰიპოციკლოიდალური მოძრაობა, რომელიც ტომოგრაფიისათვის უჩვეულოა, გამოსახულების რთული განშლით ხორციელდება 48⁰ კუთხით. თუ მოძრაობა ხორციელდება ელიფსოიდის მიხედვით, მაშინ მოძრაობის მთავარი ღერძის ორიენტაცია შეიძლება შეიცვალოს, რაც იძლევა სშუალებას ცენტრირება მოხდეს საჭირო მიმართულებით: ასე მაგ. ხერხემლის ზურგისმიერი უბნის, მენჯ-ბარძაყოვანი არის კვლევისას. ამასთან შეიძლება განისაზღვროს მანძილი იმ შრიდან, რომლის ტომოგრაფიაც ხორციელდება, იმ მაგიდამდე, რომელზედაც მოთავსებულია პაციენტი. წრფივი ტომოგრაფია იძლევა კარგ შედეგს მცირე ექსპოზიციური პერიოდის და ბიობიექტის შედარების მარტივი სტრუქტურის შემთხვევაში. იმისათვის, რომ უფრო მკაფიოდ იყოს განსაზღვრული დასწეულებული არე, სხივის მოძრაობა უნდა დაემთხვეს გამოკვლევის ობიექტის ღერძის მიმართულებას. სისტემის რეგულირების მუშაობა მარტივდება მაფოკუსირებელი დიაფრაგმის გამოყენების გამო. ტომოგრაფიის ჩატარების დროს, გამოსაკვლევი უბნის ცენტრის თანახმედ უნდა მოხდეს იმ წერტილთან, რომელის გარშემოც ტრიალებს რენტგენული მილაკი და კასეტა ფირთან ერთად. ამ სისტემაში გამოყენებულ რენტგენულ მილაკს აქვს მცირე ფოკუსი უფრო წვრილი ორგანოების და სტრუქტურების გამოსახულების მისაღებად. მბრუნავი გისოსი, რომელიც სხივის ღერძისმიერად ყენდება და უზრუნველყოფს ტომოგრაფიის მაღალ ხარისხს, საკონტროლო შრის სისქისაგან დამოუკიდებლად. ვიზუალიზაციის ეფექტურობის გასაზრდელად იყენებენ სატელევიზიო ფლუოროსკოპიულ მოწყობილობას. როგორც ცნობილია, ტომოგრაფიაში გამოსაკვლევი შრის სისქე და მიღებული გამოსახულების კონტრასტულობა ურთიერთკავშირშია, რის გამოც თხელი ფენების ტომოგრაფები ნაკლებ კონტრასტულია. ხანგრძლივი ექსპოზიცია, გამოკვლევების ხანგრძლივობასთან ერთად, რაც აუცილებელია მაღალი კონტრასტულობის ტომოგრაფიული გამოსახულების სერიის მისაღებად, განსაზღვრავს რენტგენული მილაკის შერჩევას,

ფოკუსირება 0.6 და 1 მმ-ია. კლინიკურ პრაქტიკასა და სამედიცინო სისტემებში გამოყენება ჰპოვეს ულტრაბგერითი ლოკაციის მეთოდებმა, რომლებიც დამყარებულია დოპლერის ეფექტზე, რაც მდგომარეობს იმაში, რომ ულტრაბგერითი რხევები განსხვავებულად აირეკლება სხვადასხვა ბიოსტრუქტურებიდან, მაგრამ ისინი ვერ უზრუნველყოფენ მრავალგანზომილებიანი სივრცითი გამოსახულების მიღებას, ამიტომ განვითარდა მაღალგანზომილებიანი ლოკაციის მეთოდები, რაც დაფუძნებულია იმაზე, რომ ლოკაციის დროს არეკვლილი სიგნალები სინქრონულად მიიღება რამდენიმე წერტილში, რაც იძლევა მოძრაობის სიჩქარის ვექტორის შემადგენლების სივრცით განშლას, ბიოსტრუქტურებისაგან ულტრაბგერის გაბნევის დიფუზიური მდგენელების მდგრად მიღებას. ასეთი მოწყობილობები შეიცავენ ერთ მიმღებ-გადამცემ გარდამქმნელს, ორ დამატებით გარდამქმნელს, მაძლიერებელ არხებს და დამუშავების ბლოკს.

ამ ფირმის მიერ შემოთავაზებული აპარატურა იძლევა საშუალებას გაიზარდოს გამოსახულების მასშტაბი, გამოყენებულ იქნას სხივური კალამი გამოსაკვლევი ორგანოების და ქსოვილების ფართობის, პერიმეტრის და მოცულობის განსაზღვრისათვის.

ფირმა “Siemens“-მა ულტრაბგერითი დიაგნოსტიკისათვის გამოუშვა ხელსაწყო “Sonoline 800”. ეს აპარატი მრავალსაათიანი მუშაობის შედეგადაც კი არ მოითხოვს რეგულირებას. რადიოლოგიაში ტექნიკიდან აღებული “გამამრავლებელი ანტენის” მეთოდი უზრუნველყოფს გამოსაკვლევი ობიექტის მახლობელი ზონიდან უცხო არეკვლილი სიგნალების გაცხრილვას. ხელსაწყოსათვის დამუშავებულია მაღალი ინტეგრაციის სპეციალური ინტეგრალური მოდულები, რომლებიც შესრულებულია ე.წ. ემიტერულ-შეუღლებული ლოგიკით, რაც იძლევა საშუალებას, ბევრად გაიზარდოს მონაცემების დამუშავების სიჩქარე ანალოგურ ხელსაწყოებთან შედარებით, სადაც გამოყენებულია მიკროპროცესორები. სხვადასხვა არხების სიგნალების ფოკუსირება აჯამვა და გამოსახულების საერთო წინასწარი მომზადება შეიძლება განხორციელდეს სწრაფქმედ ეგმ-ში, ამასთან მიკროპროცესორები არა მარტო ასრულებენ მართვის ამოცანებს, არამედ უზრუნველყოფენ გამზომ მოწყობილობებს მონაცემებით, ქმნიან ინფორმაციულ მასივებს. ამ ხელსაწყოს შეიძლება შეუერთდეს ერთდროულად ორი აპლიკატორი. საერთო გაძლიერება ერთი აპლიკატორით მეორეზე გადასვლის შემთხვევაში ავტომატურად

შეთანხმება ახალ სიხშირეს, ასე, რომ გაძლიერების შემდეგი რეგულირება არ ხორციელდება. აპლიკატორების ფართო ნაკრების არსებობის გამო ხელსაწყო უნივერსალურია სონოგრაფიისათვის, ბგერითი სიხშირის დიაპაზონში 2.5 მგჰც-დან 7 მგჰც-დე.

ჰაიმორიტის დიაგნოსტიკისათვის ფინური ფირმა "Oriola"-ს მიერ დამუშავებულია ულტრაბგერითი აპარატი "Sinuscan". მისი კვება ხორციელდება ცვლადი დენით (220 ვ. ძაბვა; სიხშირე 50 ჰც; მოხმარებული სიმძლავრე 10 ვტ; მუშა სიხშირე 1.3 მგჰც). დიდი გამოყენება ჰპოვა ორგანოების და ქსოვილების ვიზუალიზაციის მეთოდმა, რომელიც დაფუძნებულია ბირთვულ მაგნიტურ რეზონანსის (ბმრ) გამოყენებაზე.

ბმრ-ის აპარატებში რენტგენული გამოსხივება გამორიცხულია. (განსხვავებით რენტგენული ტომოგრაფიისაგან). გაცილებით მაღალია გარჩევისუნარიანობა ულტრაბგერით აპარატურასთან შედარებით. ბმრ-ის მეთოდი დაფუძნებულია იმაზე, რომ სხვადასხვა ქსოვილების ატომების ბირთვებს, მათ შორის ბიოლოგიური ქსოვილებისას, აქვთ უნარი გამოასხივონ ელექტრომაგნიტური სიგნალები, რომელთაც შეუძლიათ გარეგან მაგნიტურ ველთან რეზონირება. ბმრ-ის არსი: შეიძლება გავარჩიოთ წყალბადის ატომი პლანერული მოდელის საშუალებით. რამდენადაც ტრაექტორიის განსაზღვრა ხდება ერთდროულად სხვა ფიზიოლოგიური პარამეტრების, მაგ. საშვილოსნოსშიდა წნევის განსაზღვრასთან ერთად. მუშაობის დოპლერის რეჟიმი სისტემაში ირთვება როგორც საშუალება, იმ სტრუქტურების მოძრაობების ჩასაწერად, რომელთა არეკვლის შესაძლებლობანი სუსტია.

სტატიურ და დინამიურ რეაქციაში ნაყოფის გამოსახულების ერთგანზომილებიანი და ორგანზომილებიანი აღწარმოების სკანერებს, აღწარმოებს იაპონური ფირმა "Topson". ერთგანზომილებიანი გამოსახულება აღწარმოებულია ოსცილოსკოპზე, ორგანზომილებიანი კი სატელევიზიო მონიტორზე. გაზომვის შედეგები აისახება ციფრულ ინდიკატორზე. ამ ხელსაწყოში არის მიმდინარე დროის მთვლელი და ბგერითი სიგნალიზატორი.

სამედიცინო დიაგნოსტიკურ პრაქტიკაში ხშირად დგება აუცილებლობა მიღებულ იქნას ცალკეული ორგანოების გამოსახულება, ასეთი გამოსახულების მიღება შესაძლებელია სხვადასხვა სპეციალური რადიოლოგიური ხელსაწყოების – რენტგენული აპარატების, ტომოგრაფების, მაგნიტურ-რეზონანსული აპარატების გამოყენებით. გამოკვლევების

სხვადასხვა მიმართულებებში, აღწარმოების სიზუსტემ, ადამიანის სხვადასხვა ორგანოების და სისტემების გამოკვლევების სპეციფიკამ მოითხოვა ამ მიმართულებით სხვადასხვა სახის აპარატურის შექმნა. სადღეისოდ სამედიცინო ტექნიკა გამოირჩევა ორგანოების და ქსოვილების ვიზუალიზაციის ფართო საშუალებებით.

მრავალი წლის მანძილზე მედიცინაში გამოსახულების შესანახ საშუალებად ფოტო ფირს იყენებდნენ. კომპიუტერული ტექნოლოგიების განვითარებამ საშუალება მოგვცა მიგველო სრულიად სხვა ხარისხის გამოსახულება, მისი შენახვის და გადაცემის აპარატურული და კომუნიკაციური საშუალებები.

კომპიუტერი და გამოსახულების ციფრული დამუშავება პირველად გამოიყენეს კომპიუტერულ ტომოგრაფიაში, რამაც რევოლუციური ბიძგი მისცა ამ სფეროს განვითარებას, კერძოდ გამოსახულების დამუშავებისა და მიღების საშუალებების განვითარებას. ახლა უკვე შესაძლებელი გახდა მონაცემების მიღება, მათემატიკური ოპერაციების შესრულება, გამოსახულების ფორმირებისათვის აუცილებელი მონაცემების გენერირება. ექიმებს მიეცათ შესაძლებლობა ორგანოების გამოსახულებაზე დაკვირვებოდნენ და აღენიშნათ დეტალები და მათი განსხვავებანი, შეენახათ და მოექებნათ გამოსახულება, მიღებული გამოსაკვლევი ადგილებიდან და ეს ყველაფერი ფირის გარეშე.

ტელეფონს და ტელეკომუნიკაციის სხვა საშუალებებს, მაგ. ინტერნეტს, აქვს საერთო სტანდარტები გამოსახულების გადაცემისათვის, რაც საშუალებას გვაძლევს მყისიერად გადავიღოთ საჭირო გამოსახულება დიაგნოსტიკური ინფორმაციის მისაღებად. ფოტოგრაფიული, რენტგენოლოგიური, ულტრაბგერითი, რადიოიზოტოპური, სატელევიზიო და ყველა სხვა სისტემის გამოსახულების ფორმირება შეიძლება წარმოვიდგინოთ კამერის სახით, ხოლო ყველა ასეთი კამერით მიღებული გამოსახულება, შეზღუდულია გარჩევისუნარიანობით, ხმაურის დონით და ამპლიტუდური შკალით. მაგ. ფოტოგამოსახულება შეიძლება გავადიდოთ იქამდე, სანამ იგი არ გახდება ძალიან „მარცვლოვანი,” ეს მარცვლოვნება ზღუდავს გარჩევისუნარიანობას და განსაზღვრავს ხმაურის დონეს. რენტგენული გამოსახულება შეზღუდულია გარჩევისუნარიანობის მიხედვით - რენტგენული გამოსხივების წყაროს ზომებით, ხოლო ხმაურის მიხედვით - სხივის ინტენსიურობით. ულტრაბგერითი გამოსახულების შეზღუდვა განისაზღვრება კუთხური გარჩევისუნარიანობით, გარდამქმნელის უნარით განასხვავოს ცრუ

სიგნალი ჭეშმარიტისაგან ან ხმაურისაგან. რაც შეეხება სატელევიზიო გამოსახულებას, იგი შეზღუდულია კამერის მგრძობიარე ელემენტის ელექტრონული მეხსიერების მოცულობით.

გამოსახულების თვისება შეიძლება გამოვიკვლიოთ ისე, რომ ყურადღება არ მივაქციოთ კამერას, რომლის დახმარებითაც იყო ის მიღებული. კამერა შეიძლება ჩავთვალოთ მოწყობილობად, რომლითაც გამოსახულება გადაეცემა ერთი ზედაპირიდან მეორეს. ის შეიძლება წარმოვიდგინოთ, როგორც გადამცემი არხი, რომელშიც გაივლის ყველა გამოსახულებიდან გამომავალი სიგნალი, იმისთვის რომ შემდეგ მოხდეს მისი გამჟღავნება - მივიღოთ მისი საბოლოო გამოსახულება (სახე). შესაბამისად ნებისმიერი კამერა, სატელევიზიო, რენტგენოლოგიური, როგორც სხვა ნებისმიერი მოწყობილობა, რომელიც ქმნის გამოსახულებებს შეიძლება აღვწეროთ სივრცითი გადამცემი ფუნქციის დახმარებით.

12. გამოსახულების საინფორმაციო მოცულობა.

გამოსახულებაში ინფორმაციის რაოდენობა - „ინფორმაციული მოცულობა“, უმეტეს შემთხვევაში განისაზღვრება მისი დისკრეტული ელემენტების რაოდენობის გამრავლებით თითოეული პიქსელის ამპლიტუდის რიცხობრივ რაოდენობაზე, მაგრამ ამისათვის აუცილებელია, შეირჩეს რომელიმე მეთოდი პიქსელების ზომების განსაზღვრისათვის. პიქსელების ზედდების გამო შეუძლებელია მათი ზუსტად გაყოფა. პიქსელი (picture element ან picture cell) ეს არის გამოსახულების ელემენტი, რასტრულ გრაფიკაში ორგანზომილებიანი ციფრული გამოსახულების უმცირესი ლოგიკური ელემენტი. პიქსელი არის გაყოფადი, მართკუთხოვანი ობიექტი, ჩვეულებრივ კვადრატული ან წრის ფორმის, რომელსაც აქვს განსაზღვრულ ფერი. რასტრული კომპიუტერული გამოსახულება შედგება პიქსელებისაგან, რომლებიც განლაგებულია სტრიქონების და სვეტების მიხედვით. რაც უფრო მეტია ფართობის ერთეულზე პიქსელების რაოდენობა, მით უფრო დეტალურია იგი. რასტრული გამოსახულების თითოეული პიქსელი – ეს არის ობიექტი, რომელიც ხასიათდება გარკვეული ფერით, რუხი ფერის სხვადასხვა გრადაციით. ერთ პიქსელს შეუძლია შეინახოს ინფორმაცია მხოლოდ ერთი ფერის შესახებ. პიქსელი ასევე არის რასტრული გამოსახულების უმცირესი ერთეული, რომელსაც ღებულობენ ინფორმაციის გამოტანის გრაფიკული სისტემების (კომპიუტერების მონიტორები, პრინტერები და ა.შ.)

საშუალებით. ასეთი მოწყობილობების გარჩევისუნარიანობა განისაზღვრება გამოტანილი გამოსახულების კორიზონტალური და ვერტიკალური ზომებით პიქსელებში. ფერად მონიტორებზე ასახული პიქსელები შედგება ტრიაღებისაგან (სუბპიქსელები წითელი, მწვანე და ლურჯი ფერის). გარჩევისუნარიანობა ეს არის ეკრანის ზომა წერტილებში, ე.წ. პიქსელებში.

ნებისმიერი წარმოშობის ხმაური, რითაც არ უნდა იყოს ის გამომწვეული, ფოტოგრაფიის მარცვლოვნებით, ელექტრული მუხტის ან სტატისტიკური ფლუქტუაციის ქვანტების რაოდენობის გამო (სინათლე, რენტგენული ან გამა-სხივები), ზღუდავს გაძლიერებას, რომელიც შეიძლება გამოვიყენოთ არხზე. როგორც წესი, ითვლება რომ ამპლიტუდის გრადაციის რიცხვი არხზე ტოლია გაზომვის შედეგად მიღებული სიდიდის – ფარდობა სიგნალი/ხმაური (ფსხ). არხის ხმაურის ფაქტორი განისაზღვრება, როგორც ფარდობა თეორიული ფსხ (ანუ მაქსიმალურად შესაძლებელი მნიშვნელობა) გაზომვის შედეგად მიღებული ფსხ სიდიდესთან.

გამოსახულება შეიძლება განვიხილოთ, როგორც განსაზღვრული ზომის ზედაპირი, რომელზეც დატანილია სივრცული გარჩევისუნარიანობა, რომელიც იზომება წყვილი ხაზების რიცხვით მილიმეტრზე (წყ.ხაზ/მმ). გარჩევისუნარიანობის ასეთი განსაზღვრისას შემთხვევაში გამოსახულებაზე ობიექტები და მათ შორის მანძილები ერთმანეთის ექვივალენტურად ჩაითვლება. მაგალითად, იმისათვის, რომ გამოვსახოთ სპილენძის ბადის ყველა ნახვრეტი და ყველა ხლართი, თუ მას აქვს 10 ასეთი ნახვრეტი 1 სმ² ფართობზე ან 100 ნახვრეტი 1 სმ², სისტემას უნდა ქონდეს გარჩევისუნარიანობა უკიდურეს შემთხვევაში 1 წყ.ხაზ/მმ ან 2 პიქსელი/მმ-ზე, ვინაიდან ცალკეული ობიექტის და მონაკვეთის დასარეგისტრირებლად მოითხოვება არა უმცირეს 2 (ორი) წყვილი ხაზისა (2 პიქსელი) თითოეულ ღერძზე მათი სხვა ობიექტებისაგან გამოსაყოფად.

სურ.1.2.1. ნაჩვენებია როგორ შენდება, იქმნება სატელევიზიო კადრში მრგვალი ობიექტების მიმდევრობის, რიგის გამოსახულება. პირველ პრობლემას წარმოადგენს სატელევიზიო კადრების ხაზების რიცხვის ზუსტი განსაზღვრა. დაუშვათ, რომ სატელევიზიო სკანერი მოიცავს გადამწოდსაც, რომელიც ითვლის გამოსახულებების ერთ ხაზს, შემდეგ გადავა მეორე ხაზზე და ა.შ. მანამ, სანამ გამოსახულება არ იქნება მთლიანად დასკანირებული ჩავთვალოთ რომ გადამწოდიდან გამოსული სიგნალი მიეწოდება სინათლის პროექტორს, რომელიც, საწყისი გამოსახულების აღსადგენად მოდულირებულ

განშლის ხაზებს შორის $2n$ ხაზი არ არის საკმარისი (დ) საკმარის გარჩევისუნარიანობას იძლევა მხოლოდ $2n\sqrt{2}$ სტრიქონი.

ვერტიკალური ღერძის მიხედვით ობიექტების ყველა მიმდევრობისათვის აუცილებელია განშლის ერთი სტრიქონი. კიდევ ერთი სტრიქონი აუცილებელია რიგებს შორის მანძილების დასარეგისტრირებლად. ნებისმიერ რეალურ სისტემაში არ შეიძლება წინასწარ ვიცოდეთ ობიექტების განლაგება განშლის სტრიქონის მიმართ.

იმისათვის რომ გაგვაკეთოთ შესწორება შემთხვევითობაზე, ხაზების რიცხვი კადრში უნდა გავადიდოთ – $\sqrt{2}$ -ჯერ. ობიექტების საერთო რაოდენობა მესხიერების ველზე ტოლია n^2 . ამასთან ვთვლით, რომ ვერტიკალურ ხაზზე განაწილებულია n რაოდენობა ობიექტებისა. იმისათვის, რომ უზრუნველყოთ ალბათობა თითოეული აღმოჩენილი ობიექტისა და მათ შორის მანძილისა, სისტემაში აუცილებელია გვქონდეს დაახლოებით $2n\sqrt{2}$ ბრუნვის ხაზი. თუ კადრის საზღვრებში ობიექტების რაოდენობა უდრის n^2 გამშვებ ზოლში საჭიროა როგორც მინიმუმ n რაოდენობის ციკლი, რათა გვქონდეს საჭირო გარჩევისუნარიანობა ამ ობიექტების რეგისტრაციისათვის განშლის ყველა ხაზში. ამგვარად, გამოსახულების სრული გატარების ზოლი უნდა შედგებოდეს $2n\sqrt{2}$ ციკლისაგან.

ობიექტები და მათ შორის მანძილები მნიშვნელობით ექვივალენტურია. პიქსელი შეიძლება განისაზღვროს, როგორც ნაწილი გამოსახულების ზედაპირისა, რომლის ზომაც კორიზონტალური მიმართულებით ტოლია გამტარი ზოლის ნახევრის კორიზონტალური ღერძის მიხედვით, ხოლო ზომა ვერტიკალურად ანალოგიურია სიდიდით. ჩვეულებრივად პიქსელის ზომას არჩევენ ისე, რომ ის იყოს ტოლი ობიექტის უმცირესი ზომისა, რომლისგანაც შემდგარია გამოსახულება. ეს არ ნიშნავს, რომ ობიექტი, რომელსაც აქვს პიქსელზე ნაკლები ზომა, არ იქნება გარჩევადი. ამით უფრო ხორციელდება ობიექტის გამოსახულების ზომის მიწოდება, განსაზღვრა, რომლისთვისაც ინახება ინფორმაცია ამპლიტუდის შესახებ. მცირე ობიექტის ამპლიტუდა საშუალოდ პიქსელის ზომის მიხედვით, ამიტომ ინფორმაცია მის შესახებ იქნება დამახინჯებული. მაგალითად: თუ სისტემას ექნება პიქსელის ზომები, რომელიც შეესაბამება 0,5 მმ და მისი დახმარებით გამოვიკვლევთ 0,10 მმ-იან

ვოლფრამის მავთულს, მაშინ მავთულის გამოსახულებას ექნება 0,5 მმ დიამეტრი და მას ექნება ნაკლებად მკაფიო კონტრასტი.

სატელევიზიო სისტემის გატარების ზოლის სიგანე Δf გამოისახება

$$\Delta f = \frac{n_h n_v 2\sqrt{2}}{F_h F_v T} \quad (1.2.1)$$

n_h = ობიექტების მაქსიმალური რიცხვი ჰორიზონტალურ ხაზზე;

n_v = ობიექტების მაქსიმალური რიცხვი ვერტიკალურ ხაზზე;

F_h = დახარჯული დროის წილი, გამოსახულების ჰორიზონტალურად სკანირების ფორმირებისას

F_v = დახარჯული დროის წილი გამოსახულების ვერტიკალურად სკანირების ფორმირებისათვის;

T = კადრის სკანირებაზე დახარჯული სრული დრო

მაგალითი 1 .

აშშ-ს სტანდარტულ საკაბელო სატელევიზიო სისტემას აქვს 240 ობიექტი ჰორიზონტალური და 180 ვერტიკალური მიმართულებით. $F_h = 0,82$, $F_v = 0,92$, $T = 1/30$ წმ. გამოთვალეთ გამშვები ზოლის სიგანე

პასუხი:
$$\Delta f = (240)(180)(2)(2)^{\frac{1}{2}} / (0.82)(0.92)(1/30) = 4.85 \text{ MHz (მგჰც)}.$$

თავი 2

13. გამოსახულების ხმაური

ყველა გამოსახულებას აქვს შეზღუდვები, განსაზღვრული შეფერხებით (ხმაური) და სივრცითი გარჩევისუნარიანობით. თუ გამოსახულებას ცალკეულ ნაწილებად დავშლით, თანდათანობით შევამცირებთ მის ზომებს, მალევე შევამჩნევთ, რომ გამოსახულებას აქვს მინიმალური ზომის ელემენტი. სხვა სიტყვებით ღინზა ან სკანირების სისტემა გვაძლევს ელემენტების მინიმალურ ზომას, რომელზედაც ჩვენ შეგვიძლია განვაღაგოთ გამოსახულება. შემდეგში, ჩვენ შეგვიძლია ვთქვათ, რომ ამ განლაგებულ მცირე ელემენტებზე გამოსახულება “არის“ ან “არ არის.”. “არის“ ან “არ არის” ასეთი მიდგომა შეიძლება გამოვიყენოთ ვერცხლის მარცვლებისადმი რომლებიც არის ფოტოფირში. ის ასევე გამოყენებადია იმ ელექტრონების კონის განხილვისას, რომლებიც ახდენენ ელექტრულ - სხივური მილაკების ლუმინოფორის დაბომბვას. (ლუმინოფორი წარმოდგება სიტყვებისაგან lumen –სინათლე და phoros — მატარებელი - ნივთიერება, რომელსაც აქვს უნარი მის მიერ შთანთქმული ენერგია გარდაქმნა სინათლის გამოსხივებაში ანუ ლუმინესცირებს). ეს კონა არ ითვლება უწყვეტად, არამედ შედგება დისკრეტული ელემენტებისაგან. ლუმინოფორის ნაწილაკები განსხვავდებიან ზომებით და აქვთ სხვადასხვანაირი დასხივების ალბათობა. დიდი ზომის ელემენტის გამოსახულებას შეიძლება ჰქონდეს ნებისმიერ ამპლიტუდა (ნაცრისფერი ფერის გრადაციები), რომელიც შეიძლება დავახასიათოთ

დისკრეტული ციფრით. ეს კიდევ ერთი შესაძლებლობაა ვაჩვენოთ, რომ გამოსახულება შეიძლება წარმოვადგინოთ როგორც უმცირესი ზომის ელემენტების ნაკრები, რომელთაგან თითოეულს შეიძლება ჰქონდეს ერთ ერთი ორი მდგომარეობიდან “არის“ ან “არ არის”.

თუ თითოეულისათვის, დიდი რაოდენობის q გამოცდებისაგან, აქვს მცირე p ალბათობა განსაზღვრული ტიპის ხდომილების დადგომისა, მაშინ საშუალო რიცხვი ამ ტიპის ხდომილების განისაზღვრება უბრალოდ როგორც $m=qp$. მაგალითად, თუ q წმ-ის განმავლობაში ჩვენ ველოდებით მოცემულ განსაზღვრული ფართობის ფარგლებში შემთხვევითი განაწილებით წვიმის წვეთების ჩამოვარდნას, და ამასთან წვიმის წვეთების ჩამოვარდნის ალბათობა ყოველ წამში ტოლია p , მაშინ m ტოლია წვეთების საშუალო რაოდენობისა რომლებიც შევნიშნეთ რამოდენიმე დაკვირვებით, რომელთაგან თითოეულის ხანგრძლივობა q წამი იყო. მოცემული K რაოდენობის წვიმის წვეთების ჩამოვარდნის ფარდობითი ალბათობა ერთ განზომილებაში, m საშუალო მნიშვნელობისას, $p(K,m)$ განისაზღვრება პუასონის განაწილების ალბათობის სიმკვრივით:

$$p(K;m) = \frac{e^{-m} m^k}{K!} \tag{1.3.1}$$

ჩვენ შეგვიძლია შევამოწმოთ, რომ ამ განაწილებას მართლაც აქვს საშუალო მნიშვნელობა m :

$$\sum_{k=0}^{\infty} K p(K;m) = m \tag{1.3.2}$$

რა თქმა უნდა ჯამი $p(K,m)$, K -ს ყველა მნიშვნელობისათვის, ნულიდან უსასრულობამდე, ტოლია 1-ის და საბოლოოდ დისპერსია ამ განაწილებისა ტოლია m - ის.

$$\sum_{K=0}^{\infty} (K - m)^2 p(K,m) = m \tag{1.3.3}$$

ამგვარად, საშუალო მნიშვნელობიდან გადახრის საშუალო კვადრატული მნიშვნელობა – m ტოლია \sqrt{m} -ის. თუ გადავხედავთ გაზომვათა თანმიმდევრობას, რომელთაც აქვთ საშუალო შედეგი - 100 ხდომილობა,

მაშინ მოიძებნება ძალიან ცოტა გაზომვები, რომლებშიც იყო დარეგისტრირებული ზუსტად 100 ხდომილობა, ხდომილობების რიცხვი, დარეგისტრირებული თითოეულ კონკრეტულ გაზომვაში, განაწილება საშუალო მნიშვნელობის გარშემო რომლის სტანდარტული გადახრა არის 10 ხდომილობა.

როგორც წვიმის წვეთებს, რომლებიც ერთმანეთისაგან დამოუკიდებლად ეცემა გარკვეულ ფართობზე, ასევე რენტგენის გამოსხივების ფოტონებს, დეტექტორის პიქსელზე დაცემის დროს, აქვთ ერთნაირი სტატისტიკური თვისებები. თუ ფართობის ერთეულზე დაცემული წვიმის წვეთების საშუალო რიცხვი r - ტოლია 100 ერთეულისა, მაშინ ზუსტად 100 წვეთის აღმოჩენის ალბათობა 0,040-ის ტოლია. თუ გავაკეთებთ მასკანირებულ ვოლტმეტრს, რომელიც იძლევა მნიშვნელობას - N ვოლტი ყოველი N მოვლენისათვის და გამოვიყენებთ მას ცალკეული პიქსელებისაგან, სიგნალის გასაზომად, მაშინ ფლუქტუაციის სიდიდე შეადგენს \sqrt{N} ვოლტს (საშუალო კვადრატული მნიშვნელობა).

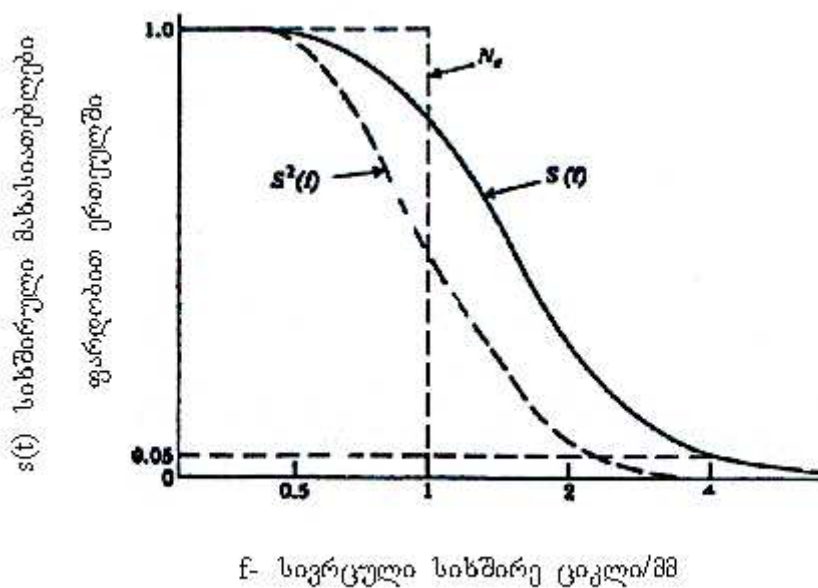
ახლა შევცვალოთ მუდმივი სიგნალი N მოდულირებულ სიგნალზე $N(1 \pm \overline{M})$ სადაც $0 \leq \overline{M} \leq 1$ - მოდულაციის კოეფიციენტი. $N \overline{M}$ - ნაზრდი, რომელიც წარმოადგენს საინფორმაციო სიგნალს - S -ს. სიგნალი აღწევს მაქსიმუმს როდესაც $\overline{M} = 1$, ამიტომ სიგნალი/ხმაურის მაქსიმალური ფარდობა შეადგენს $N/\sqrt{N} = \sqrt{N}$. რადგან საშუალოდ 1 პიქსელზე 1 წამში მოდის 100 ხდომილობა, მაშინ მაქსიმალური მნიშვნელობა სიგნალი/ხმაურისა ტოლია 10. თუ უჯრედის ხაზის ზომას 2-ჯერ გავადიდებთ, მაშინ მისი ფართობი გაიზრდება 4-ჯერ. ამიტომ დროის ამ მონაკვეთში რეგისტრირდება 400 ხდომილობა, რომელიც მოდის დიდი ზომის პიქსელებზე და მაქსიმალური ფსხ (ფარდობა სიგნალი/ხმაური) ტოლი იქნება 20-ის. ანალოგიურად, თუ საწყისი ზომის უჯრედის ინტეგრირებას გავადიდებთ 1 წმ-დან 4 წმ-მდე, მაშინ 1 პიქსელზე 400 ხდომილობა იგულისხმება და მაქსიმალური ფსხ მაინც იქნება 20 ტოლი. შემთხვევითი სიგნალებისათვის დროის ერთნაირი გასაშუალოებისას დროითი და სივრცითი ინტეგრირება ერთნაირ ეფექტს გამოიწვევს. სხვა სიტყვებით რომ ვთქვათ, გამოსახულების გარჩევისუნარიანობის შემცირება (პიქსელის ფართობის გადიდება) ან ადიდებას ფსხ-ს, ერთიდაიგივე ხმაურის დონეზე, ან ამცირებს მოთხოვნილებას მოვლენების რიცხვზე.

იმ შემთხვევაში, როდესაც \bar{M} არ უდრის 1, სიგნალი ტოლია $\bar{M}N$, ამასთან ხმაურის დონე ძველებურად განისაზღვრება \sqrt{N} -ით, ასე რომ ფსხ უდრის $\bar{M}\sqrt{N}$. დაბალკონტრასტული სიგნალების რეგისტრაცია ხმაურის ფონზე მოითხოვს საკმაოდ მაღალ ფსხ-ს (ფარდობა სიგნალი/ხმაური) მნიშვნელობას.

14. მოდულაციური გადაცემა ფუნქცია

მოდულაციური გადაცემა ფუნქცია (მგფ) არის მოდიფიცირებული ფორმა მოწყობილობის სივრცით-სიხშირული გამოძახილისა, გამოსახულების ან მისი ცალკეული ელემენტების ფორმირებისათვის. ზღვრული გარჩევისუნარიანობა არასაკმარისად სრულად აღწერს მოწყობილობების შესაძლებლობებს, თუმცა გარკვეულწილად ახასიათებს მას, რადგან განსაზღვრავს ობიექტის მინიმალურ ზომას, რომელიც შეიძლება გავარჩიოთ მისი საშუალებით. მაგალითად მოწყობილობას შეუძლია განსაზღვროს მაღალკონტრასტული სპილენძის ბადე 2 უჯრის სტრუქტურით/მმ-ზე, მაგრამ ამ დროს სუსტად კონტრასტული იქნება საშარდე ბუშტის გამოსახულება. მგფ გამოითვლება სიგნალის გამოძახილის (სიგნალის გამოძახილი ტოლია ელექტრონული მილაკის მაშტაბური ბადის ვარტიკალური ზომისა) ამპლიტუდის სივრცითი სიხშირისგან დამოკიდებულების გაზომვის გზით, ამ დროს 100%-ად მიიჩნევა ნულოვანი სიხშირის მნიშვნელობა და ფაზური წანაცვლება არ მიიღება მხედველობაში (სურ 14.1). ჩავთვალოთ, რომ ამპლიტუდა ტოლია ნულისა ფაზის პირველი მობრუნების (კროსსოვერი) შემდეგ. მოწყობილობის სრული მგფ (მოდულაციური გადაცემა ფუნქცია) შეიძლება მიღებული იქნას მგფ-ს თითოეული ელემენტის გადამრავლებით მთელ სივრცით სიხშირეზე. მგფ-ს გასაზომად გამოიყენება სინუსოიდური ტესტ-ობიექტი, მხოლოდ შესასვლელი სიგნალის მოდულაცია უნდა მოიცავდეს სიხშირის მთელ ზოლს ნულიდან მაქსიმალურ სიხშირემდე. სინუსოიდური ტესტ-ობიექტის დამზადება საკმაოდ რთულია. ამიტომ იყენებენ სპეციალურ შაბლონს მართკუთხოვანი ზოლის სახით. რენტგენული სისტემებისათვის ასეთი შაბლონი მზადდება ტყვიის ან ვოლფრამის შენადნობისაგან. ის შედგება ერთმანეთისაგან ინტერვალებით დაშორებული ზოლების ნაკრებისაგან, მზარდი სიხშირით (ამასთან მცირდება ინტერვალი ზოლებს შორის). ასეთ ტესტ-ობიექტებს ათავსებენ რენტგენის გამოსახულების დეტექტორის წინ, რის

შემდეგაც ჩართავენ გამოსხივებას. ამ მეთოდის დახმარებით, შეიძლება მივიღოთ ოპტიკური გამოსახულება ანალოგური ფოტოშაბლონით და ოპტიკური მეთოდით შევამოწმოთ. დეტექტორი შედგება მიკროსკოპისაგან, რომლის ოპტიკური სისტემის ფოკალურ სიბრტყეში არის განთავსებული ვიწრო ხვრელი და მის უკან დამაგრებულია ფოტომამრავლი. მილაკიდან გამოშვებული სიგნალი მიეწოდება ჩამწერ მოწყობილობას, რომელიც არეგისტრირებს დამოკიდებულებას მართკუთხა ტალღის ამპლიტუდასა და სიხშირეს შორის.



სურ 14.1

მოდულაციური გადამცემი ფუნქცია $S(f)$, ტიპური რენტგენული აპარატისათვის. იმისათვის, რომ მივიღოთ N_e – სიხშირის ხმაურის ზოლის ექვივალენტური სიგანე, $S(f)$ აყვანილია კვადრატში და ინტეგრირებულია. ზღვრული გარჩევისუნარიანობა (4 ციკლი/მმ) მოცემულია კონტრასტის 0,05 დონით. აბსცისათა დერძის მნიშვნელობები გამოსახულია ციკლ/მმ-ში (რაც ექვივალენტურია ხაზების წყვილის/მმ-ზე).

მიღებული დამოკიდებულება, პერიოდული მართკუთხოვანი ფუნქციის საშუალებით, შეიძლება გავანალიზოთ, თუ გამოვითვლით მის სინუსოიდურ მდგენელს ფურიეს მწკრივის საშუალებით. ქვემოთ მოცემულია ფორმულა რომელშიც $S(f)$ სინუსოიდური ტალღების ამპლიტუდა, f სიხშირით გამოითვლება $M(f)$ მნიშვნელობის ჩასმის საშუალებით, რომელსაც ზომავენ მართკუთხა ტალღისათვის $f, 3f, 5f,$ და ა.შ. სიხშირეებზე.

$$S(f) = \frac{\pi}{4} \left[M(f) + \frac{M(3f)}{3} - \frac{M(5f)}{5} + \frac{M(7f)}{7} - \dots \right] \quad (1.3.1)$$

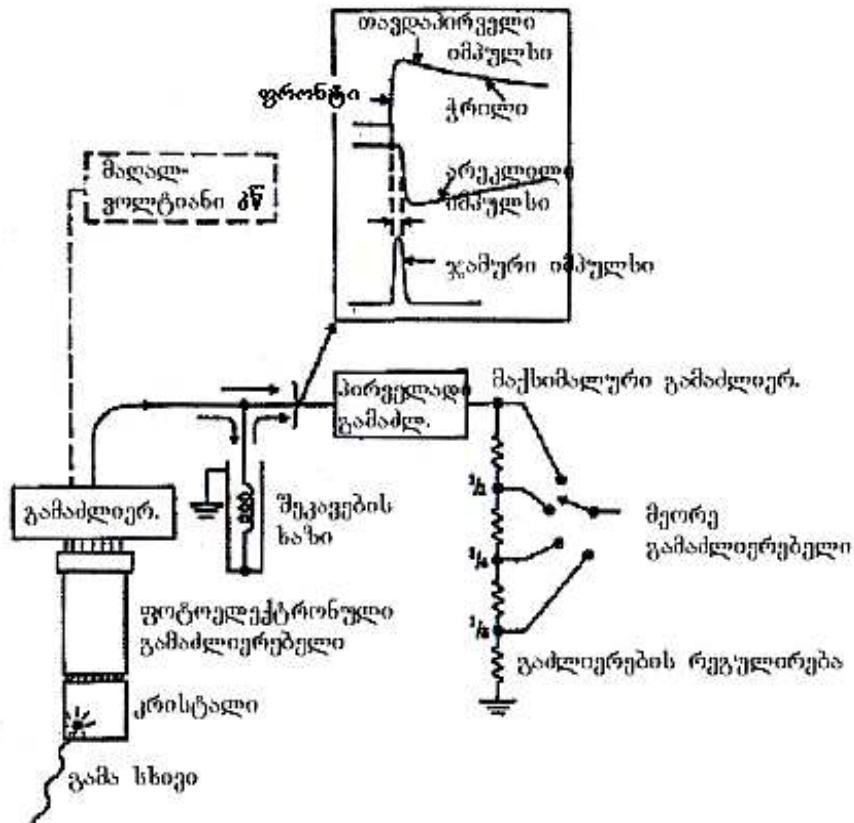
ამ სახით შეიძლება გარდავქმნათ მართკუთხა ტალღების საშუალებით მიღებული მონაცემები მგფ-ს მნიშვნელობის გამოსათვლელად და სინუსოიდური ტალღის ამპლიტუდის შესაფასებლად. მგფ (მოდულაციური გადამცემი ფუნქცია) შეიძლება მივიღოთ ასევე იმპულსური მახასიათებლების დახმარებით, თუ გავზომავთ წერტილის ან ხაზის გაფანტვის ფუნქციას.

თუ მიღებულია მგფ მთელი სისტემისათვის ან მისი ცალკეული ელემენტებისათვის, მაშინ მისი დახმარებით შეიძლება გამოითვალოს სხვა საჭირო მახასიათებლები. ცალკეული ელემენტის ან მთელი სისტემის გარჩევისუნარიანობა განისაზღვრება სიხშირეზე, რომელიც აკმაყოფილებს 5%-იან კონტრასტის დონეს. რენტგენულ სისტემებში კონტრასტი დაბალ სიხშირეზე განისაზღვრება მგფ-ს მნიშვნელობით შესაბამისად 0,1 სწ/მმ-ზე. სიგნალის ამპლიტუდა მთლიანად დამოკიდებულია მოვლენების რაოდენობაზე, რომელიც მოდის 1 პიქსელზე. თუ ავიღებთ ზოლის ეკვივალენტურ სიგანეს ან განვახორციელებთ ინტეგრირებას სიხშირის მთელ ზოლზე, ჩვენ შეგვიძლია მივიღოთ ინფორმაციის რაოდენობის გაზომვის ზომა, რომელსაც შეიცავს უჯრა. ჩვენ ვიცით, რომ ფარდობა სიგნალი/ხმაური განსაზღვრება \sqrt{N} -ით, სადაც N არის ხდომილობების რიცხვი პიქსელში. იმისათვის, რომ სხვადასხვა სისტემები ვიზუალურად ერთნაირად ჩაითვალოს, საჭიროა შევადაროთ მათი ამპლიტუდის საშუალო კვადრატული მნიშვნელობა. ეს შეიძლება გააკეთოთ ამპლიტუდის კვადრატების ინტეგრირების დახმარებით ყველა სიხშირისათვის.

თავი 3

1.5. ბირთვული მედიცინა.

დაავადების დიაგნოზირებისათვის და პაციენტის მდგომარეობის შესაფასებლად ბირთვულ მედიცინაში იყენებენ რადიოაქტიურ მასალებს. ვიზუალიზაციის ეს საშუალება იმით განსხვავდება რადიოგრაფიისაგან, რომ გამა გამოსხივების წყარო მდებარეობს ავადმყოფის შიგნით. მეორე უმთავრესი განსხვავება მდგომარეობს იმაში, რომ შეგვიძლია გარდავქმნათ რადიოაქტიურად ის ნივთიერებები, რომლებიც მონაწილეობენ ბიოქიმიურ რეაქციებში. ამიტომ თვლიან, რომ ბირთვული მედიცინა ასახავს ორგანოს ფუნქციას, რუტინული მორფოლოგიის საპირისპიროდ. ამ შემთხვევაში რადიოაქტიურობის განაწილების გაზომვა, ადამიანის სხეულის შიგნით, წარმოადგენს ორგანოების ვიზუალიზაციის საფუძველს. ეს განაწილებები შეიძლება იყოს სტაციონარული და შეიძლება იცვლებოდეს დროში (Benedetto, 1988).

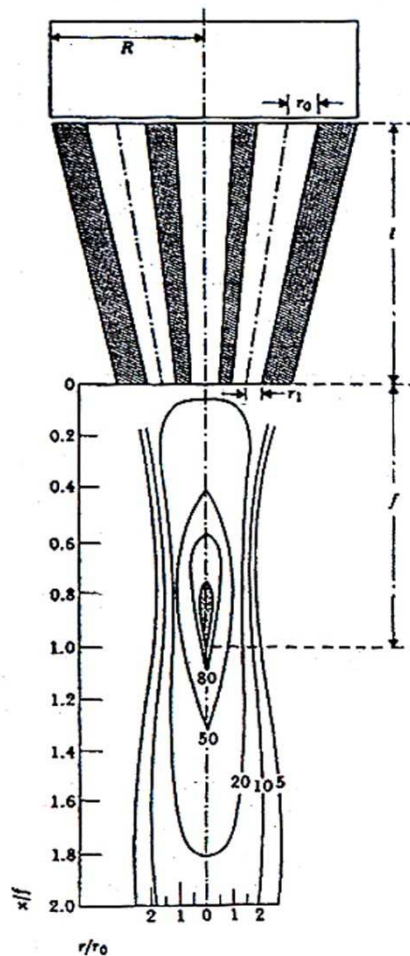


სურ. 1.5.1

სცინტილაციური დეტექტორის პრინციპიალური სქემა NaI (ნატრიუმ იოდი) კრისტალზე. ნაჩვენებია სცინტილატორი, შუქმგრძნობიარე ფოტოელექტრონული გამამდიერებელი (შ.ფ.გ) და მართვის ელექტრონული სისტემა. კვ - კვების წყარო.

ბირთვულ მედიცინაში გამოსახულების მისაღებად გამოყენებულ თითქმის ყველა ხელსაწყოს საერთო მოწყობილობად იყენებენ იოდ-ნატრიუმის დეტექტორს, რომელიც ნაჩვენებია სურ.4.1 –ზე. დეტექტორი შედგება სამი ძირითადი ნაწილისაგან: (1) კრისტალისაგან, რომელიც სცინტილირებს ფერის ღურჯ სპექტრში, გამა-სხივის მიერ შთანთქმული ენერგიის მიმართ წრფივი დამოკიდებულებით, (2). ფოტოელექტრონული გამამდიერებელი. (ფ.ე.გ), რომელიც გარდაქმნის ამ სინათლეს პროპორციულ ელექტრულ სიგნალად. (3) ელექტრონული მოწყობილობები, რომლებიც აძლიერებს და გარდაქმნის ელექტრულ სიგნალს ვიზუალურ ფორმაში. ბირთვულ მედიცინაში ყველაზე უბრალო პროცედურები არ ითვალისწინებენ საერთო ჯამში გამოსახულების მიღებას, არამედ შემოიფარგლებიან პაციენტის კანის ზედაპირთან დეტექტორის განლაგებით და გამა-ქვანტების ნაკადის დათვლით.

პირველი მოწყობილობების მუშაობა, რომლებიც ბირთვული მედიცინის პრინციპს - გამოსახულების ფორმირებას უწყობდა ხელს, იყო დაფუძნებული ოპერატორის სკანირებად მოძრაობაზე, რომელიც იღებდა ხელში დეტექტორს და ამოძრავებდა პაციენტის მიმართ ურთიერთპერპენდიკულარულად. (ზუსტად ასე ატარებენ აეროფოტოგადაღებებს დედამიწის ზედაპირიდან). ნებისმიერ პროცესს, რომელიც გვთავაზობს დეტექტორის ურთიერთპერპენდიკულარულ მოძრაობას, ეწოდება სკანირება.



სურ. 15.2

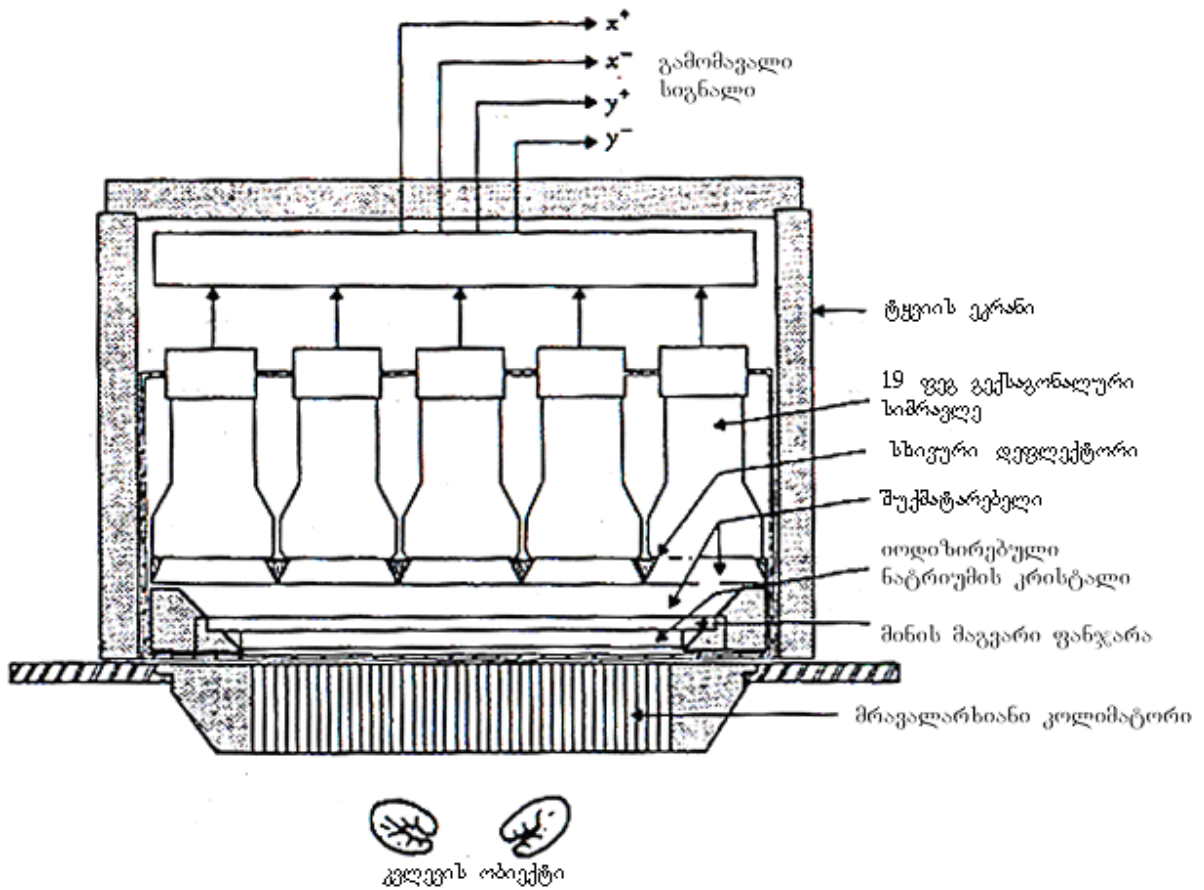
ფოკუსირებული კოლიმატორის განივი ჭრილი, რომელსაც იყენებენ ბირთვულ მედიცინაში მართრკუთხა სკანირების დროს. გამოსხივების წერტილოვან წყაროსთან მდებარე ქვედა კონტურული ხაზები შეესაბამებიან ერთნაირი მგრძნობიარობის იზოხაზებს.

15.2 სურათზე ნაჩვენებია რომ სკანირების დროს აუცილებელია იოდნატრიუმის დეტექტორის კოლიმირება, რათა შევზღუდოთ თვალთახედვის არე საპირისპირო და მიმართულ დერძებზე. თვალთახედვის საპირისპირო არე (ზოლი) არის მთავარი განმსაზღვრელი ფაქტორი რადიაქტიური სკანირებისას,

გამოსახულების გარჩევისუნარიანობის შესაძლებლობის განსაზღვრისას. თუ ცნობილია წყაროს მიახლოებითი სიძლიერე, მაშინ ჩვენ შეგვიძლია გავაერთიანოთ ეს ინფორმაცია კოლიმატორით განსაზღვრულ გარჩევისუნარიანობის მთავარი ელემენტის ზომასთან, რათა გამოვთვალოთ სკანირების აუცილებელი სიჩქარე, რომელიც გამოსახულების აუცილებელ სტატისტიკურ სისწორეს უზრუნველყოფს.

განვიხილოთ ძვლის რადიოაქტიური სკანირება, რომლის დროსაც გამოიყენება ნივთიერება რომელსაც აქვს მაღალი მეტაბოლიზმი ჩონჩხზე ზემოქმედებისას, რათა გავარკვიოთ ძვლების ადგილმდებარეობა, რომლებიც ჩართული არიან ავთვისებიან პროცესში, (ძვალში მეტასტაზების არსებობისას). ტიპური დოზა ამ საშუალებისა 15 მკი (კი - წარმოადგენს რადიოაქტიურობის სტანდარტულ ერთეულს, კიური: 1 კი = 3.7×10^{10} ბირთვული დაშლა წამში). სრული აქტივობა ფართოდ არის განაწილებული მთელ ჩონჩხზე. ეს განაწილება კომბინირებულია გამა-სხივების იზოტროპულ განაწილებასთან, ბევრ მათგანს პაციენტის სხეულშივე შთანთქავს, იგი განაპირობებს გამოსახულებზე იმპულსების მაქსიმალურ ინტენსივობას სხეულის ზედაპირთან დაახლოებით 1000 იმპ/წმ-ში. ბირთვულ მედიცინაში პიქსელის ტიპური ზომებია 0.5X0.5 სმ. თუ საჭიროა სტატისტიკური ფლუქტუაცია - პიქსელების 10% (100 იმპ), რომელიც შეესაბამება აღრიცხვის ყველაზე მაღალ სიხშირეს, მაშინ სწრაფქმედება ადვილად განისაზღვრება შემდეგნაირად: იმპულსების რიცხვი პიქსელში უდრის = იმპულსების სიხშირეს/ (ჰორიზონტალური სიხშირე X პიქსელის ვერტიკალური ზომა). ჰორიზონტალური სიჩქარე (სმ/წთ) უდრის = იმპულსების სიხშირე/(იმპულსი/პიქსელი) X პიქსელის ვერტიკალური ზომა):

$$\frac{1000 \text{ იმპ}}{\text{წმ.}} \times \frac{60 \text{ წმ}}{\text{წთ.}} \times \frac{0.25 \text{ სმ}^2}{100 \text{ იმპ.}} \times \frac{1}{0.5 \text{ სმ}} = \frac{300 \text{ სმ}}{\text{წთ.}}$$



სურ. 1.53

გამა-კამერის განივი კვეთი. ფვგ - ფოტოელექტრული გამამრავლებელი.

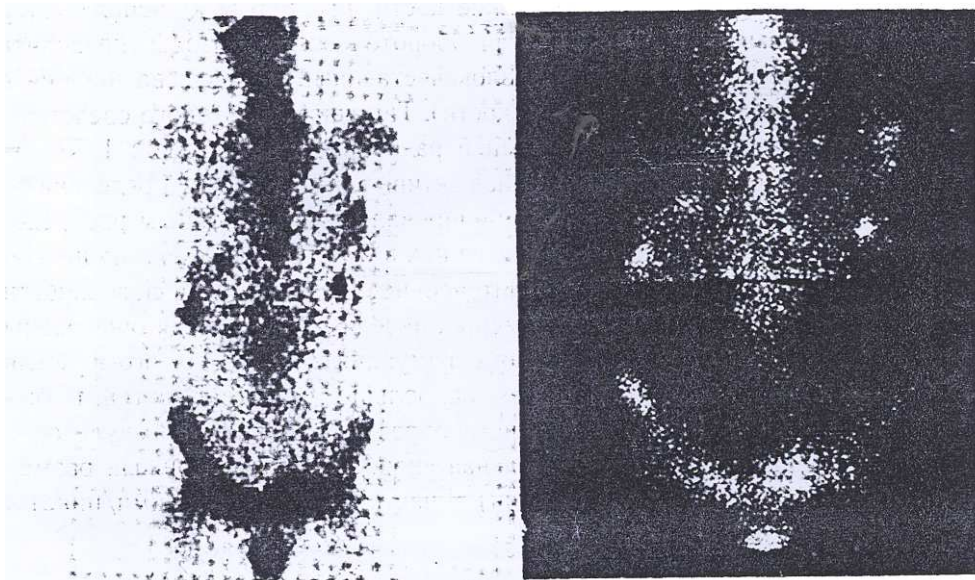
ფუნქციურად-დამთავრებულ რადიოაქტიურ სამედიცინო სკანერს ეწოდება იმპულსების ამპლიტუდური ანალიზატორი, რომელიც ცალკე ითვლის ბირთვულ გარდაქმნებს (ხდომილობებს), რომელსაც აქვს გარკვეული გამა გამოსახულების ენერგია. ეს ხდომილობები გამოიყენება სინათლის წყაროს სიკაშკაშის მართვისას, რომელიც ასკანირებს ზემგრძნობიარე ფირის ზედაპირს, იმავე მართკუთხა მეთოდით, რომლითაც დეტექტორი ასკანირებს პაციენტს. ამასთან იმპულსების დეტექტორის სიგნალები ახშობენ ფილტრებს ინტენსიმეტრის ჯაჭვში. ამ ხერხით ფირზე იღებენ გამოსახულებას, რომელიც შეესაბამება პაციენტის სხეულში ბირთვული განშლის ინტენსივობას.

მეორე ხერხით გამოსახულების აგება, რომელშიც ხდომილობები დარეგისტრირებულია იმპულსის ამპლიტუდური ანალიზატორით, გამოსახავენ ციფრული ფორმით, როგორც დეტექტორის პოზიციის ფუნქციას. ამის შემდეგ ითვლიან ორგანოზომილებიანი ფუნქციიდან მიღებლ სივრცულ სიხშირეებს და მათემატიკური ანალიზის დახმარებით პოულობენ გამოსახულების ორი-სამ

ელემენტს. საბოლოო გამოსახულების ხილვა კი კომპიუტერის ეკრანზე ან ოსცილოგრაფის საშუალებით არის შესაძლებელი. სურ. 1.5.4-ზე მოცემულია ამ ორი მეთოდის საშუალებით მიღებული მართკუთხა სკანირების შედეგები.

ბირთვული მედიცინის ვიზუალიზაციის დანადგარის მეორე ვარიანტი, დაახლოებით ათწლეულით ადრე იქნა შემოღებული ვიდრე მართკუთხა სკანერი. ამის შემდეგ იგი გახდა (ლაბორატორიის მუშა ცხენი). გამა კამერას ხანდახან ანგერის კამერასაც ეძახიან, მისი პირველი შემმუშავებლის სახელია (Anger, 1958).

გამა-კამერა – არის ვიზუალიზაციის სტაციონალური სისტემა, რომელიც მგრძნობიარეა ერთდროულად თვალთახედვის ყოველი რადიოაქტიურობის მიმართ. ამასთან საბოლოო სურათის ჩამოყალიბება არ არის დამოკიდებული დეტექტორის მოძრაობაზე.



სურ. 1.5.4

მართკუთხა სკანერით მიღებული პაციენტის ჩონჩხის გამოსახულება. მონიშნული ტესტეციუსის ფოსფატით პოულობენ არანორმალურად მაღალ ნივთიერებათა ცვლის ადგილებს. მარცხნივ – ჩვეულებრივი ანალოგიური გამოსახულება, მარჯვნივ – ეს გამოსახულება ციფრული დამუშავების შემდეგ.

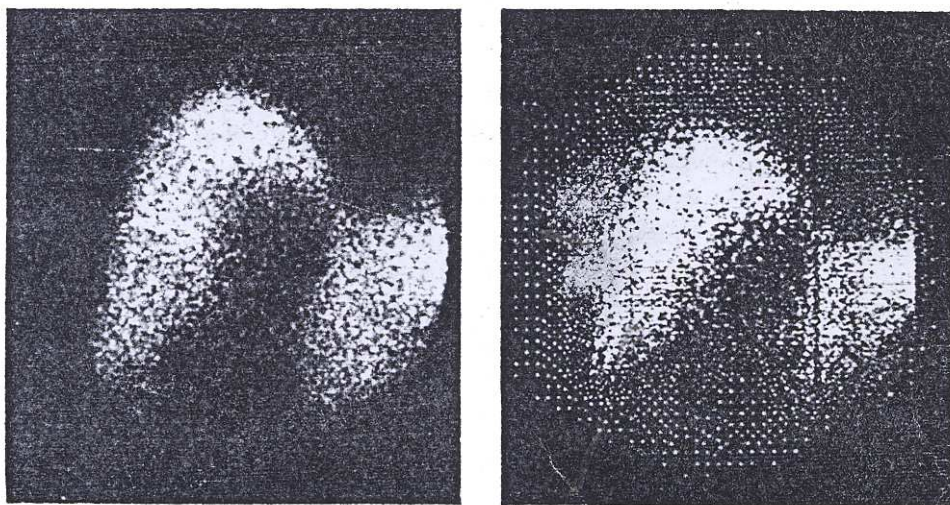
სურათ 1.5.4-ზე ნაჩვენებია ასეთი გამოსახულების ფორმირების სისტემის გამარტივებული საპირისპირო ჭრილი. დეტექტორის როლში გვევლინება ერთი იოდ-ნატრიუმის კრისტალი, 30-40 სმ დიამეტრითა და 1.2 სმ სისქით. ამ დეტექტორზე ერთდროულადაა მიმართული რამდენიმე ფ.ე.გ. ისინი მოთავსებულია დეტექტორის უკანა ნაწილში, ჰექსოგონალურ ანაწყოში. თუ გამა-სხივი აღწევს იოდნატრიუმის კრისტალს, მაშინ წარმოქმნილი

ლუმინესცენცია სხვადასხვა მიმართულებით გადის. ასე რომ ყოველი ფ.ე.გ. აღიქვამს საერთო ნაკადის მხოლოდ ნაწილს. ნაკადის ეს ნაწილი დამოკიდებულია გამა-სხივის შეღწევის საწყის წერტილთან ფ.ე.გ.-ს სიახლოვეზე.

გამა-კამერის მუშაობა დაფუძნებულია მთლიანი სხივის წილზე, რომელიც ფ.ე.გ.-ს ნაკრებმა დააფიქსირა და რომელიც საზღვრავს გამა-სხივის საწყისი შესასვლელი წერტილის პოზიციას. ძაბვა, რომელიც შეესაბამება გამა-სხივის X-Y კოორდინატს აღდგება რამდენიმე ფ.ე.გ.-ის სიგნალებიდან თანამედროვე ანალოგური ელექტრონული სქემის საშუალებით. ამ სქემაში გამოიყენება ოპერაციული მაძლიერებლები, რომელთა გაზრდა შეესაბამება ნაკრებში ფ.ე.გ.-ს პოზიციას. განსაზღვრებით იოდნატრიუმის დეტექტორის ცენტრი მდებარეობს $X=0$ და $Y=0$ პოზიციაზე.

ხდომილობებს (სცინტილაციური ე.წ. "ვსპიშკა") რომლებიც აკმაყოფილებენ ენერგეტიკული ამოცანების პირობებს, აღნიშნავენ ოსცილოგრაფით და გადააქვთ ფირზე, სადაც ყალიბდება გამოსახულება. ალტერნატიურად სიგნალები შეიძლება ციფრულად დამუშავდეს, რომლის შემდეგ X-Y კოორდინატები გამოიყენება კომპიუტერული მისამართის გასაგებად, სცინტილაციური ე.წ. "ვსპიშკის" კოორდინატის შესაბამისად. ციფრული გამოსახულება იქმნება კომპიუტერულ მისამართში მნიშვნელობების გადიდებით.

1.5.5 სურათზე ნაჩვენებია გამა-გამოსხივება, რომლებიც მიღებულია ამ ორი მეთოდით.

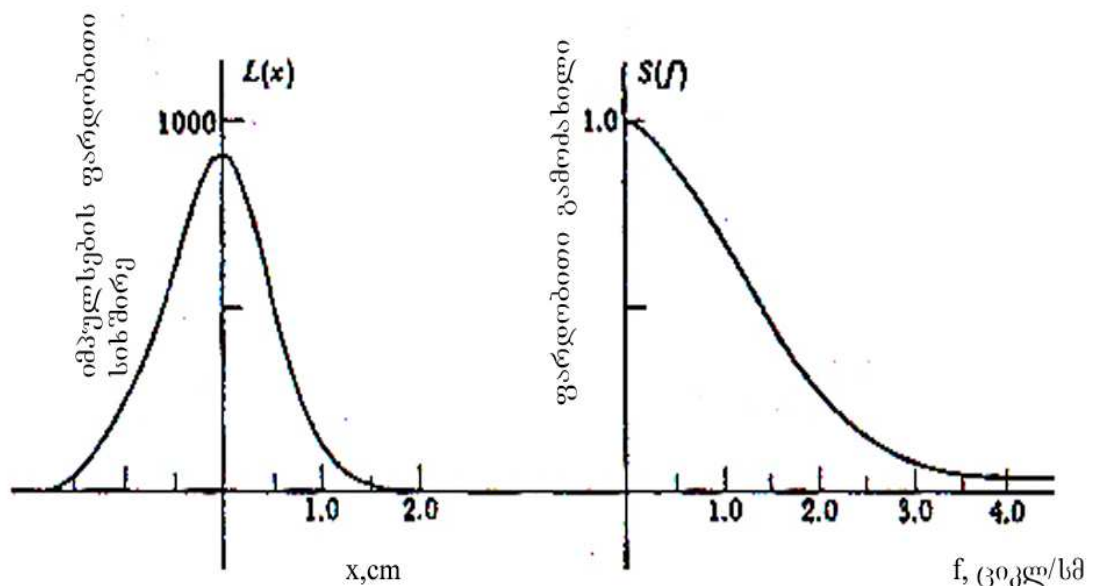


სურ. 1.5.5

პაციენტის ღვიძლის მარჯვენა ნაწილის გამა-გამოსახულება, წინხედი. მონიშნული რადიოაქტიური ტენეციუსის კოლოიდი გადაადგილდა სისხლსადინარიდან ღვიძლის ნორმალურ ქსოვილში. მარცხნივ: ჩვეულებრივი ანალოგური გამოსახულება. მარჯვნივ: იმავე ობიექტის გამოსახულება, ციფრული დამუშავების შემდეგ.

მართკუთხა სკანერთან შედარებით გამა-კამერის მთავარ უპირატესობას, რადიოაქტიურობის ცვლილების განსაზღვრის შესაძლებლობა წარმოადგენს. გამა-კამერებს, რომლებიც მიერთებულია კომპიუტერულ სისტემებთან, შეუძლიათ მონაცემების მიღება წამში 30-კადრის სისწრაფით. ფაქტიურად სიჩქარე იქნებოდა მეტი რომ არა უსაფრთხოების სისტემა, რომელიც იცავს ადამიანს დასხივებისაგან.

ასე რომ რადიოლოგიურ გამოსახულებას აქვს ტიპური გარჩევისუნარიანობა დაახლოებით გამოსახულების ზომის 1%, რომელიც მიღებულია მხოლოდ 10^5-10^6 ფოტონით. ისინი მარტივია რაოდენობრივი ანალიზისათვის და გარკვევით გამოსახავენ გამოსახულების აგების მთავარ პრინციპებს,



სურ. 15.6

გამა-კამერის სივრცით-წრფივი ფუნქციის გამოძახილი, $L(x)$ კომპიუტერული მართვით და შესაბამისი მოდულაციური გადამცემი ფუნქცია $S(f)$.

1.5.6 სურათი გვიჩვენებს გამოსახულების მახასიათებლებს, რომელიც იქნა მიღებული გამა-კამერით რადიოაქტიურობის წრფივი წყაროდან. წრფივი სივრცითი $L(x)$ გამოდახილი იქნა მიღებული ციფრული გამოსახულების თითო-თითო ზომის რადიოლოგურ კომპიუტერში დაჯამებით. ამ ფუნქციაზე შეასრულეს ფურიეს გარდაქმნა და მიიღეს მოდულაციური გადამცემი ფუნქცია.

12.2 სურათი ადიდებს შეფარდებას გამოსახულების ხარისხსა და ფოტონების რიცხვს შორის. მასზე ნახვენებია „ფარისებრი ჯირკვალის ფანტომი“-ს გამოსახულება, საშუალო ზომის გამჭვირვალე ტურტელი, რომელიც რადიოაქტიური მასალებით შევსებისას უზრუნველყოფს რადიონუკლიდების განაწილებას. ფორმით გვაგონებს ადამიანის მონიშნულ ფარისებრ ჯირკვალს. გარჩევისუნარიანობის დემონსტრირება ხდება საჩვენებელი ნიმუშის ღრეხოს საშუალებით. ყოველი ფანტომური გამოსახულება წარმოდგენილია გაორმაგებული ფოტონების რიცხვით.

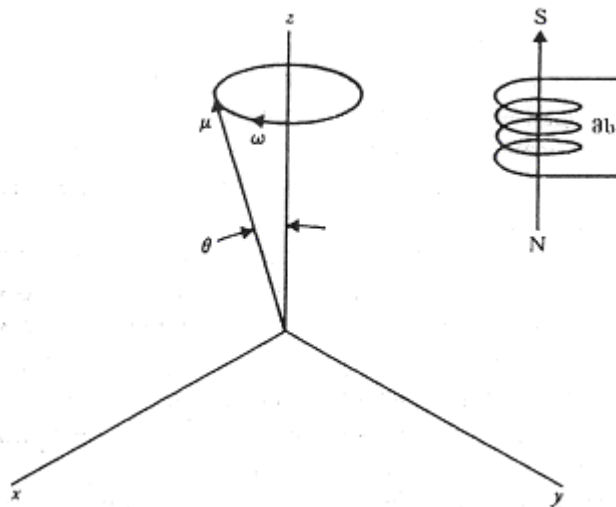
1.6 ვიზუალიზაცია მაგნიტური რეზონანსის მეთოდით

მბრუნავ დამუხტულ ნაწილაკს გააჩნია მაგნიტური მომენტი. ასეთი ნაწილაკი ცდილობს თავისი დერძი, შიდა მაგნიტურ ველში მიმართოს მაგნიტური ინდუქციის ვექტორის პარალელურად. დამუხტული ნაწილაკისათვის ჩვეულებრივი იქნებოდა საკუთარი პოზიციონირება **N**-დან **S**-კენ, სადაც **N**- მისი ჩრდილო პოლუსია, ხოლო **S**- შიდა ვეილს სამხრეთ პოლუსი. თუმცა ნაწილაკები შეიძლება ორიენტირებულნი იყვნენ **N**-დან **S**-მდე. ამასთან უნიშვნელო აღშფოთებას მიყვავართ შემობრუნებისაკენ და ხდება გადასვლა დაბალ ენერგეტიკულ მდგომარეობაში **N-S**, ამას თან სდევს ენერგიის დაბრუნება სისტემისათვის. ეს **N-N** მდგომარეობა სავსეა ენერგიით და შეესაბამება იონიზირებულ მდგომარეობას.

ნებისმიერ დროს ფიზიკურ სხეულში არსებობს დამუხტული ნაწილაკები, ნორმალურ მდგომარეობაში, უძრაობის და აღზნებულ მდგომარეობაში ამ ორ მდგომარეობას ეწოდება მდგომარეობა პარალელური და არაპარალელური სპინით. აღზნებული ნაწილაკებისა და უძრაობის მდგომარეობაში მყოფი ნაწილაკების დამოკიდებულება განისაზღვრება ენერგიის სხვაობითა და ტემპერატურით. კვანტური ენერგიის სხვაობა არის $E=hV$, სადაც, h - მუდმივი პლანკის და V -სიხშირე. ნორმალური ნაწილაკების

შეფარდება ადგზნებულ ნაწილაკებთან ტოლია $Nn/Ne=e^{hv/kT}$ სადაც K -ბოლცმანის კონსტანტაა და T -ტემპერატურა. პროცესიული სიხშირე შეიძლება ვიპოვოთ ლარმონის ფორმულით $W=yB$. სადაც W -არის პრეცესის კუთრი სიხშირე, B -მაგნიტური ველი, y -ნაწილაკის დახასიათება, რომელსაც პირომაგნიტური დამოკიდებულება ეწოდება. რეზონანსი ანუ ენერგიის შთანთქმა, მაშინ ხდება, როდესაც დასხივების სიხშირე ტოლია ლარმონის სიხშირის. ასეთ გამოსხივებას ნაწილაკები ადგზნებულ მდგომარეობაში გადაჰყავს.

რამდენადაც განხილული ნაწილაკები არსებობენ სამგანზომილებიან სივრცეში, დაუშვათ, რომ შიდა მაგნიტური ველი განლაგებულია Z – ღერძის მიხედვით. პრეცესია მიმდინარეობს ამავე ღერძის ირგვლივ. თუ ამ სისტემისკენ მივმართავთ მაღალსიხშირიან ელექტრომაგნიტურ იმპულსეს (მს). ლარმონის სიხშირით, ხდება ნაწილაკების მიერ ენერგიის აბსორბირება, ამასთან მათი პრეცესის ღერძები შემობრუნდება ამ ღერძებს შემობრუნება შეუძლიათ 90^0 –იანი, ან 180^0 -იანი კუთხით.



სურ.6.6.1.

იმის გამო, რომ მაღალსიხშირიანი ენერგია და იმპულსის სიდიდე განსაზღვრავენ კუთხურ გადაადგილებას შესაბამის იმპულსებს უწოდებენ, 90^0 ან 180^0 მ.ს. იმპულსებს. იმპულსის მიწოდების შემდეგ ნაწილაკები უბრუნდება წონასწორების მდგომარეობას სიჩქარით, რომელიც განსაზღვრულია სითბური

კავშირით გისოსთან და მაგნიტური ენერჯის გაცვლით აღზნებულ და არააგზნებულ ნაწილაკებს შორის. არსებობს ენერგეტიკული დაშლის ორი სახეობა; „სპინ-გისოსის დაშლა“ (დროის კონსტანტით T_1) და „სპინით-სპინის დაშლა“ (დროის კონსტანტით T_2) ეს კონსტანტები საკმაოდ დიდია (რამოდენიმე მილიწამიდან რამოდენიმე წამამდე) და დამოკიდებულია ნაწილაკების ტიპზე. T_1 და T_2 შეიძლება განსაზღვროთ დროის ცვლილებით მ.ს. იმპულსებს შორის მათი სიმძლავრე ასევე მიმდები კოჭების ადგილმდებარეობას ცვლილებით. (რომელიც შეესაბამება ბრუნს 90^0 -ზე ან 180^0 -ზე)

პაციენტის ღერძს უწოდოთ Y ღერძი. პაციენტი თავსდება მუდმივ მაგნიტურ ველში (ღერძი Z) შემდეგ ველი აღიგზნება ღერძის Y გასწვრივ მცირე გრადიენტის პროდუცირებისათვის. ამასთან წინაწარ განსაზღვრული მნიშვნელობის მაგნიტური ველი ყენდება თხელი ჭრილობის საზღვრებში. (ველის გრადიენტის გამო მისი მნიშვნელობა ამ ჭრილის ზემოთ და ქვემოთ იქნება განთავსებული) სწორედ ეს მონაკვეთი არის კვლევის ობიექტი. ამისათვის მ.ს. კოჭას ირგვლივ განლაგებული მაღალსიხშირული ელექტრომაგნიტური იმპულსის ინდუქციური კოჭები პულსირებენ სისშირეზე, რომელიც შეესაბამება გარკვეული ნაწილაკების ღერძობის სისშირეს. აქტიურდება, მხოლოდ ნაწილაკები ზემოთ მითითებული ჭრილის განსაზღვრულ არეში. მ.ს. –კოჭების მუშაობის შედეგად, მაგნიტური ველი სწრაფად ვრცელდება პაციენტის განივად X ღერძის გასწვრივ. ამასთან დაშლის რედაქტიური სისშირე იცვლება ამ ღერძის გასწვრივ, როგორც მაგნიტური ველის ფუნქცია. ამორჩევითი რადიომიმდები გამოჰყოფს სიგნალს ისე, თითქოს ისინი გაშლის სტრიქონია, გრადიენტების ორივე ველის ორთოგონალურად. უფრო სრულყოფილი მიმდები (სპექტრის ანალიზატორი) პროდუცირებს მრავალარხიან სიგნალებს, როგორც ფუნქციას და მიწოდების კომპიუტერს.

როგორც ცნობილია მაგნიტური ველი დენის კოჭების დახმარებით მიიღება. ეს კოჭები ფლობენ ინდუქციას, რომელიც ეწინააღმდეგება მათ მიერ შექმნილ მაგნიტურ ველში ნებისმიერ ცვლილებას.

პაციენტის საკანში ველის შესაცვლელად შეიმუშავეს ორიგინალური მეთოდი შუნტების სახით. მათი მუშაობა მექანიკური ხმაურის თანხლებით მიმდინარეობს. სისტემის შესაძლებლობა შტამბეჭდავია. ის ქმნის ღერძულ მაგნიტურ გრადიენტს ისე, რომ გააქტიუროს (აღაგზნოს) მხოლოდ ერთი

ჭრილი, შემდეგ ქმნის მაგნიტურ გრადიენტს X ღერძის გასწვრივ, მიმდების აწეობას ახორციელებს ჭრილის მიხედვით, აბრუნებს გრადიენტულ ველს, დამატებითი სტრიქონების ნაკრების სკანირებისათვის, ამუშავებს სიგნალებს სპექტროანალიზატორში. გარდა ამისა სისტემა იმეორებს პროცესს მრავალჯერ, რომ დასწიოს დაბრკოლებების რაოდენობა.

მბრუნავი მაგნიტური ნაწილაკების როლი, შეიძლება შეასრულოს ცალკეულმა ან შერეულმა ელექტროდებმა. გარდა ამისა ასეთი ნაწილაკები შეიძლება იყოს ატომი, ბირთვი (განსაკუთრებით როგორცაა პროტონი) აქტიური და არააქტიური ნაწილაკების რიცხვის დამოკიდებულება ბირთვი, აგრეთვე სხვა თვისებები სპეციფიკური ბირთვისა. განსაზღვრავენ ბირთვულ-მაგნიტურ რეზონანსის მეთოდის მგრძობელობას (ბ.მ.რ. მგრძობელობა). ამ პარამეტრის მიხედვით შეიძლება ვიმსჯელოთ სასრგებლო ინფორმაციის მიღების ხელმისაწვდემობაზე ცხრილ 6.6.1-ში მოცემულია ბ.მ.რ. სიხშირეების გავრცელებული ბიოლოგიური ელემენტები.

ცხრილი 6.6.1. ბ.მ.რ. სიხშირეების მეტად ბიოლოგიური ელემენტები;

ელემენტები	მასა სხეული %	იზოტოპი	მგრძობელობა	ბ.მ.რ. სიხშირე
წყალბადი	10	¹ H	1.0	42.57
ნახშირბადი	18	¹³ C	1.6x10 ²	10.70
აზოტი	3.4	¹⁴ N	1.0x10 ⁻³	3.08
ნატრიუმი	0.18	²¹ Na	9.3x10 ⁻²	11.26
ფოსფორი	1.2	³¹ P	6.6x10 ⁻²	17.24

თითოეული ამ ელემენტის ბირთვული მაგნიტური რეზონანსის ეფექტი შეიძლება გაიზომოს, თუ ნიმუშები მოთავსებულია აპარატში ერთგვაროვანი მაგნიტური ველით, ცვალებადი სიხშირით, რომ მივიღოთ პაციენტის განივი ჭრილის გამოსახულება, იყენებენ მაგნიტური ველის გრადიენტს მაგ; თუ მაგნიტური ველი იცვლება დაახლოებით 1.0T, მაშინ სიხშირე წყალბადისა ვარირებს ნიშნულთან 42-57 მჰ.ც. ქსოვილის დიდი კვეთის შემთხვევაში წყალბადი სხვადასხვა სიმკვრივეშია, ამიტომ მიმდები აფიქსირებს არა მარტო ერთ სიხშირეს, არამედ რეზონანსული სიხშირით მთელ ზოლს. ამ

სისშირების ამპლიტუდის განმსაზღვრელად იყენებ ფურიე ანალიზს. ეს სრულდება შემობრუნებული პროექციით (ისევე როგორც კომპიუტერულ ტომოგრაფიაში) კ.ტ. –საგან განსხვავებით მ.ს.-სკანერი არ უნდა ბრუნავდეს პაციენტის ირგვლივ, საკმარისია, რომ ოდნავ შეიცვალოს მაგნიტური გრადიენტის მიმართულება, შემდგომი ციკლის განმეორებით, რომ მივიღოთ მორიგი უკუ პროექცია, უკუ პროექციის სიგნალებს კომპიუტერი აანალიზებს. ჭრილის სისქე მოჩანს ველის შეზღუდვით მ.ს. ანტენით გადაცემული და დაბრუნებული სიგნალებისა. თუ ბ.მ.რ. სიგნალები გამოიყენება გამოსახულების მისაღებად, მოცემულ მელოდიკას მაგნიტურ-რეზონანსული ინტროსკოპია (მ.რ.ნ.) ანუ მაგნიტურ-რეზონანსული ტომოგრაფია (მ.რ.ტ.) ეწოდება.

კ.ტ.-საგან განსხვავებით მ.რ.ტ.-ში არ გამოიყენება იონიზირებელი რადიაცია. შესაბამისად ბ.მ.რ. –ის გამოყენებისას გვერდითი მოვლენები არ აღინიშნება. ამრიგად განმეორებითი კვლევა ან ხანგრძლივობა კვლევის უვნებელია.

ბ.მ.რ.-ის აპარატში მაგნიტური ველი შეიძლება საკმაოდ ძლიერი იყოს (2.0T ან უფრო მაღალი). როდესაც საჭიროა ძლიერი ველი გამოიყენებენ მაღალგამტარიან ინდუქციურ კოჭებს. უფრო დაბალი სიძლიერის მაგნიტური ვეილს შესაქმნელად (1 E და უფრო დაბლა,) შეიძლება გამოიყენონ მუდმივი მაგნიტი ან ელექტრომაგნიტი, მარალგამტარიანობის გარეშე. უფრო დაბალი მაგნიტური ველი ნიშნავს, რომ ლარმორის სისშირე ასევე დაქვეითებულია შესაბამისად გამოსახულებაც გაუარესებულია. თუმცა ასეთ აპარატს იყენებენ დამატებითი კვლევის დროს.

პაციენტის პოზიციონირება მ.რ.ტ.-ის აპარატის ტრავერსზე იდენტურია კომპიუტერული ტომოგრაფიისა-(ანუ ერთიან მდგომარეობაში არიან პაციენტები) მ.რ.ტ.-ის ტრავერსი უფრო ღრმაა, რადგან გამოიყენება დიდი მაგნიტები, რომლებიც ვეილს ერთგვაროვნებას უზრუნველყოფს, ასევე უზრუნველყოფს რადიოსისშირების ეკრანირებას.

ბ.მ.რ.-სკანირება გრძელდება რამდენიმე წუთი სურ.12.17. აჩვენებს, რომ მ.რ.ტ.-ის სურათები ტომოგრაფიული ჭრილის მაგვარია, როდესაც კ.ტ. მეთოდით ვიღებთ. ორივე აპარატს შეუძლია გააკეტოს ჭრილი, რომ განსაზღვროს ანატომური ობიექტი ან ანომალია. უფრო და სრული ინფორმაციის მისაღებად ექიმს შეუძლია შეისწავლოს ფირები, რომლებიც კომპიუტერული ტომოგრაფიით და მ.რ.ტ.-ის მანქანებით არის მიღებული.

თავი 2

დიაგნოსტიკის რენტგენული სისტემა

2.1. შესავალი

რადიოგრაფიის დახმარებით შექმნილი იქნა ორგანიზმის შინაგანი ორგანოების პირველი სამედიცინო გამოსახულებები. რენტგენულ ფოტონებს გააჩნიათ იგივე ელექტრო - მაგნიტური ბუნება, რაც სინათლის ფოტონებს თუმცა, სინათლის ფოტონებს გააჩნიათ 2-დან 4-ე-მდე ენერჯია, ხოლო რენტგენულ ფოტონებს კი 20-დან 150 კეე-მდე ენერჯია, რაც დაახლოებით 10^4 -ჯერ მეტია. ეს მეტად მაღალი ენერჯია განაპირობებს რენტგენული ფოტონების შეღწევადობის გაძლიერებას. რენტგენული ფოტონების ნაკადს შეუძლიათ ნივთიერებათა ატომების იონიზირება (მაიონიზირებელი რადიაცია) რენტგენის სხივების მაგნე ზეგავლენა ორგანიზმისთვის, დასხივების ოდენობისა და ინტენსივობის პროპორციულია.

რენტგენული სხივები აღმოჩენილი იქნა 1895წ ვილგელმ რენტგენის მიერ, ამ აღმოჩენისთვის მან ისტორიაში პირველმა ნობელის პრემია დაიმსახურა.

ერთ რენტგენში (რ) ჰაერში იონიზაციის ხარისხი განისაზღვრება როგორც $2,58 \times 10^{-4}$ კ/კგ (კულონი კილოგრამში), თუმცა ეს განსაზღვრება არ ითვალისწინებს ტემპერატურისა და წნევის ცვალებადობის ზეგავლენას. შთანთქმული დოზის საწყისი ერთეული (რადი), განსაზღვრულია როგორც 10^{-2} ჯ/კგ სიდიდის ენერჯიის შთანთქმა. იმდენად, რამდენადაც მშრალ ჰაერში ერთი იონური წყვილის ჩამოყალიბებისათვის აუცილებელია დაახლოებით 33,7 ევ, მაშინ 1 რენტგენი (რ) ექვივალენტურია 0,87 რადისა. სხვადასხვა ენერჯიის ფოტონები სხვადასხვაგვარ ზემოქმედებას ახდენს პაციენტზე: დიდი ენერჯიის მქონე ფოტონთა კონა ქსოვილების უფრო მეტ დაზიანებას იწვევს, ვიდრე გაზომილი გამოსხივების იგივე დოზა. რათა ავსნათ სხვადასხვაგვარი ბიოლოგიური ქმედება, შთანთქმული დოზა რადებში მრავლდება ბიოლოგიური ზემოქმედების კოეფიციენტზე - დაახლოებით 1.0 დაბალენერგეტიკული დიაპაზონისათვის (150 კეე /ფოტონ-მდე) და დაახლოებით 4.0 მაღალენერგეტიკული გამოსხივებისათვის (4 მეე-მდე) ასე, რომ საბოლოოდ შთანთქმული დოზა გამოისახება რენტგენის ბიოლოგიურ ექვივალენტში. (რბე).

გამოსხივების გაზომვის თანამედროვე ერთეული, რადის ნაცვლად არის გრეი (Gy=გრ), რომელიც განისაზღვრება მშრალ ჰაერში როგორც 1ჯ/კგ.

ექსპოზიციის თანამედროვე გაზომვის ერთეულია ზივერტი ($Sv=ზვ$) ტოლია გამოსხივების რაოდენობა (გრ) გამრავლებული ბიოლოგიური ზემოქმედების კოეფიციენტზე. ორივე ერთეული 100 - ჯერ მეტია, ვიდრე მათი წინამორბედი ექვივალენტები – რადი და ბერი.

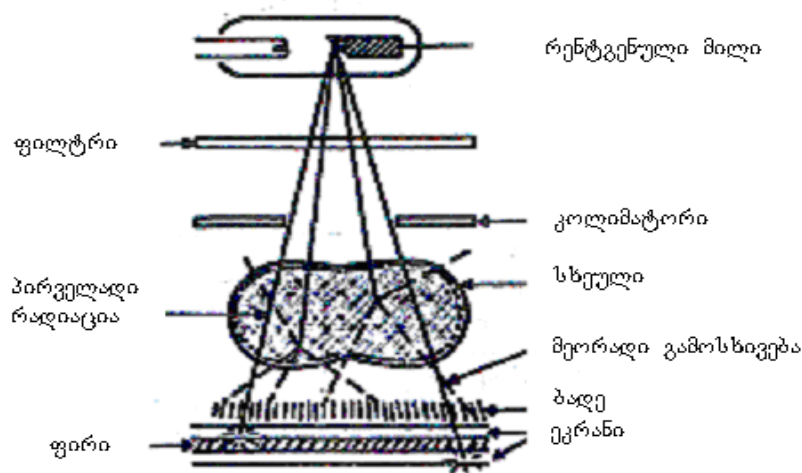
ჩვენ ვცხოვრობთ ფონური რადიაციის სამყაროში, კოსმოსური გამოსხივების და დედამიწის ბუნებრივი რადიოაქტიური გამოსხივების სამყაროში, რომელიც გამოწვეულია მძიმე ელემენტების დაშლით. ამ დაშლის პროდუქტს—რადონს შეუძლია გააღწიოს ქვის ნაკეთობებში და შეიჭრას ჩვენი სახლების ქვედა სართულებში. რადონის დაშლის პროდუქტებს შეუძლიათ შთანთქონ მტვრის ნაწილაკები და კვამლი. სამედიცინო და სტომატოლოგიური რენტგენული დანადგარების გამოსხივებას შეუძლია ზემოქმედება იქონიოს ფონურ რადიაციაზე, როგორც ქლორი წყალში, ასევე ძალიან მცირე რაოდენობით გამოსხივება არ არის მავნე, მეტიც ასეთი გამოსხივება შესაძლოა იყოს სასარგებლოც (მზეზე გარუჯვა). დიდი დოზით რადიაციას შეუძლია დააზიანოს ქსოვილები, რასაც იყენებენ ავთვისებიანი სიმსივნის არჩევითი განადგურების დროს.

ბუნებრივი ფონური რადიაცია მერყეობს 5×10^{-3} დან 2×10^{-2} ზვ/წელიწ. პლანეტაზე არის რაიონები, სადაც ბუნებრივი ფონი მეტია 10-ჯერ. თუმცა სტატისტიკური მატება სიმსივნით გარდაცვლილთა სიაში არ აღინიშნება. გამოსხივების პირობებში მომუშავე პირთათვის უსაფრთხო დოზა პროფესიული გამოსხივებისა შეზღუდულია და შეადგენს 5×10^{-2} ზვ/წელიწადში. ჩვეულებრივ მოქალაქეთათვის ეს ზღვარი შეადგენს 5×10^{-3} ზვ/წელიწადს, რაც ფონურ დონეზე ოდნავ მეტია. მაშინ, როცა მაიონიზირებელი რადიაცია აზიანებს ქსოვილებს, ფონური ექსპოზიციის ნელი სიჩქარე ორგანიზმს აღდგენის საშუალებას აძლევს. ერთჯერადი გამოსხივება სიდიდით 6 ზვ/წელიწად. წარმოადგენს საშუალო სასიკვდილო დოზას (ს.ს.დ.) ეს კი ნიშნავს, რომ ადამიანთა ნახევარი, ვინც მიიღებს ასეთ დოზას, მოკვდება 1 თვის განმავლობაში. ასევე 10 ზვ/წ ეს არის დოზა რომელსაც ადამიანი მთელი ცხოვრების მანძილზე იღებს და არის სავესებით უსაფრთხო. მაიონიზირებელი რადიაციის შედეგების მიმართ ყველა ქსოვილი არ არის ერთნაირად მგრძობიარე. განსაკუთრებით მგრძობიარეა ნაყოფი (ჩანასახი), ასევე თვალის ბროლი, ძვლის ტვინი, სარძევე ჯირკვლები და ფილტვის ქსოვილი. რადიაციის დამაზიანებელი ზემოქმედების

გათვალისწინებით იქნა შემუშავებული რენტგენოგრაფები მინიმალური ექსპოზიციები პრინციპით „გონივრული მინიმუმი“.

2.2. რენტგენული სხივების ბენერაცია

ჩვეულებრივი რენტგენული სისტემა შედგება მაღალი ძაბვის გენერატორის, რენტგენული მილის, კოლიმატორის, ობიექტის (ანუ პაციენტის) გამაძლიერებელი ეკრანის და ფოტოფირისაგან (სურ.2.1.1) უბრალო რენტგენულ გენერატორს აქვს სინათლის კვების შემწყვეტი, რეგულირებადი ავტოტრანსფორმატორი, ექსპოზიმეტრი და კონტაქტორი, ამწვევი ტრანსფორმატორი და გამმართველი.



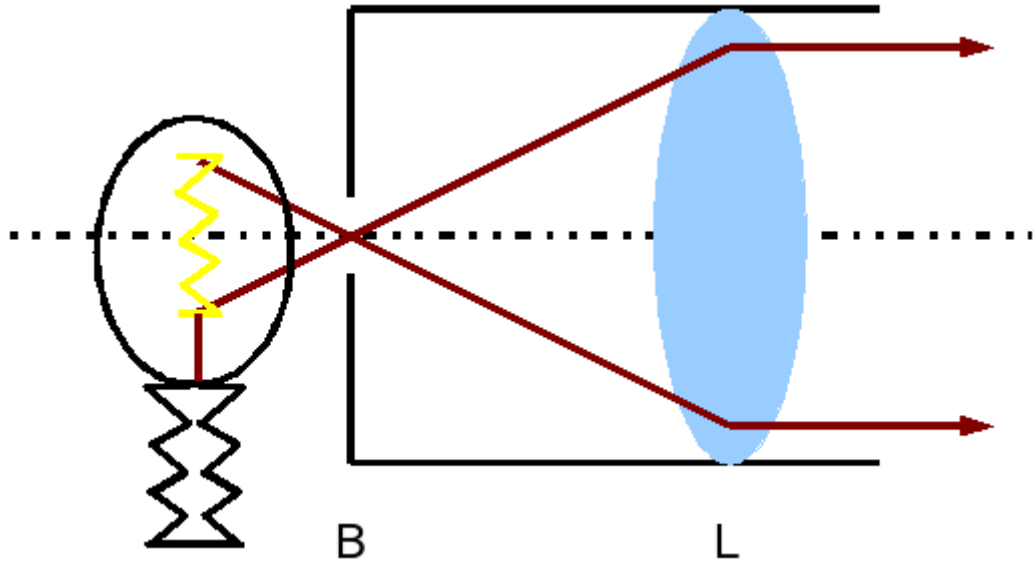
სურ. 2.2.1

რენტგენული მილი გამოიმუშავებს სხივებს, რომელიც შეზღუდულია აპარატურით კოლიმატორში. ალუმინის ფილტრი აკავებს დაბალ ენერგეტიკულ რენტგენულ სხივებს, რომლებიც სხეულში არ გაივლიან. გაფანტულ მეორად გამოსხივებას აკავებს ბადე, ხოლო პირველადი გამოსხივება ბომბავს ლუმინოფორულ ეკრანს. ინდუცირებული სინათლე მოქმედებს ფოტოფირზე.

კოლიმატორი (კოლიმიო - ლათინური სიტყვიდან - მივმართავ პირდაპირი ხაზით) - ეს არის მოწყობილობა, რომელიც იძლევა საშუალებას მივიღოთ პარალელურ სხივთა კონა ან მაიონიზირებელი გამოსხივება.

ოპტიკური კოლიმატორი (სურ. 2.2.2, 2.2.3) შედგება ობიექტივის ან ჩაზნექილი სარკისაგან, რომლის ფოკალურ სიბრტყეში თავსდება

განათებული საგანი. ყველაზე ხშირად ასეთ საგანს წარმოადგენს გაუმჭვირვალე დიაფრაგმა, მაგ. მუდმივი ან ცვლადი სიგანის მქონე წვრილი ჭვრიტე. ობიექტივის და საგნის ფარდობითი განლაგება ფიქსირდება მათი კორპუსში დამაგრებით (ჩვეულებრივ მილისმსგავსი ფორმა). კორპუსის შიგა დამუჭებული კედლები შთანთქავენ სხივებს, რომელთა მიმართულება არ ემთხვევა მოთხოვნილ მიმართულებას.



სურ.2.2.2

სხივების პარალელურობა, რომლებიც გამოდიან კოლიმატორიდან მიახლოებითია, რადგან სხივები, რომლებიც გამოსხივდება საგნის ერთი წერტილიდან, არ შეიძლება იყოს ზუსტად პარალელური ერთმანეთის მიმართ (სურ. 2.2.3 ნაწილაკების კოლიმატორი (უმარტივესი)), ობიექტივის დიფრაქციის და აბერაციის გამო. საგნის ზომების სასრულობა განაპირობებს სხივების კონის დაცილებას ერთმანეთისაგან, რომლებიც გამოდიან მისი სხვადასხვა წერტილიდან.



სურ.2.2.3

სამედიცინო რენტგენული აპარატები მუშაობენ 80 კვ ძაბვაზე (ამპლიტუდური მნიშვნელობა), მოიხმარენ 300 მა დენს, ექსპოზიციის ხანგრძლივობა 0,1 წმ. გამოსხივების სიმძლავრე აღწევს 100 კვტ-ს.

რენტგენული მილაკი არის თერმოელექტრონული დიოდი. რენტგენული მილაკის ემისიური დენის დონე რამდენადმე დაბალია დონეზე, რომელიც განისაზღვრება რიჩარდსონ - დუშმანის ტოლობით:

$$J_1 = AT^2 e^{-u/kT} \quad (2.2.1)$$

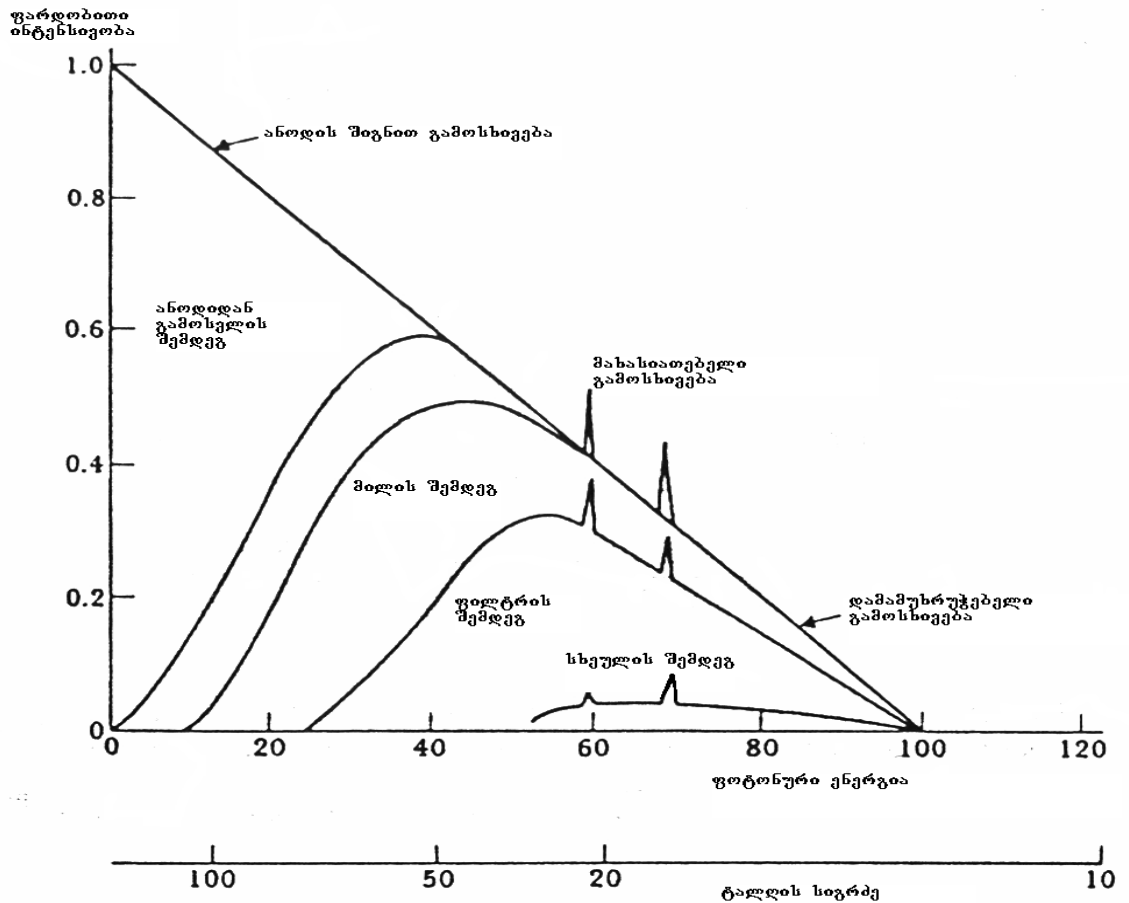
ასევე ლენგმიურის ტოლობით:

$$J_2 = BV^{3/2} \quad (2.2.2)$$

სადაც J - დენის სიმკვრივეა, T - არხის ვარვარების ძაფის ტემპერატურა, u - არხის გამოსასვლელი ვარვარების ძაფის მუშაობა, k - ბოლცმანის კონსტანტა, A და B კონსტანტებია, განისაზღვრება ჩვეულებრივ ექსპერიმენტებით, V - ანოდურ-კათოდური ძაბვა. იმის გამო, რომ ვარვარების ძაფი ცივდება გამოსხივებით, ვარვარების ძაფის სიმძლავრე უტოლდება სითბოს რადიაციულ გაფანტვას.

$$\sigma T^4 = I^2 R \quad (2.2.3)$$

სადაც σ - სტეფან-ბოლცმანის მუდმივაა, I და R - დენის ძალა და ვარვარების ძაფის წინაღობაა. ამდენად ელ.სხივის დენი იმართება არხის ვარვარების ძაფის დენით, ანოდური დენის უკუკავშირით მისი სტაბილიზაციისათვის. ამასთან ანოდური დენის გრადაცია, რომელიც საჭიროა გამოკვლევის სხვადასხვა რეჟიმისათვის, მხოლოდ რამდენიმე დონითაა მეტი, ვიდრე ვარვარების ძაფის დენით მართული ანოდური დენის სტაბილიზაციის სიზუსტე.



სურ. 2.24

რენტგენული გამოსხივების სპექტრი. ყველაზე დაბალი ენერგეტიკული რენტგენული სხივები შთაინთქმება ანოდური მეტალით და მილის მინის ზედაპირით. შემდგომ ალუმინირებული ფილტრი აჩერებს დაბალ ენერგეტიკულ რენტგენულ სხივებს, რომლებიც სხეულში არ გადის და მხოლოდ უშედეგოდ ზრდიან გამოსხივების დოზას. მხოლოდ შედარებით მაღალ ენერგეტიკულ რენტგენულ სხივებს შეუძლიათ შეაღწიონ სხეულის გავლით და დაამუქონ ფირი (ანუ მოახდინონ გამოსახულების ფორმირება). ფოტონის საშუალო ენერჯია იზრდება ფილტრიდან ფილტრამდე (მრუდები ერთდებიან მარჯვნივ).

კონის ელექტრონები ეცემიან ანოდს და იწვევენ რენტგენულ გამოსხივებას ორი მექანიზმის საშუალებით. პირველ რიგში ეს არის – სამუხრუჭე გამოსხივება, რომელიც გამოიწვევება ანოდის ატომთა დადებითად დამუხტული ბირთვების ელექტრონების შენელების მეშვეობით. მეორე მექანიზმს წარმოადგენს – მახასიათებელი გამოსხივება, რომელიც

წარმოიქმნება რადგან ბომბარდირებული ელექტრონები ირჩევენ თავის თანამოძმეებს დაბალი ატომური ორბიტებიდან, ამის შემდეგ მასში “ყვინთავენ” ელექტრონები ზემო გარსიდან ქვანტი გამოსხივების გამოყოფით. იმის გამო რომ შეკავება პროპორციულია ბირთვის პროტონების სიმკვრივისა, რომელიც თავის მხრივ პროპორციულია Z ანოდური მასალის ატომთა რიცხვისა, რენტგენული დანადგარის ეფექტურობა პროპორციულია ZV სიდიდის. რადგან დასხივებული ფოტონების ენერგია იქნება პროპორციული V -სი, მაშინ გამოსხივების სრული ენერგია იქნება პროპორციული ZV^2 .

სურ.2.2.4-ზე მოცემულია რენტგენის სხივების (ფოტონების) “ბედი”, რომლებიც გენერირდება რენტგენის მილში ფიქსირებული ანოდური ძაბვის V -ს პირობებში. ამ ფოტონებს აქვთ სხვადასხვა ენერგია. მკვრივ ნივთიერებაში რენტგენის სხივების განვლადობა პროპორციულია E^2 -ის, სადაც E - არის რენტგენის ფოტონების ენერგია. ასე, რომ დაბალი ენერგიის ფოტონებს აქვთ მცირე შანსი გაიარონ ანოდში ან მინისებური მილის გარსში. 100 კეე ენერგიის ელექტრონებისათვის რომლებიც ეხლებიან ვოლფრამულ ანოდს და k გარსიდან ელექტრონებს გამოდევნიან, რენტგენული ფოტონების გაშვების სპექტრს ორი მახასიათებელი პიკი გააჩნია 58 და 68 კეე. ამასთან 68 კეე წარმოადგენს გამოშვებული ელექტრონების ენერგიას, რომელიც მდებარეობს 1-ლი გარსის ზემოთ k გარსში, ხოლო 58 კეე შეესაბამება 1-ლი გარსის ელექტრონების გაცემულ ენერგიას k გარსზე ჩაშვებისას. გარდა ამისა სპექტრზე მოქმედებს, მეტალის ანოდით დაწყებული, ელექტრონების დამამუხრუჭებელი გამოსხივება და ყველა ფილტრში დაბალი ენერგიის ფოტონების შთანთქმა.

2.3 რენტგენის სხივების დახშობა

რენტგენის სხივების კონა თეთრი სინათლის მსგავსად, მოიცავს ენერგიის ფართო სპექტრს, რომელიც წარმოადგენს მრავალ ფერთა ერთობლიობას. მონოქრომატული რენტგენული ფოტონების (ანუ ტოლი ენერგიის ფოტონების) დახშობა ხდება იმავე წესით, როგორითაც ზღვის წყალში ახშობენ მონოქრომატულ სინათლეს:

$$I = I_0 e^{-\mu x} \tag{2.3.1}$$

აქ I – კონის საბოლოო ინტენსივობაა, I_0 - კონის საწყისი ინტენსივობა, μ - დახშობის კოეფიციენტი, x - ჩამაქრობლის სისქე ან ქსოვილის ფენაა. დახშობის კოეფიციენტი დამოკიდებულია ფოტონების ენერგიაზე, ელემენტთა შემადგენლობასა და ქსოვილოვანი შრის სიმკვრივეზე. რენტგენოგრაფიაზე აღინიშნება სხეულის ქსოვილების, ძვლების, კუნთებისა და სითხის შემადგენლობასა და სიმკვრივეს შორის განსხვავება. რენტგენული კონის საშ. ენერგიის ერთ-ერთი შემფასებელია - ნახევრად შესუსტების შრე - ნშშ, იგი ალუმინის ფირფიტის სისქის ტოლია, რომელიც აუცილებელია კონის ინტენსივობის ორჯერ შესამცირებლად. კონის ინტენსივობის გასაზომად იყენებენ იონიზაციურ კამერას, ხოლო ალუმინის ფირფიტას დებენ რენტგენული წყაროს გვერდით. იმის გამო, რომ ალუმინის ფირფიტის სისქე არ შეიძლება შეიცვალოს უსასრულოდ, იღებენ ორ ფირფიტას, რომელთა სისქეები ყველაზე ახლოსაა ნშშ -სთან, რის შემდეგაც ითვლიან დახშობის საშუალო კოეფიციენტის მნიშვნელობას და კონის ინტენსივობის ნშშ -ს. სამედიცინო რენტგენის დანადგარის ნახევარად შთანთქმის შრე მუშაობს 80 კვ ძაბვაზე და დაახლოებით 3,0 მმ-ის (Al) ტოლია.

2.4. რენტგენის სხივების დეტექტირება

პაციენტზე მიმართული რენტგენის სხივები შთაინთქმება ან აირეკლება მეორადი გამოსხივების სახით, ამიტომ მხოლოდ მათი პირველადი გამოსხივების მცირე ნაწილი (1-4%) აღწევს დეტექტორს. უმეტეს შემთხვევაში პირველადი და მეორადი ფოტონების გარჩევისათვის, რომლებიც მიფრინავენ სხვადასხვა მიმართულებით, რენტგენული სხივების დეტექტორის წინ ათავსებენ თხელი ტყვიის ფირისაგან შემდგარ ბადეს, რომელიც წააგავს მინიატურული ზომის ფანჯრის ქაღალხს. ამ ტყვიის ფირების სიმეტრიის მოკლე დერძი მიმართულია რენტგენის მილის ფოკუსური ლაქისაკენ, ისე, რომ ფირებს შორის გაიაროს პირველადმა გამოსხივებამ, ხოლო მეორადი გამოსხივება შეფერხდეს.

ბადის გავლის შემდეგ გამოსხივება დეტექტირდება. ფირფიტა შესაძლოა გამოყენებული იქნას როგორც დეტექტორი, მაგრამ ფირფიტის დაბალი Z - ის (ატომური რიცხვი) და ემულსიის თხელი ფენის გამო, ფირფიტა ნაწილობრივ მაინც განვლადია. რენტგენული ფოტონების აღმოჩენის ალბათობის მომატებისათვის გამოიყენება მაძლიერებელი ეკრანები. ეს ეკრანები წარმოადგენენ პლასტმასის ფურცლებს, რომლებიც გაჯერებული ან დაფარულია ლუმინესცენტური ფხენილით მაღალი Z -ით (მაგალითად CaWO_4) რომლებსაც ათავსებენ ორმაგი ემულსიური შრით დაფარული ყოველი ფირფიტის ზედაპირის პირისპირ. რენტგენოგრაფიის მეთოდების მაძლიერებელი ეკრანით გამოყენება ზრდის მგრძობელობას და ამცირებს ექსპოზიციას 20-100-ჯერ იმის მიხედვით, თუ რომელ ეკრანს გამოვიყენებთ. ორ ნახევარი სისქის ეკრანს გააჩნიათ უფრო მაღალი გარჩევისუნარიანობა, ვიდრე ერთ სქელ ეკრანს.

როგორც ცნობილია, არსებობს რენტგენის ქვანტის რიცხვის მინიმალური მნიშვნელობა, რომელიც საჭიროა მოცემული გარჩევისუნარიანობისას გამოსახულების მისაღებად. ამოცანა მდგომარეობს დეტექტორის არჩევაში, რომელსაც გააჩნია საჭირო გარჩევისუნარიანობა.

კვადრატულ მილიმეტრში აღმოჩენილი ფოტონების რაოდენობა N , აუცილებელია რომ მხოლოდ დავინახოთ d ზომისა და C კონტრასტის თხელი ობიექტი. ფოტონების რაოდენობა გამოითვლება ფორმულით:

$$N = A \left[\frac{7.2}{d(C - 0.05)} \right]^2 \quad (2.4.1)$$

სადაც A ველის ფართობია. ჩვენ ვვარაუდობთ რომ ტიპიური დასხივების 1 რ (რენტგენი), დაახლოებით ექვივალენტურია 3×10^8 ფ/მმ²-ის, სადაც ფ/მმ²-სქელ ფენაში რენტგენული კონის ფილტრაციამდე, კვადრატულ მილიმეტრზე რენტგენული ფოტონების რაოდენობაა. მაშინ გამოსხივება რომელიც საჭიროა გამოსახულების მისაღებად, გამოითვლება შემდეგი ფორმულით:

$$\text{სბბ/კადრი} = \frac{2 \times 10^{-7}}{(\text{ღქმ})(\text{რბ})d^2(C - 0.05)} \quad (2.4.2)$$

სადაც ღქმ – დეტექტორების ქვანტური მგრძობელობა (რენტგენ - ფოტონების აღმოსაჩენად) და რბ – რენტგენოგამჭვირვალებობა (რენტგენ-ფოტონების საშუალო წილი, რომლებიც გამოდიან ობიექტიდან ან პაციენტიდან, გამოსახულების ფორმირების მიზნით) ამ ფორმულით შეფასებული რენტგენული ექსპოზიციის დაბალი მაჩვენებლისას მიღებული გამოსახულება უხარისხოა, ხოლო მაღალი მაჩვენებლის შემთხვევაში მუშაობისას მიიღება მეტად ხარისხიანი გამოსახულება – პაციენტის ზედმეტად დასხივების ხარჯზე.

„რენტგენის სურათი-ეკრანი“ კომბინაციის შერჩევას, უნდა ავირჩიოთ ის ეკრანი, რომელიც მოგვცემს აუცილებელ გარჩევისუნარიანობას და ის ფირი, რომელსაც აქვს შესაბამისი სიმკვრივე, რათა მივიღოთ სასურველი დოზის დასხივება. თუ არჩეული ფირი მეტად მგრძობიარეა, ის აღწევს მაქსიმალურ სიმკვრივეს უფრო ადრე, ვიდრე მასში გაივლის ფოტონთა საჭირო რაოდენობა (“გამუდგანდება”). ასეთ ფირზე სწორი ექსპოზიციის დროსაც კი გამოსახულება არ მიიღება ხარვეზების გარეშე. უკეთესია ავირჩიოთ უფრო დაბალი მგრძობელობის ფირი, რომელიც საშუალებას გვაძლევს დასხივების დოზა გავზარდოთ. მაშინ სტატისტიკური მოთხოვნები იზრდება, ხოლო ფირის ხმაური დაბალი რჩება სწორი შეკავებისას.

მეტად მგრძობიარე ეკრანები უფრო სქელია, ვიდრე ნაკლებმგრძობიარე. ეკრანის სისქე მერყეობს, 300-მმ-დან და ზევით მაღალი მგრძობელობის და დაბალი გარჩევისუნარიანობის ეკრანებისათვის და 70-მმ-მდე მაღალი გარჩევისუნარიანობის დეტალიზირებული ეკრანებისათვის.

დეტალიზირებული ეკრანებისა და მაღალიგარჩევისუნარიანობის ფირის გამოყენებას, დაბალი გარჩევისუნარიანობის ობიექტების დათვალიერებისას, მიყვარათ პაციენტის მეტისმეტ ექსპოზიციამდე. მაღალ გარჩევისუნარიანობის კომბინაცია „ეკრანი-ფირი“ აუცილებელია ზოგიერთი ფორმის

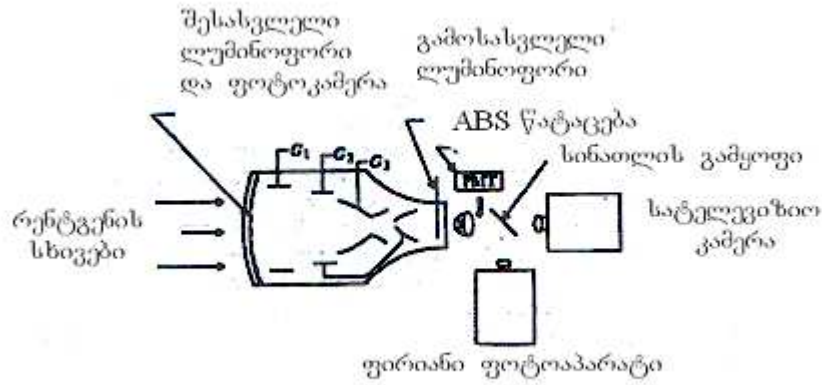
არტერიოგრაფიისათვის, რომლის დროსაც უნდა გავარჩიოთ წვრილი სისხლძარღვები, მაგრამ ის ზედმეტია, მაგალითად არამკვეთრი საზღვრების მქონე ფილტვის ფართო დაზიანების აღმოჩენის დროს. მაღალი გარჩევისუნარიანობა არ უნდა იყოს მთავარი მიზანი სამედიცინო რენტგენული სისტემის პროექტირებისას.

უფრო სქელ მაღალმგრძობიარე ეკრანს აქვს $ლქმ = 10\%$, ხოლო უფრო თხელ დეტალიზებულ ეკრანს აქვს $ლქმ < 2\%$. მამოგრაფიისათვის გამოიყენება თხელი ეკრანები, მაგრამ ამ პროცედურების შესრულება საჭიროებს კონის დაბალ ენერგიას, ამიტომ ასეთი ენერგიისას ეკრანებს აქვთ $ლქმ$ რომელიც დახლოებით უდრის $=30\%$ -ს.

ეკრანის არჩევა წარმოადგენს კომპრომისს „თხელი ეკრანი + მაღალი გარჩევისუნარიანობა + დაბალი $ლქმ$ და „თხელი ეკრანი + დაბალი გარჩევისუნარიანობა + მაღალი $ლქმ$. იოდიდი ცეზიუმის (ნატრიუმით ლეგირებული) ეკრანს აქვს უზვეულო სტრუქტურა (ბოჭკოვანი ოპტიკის მსგავსი) და შეიძლება განვათავსოთ სქელ ფენად, რომლის $ლქმ$ 50-80%-ს აღწევს, თანაც ხასიათდება მაღალი გარჩევისუნარიანობით მცირე გვერდითი შუქგაბნევით. სამწუხაროდ, ისინი წყალს აბსორბირებენ, იშლებიან ჰაერში და არ შეიძლება მათი ფირთან ერთად გამოყენება, თუმცა კარგად მუშაობენ ვაკუუმში სიმკვეთრის გაძლიერების მიზნით.

2.5. გამოსახულების მაძლიერებლები

რენტგენული გამოსახულების მაძლიერებლები გამოიყენება ფლუოროსკოპულ სისტემებში და უკვე შეცვალეს მოძველებული ეკრანები ფლუოროსკოპიისათვის. ფლუოროსკოპის ეკრანის ერთ-ერთ ნაკლს წარმოადგენდა ის, რომ რენტგენოლოგის თვალი უნდა შეჩვეოდა სიბნელეს, რომ გაერჩია სუსტად კონტრასტული ობიექტები. სხვა ნაკლოვანებები კი უკავშირდებოდა გამოსახულების ფოტოგრაფირებასთან დაკავშირებულ სიბნელებს, განსაკუთრებით როდესაც ერთდროულად ხდებოდა დათვალიერებაც და ჟურნალის შედგენა.



სურ. 2.5.1

გამოსახულების გაძლიერების მიზნით რენტგენული სხივები ბომბარდირებენ შესასვლელ ლუმინისცენტრულ ეკრანს და გენერირებენ სინათლეს. სინათლე აიძულებს ფოტოკათოდს ელექტრონები გამოყოს. ელექტრონები ჩქარდებიან 25 კვ - ძაბვაზე და ფოკუსირდებიან ელექტრული ველით. გამოსახულების ფორმირებისათვის ბომბარდირებენ გამოსასვლელ ლუმინისცენტრულ ეკრანს, რომელიც უმცირესია ზომით, მაგრამ უფრო ნათელია ვიდრე შესასვლელ ლუმინოფორში მიღებული გამოსახულება. სიკაშკაშის გაძლიერება გაძლიერების გეომეტრიის და ასევე ელექტრონების დაჩქარების შედეგია.

გამოსახულების რენტგენული მაძლიერებელი აერთებს რენტგენული დეტექტორისა და სიმკვეთრის მაძლიერებლების ფუნქციებს მინის კორპუსში. რენტგენის სხივები ბომბავენ შემაჯალ ეკრანს (ეს არის ცეზიუმის იოდინი), რომელიც ახდენს რენტგენის გამოსხივების ინტენსივობის პროპორციულ ფლუროსცირებას. შემაჯალი ლუმინოფორი მდებარეობს მაქსიმალურად ახლოს ფოტოკათოდთან ისე, რომ სინათლე ასტიმულირებს ელექტრონების გამოსროლას. ეს ელექტრონები აჩქარებენ ძაბვას 25 კვ-მდე და ფოკუსირდება ელექტრული ველით. ისინი ბომბავენ გამოსავალ ლუმინოფორს, რომლებიც ახდენენ გამოსახულების ფორმირებას, რომელიც არის ზომით ნაკლები, მაგრამ მეტად მკვეთრი, ვიდრე მიღებული შესასვლელ ლუმინოფორში. გამოსახულების სიმკვეთრის დამოკიდებულებას, რომელიც მიიღება ორი ლუმინოფორით, ეწოდება მაძლიერებლის მილის სიმკვეთრის გაძლიერება. სიმკვეთრის გაძლიერება ტოლია, გეომეტრიული (შესასვლელი და გამოსასვლელი ლუმინოფორის ფართობების დამოკიდებულება) და

ელექტრული სიმკვეთრეების წარმოებულისა (შესასვლელი ლუმინესცენტული ეფექტურობის წარმოებულის, ფოტოკათოდის ეფექტურობა, ლუმინოფორის შესასვლელ გამოსასვლელსა და გამოსასვლელ ლუმინესცენტობის ეფექტურობას შორის პოტენციალთა სხვაობა).

გამოსახულების მაძლიერებელზე დამონტაჟებული ლინზა გამოსასვლელი გამოსახულების კოლიმირებას ან ფოკუსირებას ახდენს უსასრულობაზე. ლინზას, რომელიც გამოიყენება, როგორც კოლიმატორი, გააჩნია მაქსიმალური შექცევის უნარი, იმ ლინზებთან შედარებით, რომელიც გამოიყენება, როგორც კვლავწარმოების ელემენტი. ობიექტივის ყოველი კამერის ლინზები კრებენ სინათლეს კოლიმირების მეშვეობით, ხოლო შემდგომ აფოკუსირებენ მას ფირის სიბრტყეზე. ორმაგი ოპტიკური სისტემის უპირატესობა მდგომარეობს იმაში, რომ ამ სისტემაში შესაძლებელი ხდება გამოვიყენოთ სინათლის გამყოფი სარკე, რომ მივმართოთ სხივი ორ სამიზნეზე კონის სიმძლავრის პროპორციული გაყოფით.

მაგალითად, რენტგენოსკოპიის დროს მთელი სინათლე შესაძლოა იყოს მიმართული სატელევიზიო კამერისაკენ. რენტგენოკინომატოგრაფიის წარმოებისას ერთეული კინოკადრები საჭიროებენ უფრო მკვეთრ გამოსახულებას, ვიდრე ეს საჭიროა სატელევიზიო კამერაში, ამიტომ სინათლისგამყოფი ისეა პოზიცირებული, რომ სინათლის 90% მიმართოს კინოკამერისაკენ, ხოლო 10% სატელევიზიო კამერაში. ამის შედეგად, რენტგენოლოგს შეუძლია დააკვირდეს გამოსახულებას უშუალოდ ფილმის გადაღების დროს.

2.6. გამოსახულების ხმაური (შეშერხება)

თუ გამოვიყენებთ დამიზნებითი ფლუოროსკოპიის მეთოდს ობიექტივის ლინზის ფართოდ გახსნილი აპერტურით, მაშინ ფირი გამუქდება. ოპერატორს შეუძლია შეამციროს რენტგენის გამოსხივების დოზა, რომ მიაღწიოს ლენტის ჩამუქებას, მაგრამ ეს იქნებოდა შეცდომა, რადგან გამოსახულების ხარისხი იქნება ლიმიტირებული ფოტოკათოდზე შემთხვევითი პროცესებით. სწორი მეთოდით საჭიროა გამოსხივების დოზა შეირჩეს ისე, რომ მივიღოთ დამაკმაყოფილებელი ხარისხის გამოსახულება, ხოლო შემდეგ მოვახდინოთ კამერის ლინზის დიაფრაგმირება, რომ მივაღწიოთ ფირის ჩამუქებას.

რადიოგრაფიული ფლუოროსკოპიული სისტემა შედგება რენტგენის მაგიდისაგან რენტგენის მილით რომელზეც დამიზნებითი რენტგენოგრაფის აპარატი მექანიკურადაა მიერთებული. დამიზნებითი რენტგენოგრაფიის აპარატი იკავებს ფირიან კასეტას და მაძლიერებელ ეკრანებს (დამაგრებული სახით), გამტარის ეკრანირებულ გარსში. რენტგენოსკოპიისას რადიოლოგი აკვირდება სატელევიზიო სურათს რენტგენის გამოსახულების მაძლიერებლის გამოსახულებიდან. ობიექტის აღმოჩენისას ძრავა გადაადგილებს კასეტას გამოსახულების მაძლიერებლის წინ, რის შედეგადაც ხორციელდება რენტგენოსკოპიული ექსპოზიცია. შემდეგ ძრავი აბრუნებს ფირს საწყის მდგომარეობაში და სისტემა უბრუნდება ფლუოროსკოპიის რეჟიმს.

ტომოგრაფიული სისტემები განლაგებულია ისე, რომ ექსპოზიციის დროს მაგენერირებელი მილი და კასეტა თავსდება ბრუნვის ცენტრის ან ღერძის ახლოს. შედეგად უნდა წაიშალოს ობიექტის გამოსახულება, რომელიც დევს ღერძის სიბრტყის მიღმა. ეს პროცედურა გვაძლევს საშუალებას აღმოვაჩინოთ მცირე ზომის სიმსივნეები ფილტვსა და თირკმელში. არსებობს

ტომოგრაფიული აპარატები, რომლებიც გადაადგილდებიან მილსა და კასეტის წრიულ სპირალურ და ჰიპროციკლოიდალური ტრაექტორიით ისეთი სიზუსტით, რომ ადვილია მივიღოთ შიგნითა ყურის ძვლების გამოსახულება.

2.7. პაციენტის დასხივება რენტგენული სხივებით

როგორც ზემოთ იქნა აღწერილი რადიაციას გააჩნია რიგითობა 10^{-2} ზე/წელი. ჩვეულებრივი გულმკერდის ორგანოების რენტგენოგრაფი პაციენტს ასხივებს 4×10^{-4} ზვ, რაც ექვივალენტურია ფონური რადიაციის 25 დღისა. სხვა დიაგნოსტიკური რენტგენული პროცედურები დამყარებულია ერთჯერად დასხივებაზე 10^{-4} ზვ (თითები)-დან, 10^{-1} ზვ (თავი)-მდე და ითვლება შედარებით უსაფრთხოდ. კადრების მოჭარბებულმა რაოდენობამ ან გლუკოსკოპიამ შესაძლოა პაციენტი დაასხივოს ზედმეტად, ამიტომ საჭიროა ყოველი ასეთი პროცედურის რისკისა და სარგებლის შედარება. რენტგენოკინემატოგრაფია ან თანდათანობითი ელექტრონული რადიოგრაფია (სადაც გამოიყენება ვიდეომაგნიტოფონი) არეგისტრირებს გამოსახულებათა თანმიმდევრობას, მათგან ყოველი კი ცალკეული რენტგენოგრაფიაა. გულის გაფართოებულმა გამოკვლევამ შესაძლოა მიგვიყვანოს პაციენტის დიდი დოზით რადიაციამდე, ცნობილია, რომ მთელი სხეულის ერთჯერადი დასხივების საშუალო

სასიკვდილო დოზა 6 ზე-ის ტოლია. შეზღუდული რეგიონების ექსპოზიცია, აძლევს ორგანოს ადღგენის საშუალებას, მაგრამ ზრდის სიმსივნით დაავადების შანსს.

ინვაზიური რენტგენოსკოპია საშუალებას გვაძლევს აღვადგინოთ ან სახეშევეუცვალოთ სისხლძარღვებს და ორგანოებს ქირურგიული ჩარევის გარეშე. სისხლძარღვშიდა კანულის (პატარა მილი) საშუალებით ბალონური დილატაციისას სისხლძარღვოვან სისტემაში, სისხლძარღვის დეფექტურ უბანში შეყავთ ერთარხიანი ტალღშემყვანი, რის შემდეგაც ბალონს ბერავენ, ამით აფართოვებენ შევიწროებული სისხლძარღვის საშუალო დიამეტრს. ამგვარი პრინციპით ფლუროსკოპული კონტროლით სისხლძარღვში აყენებენ სტენტს (ბრუნვადი მეტალის გამაფართოებელი, რომელსაც ატარებენ გამტარში კანულის გავლით) რომ დაიცვან სისხლძარღვი კვლავ შევიწროვებისაგან. საუბედუროდ ზოგიერთი რენტგენული პროცედურები მეტად გახანგრძლივებულია და პაციენტის კანის ექსპოზიციამ შესაძლოა 1-ზე-ს გადააჭარბოს, რაც იწვევს კანის სიწითლეს (ერთიემას) და თმის ცვენას. უფრო მაღალმა დოზამ კი შესაძლოა გამოიწვიოს კანის დაწყლულება, რაც ძნელად შეხორცებადია და კანის გადანერგვის გარეშე არ ინკურნება.

თავი 3
ულტრასონობრავია
3.1. შესავალი

ჩვენ ვიცით, რომ ბგერითი ტალღის იმპულსები გამოიყენება წყალქვეშა ნაგების აღმოჩენისათვის. რამდენადაც ტალღის სიგრძე λ , სიხშირე f და სიჩქარე u დაკავშირებულია ერთმანეთთან მარტივი დამოკიდებულებით $u = f\lambda$, მარტივია იმის ჩვენება, რომ ტალღის სიგრძე მოსასმენი ბგერითი სიხშირის სპექტრში შეადგენს წყალქვეშა ნავის სიგრძის მხოლოდ მცირე ნაწილს. ნავის კოორდინატების განსაზღვრის ცდომილება ბგერითი ტალღების სიგრძის ტოლია. თუ მივიღებთ წყალში ბგერის მისაღებ სიჩქარეს 1480 მ/წმ და ჰიდროლოკატორის შესარჩევ სიხშირეს $f = 1$ კგჰ, მივიღებთ $\lambda = 1.48$ მ. ეს სიზუსტე სრულიად საკმარისია საზღვაო საქმეში, მაგრამ დაუშვებელია, ადამიანის ნაყოფის ვიზუალიზაციისათვის. იმისათვის რომ მივიღოთ სიზუსტე 1.48 მმ-ი (ანუ გავაუმჯობესოთ 1000-ჯერ), ლოკატორს უნდა ჰქონდეს სიხშირე 1.0 მგჰ, ე.ი. უნდა მუშაობდეს ულტრაბგერით დიაპაზონში.

ბგერა და ულტრაბგერა ექვემდებარება გავრცელების და არეკვლის იგივე კანონებს რომელსაც ელექტრონული სიგნალები. შესაბამისად, გადასაცემი ბგერითი არხების ბოლოს დატვირთვა იმპედანსით უნდა იყოს განსაზღვრული, წინააღმდეგ შემთხვევაში ხდება ბგერის არეკვლა არხის ბოლოდან და არამხოლოდ გამოსაკვლევი ობიექტიდან. აკუსტიკური წინააღმდეგობა Z არის მატერიის თვისება, რომელიც განისაზღვრება მისი ρ სიმკვრივით და მასში ბგერითი ტალღის გავრცელების სიჩქარით u : $Z = \rho u$. ენერგიის წილი R , რომელიც აირეკლება ორი სხვადასხვა ტიპის ქსოვილის გაყოფისას, გამოითვლება ფორმულით.

$$R = \left[\frac{(Z_2 - Z_1)}{(Z_2 + Z_1)} \right]^2 \tag{3.1.1.}$$

სადაც იმპედანსები შეესაბამებიან ქსოვილებს, რომლებიც მდებარეობენ დაყოფის ზედაპირის ორივე მხარეს.

ცხრილი 3.1.1. 1.0 მგპ სისშირეზე ზოგიერთი ქსოვილების აკუსტიკური თვისებები

სოვილი	u, მ/წმ	Z, რ/(სმ ² .წმ)	ნშფ, სმ	R გაყოფის ზედაპირზე	
ჭყალი	1496	1.49x10 ⁵	4100	ჰაერი/წყალი	0.999
ჩხიმი	1476	1.37 x10 ⁵	3.8	წყალი/ცხიმი	0.042
კუნთები	1568	1.66 x10 ⁵	2.5	წყალი/კუნთი	0.054
თვინი	1521	1.58 x10 ⁵	2.5	წყალი/ტვინი	0.029
ძვალი	3360	6.20 x10 ⁵	0.23	წყალი/ძვალი	0.614
ჰაერი	331	4.13	1.1	ქსოვილი/ჰაერი	0.999

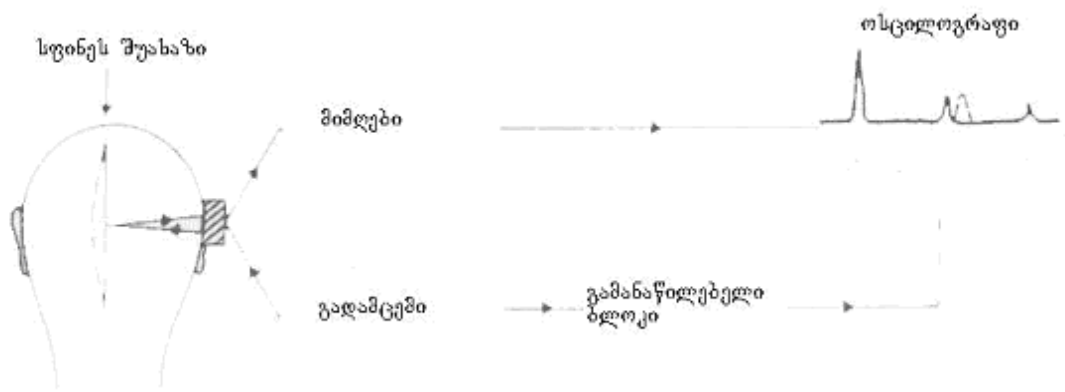
აკუსტიკური სიგნალების შესუსტება (ჩაქრობა) დამოკიდებულია მანძილზე, გეომეტრიაზე და ჩახშობაზე. ეს სიგნალები თავისუფალ სივრცეში მცირდება მანძილის კვადრატის უკუპროპორციულად, იმიტომ რომ ენერგია, რომელიც მოდის ფართობის ერთეულზე არის უცვლელი ენერჯიის წილი, რომელიც ნაწილდება თანაბრად r რადიუსიანი სფეროს მთელ ფართობზე და რომელიც ტოლია მანძილისა წყაროდან. სიგნალები მცირდება და შედეგად სუსტდება გარემო. თუ α არის შესუსტების კოეფიციენტი, ხოლო I_0 - ბგერის ინტენსივობა წყაროსთან ახლოს, მაშინ ბგერის ინტენსივობა წყაროდან განისაზღვრება ფორმულით:

$$I = \frac{I_0 e^{-\alpha r}}{r^2} \tag{3.1.2.}$$

თუ α არის მეტი r-თან შედარებით, ექსპონენციალური წევრი თამაშობს ძირითად როლს. ამ შემთხვევაში მიზანშეწონილია განისაზღვროს სხეულის სისქე, რომლის დროსაც გარემოს შესუსტებით ნახევრდება სიგნალები გეომეტრიულ ეფექტებისგან დამოუკიდებლად. 3.1.1. ცხრილში ჩამოთვლილია ნშფ (ნახევრად შესუსტების ფენა) წყლის და სხვადასხვა ქსოვილების მნიშვნელობები. მივაქციოთ ყურადღება იმას, რომ წყალი საკმაოდ კარგი გამჭოლია ბგერის – მასში სიგნალი მცირდება 50 %-ით მხოლოდ 41 მ-ზე. 50% -ით ბგერითი სიგნალის შემცირებისას წარმოებს მისი გაგლა 2.5 სმ ფენის კუნთებში. ბიოლოგიური ქსოვილების უმრავლესობას

აქვს შესუსტების მაღალი კოეფიციენტი და, შესაბამისად დაბალი სიდიდე ნშფ. შესუსტება ასევე ძლიერდება სისშირესთან ერთად.

ულტრაბგერის გენერაციისათვის გამოიყენება ულტრა ბგერითი გარდამქმნელი (უბგ), რომლის მუშაობაც დაფუძნებულია კერამიკის „პიეზოელექტრულ“ თვისებებზე, როგორცაა ბარიუმის ტიტანატი ან მისი მსგავსი მასალები. ამ მასალების შეკუმშვისას წარმოიქმნება პოტენციალური სხვაობა ელექტროდებზე, რომლებიც მიერთებულია მათთან შესაბამისი კრისტალური წახნაგებით. ამის მსგავსად, იგივე წახნაგებზე დამატებითი ზეწოლა გამოიწვევს კრისტალის დეფორმაციას. თუ შესაბამისი იმპულსი მოკლეა, მაშინ კერამიკის ელემენტები „რეკავს“ მასზე მექანიკური რეზონანსული სისშირით. შესაბამისი ელექტრონული სქემით მუშაობისას, კერამიკული ელემენტი შეიძლება თავიდან გამოსცემდეს იმპულსებს, როგორც მინიატურული ხმამაღალი მოლაპარაკე, რომელიც გადასცემს ულტრაბგერითი ენერჯიის მოკლე იმპულსს, ხოლო შემდეგ გადაიროთვება, რათა იმუშაოს როგორც სიგნალების მისაღებმა მიკროფონმა, რომელიც აირეკლება სხვადასხვა ტიპის ქსოვილების ნაწილების ზედაპირიდან. მიმდების სიმძლავე იმპულსებს შორის შეიძლება შეიცვალოს როგორც დროის ფუნქცია, რათა მოხდეს ძლიერ მოღუნებული იმპულსების კომპენსაცია ქსოვილის მხრიდან. ამ ენერჯიის ულტრაბგერა, რომელიც ახასიათებს ვიზუალური მედიცინის აპარატურას, ქსოვილის დაზიანებისას არ არსებობს, რაც ნათლად განასხვავებს ულტრაბგერით მეთოდებს რენტგენული გამოკვლევებისაგან, რომელიც თან ახლავს იონიზირებულ რადიაციას.



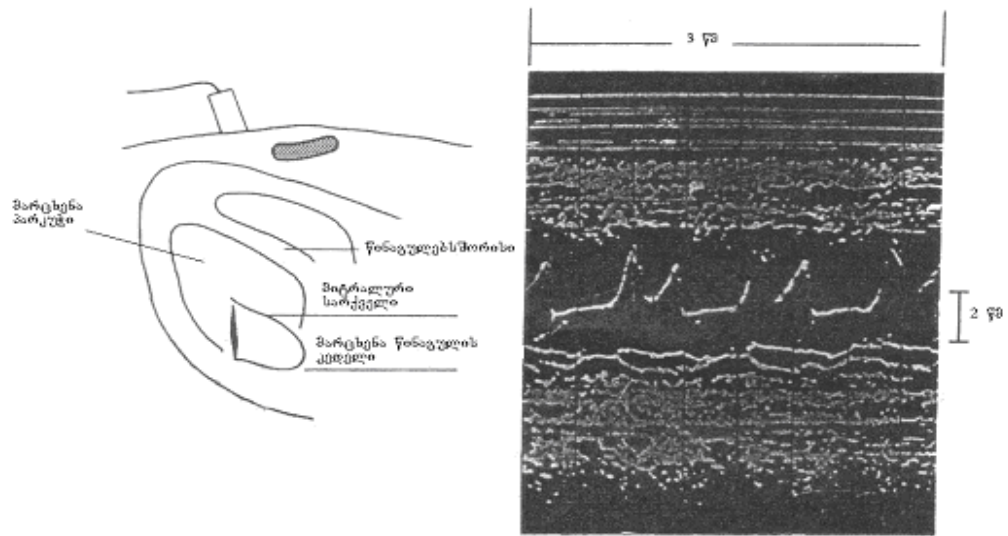
სურ. 3.1.1.

A-რეჟიმში ტვინის სფინეს შუახაზის სკანირება

ზონდირებულ იმპულსებსა და არეკლილს (ექოს) შორის დაგვიანება განსაზღვრავს მანძილს, განაყოფი ქსოვილის ნაწილის ზედაპირამდე. ქსოვილების ულტრასტრუქტურა (სისხლძარღვები, კუნთოვანი გარსი, შემაერთებელი ქსოვილები) იძლევა დამატებით ეხოს „ერთგვაროვანი“ სტრუქტურის ქსოვილის საზღვრებში. ასეთი სახით, ქსოვილის სტრუქტურის ყოველ ცვლილებას შეაქვს წვლილი ექოს ფორმაში. სურ. 3.1.1. გვიჩვენებს თუ როგორ წარმოიშობა დაზიანებული სტრუქტურის ზედაპირის ნაწილიდან ექოს სიგნალები, რომელიც აღმოაჩენს მის განლაგებას. ასეთი ტიპის ულტრაბგერითი სკანერი – ეს არის A რეჟიმში მომუშავე მოწყობილობა. ეს მოწყობილობები გავრცელებული იყო ძველ დროში, როცა მათ იყენებდნენ თავის ტვინის შუა ხაზის წანაცვლების გასაზომად. A რეჟიმში მომუშავე ეს მოწყობილობები გვიჩვენებს ექოსიგნალების ინტენსივობას ორგანოშილებიანი გრაფიკის სახით X-Y კოორდინატებში. უბე თავსდებოდა თავის ქალის მოპირდაპირედ და დისპლეიზე მოიცემოდა თავის ტვინის შუა ხაზის ექო – დრო (პროპორციულია სიღრმის). შემდეგ უბე გადაადგილდებოდა თავის ქალის სხვა მხარეს, და პროცედურა მეორდებოდა. ნორმალურ მდგომარეობაში გამოსახულება სიმეტრიულია, ისე რომ თავის ტვინის შუა ხაზი ჩნდება იგივე პოზიციაში ორივე პროექციის დროს. სიმსივნემ ან დიდი ზომის შესქელებულმა სისხლმა შეიძლება წანაცვლოს თავის ტვინის ნახევარსფეროები, შუა ხაზის წანაცვლებით. ეს მარტივი მოწყობილობა ამჟამად გამოიყენება იშვიათად. ასე რომ ის შეიცვალა ისეთი სისტემებით, რომლებიც აჩვენებენ თავის ტვინის გაცილებით უფრო მცირე ზომის სტრუქტურებს, ვიდრე მისი შუა ხაზია.

თუ ოსცილოგრაფს მივაწოდებთ ექოს სგნალის შემოსვლის პროპორციულ სიგნალს (Y ღერძი), რისთვისაც ნულოვანი ხაზი დაყენდება ეკრანის ყველაზე ზედა ნაწილში, მაშინ ყველაზე მარტივ შემთხვევაში უძრავი ზედაპირის ნაწილზე ჩვენ დავინახავთ ჰორიზონტალურ ხაზს, სხივების ჩვეულებრივი მობრუნების დროს (მარცხნიდან მარჯვნივ). თუ ზედაპირის ნაწილი მოძრაობს, ჩვენ დავინახავთ ამ ხაზის პერიოდულ შერევას ზემოთ და ქვემოთ. თუ ექოლოკატორის „მხედველობის“ ველში ხვდება დაყოფის რამოდენიმე ზედაპირი, მაშინ ეკრანზე ჩნდება რამოდენიმე ჰორიზონტალური ხაზი. ამას მოსდევს ექოს ამპლიტუდის სხივის სიკაშკაშის

მოდულაცია და თანმხლები სიგნალების დამახსოვრება, რათა მივიღოთ მოწყობილობა (ეხოკარდიოგრაფი), რომელიც ნაჩვენებია სურ. 3.12.-ზე. ვიზუალიზაციის ასეთ რეჟიმს ეწოდება დინამიური სკანირება DC (time-motion, TM) ანუ ეხოკარდიოგრაფია, რომელსაც იყენებენ კარდიოლოგიაში. 3.1.2. სურათზე ნაჩვენებია გულის სარქველის მოძრაობა სამ კარდიალურ ციკლში, ვიზუალიზაციის მოცემული მეთოდებით.

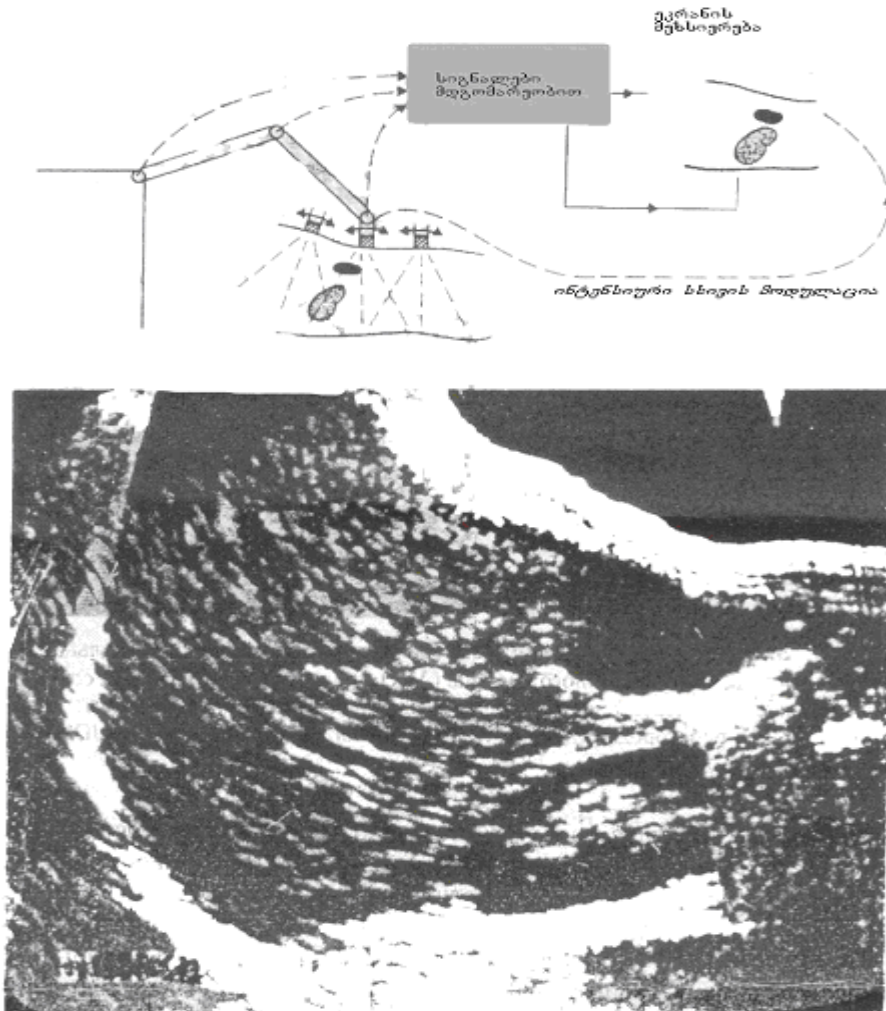


სურ. 3.12.

გულის მიტრალური სარქველის ექოკარდიოგრაფია.

მონიტორის გამოსახულების სიკაშკაშის მოდულირება მეხსიერებით ან ელექტრო სხივური მილით - ესმ განათების შემდეგ შეიძლება უბგ-ს გადაადგილებასთან დამოკიდებულებით. ამით შესაძლებელია მივიღოთ ობიექტის ორგანოზომილებიანი კონტური. ძველ სისტემებში ინფორმაცია კოორდინატებში და უბგ სხივის მიმართულება გადაეცემოდა დისპლეიზე ბლოკური სისტემისა და პოტენციომეტრების დახმარებით. ახალ სისტემებში გამოიყენება მექანიკური დაყოფა ან ჩარჩოს ფაზირებული ანტენები (კონსტრუქციულად განლაგებული უბგ-ს ბლოკში). ასე რომ შესაძლებელი იქნება მივიღოთ ორგანოზომილებიანი გამოსახულება უბგ-ს მოძრაობის გარეშე. კომპიუტერი ინახავს არეკლილ სიგნალებს დისპლეიზე სექტორების სახით. ზოგიერთი გაუმჯობესებული სისტემები აერთიანებს რამოდენიმე სექტორულ გამოსახულებებს, რომლებიც მიღებულია სხვადასხვა

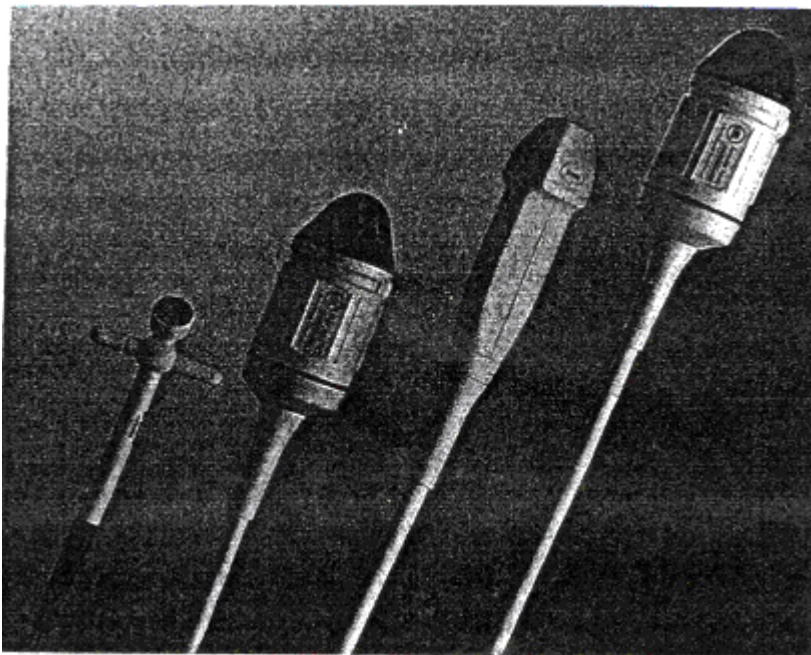
მიმართულებით. შედეგად მიიღება ჯამური გამოსახულება, რომელიც ბევრად უფრო უკეთესი ხარისხისაა, ვიდრე ერთი მიმართულებით გადაღებული გამოსახულება. სექტორულ გამოსახულებას და აგრეთვე ორგანოზომილებიანი გამოსახულებების უმრავლესობას ეწოდება B რეჟიმის გამოსახულება. (სურ.3.1.1).



სურ. 3.1.3.

- ა) გვიჩვენებს ორგანოზომილებიან კონტურებს და გამოსახულების საზღვრებს რა დროსაც იყენებს რამოდენიმე მიმართულების სკანირებას. ბ) B-რეჟიმში ულტრაბგერითი გამოსახულება რომელიც შეესაბამება ა) - სქემას და გვიჩვენებს მუცლის კანს (მარჯვნივ ზემოთ); ღვიძლს (მარცხნივ ცენტრში); ნაღვლის ბუშტს (მარჯვნივ და ცენტრის მადლა) და თირკმელებს (მარჯვნივ დაცენტრის ქვემოთ). თირკმელების პროექციის საზღვრებში ნათელი მონაკვეთი შეესაბამება შემავროვებელ მილებს.

უფრო ხშირად სამედიცინო ულტრასონოგრაფიაში გამოიყენება სიხშირე 1-დან 15 მგჰ-მდე. მუშა სიხშირე შეირჩევა ისეთი სახით, რომ მივიღოთ ობიექტის უკეთესი გამოსახულება. უფრო მაღალ სიხშირეზე უმჯობესდება გარჩევისუნარიანობა, მაგრამ თანმხლები მცირე ნშფ ზღუდავს შეღწევის სიღრმეს. და მაინც სპეციალური მიზნებისათვის მუშა სიხშირე შეიძლება გაიზარდოს 15 მგჰ-მდე და მაღლა. მაგალითად, მაღალი სიხშირე გამოიყენება ახალშობილის ორგანოს ვიზუალიზაციისათვის და ოფთალმოლოგიაში, სადაც ობიექტის ზომები არც თუ ისე დიდია. ამით მაღალი გარჩევისუნარიანობა გამოიყენება ძალიან პატარა სტრუქტურების ან ანომალიების შესასწავლად.

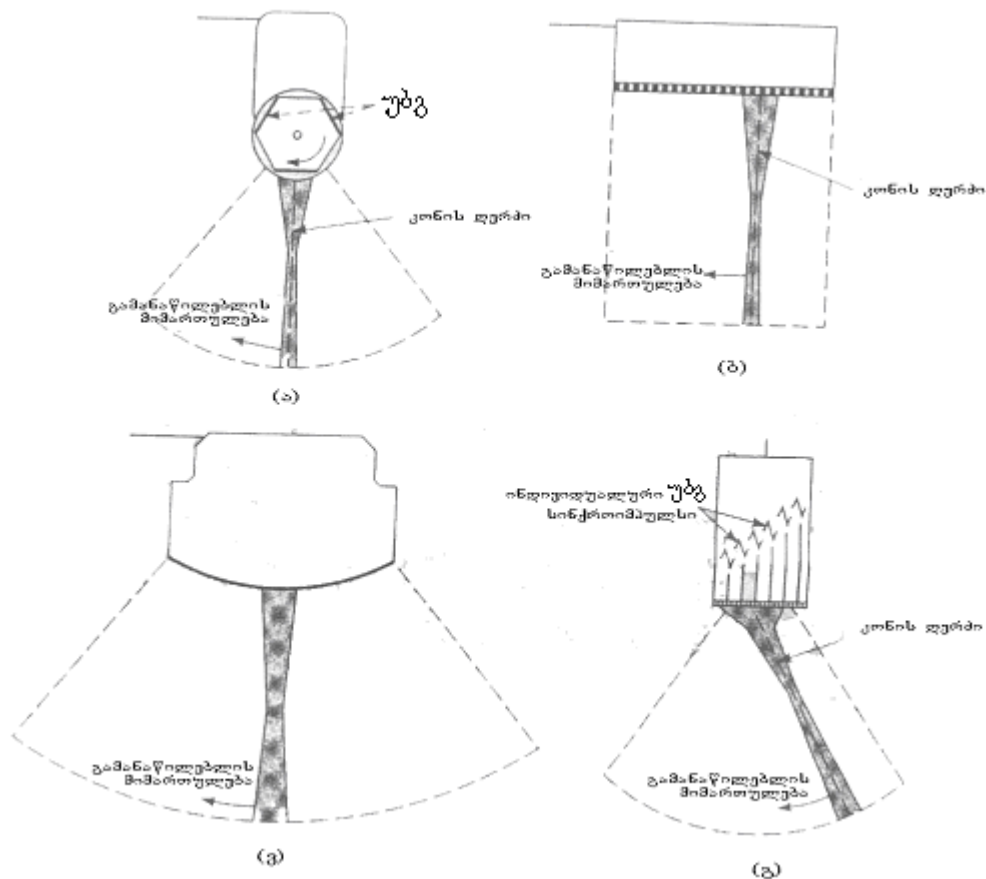


სურ. 3.14.

ულტრაბგერითი სენსორების სხვადასხვა ტიპები 12 მგჰ-იანი მუშა სიხშირიდან ოფთალმოლოგიური მიმღებების 4 მგჰ-მდე სენსორებისათვის, მბრუნავ თავაკიანი მოწყობილობით.

3.14. სურათზე ნაჩვენებია ოთხი ტიპის ულტრაბგერითი სენსორები. ორი დიდი მოწყობილობისათვის გამოიყენება სამი უბგ, რომელიც ბრუნავს სითხით სავსე გარსში (სურ. 3.15. ა). საშუალო ზომის სენსორებში და მცირე ოფთალმოლოგიურ მიმღებებში გამოიყენება ფაზირებული ანტენის ჩარჩოები, რომლებითაც რეგულირდება იმპულსების გაგზავნის დრო რამოდენიმე კერამიკული გამომსხივებლიდან. თუ უბგ -ს ყველა ელემენტი არეგულირებს იმპულსებს ერთდროულად, მაშინ ულტრაბგერითი ენერგია გამოსხივდება

პირდაპირი მიმართულებით (3.15. ბ). თუ მარცხენა მხარის ელემენტი აღიზნება დროის დაყოვნებით მარჯვენა გამომსხივებელთან შეფარდებით, მაშინ ჯამური ენერგია გამოსხივდება მარჯვენა კუთხეში, დროის დაყოვნების პროპორციულად (სურ. 3.15. გ). დაყოვნების დროის ცვლილებისას, შეიძლება მიემართოს ულტრაბგერითი სხივების კონა ერთიდან მეორე მხარეს. თუ მოვათავსებთ კანზე მბრუნავ უბგ-ს ან უძრავ უბგ-ს, დამაგროვებელი ფაზირებული გამომსხივებლებით, მივიღებთ სექტორულ გამოსახულებას. უბგ ფაზირებული ჩარჩოს ანტენით შეიძლება იყოს საკმაოდ მცირე ზომის, ასე რომ შეიძლება მათი დაყენება ზონდის ბოლოზე, რომელიც შედის სხეულში – მაგალითად, სწორ ნაწლავში პროსტატის, ნაყოფის გამოსახულებისათვის ან რეპროდუქციული ორგანოების მდგომარეობის შეფასებისთვის.

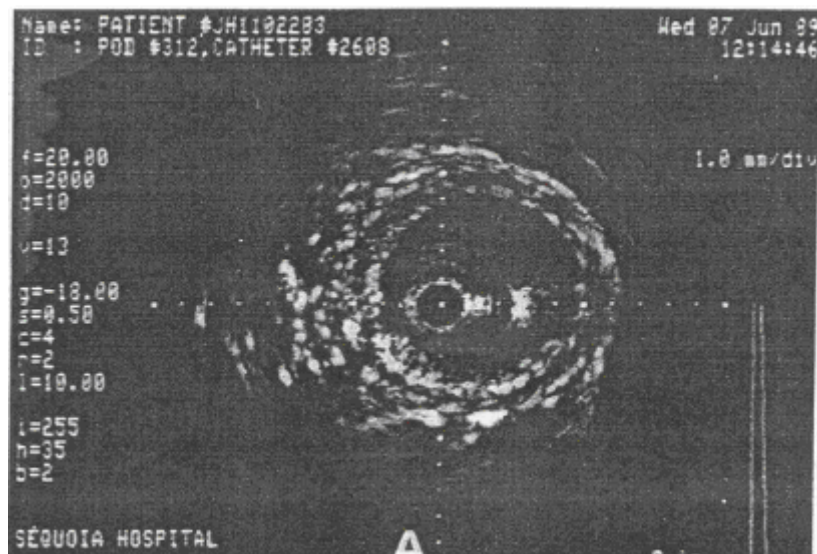


სურ. 3.15.

ულტრაბგერითი სკანირების თავაკები. (ა) მექანიკური მოწყობილების მბრუნავი. (ბ) სწორხაზოვანი ფაზირებული ანტენის ჩარჩო, რომელიც ასკანირებს ისეთივე სიგრძის ნაწილს, როგორც სკანირების თავაკი. (გ) ამოხნეკილი ულტრაბგერითი გარდამსახებით (უბგ) შეიძლება სექტორის სკანირება. (დ) უბგ-ს ფაზირებული ნაკრების აღზნება შეიძლება შევცვალოთ კონის (ნაკრების) მიმართულება. ამიტომ რამდენიმე მცირე უბგ-თი ხდება

დიდი ნაწილის სკანირება და ერთი ძლიერი უბგ-ს ექვივალენტური ხდება, რომელიც მექანიკურად ბრუნავს სხვადასხვა მიმართულებით.

უფრო მცირე ზომის გარდამსახები იყო შექმნილი მაღალხარისხიანი ულტრაბგერისათვის. მათ დგამენ კათეტერის ბოლოში და გამოიყენება ანგიოპლასტიკის წინა მოსამზადებელი პერიოდის დროს სისხლძარღვების გამოკვლევისათვის. სურ. 3.1.6. ნაჩვენებია ნორმალური არტერიის გარეგნული სახე, რომელიც მიღება უბგ-ს დახმარებით და მოთავსებულია კათეტერის ბოლოში. ანგიოპლასტიკის დროს (პლასტიკური ოპერაციები სისხლძარღვებზე) ბალონი შეყავთ იშემიზირებულ ან ხშირად ჩაკეტილ სისხლძარღვში და ჩაიბერება, რათა გაიჭიმოს სისხლძარღვის კედელი და გადიდდეს მასში სანათური (დიამეტრი). შედეგად გაიზრდება რეგიონალური სისხლდენა და გაუმჯობესდება ორგანოს მომარაგება ჟანგბადით. თუ სისხლძარღვის კედელი სუსტია, მაშინ ზონდირების საშუალებით მიღებული გამოსახულება გვიჩვენებს, რომ ანგიოპლასტიკამ შეიძლება საფრთხეში ჩააგდოს პაციენტის სიცოცხლე. ბალონის ჩაბერვის შემდეგ, ზონდი შეიძლება გამოვქაჩოთ უკან, რათა განვსაზღვროთ დაჭიმული კედლის ზომა და შევამოწმოთ სისხლძარღვის მთლიანობა.



სურ. 3.1.6.

შიდასისხლძარღვების ულტრაბგერით გამოსახულებას გვიჩვენებს ნორმალური არტერიის სამფენიანი კვეთა. „ციფერბლატის 7 საათზე“ ჩანს ლაქა, რომელიც აირეკლება არტერიის მკვდარი კალცინოზიდან.

3.2. ღუპლექსური სკანერები

სტატიაში აღწერილია ულტრაბგერითი ფაზირებული ანტენის ჩარჩოიანი ღუპლექსური სკანერის კონსტრუქცია. ამ სკანერით ერთდროულად ხდება დროის რეალური მასშტაბიანი ორგანზომილებიანი გამოსახულების მიღება და ატრამვატული იმპულსური დოპლერის მეთოდით ხდება სისხლის მიმართული მოძრაობის სიჩქარის განსაზღვრა. სურ. 3.5. (გ) გვიჩვენებს, თუ როგორ გენერირებს მექანიკური სკანერი მარაოსებურ კონას დროის რეალურ მასშტაბში. სურ. 3.2.2 წარმოდგენილია ხელსაწყო სტრუქტურა. ღუპლექსური სკანერის ფერადი დისპლეი გვიჩვენებს სისხლის მოძრაობის მიმართულებას მაყურებლისკენ წითელი ფერით, ხოლო მისგან – ცისფერით, ამასთან, ფერის ინტენსივობა შეესაბამება სისხლის მოძრაობის სიჩქარეს. ამ მეთოდს ეწოდება სისხლის მოძრაობის ფერადი ტომოგრაფია.

ღუპლექსური სკანერით შეიძლება განვასხვაოთ შერეული სისხლი მუდმივი რბილი ლაქისგან, რომელიც გამოიყენება კაროდიტული არტერიის პათოლოგიის დიაგნოსტიკისათვის. იმპულსური ღუპლექსური მეთოდი ფართოდ გამოიყენება გულის პათოლოგიური ნაკადის მიმართულებისა და ხარისხის ლოკალიზაციისა და აღმოჩენისათვის, სარქველების დეფექტების, დაზიანების შუნტირების, ასევე კუჭსა და გულში ტიხარების დეფექტებისას.

სურ. 3.2.2.

დუპლექსური სკანერი - შეიცავს მექანიკურ სექტორულ განაწილებას, მუშაობს დროის რეალურ მასშტაბში, რომლითაც ხდება მარაოსმსგავსი ორგანზომილებიანი გამოსახულების ექო-იმპულსის გენერირება. იმისათვის რომ განვსაზღვროთ სისხლის სიჩქარე, განსაზღვრული სიხშირის და მიმართულების სიგნალები დამუშავებულია სპეციალური ელექტრონული მოწყობილობით.

თავი 4

კომპიუტერული ტომოგრაფია – CT

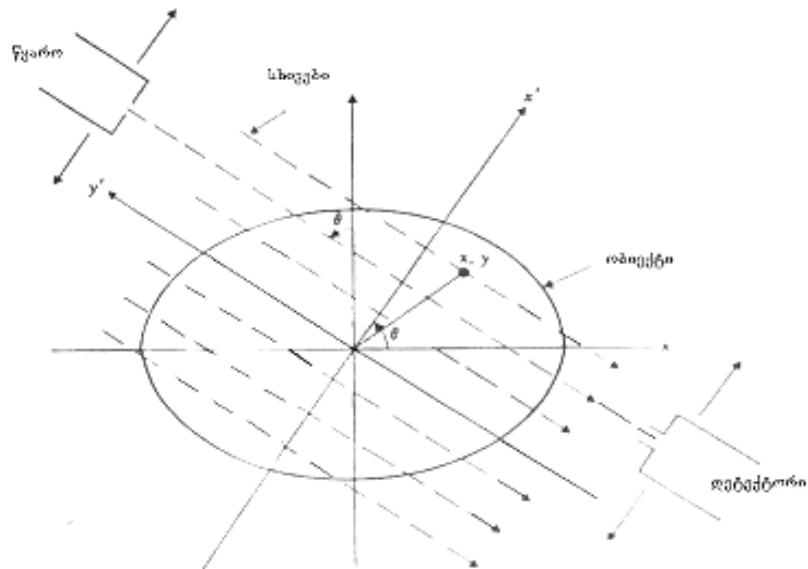
ჩვეულებრივი რენტგენული გამოსახულება შეზღუდულია, რადგან ის არის რენტგენული სხივების ჯერ ობიექტზე მოხვედრის და შემდეგ ლენტზე პროექციის შედეგი. თუ არსებობს სხივის ერთი და იგივე ნაწილში ელექტრონების სიმკვრივის დიდი და მცირე ვარიაციები, მაშინ მცირე ვარიაციების გამოვლინება არ ხდება. ამის მაგალითია ჩვეულებრივი გულმკერდის რენტგენოგრაფია, რომელზეც ძვლის მჭიდრო სტრუქტურები ართულებს უფრო ნაკლებად მჭიდრო, ფილტვების სტრუქტურების შესახებ ინფორმაციის მიღებას.

ერთ-ერთი საშუალება ასეთი სახის შეფერხების მინიმიზაციისა არის სურათზე სხვადასხვა მიმართულების რამდენიმე პროექციის შექმნა, მაგრამ პრაქტიკულად ეს შეუძლებელია. შედარებით არც ისე დიდი ხნის წინ გამოჩნდა ახალი გზა დაწვრილებითი ინფორმაციის მიღებისა და დამუშავდა დიაგნოსტიკების ახალი მეთოდი და შესაბამისი რთული აპარატები კომპიუტერული ტომოგრაფიები..

კომპიუტერული ტომოგრაფია კტ – ეწოდება გამოსახულების დიაგნოსტიკების პროცედურას, რომელზეც ანატომიური ინფორმაცია ციფრული ფორმით აღდგენილია გადაცემის რენტგენული არხიდან, რომელიც მიღებულია რაღაც გარკვეული არის სკანირებით მრავალი მიმართულებით, ერთი და იგივე სიბრტყეში, რათა განხორციელდეს, მოხდეს ამ სიბრტყის შესახებ ინფორმაციის ვიზუალიზაცია. იდეა პირველად შემუშავდა თავის ტვინის გამოსახულების შესაქმნელად. ცნობილია, რომ ტვინში სიმკვრივის დინამიური დიაპაზონი შეადგენს მხოლოდ რამდენიმე პროცენტს. ამასთან, ტვინი გარშემორტყმულია თავის ქალით რომელიც იმდენად მკვრივია, რომ აფერხებს და შთანთქავს რენტგენული სხივების უმეტესობას. კომპიუტერული ტომოგრაფია დაფუძნებულია განტოლებათა სისტემის ამოხსნაზე რომელშიც ჩაბმულია მილევის ათასობით კოეფიციენტი, μ_j , ყოველი i_j ელემენტისათვის მრავალნაირი მიმართულებით (პროექციით). მოცემული მიმართულებით სრული მილევა დაკავშირებულია ინდივიდუალური მილევის კოეფიციენტის ჯამთან.

ერთეულოვანი ელემენტისთვის გვაქვს $I=I_0e^{-\mu x}$ ან $\ln(I/I_0)=-\mu x$ ფორმულა. ერთი სისქის ელემენტების რიგისათვის გვაქვს:

$\ln I/I_0 = -\Delta x \cdot D_x (\mu_1 + \mu_2 + \mu_3 + \dots)$, აქ I – გამოსასვლელი კონის ინტენსივობაა, I_0 – კონის საწყისი ინტენსივობაა, x - შრის სისქე, Δx - მუდმივი სიღრმის ელემენტის სისქე, μ – მიღვის კოეფიციენტი, μ_i – შთანთქმის კოეფიციენტი.



სურ.3.3.1.

კომპიუტერული ტომოგრაფიის გეომეტრია და კოორდინატა სისტემა

ობიექტს ასხივებენ θ კუთხით. შემდგომ წყარო და დეტექტორი ერთდროულად ბრუნდებიან მცირე კუთხით და პროცედურა მეორდება. გაზომვები გრძელდება სრულ 180° მობრუნებამდე.

გამოსახულია „პირველი თაობის“ კომპიუტერული ტომოგრაფიების სკანირების პროცესის პრინციპიალური სქემა. რენტგენული სხივების კოლიმირებულ კონას ატარებენ პაციენტის თავის გავლით, გასწვრივი (მიმართული) ღერძის საწინააღმდეგო მიმართულებით. პაციენტის მოპირდაპირე მხარეზე სხივების კონის ნაკადის გამოჩენა მუდმივად კონტროლდება სცინტილაციურ მიმღებში. რენტგენული წყარო და დეტექტორი გადაადგილდება ერთდროულად (კონის გადაადგილების პერპენდიკულარულად). სკანირების გზაზე ხორციელდება რენტგენული კონის სრული მიღვის 160-მდე ცალკეული გაზომვა, თანაბრად განაწილებულ წერტილებში. რენტგენული წყაროსა და დეტექტორისგან შემდგარი ანწყობი ბრუნდება პატარა კუთხით (ჩვეულებრივ 1° -ით), რის შემდეგაც პროცედურა მეორდება. სკანირების პროცედურა, რომელსაც თან

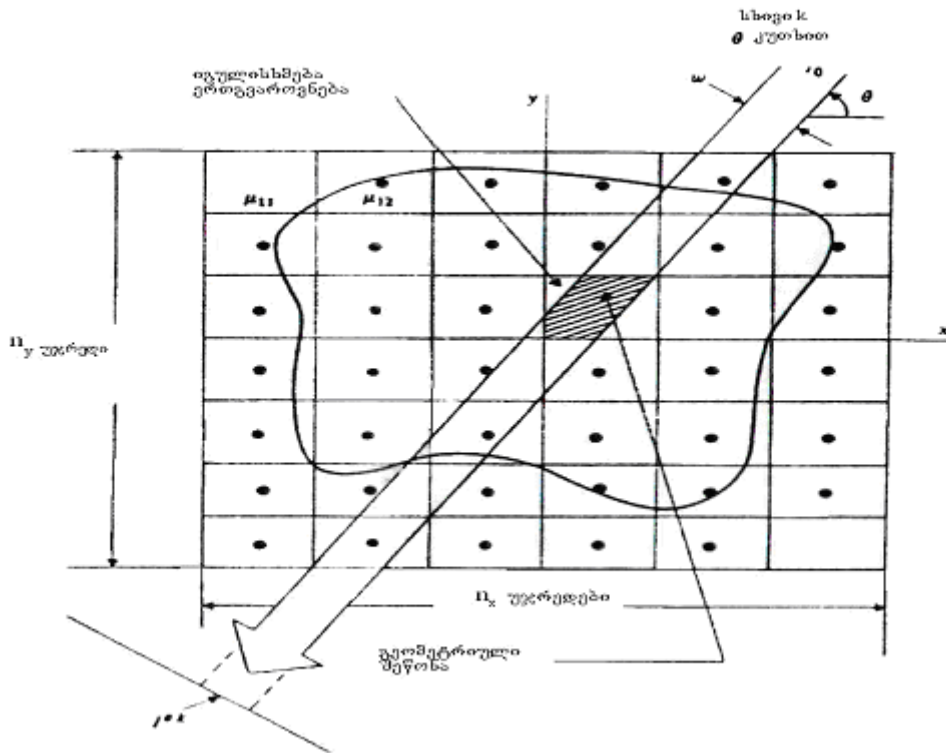
სდევს ინფორმაციის შეგროვება, გრძელდება სანამ არ შესრულდება სრული ბრუნვი.

აღწერილ პროცედურას ეწოდება ტომოგრაფია. საბოლოოდ მიიღება ინფორმაცია მხოლოდ იმ სტრუქტურის ვიწრო ანატომიურ ჭრილზე, რომელიც გადაკვეთა სხივმა. კომპიუტერული ტომოგრაფია დაფუძნებულია მათემატიკურ გამოგონებაზე, რომ ორგანოზომილებიანი ფუნქცია განისაზღვრება პროექციით ყველა მიმართულებით. თუ კონის აბსორბაცია იზომება 1 სკანირების 60 სხვადასხვა წერტილში, კუთხის 1° -იანი მატებით, ვლემულობთ დაახლოებით 29 000 რენტგენული სხივის შთანთქმის რიცხვს. მათ იყენებენ იმისათვის, რომ მოახდინონ რენტგენული შთანთქმის ორგანოზომილებიანი გამოსახულების, როგორც კოორდინაციის ფუნქციის რეკონსტრუირება, რომელიც წარმოდგენილია როგორც 160×160 ერთგვაროვან კვადრატული ელემენტების მატრიცის სახით.

გამოსახულების რეკონსტრუქცია სკანირების მონაცემებზე დაყრდნობით ხორციელდება პატარა კომპიუტერის საშუალებით. სამუშაო ძალიან სწრაფად სრულდება მათემატიკური ალგორითმების მეშვეობით.

მათემატიკური ალგორითმები ორ დიდ საერთო კლასად იყოფა: იტერაციული (განმეორებითი) და ანალიტიკური. რეალურ და ჰიპოთეტურ მონაცემებს ადარებენ და იღებენ განსხვავებას, რომელსაც იყენებენ იტერაციული ალგორითმის შემდეგი მიახლოების მისაღებად.

სურათი 3.3.2.-ზე გამოსახულია ობიექტის გაშუქების სქემა, რომლითაც მიიღება პროექციის მატრიცა. ამ პროექციებს ადარებენ საწყის სავარაუდო სიდიდეებს, თეორიულ და ექსპერიმენტულ მონაცემებს შორის სხვაობას იყენებენ ალგორითმის ბიჯის გამეორებისას რათა მიიღონ შემდეგი მიახლოება. თითოეული ელემენტის გამოსახულება წარმოდგენილია მილევის საშუალო კოეფიციენტით μ_{ij} სადაც ინდექსი i და j განსაზღვრავს ელემენტის პოზიციას გამოსახულების საბოლოო ორგანოზომილებიან სურათში. k სხივის ენერჯიის ფარდობითი შთანთქმვაა, რომელიც მიმართულია სკანირების θ კუთხით, ობიექტის jk ელემენტად წარმოდგენილია ოთხინდექსიანი $W_{ij}^{\theta k}$ მატრიცა. ეს სიდიდე განისაზღვრება რენტგენული კონის გეომეტრიული გადაფარვით, საბოლოო სიგანით სკანირების θk პოზიციაში და გამოსახულების კვადრატული ij ელემენტით.



სურ.3.3.2.

პროექციებით გამოსახულების კომპიუტერული აღდგენის ძირითადი პარამეტრები. ნაჩვენებია μ_i ელემენტის გამოსახულება, ტიპური პროექციის სხივი $l^{\theta k}$ და მათი გეომეტრიული გადაფარვა $W^{\theta k}_{ij} \times n_x = n_y$.

ცხადია, რომ $W^{\theta k}_{ij}$ -ის 8×10^8 სიდიდეების უმეტესობა არის ნულოვანი, რადგან უმეტეს შემთხვევაში სხივი θk არ გაივლის ij ელემენტს. მოდელური მასივი μ_{ij} აღწერს თითოეულ ინტერაციაში პროექციას, შემდეგი ფორმულის თანახმად:

$$I^{\theta k} = I_0 \exp(-\sum_{ij} W^{\theta k}_{ij} \mu_{ij}) \tag{3.3.1.}$$

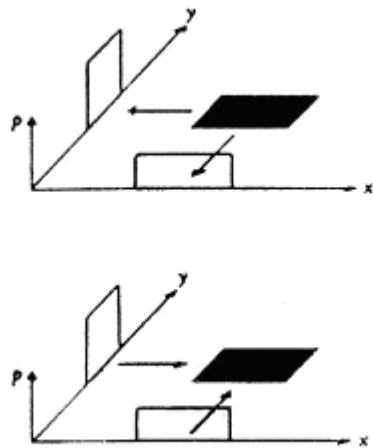
$$P^{\theta k} = \ln(I_0/I^{\theta k}) = \sum_{ij} W^{\theta k}_{ij} \mu_{ij} \tag{3.3.2.}$$

აქ I_0 – შესასვლელი კონის მუდმივი ინტენსივობაა, $l^{\theta k}$ – k მდგომარეობიდან θ კუთხით გამოგზავნილი გამოსასვლელი სხივის ინტენსივობაა. $P^{\theta k}$ – ს ტრადიციულად ეწოდება პროექციის კოეფიციენტი. μ_{ij} უცნობი სიდიდეების წრფივი კომბინაცია.

პრაქტიკაში მკვლევარები იყენებდნენ იტერაციული ალგორითმის ყველაზე განსხვავებულ ვარიანტებს, რომ აქმაღლებინათ მისი ეფექტურობა.

ანალიტიკური მეთოდები არსებითად განსხვავდება იტერაციულისაგან.

ამ მეთოდებში გამოსახულება იქმნება უშუალოდ პროექციულ მონაცემებზე დაყრდნობით, ნებისმიერი რეალური და მოდელური მონაცემების შედარების გარეშე. ანალიტიკური მეთოდის საფუძველს წარმოადგენს უკუპროექციის კონცეფცია.



სურ.3.3.3.

უკუპროექცია. (ა) მიღებულია ობიექტის პროექცია X და Y ორი პერპენდიკულარული მიმართულებით; (ბ) $P^{θK}$ პროექციის მნიშვნელობებს იყენებენ ელემენტის ობიექტის უკუპროექციის საშუალებით რეკონსტრუქციისათვის გამოსახულების სიბრტყეში. კვეთის არეში ინტენსივობები იკრიბება. შეჭველია რომ უკუპროექციები პირველივე მიახლოებისას გააძლევენ ექსპონირებული ობიექტის გამოსახულებას.

სურათი 3.3.3. ილუსტრირებს უკეთეს უკუპროექციას, ურთიერთპერპენდიკულარული პროექციის შემთხვევაში, უკუ-პროექცირებულ გამოსახულებას ღებულობენ სკანირების პარამეტრები $P^{θK}$ პროექცირებით უკან, გამოსახულების სიბრტყეზე.

ჯამური უკუპროექცირებადი გამოსახულება მიიღება სკანირების ყველა θ კუთხის მონაცემთა აჯამვით. ასეთი აჯამვა ხდება იმავე გეომეტრიული სასწორით, რასაც იყენებდნენ წინა პარაგრაფში. ზუსტი ურთიერთდამოკიდებულების გამოსათვლელად უკუპროექცირებად გამოსახულებასა და მიღების კოეფიციენტების მასივს შორის რომელიც შეიძლება გამოვითვალოთ იქნას ფურიეს ანალიზით ეს უკუპროექცირებადი

გამოსახულება გარდაიქმნება სისწორულ გამოსახულებაში და იფილტრება სივრცითი სისწირის პროპორციულად, განსაზღვრული სისწირის სიდიდემდე. ამის შემდეგ სრულდება ფურიეს უკუგარდაქმნა და მიიღება გამოსახულება დეკარტის კოორდინატებში.

ფურიეს ანალიზის დახმარებით შესაძლებელია იმის ჩვენება, რომ შედეგები ზუსტად ისეთივე იქნება, თუ პროცეიულ მონაცემებს თავიდანვე გაფილტრავთ. პირველი თაობის კომპიუტერულ ტომოგრაფებში იყენებდნენ მხოლოდ ერთეულ, მახვილი კუთხით დახრილ კონას და ერთეულ დეტექტორს., რითაც ხორციელდებოდა სელად-ბრუნვადი სკანირება. თითოეულ ტრანსლაციას სჭირდებოდა 5 წამი ციკლური მოძრაობისათვის, შემდეგ მანქანის მუშაობა ფერხდებოდა 1 წამით, ვიბრაციის შესამცირებლად. 180⁰ გრადუსიანი სრული ბრუნვა მოიცავდა დაახლოებით 20 წუთს.

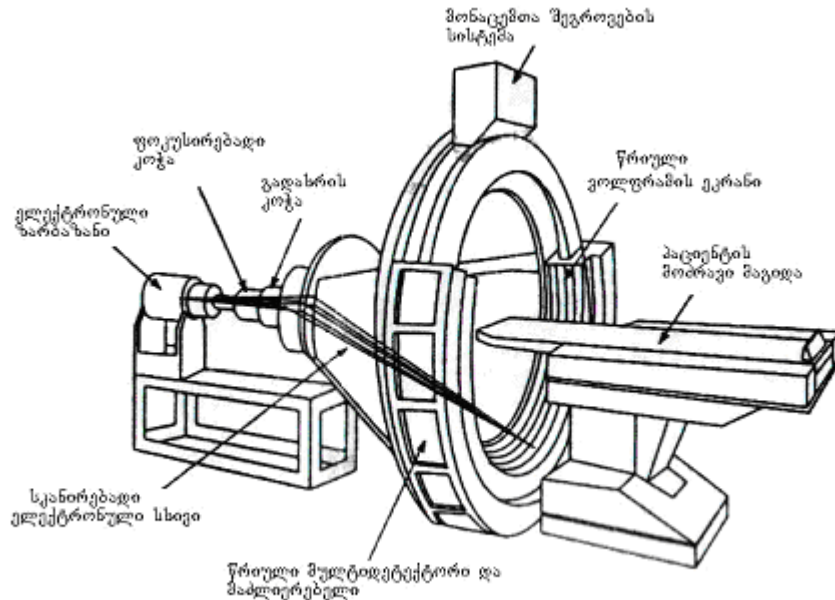
მეორე თაობა კომპიუტერული ტომოგრაფებისა იყენებდა 100 ან უფრო მეტი დეტექტორის მასივს, რომლებიც განლაგებული იყო ყოველ 5 მმ-ში და რენტგენული მილისაგან, რომლის გამოსასვლელზე მიიღებოდა, მარაოსებური ფორმის კონა. დეტექტორები და რენტგენული მილი მოძრაობდნენ ერთად. მულტიდეტექტორმა სკანირების დრო შეამცირა 100-ჯერ და უფრო მეტად. ინფორმაციის შეკრების დრო 10 წამზე უფრო შემცირდა. შესაძლებელი გახდა შექმნილიყო გულმკერდის კომპიუტერული ტომოგრაფი, რადგან შესაძლებელია სუნთქვის 10 წამით შეკავება.

შემდეგ მთავარი შემაფერხებელი ფაქტორი გახდა გულის მოძრაობა (მუშა პროცესში).

მესამე თაობის ტომოგრაფებში დამაგრებულია რამოდენიმე ასეული უძრავი დეტექტორი და მოძრავი რენტგენული მილი. კომპიუტერის გაუმჯობესებამ და რენტგენული მილის სიმპლავრის გაზრდამ გამოიწვია სკანირების დროის შემცირება 2 წამიდან უფრო ნაკლებ დრომდე, ასევე შეამცირეს ჭრილის სისქე 2-მმ-მდე. იმისათვის რომ განახორციელონ ექსპოზიცია “კაბელებს”- სადენებს აერთებენ ბრუნვად მილში კვების ბლოკთან ერთად, ისე რომ სკანირების სერია შედგებოდეს რიგი გადახვევა-განხვევისაგან (გადატრიალება-გადმოტრიალებისაგან).

შემდგომი თაობის ტომოგრაფები ხასიათდება პაციენტის მაგიდის და რენტგენული მილის მუდმივი მოძრაობით. ეს ხვეული ან სპირალური მეთოდი იძლევა ვიდეო ინფორმაციას უფრო მეტი სიჩქარით, ვიდრე 5 გამოსახულებაა წამში. შემდეგი გაუმჯობესება მდგომარეობს – შეწყვილებულ დეტექტორებში,

რომელიც მოითხოვს ერთმანეთისაგან 1 სმ-ით დაცილებული ორი ჭრის ანათვალის ერთდროულ სკანირებას. გამოსახულების მიღების სწრაფი სისტემები გულის ტომოგრამის – გულის ანგიოგრაფიის შესრულების საშუალებას იძლევა.



სურ.3.3.4.

ელექტრო-სხივური კომპიუტერული ტომოგრაფი-სისტემა IMATRON.

ნაჩვენებია აპარატი, რომელშიც პრაქტიკული პრობლემა – მიიმე რენტგენული მილის დაჩქარება და კვების ბლოკი, აგებულია რენტგენული მილის “ანაწყობ” ფორმასთან. მოცემულ შემთხვევაში ელექტრული სხივი მოქმედებს თითქმის ორი მეტრის დიამეტრის მქონე წრიულ ანოდზე, რომლის შიგნით იმყოფება პაციენტი. დეტექტორის რგოლი ისეთივეა, როგორც მეოთხე თაობის მანქანებში. ასეთი მანქანები კომპიუტერული ტომოგრაფიის -ანგიოგრაფიას ქმნიან უფრო მეტი სიჩქარით, ვიდრე 30 გამოსახულებაა წამში.

მესამე და მეოთხე თაობის მანქანების ბრუნვა შეიძლება გაიზარდოს 512x512 პიკსელამდე. ზოგ შემთხვევაში, რომლისათვისაც მაღალი ბრუნვა არ არის საჭირო, ოპერატორს შეუძლია შეამციროს მისი მნიშვნელობა.

ძველი აპარატები იყენებდნენ სცინტილაციურ მიმღებებს, რომლებიც დაფუძნებული იყო გამოსახულების ტექნოლოგიაზე, რომელიც მიღებულია ბირთვულ მედიცინაში. შეიქმნა ახალი დეტექტორები. იმისათვის რომ მცირე მანძილზე განეღებინათ რაც შეიძლება მეტი დეტექტორი გამოიყენეს სხვადასხვა ხეხები. ამ ამოცანის ერთ-ერთი ამონახსნი იყო დაფუძნებული

„კვერცხების ჩასაწყობის” მაგალითზე, რომლებშიც განლაგებულია ჰერმეტიკული ცილინდრული იონიზირებული კამერები ქსენონით. თითოეული მათგანი დაკავშირებულია შესაბამის მაძლიერებელთან.

თითოეული ცილინდრის ზომა და აირის წნევა ისეთია, რომ ქსენონის აირის მასის რენტგენული შთანთქმა ცილინდრის სიგრძის გასწვრივ საკმარისია, რათა განხორციელდეს დეტექტირება კადრების სისხირის მისაღები სისხირით.

დეტექტორის გაუმჯობესებამ შესაძლებელი გახადა მცირე სცინტილატორების მიერთება მასიურ ფოტოდოდებთან. თანამედროვე დეტექტორები ახდენენ უშუალო რენტგენული განათების კონვერსიას ელექტრულ სიგნალად, რომლებიც მიემართება ინტეგრალურ სქემებზე აგებულ მაძლიერებლებისაკენ.

პაციენტის კანში რენტგენული კონის მიღების წრფივი კოეფიციენტი შეიძლება გამოისახოს დბ/სმ-ში. თუმცა ეს პარამეტრი დამოკიდებულია სხივის ენერგიაზე და არ არის რეკომენდებული მისი ხშირი გამოყენება. დიაგნოსტიკებისათვის უფრო საინტერესოა სხივის ენერგიის და სხვა ეფექტების შემცირება და მათზე დამოკიდებულებების კორექტირება.

სურ.12.15-ზე (3.3.5. და 3.3.6.) კომპიუტერული ტომოგრაფიის მართვის პულტია განლაგებული. ოპერატორი მართავს ფანჯრის სისქეს და დონეს, ასევე სინათლეს და კონტრასტს. ეკრანზე ჩანს გამოსახულება, პაციენტის შესახებ ინფორმაციის თაობაზე და მანქანის აწყობის პარამეტრების შესახებ. იმისთვის რომ შევაფასოთ ობიექტის ფორმა, ექიმი შეიძლება დააკვირდეს მის შინაგან სახეს, მდგომარეობას და რამდენიმე სხვადასხვა ქსოვილს. მაგალითად: თავის ქალის ძვლების გამოსახულება შეიძლება დამუშავებული იყოს თავის ქალის სამგანზომილებიანი გამოსახულების შექმნის მიზნით. თითოეული მონიტორი მოქმედებს ფოტოაპარატთან ერთად, რათა მოხდეს კომპიუტერული ტომოგრაფიის ფოტოგრაფირება სხვადასხვა ქსოვილისა სხვადასხვა განათებაში და კონტრასტში. რამდენიმე გამოსახულების ფოტოგრაფირება წარმოებს დაავადების ისტორიისათვის. ექიმები იყენებენ კომპიუტერული ტომოგრაფიულ კვლევას იმდენად ხშირად, რამდენადაც სხვა სახის ვიზუალიზაციის საშუალებებს, რადგან ობიექტები ერთ სახის ვიზუალიზაციის საშუალების გამოყენებით ბურუსითაა მოცული, სხვა მეთოდით შეიძლება მკვეთრად განსხვავებული შედეგი მივიღოთ.

3.4. კომპიუტერული ტომოგრაფის კომპონენტები და მათი ფუნქციები

შესავალი

ეს თავი დაგვეხმარება გავიგოთ დამოკიდებულება, რომელიც არსებობს კომპიუტერული ტომოგრაფის კომპონენტებს შორის. ჩვენ შეისწავლით კომპიუტერული ტომოგრაფის ნაწილების სახელებს და მათი ერთობლივი მუშაობის პროცესს.

კომპიუტერული ტომოგრაფი შედგება ასობით ნაწილისაგან. ჩვენ შევისწავლით ოთხ მთავარ მოწყობილობას, რომელიც მოიცავს კტ-ის ყველა კომპონენტს.

მთავარი მოწყობილობები.

კტ-ის სისტემა საჭიროებს ოთხ შემდეგ მთავარ მოწყობილობას:

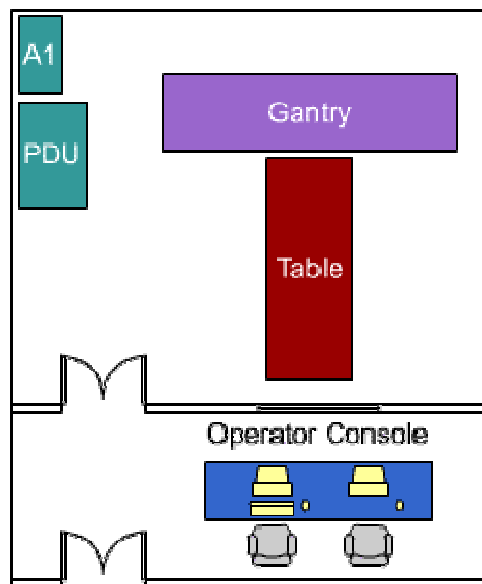
- კვების განაწილების ერთეული
- ოპერატორის კონსოლი
- პაციენტის მაგიდა
- გენტრი

კომპიუტერული ტომოგრაფის ბარემო

ძირითად შემთხვევაში კომპიუტერული ტომოგრაფი გაშლილია ორ ოთახზე.

- სკანირების ოთახი, სადაც პაციენტის მაგიდა და გენტრი არის მოთავსებული
- ოპერატორის ოთახი, საიდანაც ხდება სკანირების კონტროლი

ოპერატორის ოთახს და სკანირების ოთახს შორის მოთავსებულია ტყვიის ფანჯარა.



სურ.3.4.1.

კვების განაწილების ერთეული

კვე (PDU) აწვდის ენერჯიას კომპიუტერული ტომოგრაფის სხვადასხვა კომპონენტებს. ძირითადად ეს ძაბვა არის სამფაზიანი 480 V.



სურ. 34.2.

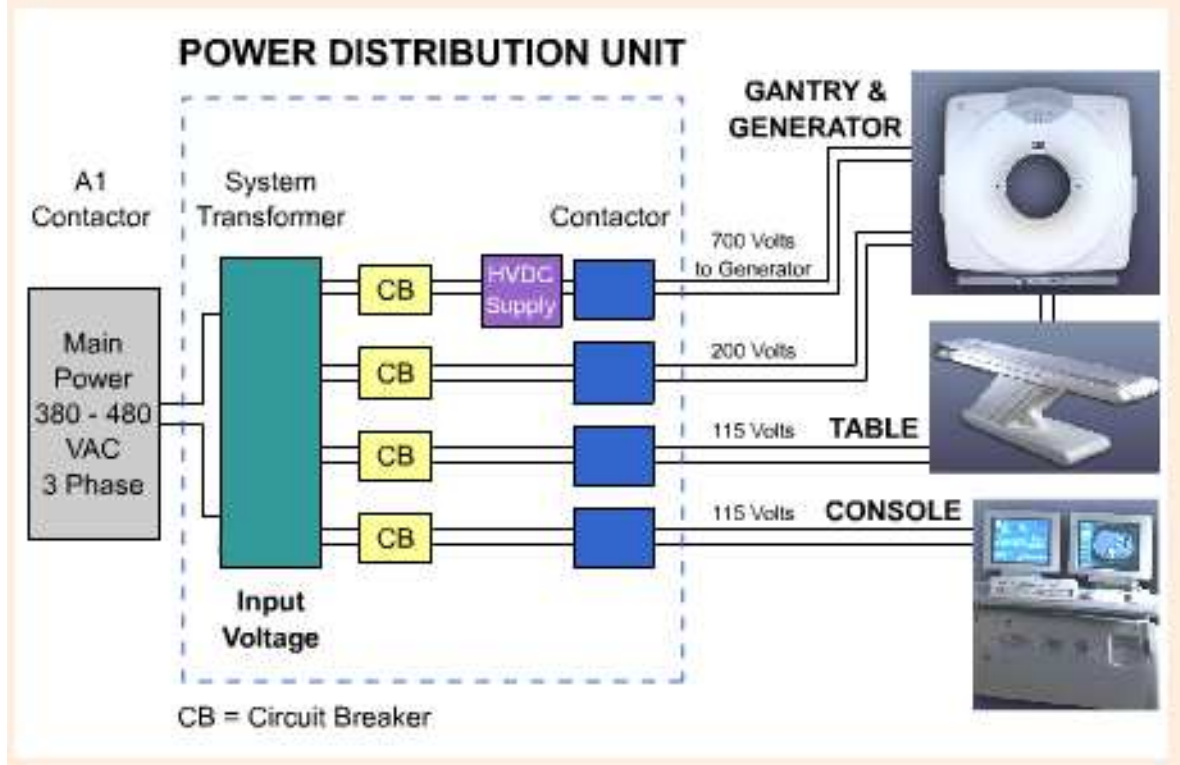
PDU – ეს არის ცალკე კაბინეტი კომპიუტერული ტომოგრაფის გარემოში. ის შეიძლება იდგას სკანირების ოთახში, ოპერატორის ოთახში ან სკანირების ოთახთან მეზობლად განლაგებულ ცალკე ოთახშიც კი.

მახასიათებელი ააბვები

კვება მიეწოდება ოთახს A1 კონტაქტორზე, იგი შეიძლება იყოს 380 – 480 V სამფაზიანი ძაბვა. A1 კონტაქტორი შედგება ხაზის დამცველი მცველებით და აგრეთვე ჩართვა გამორთვის გადამრთველისაგან. სისტემის ტრანსფორმატორი კონვერტირებას უკეთებს ძაბვის იმ რაოდენობებს, რომელიც საჭიროა თითოეული ძირითადი კომპონენტისათვის. ეს ძაბვები განსხვავდება მწარმოებლის მიხედვით.

სისტემის ტრანსფორმატორსა და მოწყობილობის კონტაქტორს შორის არსებული გადამრთველი გვაძლევს საშუალებას გამოვრთოთ თითოეული მოწყობილობა დამოუკიდებლად. მიუხედავად იმისა, რომ თითქმის ყველა მოწყობილობას აქვს თავისი გამომრთველი, ძირითად სერვის პროცედურების ჩატარების წინ ჩვენ უნდა გამოვრთოთ სისტემა A1 კონტაქტორიდან.

Typical Voltages



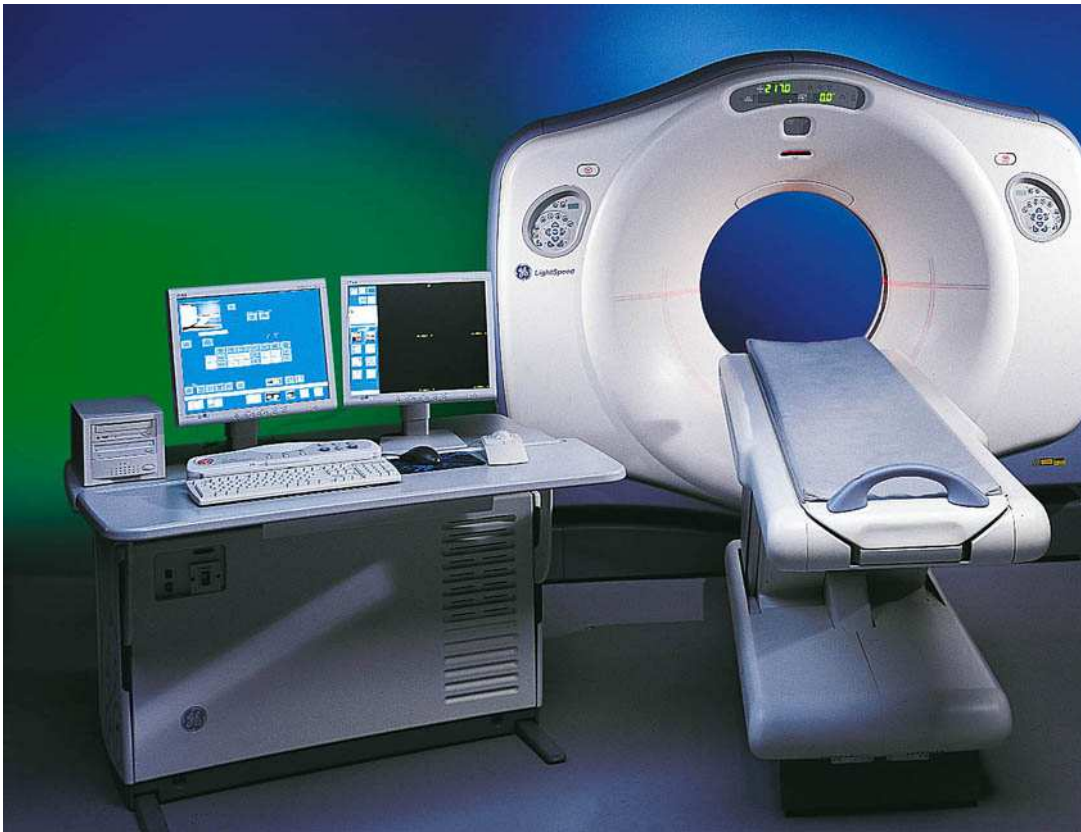
სურ.3.4.3.

ოპერატორის კონსოლი

ოპერატორის კონსოლი არის სამუშაო ადგილი, რომელიც მოიცავს კომპიუტერს, ეკრანს, შენახვის და შეყვანის მოწყობილობებს.

ოპერატორის კონსოლი აძლევს ოპერატორს საშუალებას:

- შეყვანოს და გააგზავნოს სკანირების კონტროლის მონაცემები პაციენტის მაგიდაზე და გენტრიზე
- გააკონტროლოს სკანირება
- კომუნიკაცია მოახდინოს პაციენტთან
- ეკრანზე გამოიტანოს, დაარქივოს და მართოს მიღებული სურათები
- მოახდინოს შიდა ქსელში კვლევების გადაგზავნა სხვა კომპიუტერებზე



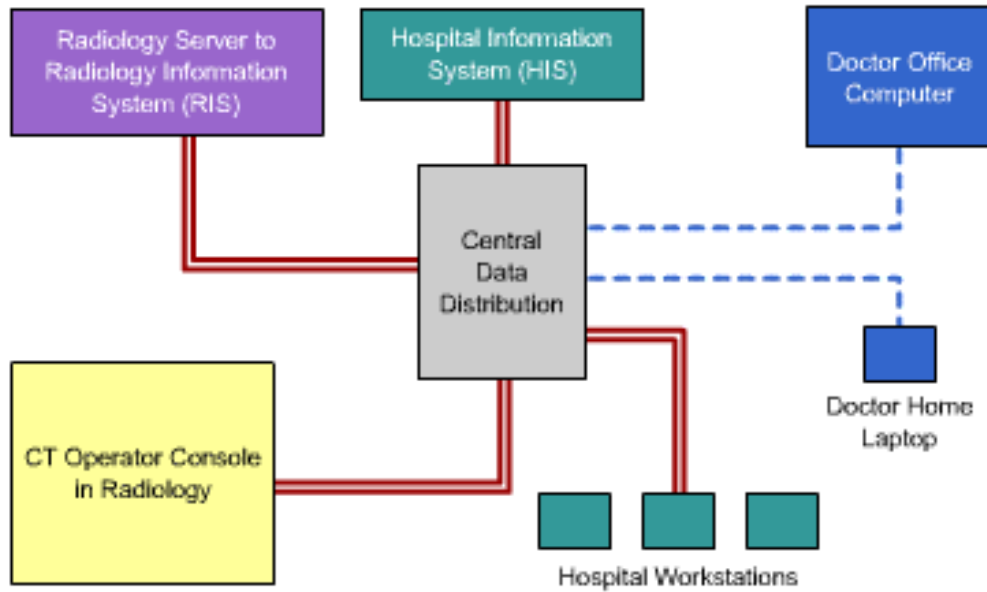
სურ.3.4.4.

მონაცემთა კომუნიკაცია

კომპიუტერული ტომოგრაფის ოპერატორის კონსოლის კომპიუტერი შეიძლება დაკავშირებული იყოს რადიოლოგიის საინფორმაციო სისტემასთან (RIS) ან ჰოსპიტალის საინფორმაციო სისტემასთან (HIS). ეს კავშირი აძლევს საშუალებას კომპიუტერული ტომოგრაფის კომპიუტერს რათა მიიღოს პაციენტზე ისეთი ინფორმაცია, როგორცაა მისი სახელი, გვარი, პაციენტის საიდენტიფიკაციო კოდი და მისი მკურნალი ექიმის სახელი.

კტ-ის სისტემაში არის სურათის აპლიკაცია, რადგან მის მეხსიერებაში ინახება სურათის ციფრული და რიცხვითი რეპრეზენტაციები. კომპიუტერის საშუალებით შესაძლებელია სურათების ჩატვირთვა სხვადასხვა სამუშაო ადგილებზე. აგრეთვე ქსელის არსებობის შემთხვევაში შესაძლებელია სურათების გაგზავნა ექიმთან სახლში ან ოფისში, თუ მას საჭიროება მოითხოვს.

DATA COMMUNICATION



სურ.3.4.5.

პაციენტის მაგიდა

კვლევის დროს მაგიდა გამოიყენება პაციენტის დასაწვენად. პაციენტის მაგიდა შედგება ფუძისაგან, საყრდენისა და აკვანისაგან. მაგიდის ფუძე დამაგრებულია იატაკზე. საყრდენი მოძრაობს ვერტიკალურად რაც წევს მაგიდას ზევით ან ქვევით. აკვანი ძირითად შემთხვევაში შედგება ნარევი კომპონენტებისაგან და იგი სრიალებს ლიანდაგზე, შედის და გამოდის გენტრის შიგნით და გარეთ. მწარმოებლები გვაწვდიან კიდევ დამატებით საშუალებებს პაციენტის დასაფიქსირებლად და მათი უსაფრთხოებისათვის.



სურ.3.4.6.

ბენტრი

გენტრი არის კომპიუტერული ტომოგრაფის ყველაზე დიდი შემადგენელი კომპონენტი. ის შედგება ორი ჩარჩოსაგან:

- ბრუნვადი
- სტაციონარული

სტაციონარული მხარე, ანუ გენტრის ფუძე ძირითადად დამაგრებულია იატაკზე. ფუძე დახმარებას უწევს გენტრის როცა იგი იხრება. ბრუნვადი ჩარჩო შედგება რენტგენის მილისგან და იმ მოწყობილობებისაგან, რომელიც საჭიროა რენტგენის სხივის შესაქმნელად, მისთვის ფორმის მისაცემად, სიგნალის დასაჭერად და მონაცემების დასათვლელად.



სურ.3.4.7.

ბენტრის ექსტიერიერი

გენტრი გარედან შედგება:

- ოპერატორის კონტროლისაგან, რათა ვამოძრაოთ მაგიდა და აკვანი

- აგარიული დილაკისაგან, რათა გავაჩეროთ სკანირება
- ეკრანის პანელისაგან, რაზეც გამოისახება მაგიდის სიმაღლე, სიგრძითი პოზიცია და გენტრის გადახრის კუთხე
- გასწორების ფანჯრისაგან, საიდანაც ხდება გამასწორებელი შუქის (ლაზერის) დამიზნება პაციენტზე

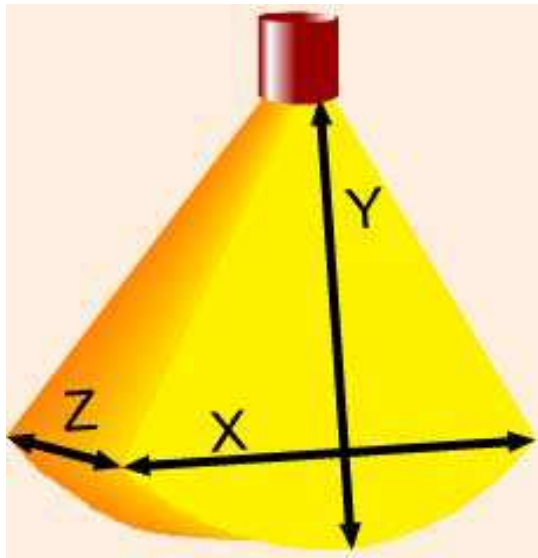
გენტრის ღია ნაწილს წარმოადგენს ხერეული. აკვანს შეყავს პაციენტი ხერელში სკანირების დროს. რენტგენის მილიდან ვიწრო რენტგენის სხივის ნაკადი მიემართება ხერელის მიმართულებით. დეტექტორი მდებარეობს რენტგენის მილის მოპირდაპირე მხარეს.



სურ.34.8.

გეომეტრია

გენტრის კომპონენტების შესწავლასთან ერთად ჩვენ გავაცნობიერებთ X, Y და Z ღერძებსაც.



სურ.3.4.9

- X ღერძი – არის რენტგენის სხივის სიგანე პაციენტზე და დეტექტორზე.
- Y ღერძი – რენტგენის სხივის სიმაღლე, რომელიც გამოისახება რენტგენის მილისა და დეტექტორს შორის არსებული მანძილით.
- Z ღერძი – იმ ჭრილის სისქე, რომელიც კონტროლირდება რენტგენის სხივით.

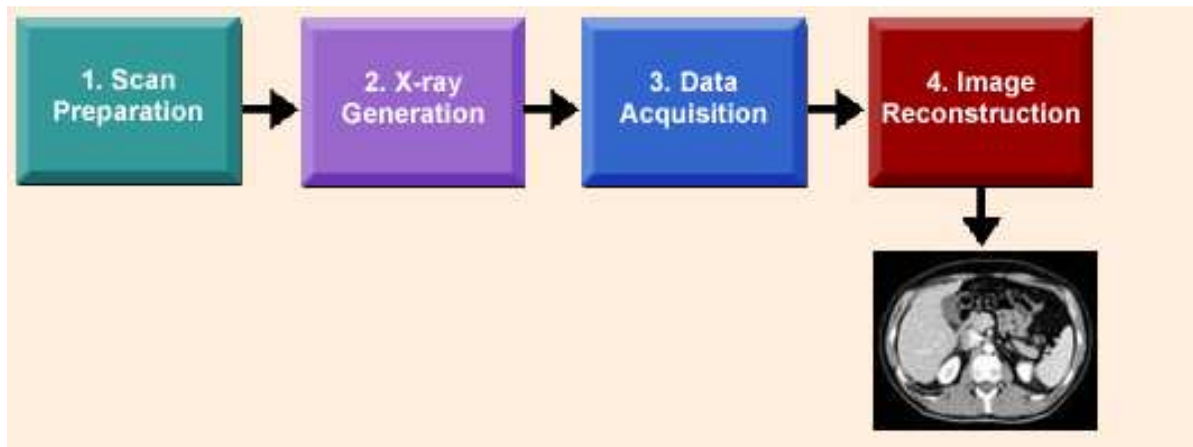
კომპიუტერული ტომოგრაფიის სკანირების პროცესი

კტ-ს სკანირების მიზანს წარმოადგენს ანატომიის სურათის შექმნა. ეს პროცესი შედგება ოთხი საფეხურისაგან.

1. სკანირების მომზადება
2. რენტგენის სხივის გამომუშავება
3. მონაცემთა მიღება/შეგროვება
4. სურათის რეკონსტრუქცია

ამ თავის შესწავლის შედეგად, ჩვენ შევძლებთ ჩამოვთვალოთ კტ სკანირების პროცესები და მის ყოველ ფაზასთან დაკავშირებული მოწყობილობები.

კბ სკანირების ოთხი საფეხური



სურ.3.4.10.

ზემოთ მოყვანილ სურათზე გამოსახულია კომპიუტერული ტომოგრაფის სკანირების ოთხი საფეხური. განვიხილოთ ისინი სათითაოდ.

სკანირების მომზადება

მიზანი: დაგაწვინოთ პაციენტი მაგიდაზე და შევარჩიოთ სკანირების პროტოკოლი. პროტოკოლი შეიცავს სპეციფიური კვლევის წინასწარ შერჩეულ მახასიათებლებს, როგორცაა თავი, მკერდი ან მუცელი.

დაკავშირებული მოწყობილობები: ოპერატორის კონსოლი, მაგიდა და გენტრი. სისტემა აგზავნის პროტოკოლის მახასიათებლებს პროცესორებზე, რათა მოხდეს ქვემოთ მოყვანილი სკანირების ცვლადების კონტროლირება კვლევის დროს:

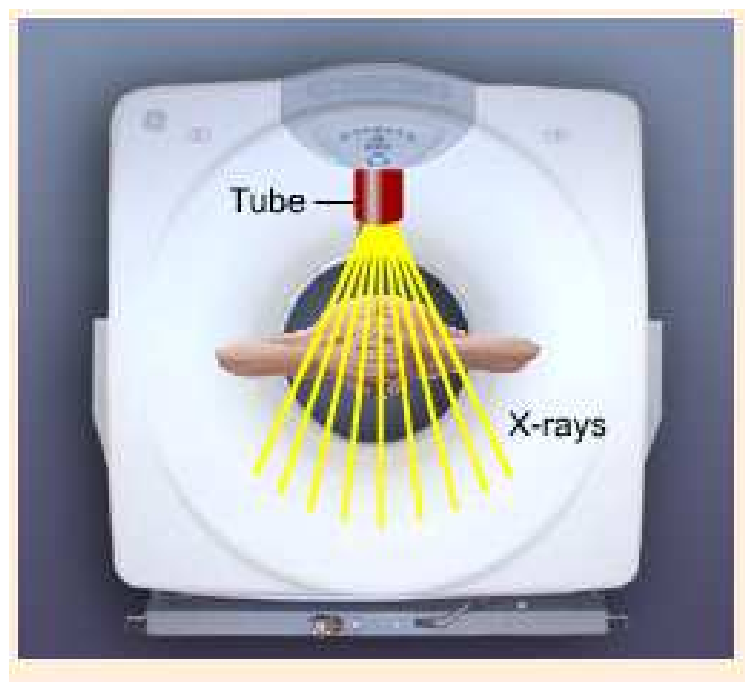
- რადიაციის რაოდენობა
- გენტრის ბრუნვის სისწრაფე
- რადიაციის გამოსხივების დრო
- სკანირების ჭრილის სისქე
- მაგიდის და გენტრის მოძრაობა
- ჭრილების რაოდენობა

რენტგენის სხივის ბენეფიციულობა

მიზანი: ვაწარმოთ რენტგენის სხივის ის რაოდენობა რომელიც განსაზღვრულია სკანირების პროტოკოლის მიერ.

დაკავშირებული მოწყობილობები: გენტრი და ოპერატორის კონსოლი.

ოპერატორი რთავს რენტგენის სხივის გენერატორს გენტრიში, რათა მან შექმნას მაღალი ძაბვა და დენი სწორი რენტგენის სხივის გაშუქებისათვის. ძაბვა და დენი გადის რენტგენის მილში რათა მოხდეს რენტგენის სხივის გამოშუშავება, რომელიც შემდეგ ტარდება პაციენტის სხეულში. სკანირების პროტოკოლი აგრეთვე აკონტროლებს პაციენტის მაგიდის მოძრაობას მბრუნავი გენტრის შიგნით. როგორც კი მაგიდა დადგება განსაზღვრულ პოზიციაში, რენტგენის მილი გენტრიში უშვებს რენტგენის სხივებს.



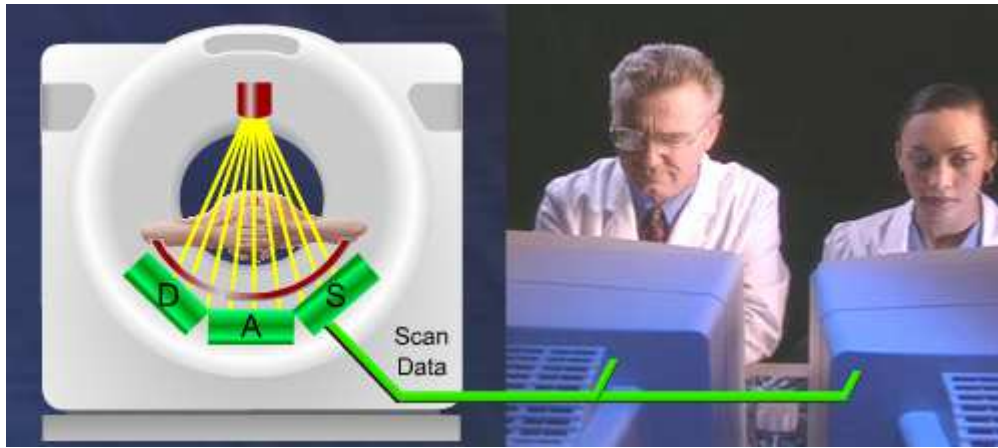
სურ.3.4.11.

მონაცემთა მიღება, შებროვება და გადაცემა

მიზანი: შექმნათ ციფრული ფაილი დეტექტორიდან მიღებული მონაცემებისაგან.

დაკავშირებული მოწყობილობები : გენტრი და ოპერატორის კონსოლი

დეტექტორი ღებულობს გატარებული რენტგენის სხივის რადიაციას და გენერირებას უკეთებას შესაბამისი დონის შუქს. დეტექტორს გადაყავს შუქი დენში. მონაცემთა მიღების სისტემა (DAS) გენტრიში, ქმნის ნედლი მონაცემების ციფრულ მატრიცას და აგზავნის მას კომპიუტერზე რათა მოხდეს სურათის წარმოება.



სურ.3.4.12

სურათის რეკონსტრუქცია

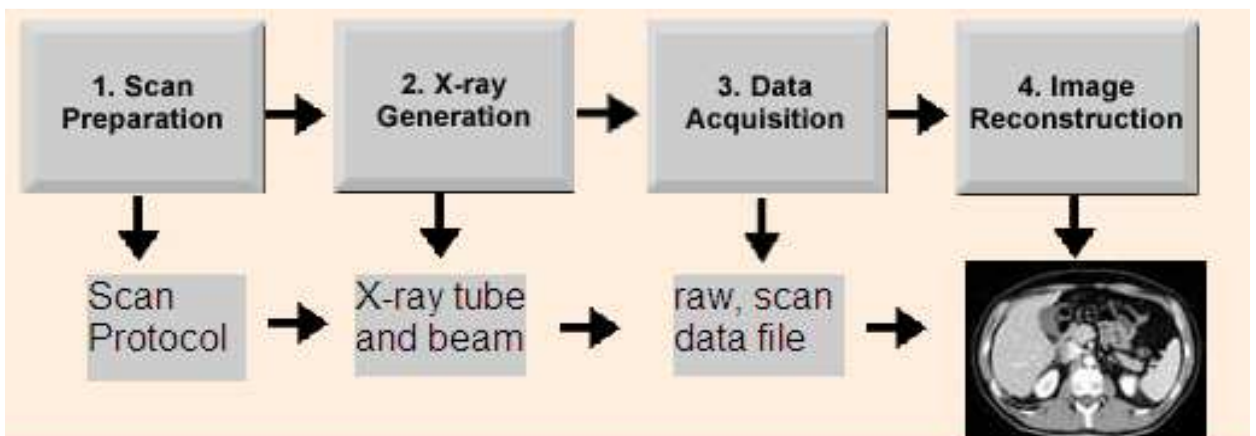
მიზანი : შექმნათ პაციენტის ანატომიის სურათი

დაკავშირებული მოწყობილობები : ოპერატორის კონსოლი

კომპიუტერი იყენებს სპეციალიზირებულ პროცესორებს და კომპლექსურ მათემატიკურ ალგორითმებს რათა მოხდეს რეკონსტრუქცია, ან შექმნას სურათის მონაცემები ნედლი ან სკანირების მონაცემებიდან. როდესაც მოხდება მისი შექმნა, კომპიუტერი ინახავს სურათის მონაცემებს. სურათი შეიძლება გამოტანილი იქნას ეკრანზე, მოხდეს მისი დაბეჭდვა, გადაგზავნა, დაარქივება

პროცესის შედეგი

კომპიუტერული ტომოგრაფიის სკანირების პროცესში, სისტემა ატარებს პაციენტის სხეულში რენტგენის სხივს, იღებს სიგნალის მონაცემებს რათა აწარმოოს სურათი.



სურ.3.4.13.

დასკვნა

კომპიუტერული ტომოგრაფის სკანირების პროცესი მოითხოვს შემდეგ პუნქტებს სურათის შესაქმნელად.

- სკანირების პროტოკოლს
- რენტგენის სხივი
- ნედლი, სკანირების მონაცემთა ფაილი
- რეკონსტრუქციის მათემატიკურ კომპლექსურ ალგორითმს

ოპერატორის კონსოლში არსებული კომპიუტერები დებულობენ ძირითად მონაწილეობას სკანირების მთლიანი პროცესის დროს. გენტრი გამოიყენება რენტგენის სხივების გამოსამუშავებლად და მონაცემების მიღებისათვის.

6.7. ერთფოტონიანი ემისიური კომპიუტერული ტომოგრაფია.

ერთფოტონიანი ემისიური კომპიუტერული ტომოგრაფიის მეთოდი დაფუძნებულია გაბმულ ლუმინესცენტურ გამოსხივებაზე, რომელიც პაციენტის ირგვლივ ბრუნავს. ბევრი იზოტოპი, რომლებიც გამოიყენება ბირთვულ მედიცინაში, უშვებს ერთეულ ფოტონს ან გამა-სხივს ენერჯის სასარგებლო დიაპაზონში. პარალელური სხივები, რომ შეკრიბონ იყენებენ კოლიმატორს. შეგროვილ სიგნალებს იყენებენ გამოსახულების აღსადგენად. ანალოგიური მეთოდი გამოიყენება კომპიუტერულ ტომოგრაფიაში. ეს მრავალი ჭრილი შესაძლებლობას გვაძლევს მივიღოთ დიდი გამოსახულება, რამდენიმე განივი სახეობისა, დამატებითი ფრონტალურისა და ზედაპირურისა ანუ ჩვეულებრივი ბირთვული კამერით. ამის გარდა ერთფოტონიან ემისიურ კომპიუტერულ ტომოგრაფიას აქვს უკეთესი გარჩევისნარიანობა ვიდრე გამა-კამერას. ე.ე.კ.ტ.-ის სისტემაში აუცილებელია სიგნალის შემასუსტებელი მერყეობის კომპენსაცია სხვადასხვა პაციენტებთან. შესაბამისად ამ სისტემებს არ იყენებენ დინამიკური გამოკვლევებისათვის. მათ იყენებენ მხოლოდ კვაზისტატიკური სტრუქტურების გამოსახულებისათვის. მაგ; სიმსივნეების ან ოსტეოპოროზის დროს, ძვლოვან სტრუქტურებში. აქ შესაძლებელია სამმაგი ინფორმაციის მიღების შედეგად, ნათლად დაინახოთ ის რაც არ ჩანს ჩვეულებრივ რედგენის სურათზე.

6.8. კოზიტრონული ემისიური ტომოგრაფია

ზოგიერთი იზოტოპი დაშლის დროს გამოყოფს პოზიტრონებს, რომლებიც ელექტროდებთან ანიგილირდებიან, გზავნიან რა საწინააღმდეგო მიმართულებით. ორ ფოტონს 511 KЭВ ენერგიით თითოეული. პოზიტრონული ემისიური ტომოგრაფია იყენებს ამ ფიზიკურ ეფექტს გამოსხივების წყაროს განსაზღვრისათვის. იზოტოპები, რომლებიც პ.ე.ტ.-ში გამოიყენება, აქვთ დაშლის ორი ხერხი, თითოეული მათგანი მთავრდება პოზიტრონ-ელექტრონის ანიგილაციით. ერთ შემთხვევაში ბირთვი ჯერ მოიცავს ორბიტალურ ელექტრონს, ხოლო მეორე შემთხვევაში ბირთვი უშვებს პოზიტრონს, რომელიც მოკლე მანძილზე გადაადგილდება, სანამ შემთხვევით ელექტრონს არ შეხვდება. ანიგილაციის შედეგად ნადგურდება ურთიერთსაწინააღმდეგო მუხტი და ორივე ნაწილაკების მასა, მაგრამ რჩებიან ფოტონები, რომლებიც შეჯახების ადგილიდან საწინააღმდეგო მიმართულებით გადაიტანენ ენერგიას.

პოზიტრონებს, რომლებსაც ბირთვი უშვებს, აქვთ განსაზღვრული კინეტიკური ენერგია, ასე რომ ისინი ასწრებენ გადაადგილდნენ რამდენიმე მილიმეტრზე, სანამ ელექტრონს შეხვდებიან. შედეგად გვაქვს შეცდომა პოზიტრონების წყაროს მდგომარეობის განსაზღვრაში.

თვისება ერთდროულად გამოუშვას ორი გამა-სხივი საწინააღმდეგო მიმართულებებით პ.ე.ტ.-ს მეთოდს წყაროს ლოკალიზების საშუალებას აძლევს. ა. კოლიმატორთან ერთად პ.ე.ტ.-ს აპარატში გამოიყენებენ ორ დეტექტორს, რომელსაც შეუძლია X-y კოორდინატების განსაზღვრა. თითოეული X-y კოორდინატის წყვილი გამოითვლება ლუმინესცენციის ორი ნათების დამთხვევის შედეგად, რომელთაც ენერგეტიკული დონე აქვთ და რომელიც მათემატიკური ლოდინის 511 KЭВ –ს ახლოსაა.

ცხრილი 6.8.1. ხუთი იზოტოპის დახასიათება, რომელიც პ.ე.ტ.-ში გამოიყენება.

იზოტოპი	მაქსიმალური ინეტიკური	ნახევრად დაშლა	გაფართოება
^{10}F	640 მ.კ.ვ.	110 წთ	1.1 აა
^{11}C	960 მ.კ.ვ.	20.4 წთ	1.9აა
^{13}N	12 მ.კ.ვ.	10.0 წთ	3.0აა
^{60}Ga	1.9 მ.კ.ვ.	62.3 წთ	5.9აა

^{82}Rb	3.4 მ.კ.ვ.	13 წთ	13.2გგ
------------------	------------	-------	--------

ყველაზე უბრალო პ.ე.ტ.-ის კამერაში, ორი მოდიფიცირებული გამა-კამერა განლაგებულია პაციენტის საპირისპირო მხარეს (სურ 12.24 ა) მოდიფიკაცია ნიშნავს კოლიმატორის მოცილებას და დამატებას, დამთხვევას სქემასა და გამოთვლითი მოწყობილობისა. კოლიმატორის მოცილება ზრდის ინფორმაციის სეგროვების კუთხეს, ამცირებს დროს, რაც ერთფოტონიანი ემისიური კომპიუტერული ტომოგრაფიის მეთოდზე უფრო მეტ უპირატესობას ფლობს. კამერა ნელა ბრუნავს პაციენტის ირგვლივ, იღებს ახალ-ახალ ჭრილებს გამოსახულების გასაუმჯობესებლად. წყვილი დეტექტორების დამატების შემთხვევაში გამოსახულებას უფრო სწრაფად მივიღებთ.

სურათი 12.24(ბ) აჩვენებს დეტექტორული კამერის სამ წევრულს გეკსაგონალურ-წრიულ ნაკრებში. საფეხურისებრი გვერდული გადაადგილება და მოსახვევები აუმჯობესებენ გამოსახულებას. საკმაოდ უხადო აპარატის შექმნა შეიძლება რგოლების გამოყენებით, რომელიც უამრავი დეტექტორებისაგან შედგება (12.24.ბ) ამავე დროს წრიულ დეტექტორი უმოდრაოა, ხოლო გამოსახულებას უზრუნველყოფს კომპიუტერული სიგნალი. ისე როგორც ყველა რადიონუკლიდურ ბლოკებში სამედიცინო ვიზუალიზაციაში, რადიოაქტიურ დონეს განსაზღვრავს ხმაური, რომელიც ზღუდავს გამოსახულებას.

თავი 5

ლოკლებრობრაფიული დიაგნოსტიკის სისტემები

სისხლის დინების და სისხლის მოცულობის გაზომვა შესავალი

ერთი უმთავრესი გაზომვა რომელიც სურს განახორციელოს ექიმმა, პაციენტის გამოკვლევის დროს მდგომარეობს იმაში რომ მიიღოს ინფორმაცია უანგბადის და სხვა შემადგენელი ნივთიერებების შესახებ, რომელსაც შეიცავს უჯრედი. ასეთი გაზომვები შეიძლება მივაკუთვნოთ პირველ საფეხურს. ნორმალურ პირობებში ასეთი სიდიდის გაზომვები ძალიან რთულია, რაც აიძულებს ექიმს სცადოს გაზომვების განხორციელება მეორე საფეხურით – გაზომოს სისხლის დინება და გაზომოს სისხლის მოცულობა, რომელიც ჩვეულებრივ კორელირებენ უჯრედებში მკვებავ ნივთიერებებთან. თუ სისხლის დინება ასევე ძნელად იზომება მაშინ ექიმს შეუძლია გამოიყენოს მესამე საფეხურის გაზომვები ე.ი. გაზომოს არტერიული წნევა, რომელიც ჩვეულებრივ ადექვატურად კორელირებს სისხლის დინების სიდიდესთან. თუ შეუძლებელია სისხლის დინების წნევის გაზომვაც მაშინ ექიმს შეუძლია დაიხიოს ერთი ნაბიჯით უკან და განახორციელოს მეოთხე საფეხური – მაგალითად დაარეგისტროს პაციენტის ეკგ რომელიც ჩვეულებრივ ადექვატურად კორელირებს არტერიული წნევის სიდიდესთან.

4.1. სისხლის დინების სიჩქარის გაზომვა

სისხლის დინების გაზომვა, წარმოადგენს გაზომვას რომელიც ყველაზე ახლო დგას ბაზურ გაზომვებთან – უჯრედებში უანგბადის კონცენტრაციის გაზომვასთან. ერთისმხრივ სისხლის დინების გაზომვის განხორციელება ჩვეულებრივ პირობებში საკმაოდ რთულია, რადგანაც ეს პროცედურა მოითხოვს ცოცხალ ორგანიზმში შეჭრას - “მეტად ინვაზიურია”, ვიდრე წნევის გაზომვა ან კარდიოგრამის გადაღება.

სისხლის დინების გაზომვისათვის არ გამოიყენება სითხის დინების სიჩქარის გამზომები რასაც წარმოებაში იყენებენ, ისეთი როგორცაა დიაფრაგმული ან ტურბინული ხარჯმზომები, რადგანაც ასეთი ტიპის ხარჯმზომები ითხოვს სისხლძარღვის გაჭრას, რამაც შემდგომში შეიძლება

გამოიწვიოს თრომბის განვითარება. სისხლის დინების სიჩქარის გასაზომად გამოიყენება სხვა მეთოდები რომლებსაც განვიხილავთ. ამ თავში მოყვანილი ინდიკატორის გახსნის მეთოდი არ იძლევა საშუალებას გავზომოთ მომენტალური საპულსო სისხლის დინების მნიშვნელობა, მაგრამ ის იძლევა საშუალებას გავზომოთ გასაშუალოებული რამოდენიმე გულის ციკლის სისხლის დინების მოცულობითი სიჩქარის მნიშვნელობა.

თუ მოცემულ m ინდიკატორის რაოდენობას გავხსნით V სითხის მოცულობაში, მიღებულ ხსნარში ინდიკატორის კონცენტრაცია C იქნება $C = \frac{m_0}{V}$. თუ ახლა ამ ხსნარში გავხსნით დამატებით ინდიკატორის რაოდენობა

m -ს მაშინ მისი კონცენტრაცია გაიზრდება $\Delta C = \frac{m}{V}$ სიდიდით. დაგუშვათ რომ

სითხე განუწყვეტლივ გადის გამოსაკვლევი მოცულობიდან და იცვლება ახალი ხსნარით, ისევე როგორც ეს მიმდინარეობს სითხის დინებისას. ამ შემთხვევაში იმისათვის რომ გაიზარდოს ინდიკატორის კონცენტრაცია ყოველ მომდევნო დინების ერთი დამატებულ სიდიდის სითხის პორცია მოცემულ მოცულობაში, აუცილებელია ყოველთვის დავამატოთ განსაზღვრული რაოდენობის ინდიკატორი. კონცენტრაციის გაზრდა იქნება ასახული ამ

ტოლობაში
$$\Delta C = \frac{\left(\frac{dm}{dt}\right)}{\left(\frac{dv}{dt}\right)}$$
 აქედან შეიძლება გამოვიყვანოთ

სითხის მოცულობითი ხარჯვის ფორმულა F

$$F = \frac{dv}{dt} = \frac{dm/dt}{\Delta C} \quad (4.2.1.)$$

მაგ. 1. გამოვიყვანოთ ეს ფორმულა მასის გადატანის პრინციპის გამოყენებით. პასუხი: სიჩქარე რომლითაც ინდიკატორი მიეწოდება სითხეს გამოსაკვლევ სისხლძარღვში, უდრის ინდიკატორის კონცენტრაციის წარმოებულს სისხლძარღვის შესასვლელ C_i -ზე და სითხის დინების მოცულობით სიჩქარეს F -ს. სიჩქარე რომლითაც ინდიკატორი შეიყვანება სისხლძარღვში სითხის მოცულობა უდრის ინდიკატორის რაოდენობას, რომელიც მიეწოდება დროის ერთეულ dm/dt -ში. სისხლძარღვიდან ინდიკატორის გამოდენის სიჩქარე უდრის ინდიკატორის კონცენტრაციის წარმოებულს სისხლძარღვის

გამოსასვლელ C_0 -თან და სითხის მოცულობითი ხარჯვა – F -ის ტოლია. სტაციონალური რეჟიმისათვის გამოიყენება შემდეგი შესაბამისობა საიდანაც გამომდინარეობს

$$F = \left(\frac{dm}{dt} \right) (C_0 - C_i) \quad (4.2.2.)$$

ფიკის მეთოდი. (4.2.2.) ფორმულა შეიძლება იყოს გამოყენებული სისხლის მიმოქცევის წუთიერი მოცულობის განსასაზღვრავად. (ერთ წუთში გულიდან გამოდენილი სისხლის რაოდენობა) შემდეგნაირად

$$F = \frac{dm/dt}{C_a - C_v} \quad (4.2.3.)$$

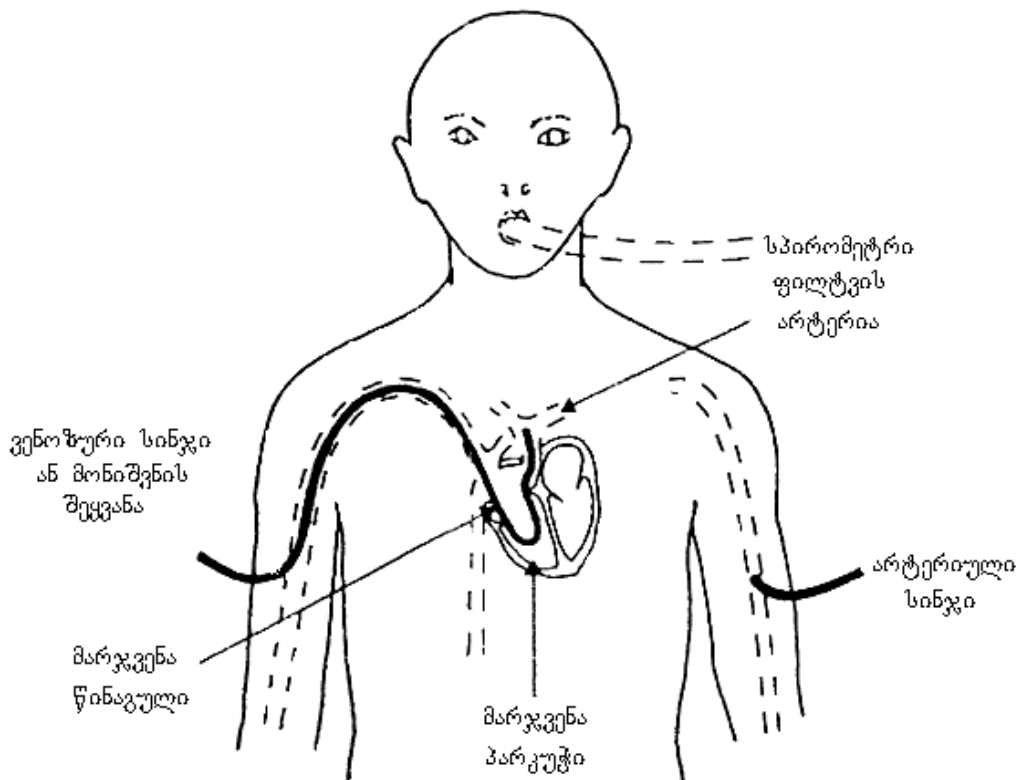
სადაც

F = სისხლის დინებაა (სისხლის მოცულობითი ხარჯი), ლ/წთ

$\frac{dm}{dt}$ = ქანგბადის გამოყენების სიჩქარე, ლ/წთ

C_a = ქანგბადის კონცენტრაცია არტერიულ სისხლში, ლ/ლ

C_v = ქანგბადის კონცენტრაცია ვენურ სისხლში, ლ/ლ



სურ.42.1.

სისხლმიმოქცევის წუთიერი მოცულობის გაზომვების მეთოდი. ფიკის მეთოდში ინდიკატორი ჟანგბადია, რომლის გამოყენება იზომება სპირომეტრის დახმარებით, ხოლო ჟანგბადის კონცენტრაციის სხვაობა არტერიულ და ვენურ სისხლში განისაზღვრება სისხლის სინჯებში, რომელსაც იღებენ დიდი წრის რომელიმე მოზრდილი არტერიიდან და ფილტვების არტერიიდან. საღებავის შერევის მეთოდში, ფილტვების არტერიებში შეყავთ საღებავი, მისი შემცველობა ერთეულოვან მოცულობაში იზომება სისხლის სინჯში, რომელსაც იღებენ სისხლმიმოქცევის დიდი წრის რომელიმე მოზრდილი არტერიიდან. თერმომოდულაციის მეთოდის გამოყენებისას მარილხსნარი მარჯვენა წინაგულში შეყავთ, ამასთან ზომავენ სისხლის ტემპერატურას ფილტვის არტერიაში.

სურ. 4.2.1.-ზე არის რეალიზებული ფიკის მეთოდი. ტანის ზედა ნახევარში, გულში მიმდინარე სისხლში ჟანგბადის კონცენტრაცია განსხვავდება სისხლში ჟანგბადის კონცენტრაციისაგან, რომელიც მოედინება ქვედა ტანის ნახევრიდან. მათი სიდიდეები იმითაა დაკავშირებული, რომ ჟანგბადის ექსტრაქცია ტვინის უჯრედების არტერიული სისხლიდან განსხვავდება თირკმელების, კუნთების და სხვა ორგანოების ჟანგბადის ექსტრაქციისაგან. ეს მდგომარეობა არ გვაძლევს საშუალებას ზუსტად განვსაზღვროთ კონცენტრაცია C_n , თუ მას გავზომავთ მარჯვენა წინაგულში. ვენურ სისხლში ჟანგბადის კონცენტრაციის ზუსტი განსაზღვრისათვის, ის უნდა გაიზომოს ფილტვის არტერიაში, მას შემდეგ რაც სისხლი, რომელიც მოედინება სხვადასხვა ორგანოებიდან, იქნება შერეული მარჯვენა გულის პარკუჭის შეკუმშვისას. სასინჯი სისხლის აღება ექიმს შეუძლია ფილტვის არტერიიდან ორარხიანი კათეტერის საშუალებით, რომელიც გადაიტანება სისხლის დინებით “ბალონის” მეშვეობით. გაბერილი “ბალონი” კათეტერის ბოლოშია მოთავსებული. მეორე კათეტერის არხი გამოიყენება სისხლის სინჯის გამოსატანად.

ფილტვების კაპილარების გავლისას სისხლი მდიდრდება ჟანგბადით (რომელიც ამ მეთოდში გამოიყენება როგორც ინდიკატორი). გამოსაკვლევი ობიექტი სუნთქავს სუფთა ჟანგბადით რომელიც მიეწოდება სპირომეტრიდან. ამონასუნთქი ნახშირორჟანგი შთაინთქმება სილიკატური ფილტრით. ამ გზით ჟანგბადის მოხმარება განისაზღვრება სუნთქვისას მიწოდებული ჯამური გაზის სიდიდეების შეჯამებით. სუნთქვის დროს იმისათვის რომ

განესაზღვროთ ჟანგბადის კონცენტრაცია C_a ოქსიგენურ არტერიულ სისხლში, შეიძლება ავიღოთ სისხლის სინჯი ნებისმიერი დიდი არტერიიდან. საქმე იმაშია რომ სისხლი გამდიდრებულია ჟანგბადით ფილტვების კაპილარებში კარგად შეერევა მარცხენა პარკუჭში, ხოლო ჟანგბადის მოხმარება დიდ არტერიებში უმნიშვნელოდ მცირეა. გამოკვლევებით დადგინდა, რომ ჟანგბადის კონცენტრაცია ყველა დიდ არტერიაში პრაქტიკულად ერთი და იგივეა. სასინჯი არტერიული სისხლის ასაღებად გამოიყენება ხელის ან ფეხის მაგისტრალური არტერია.

მაგ. გამოითვალეთ სისხლის მიმოქცევის მოცულობა შემდეგი მონაცემების გამოყენებით: სპირომეტრში გამოყენებული ჟანგბადის რაოდენობა შეადგენს 250 მლ/წთ.

არტერიულ სისხლში ჟანგბადის შემცველობა 0.20 მლ/წთ, ხოლო ვენურ სისხლში 0.15 მლ/წთ.

პასუხი:

$$F = \frac{dm}{dt}(C_a - C_v) = \frac{0.25}{(10.20\text{ლ}) - (0.15\text{ლ/ლ})} = 5\text{ლ/წთ} \quad (4.2.4)$$

ჟანგბადის კონცენტრაციის სიდიდე გვიჩვენებს, რომელი სიდიდის ჟანგბადი შეიძლება იქნეს გამოყენებული სისხლის მოცულობის ერთეულში. ჟანგბადის კონცენტრაცია დიდია სისხლში რადგანაც ჟანგბადის უმეტეს ნაწილს სისხლი შეიცავს, დაკავშირებულია ჰემოგლობინთან. იმ შემთხვევაში თუ სისხლძარღვებში სისხლის მაგივრად წყალი გაედინებოდა ჟანგბადის კონცენტრაცია მასში იქნებოდა მნიშვნელოვნად მცირე, ვიდრე სისხლის დინების დროს იმ შემთხვევაშიც კი თუ ჟანგბადის ძაბვა P_{O_2} ორივე შემთხვევაში იყო ერთნაირი. ფიკის მეთოდი სრულიად არატოქსიკურია რამდენადაც ინდიკატორის სახით გამოყენებული ჟანგბადი არის ნივთიერება, რომელსაც ორგანიზმის უჯრედები ნორმალურად იყენებენ. იმისათვის რომ მკვლევარმა შეძლოს მიიღოს ჟანგბადის გამოყენების მრუდის გადახრა, სისხლმიმოქცევის წუთიერი მოცულობა უნდა იმყოფებოდეს მუდმივ მდგომარეობაში რამოდენიმე წუთის განმავლობაში. არტერიაში შეყვანილი კათეტერები იწვევენ სისხლმიმოქცევის წუთიერი მოცულობის უმნიშვნელოდ მცირე ცვლილებებს.

ბოლუსის ინდიკატორის გახსნის მეთოდი

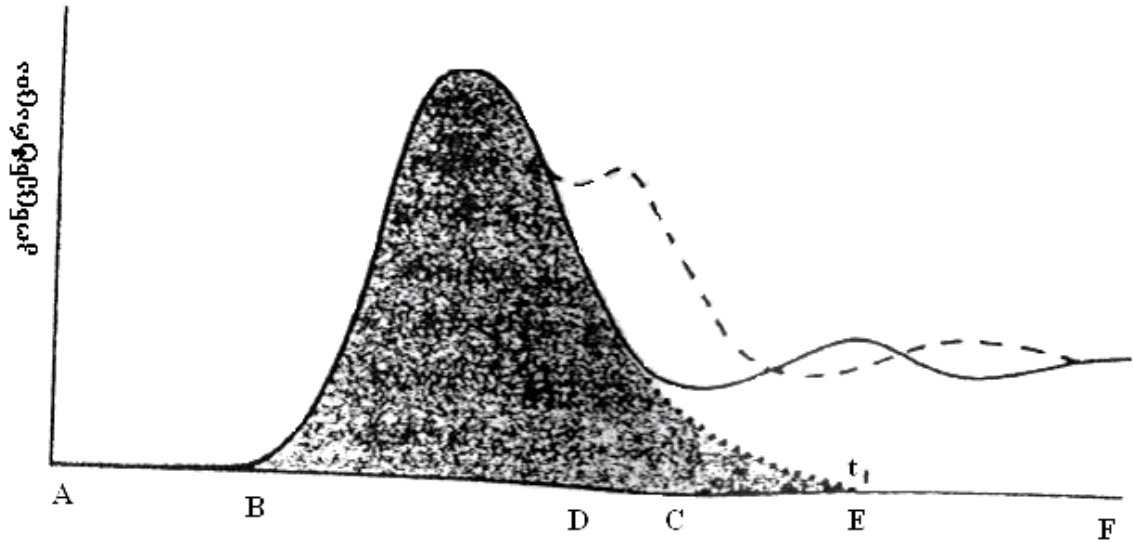
განტოლება

მაღლა განხილული ინდიკატორის გახსნის მეთოდის რეალიზაცია, როცა ინდიკატორი შეიყვანება განუწყვეტლივ, გამოიყენება იშვიათად. პრაქტიკულად ყველგან მას ცვლის სხვა, უფრო მოხერხებული ამ მეთოდის მოდიფიკაცია, რომლის შემთხვევაში აწარმოებენ მოკლე და ჩქარ ინდიკატორების შეყვანას. ბოლუსი ჩქარა შეიყვანება სისხლძარღვში დინებით და მოგვიანებით არეგისტრირებენ გამდინარე ინდიკატორის კონცენტრაციის ცვლილებას, რომელიც არის გამოწვეული ბოლუსის გავლით, ინდიკატორის კონცენტრაციის ცვლილებას, რომელსაც არეგისტრირებენ ბოლუსის ჩქარი შეყვანის დროს, სურათზე გამოსახულია უწყვეტი ხაზით. წერტილებით გამოსახულია ექსპონენციალური დაშლის მრუდი; ინდიკატორის კონცენტრაციის ასეთი ცვლილება შეიძლება გვეხილა სისხლის რეცირკულაციის არქონისას. ასეთი შემთხვევის დროს შეიძლება მოვიხმართ განტოლება და გამოვთვალოთ სისხლის დინება სისხლძარღვებში.

სისხლის პატარა მოცულობა dV გადის ჭრილით, სადაც ზომავენ ინდიკატორის კონცენტრაციას dt დროის განმავლობაში. ინდიკატორის რაოდენობა dm , რომელიც არის dV მოცულობაში უდრის, ინდიკატორის კონცენტრაცია $C(t)$ გამრავლებული dV მოცულობაზე. შესაბამისად $dm=C(t)dV$. თუ ამ განტოლების ორივე მხარეს გავეყოფთ dt -ზე მივიღებთ $dm/dt=C(t)dV/dt$. მაგრამ $dV/dt=Fi$, სადაც Fi - არის სისხლის დინების მოცულობის სიჩქარის წამიერი მნიშვნელობა ე.ი. $dm=FiC(t)dt$. ამ განტოლების ინტეგრირებისას ნულიდან დროის t_1 მომენტამდე, როცა ბოლუსი რეცირკულაციის არარსებობისას მთლიანად გაივლიდა გაზომვის ადგილს, მივიღებთ:

$$m = \int_0^{t_1} F_i C(t) dt \quad (4.2.5)$$

ამასთან t_1 დრო შეესაბამება E წერტილს (სურ 4.2.2.) F_i – სისხლის დინების მყისიერი მცირე რხევები, რომელიც გამოწვეულია გულის შეკუმშვით გლუვდება რადგან ბოლუსის ინდიკატორი ერევა სისხლს გულის საკნებში და ფილტვებში. აქედან გამომდინარე შეიძლება მივიღოთ საშუალო სისხლის დინების F ფორმულა.



სურ.4.2.2.

ბოლუსის ინდიკატორის გახსნის დინამიკა

ბოლუსის ინდიკატორი შეჰყავთ დროის A მომენტში, AB დროის ინტეგრალი წარმოადგენს ტრანსპორტულ შეკავებას – დრო ინდიკატორის შეყვანის მომენტიდან, მისი წერტილი B-ში გაჩენის მომენტამდე, რომელიც განთავსებულია „დინების ქვევით“. გაზომვის წერტილში ინდიკატორის კონცენტრაცია აღწევს პიკს, რის შემდეგ იწყება მისი ექსპონენციალური შემცირება, რომელიც მიმდინარეობს CD დროის მონაკვეთში. რეცირკულაცია რომ გამოვრიცხოთ ეს შემცირება გაგრძელდებოდა წერტილებით გამოსახულ ხაზამდე დროის t_1 მომენტამდე. მაგრამ რადგან ადგილი აქვს სისხლის რეცირკულაციას ამიტომ E წერტილში წარმოიქმნება კონცენტრაციის მეორე პიკი. წყვეტილი ხაზით აღნიშნულია რეცირკულაციის სწრაფი შემთხვევა, რომელიც ხდება მარჯვენა და მარცხენა გულებს შორის ნახვრეტის შემთხვევაში.

$$F = \frac{m}{\int_0^{t_1} C(t) dt} \quad (4.2.6)$$

სურათზე დაშტრიხული არის ფართობს ინტეგრალის საშუალებით ვითვლით. ერთეულოვანი კვადრატების დათვლით, რომლებიც ქმნიან ამ არეს და

პლანიმეტრის საშუალებით. ამის გარდა იქმნება პატარა სპეც. კოპიუტერები რომლებიც რეალურ დროის მაშტაბში ექსტრაპოლირებენ ექსპერიმენტალურ მრუდს და თვლიან სისხლის მოცულობით ხარჯს.

თუ სისხლში ინდიკატორის საწყისი კონცენტრაცია ნულისაგან განსხვავდება, რომელსაც შეიძლება ჰქონდეს ადგილი იმ შემთხვევაში თუ ინდიკატორის გარკვეული რაოდენობა რჩება სისხლში, ის აგრძელებს იქ ცირკულირებას და ფორმულა იღებს სახეს

$$F = \frac{m}{\int_0^{t_1} [\Delta C(t)] dt} \quad (4.2.7.)$$

4.2. საღებავების ბასნა

კლინიკებში ფართოდ გავრცელებული სისხლმომოქცევის წუთმოცულობის გაზომვების მეთოდი წარმოადგენს ფერადი საღებავის ინდოციანინის მწვანის (კარდიოგრინის) გამოყენების მეთოდს. ეს საღებავი აკმაყოფილებს ყველა მოთხოვნას, რომელიც მოეთხოვება ინდიკატორს 1. ის ინერტულია, 2. უსაფრთხოა, 3. ეკონომიურია, 4. არ ტოვებს სისხლძარღვის კალაპოტს, 5. მისი კონცენტრაციის გაზომვა სისხლში ადვილია. ამის გარდა მისი ოპტიმალური შთანთქმის პიკი 805 ნმ ტალღის სიგრძეს ემთხვევა; ამ ტალღის სიგრძეზე, სისხლის ოპტიკური შთანთქმის კოეფიციენტი არ არის დამოკიდებული მისი ოქსიგენაციის ხარისხზე. ამ საღებავს უშვებენ სითხის სახით, რომელსაც ხსნიან იზოტონურ ხსნარში და შეყავთ კათეტერით, ჩვეულებრივ ფილტვების არტერიაში. შეყვანილი საღებავის დაახლოებით 50% გამოიდევნება თირკმელებით პირველი 10 წუთის განმავლობაში რაც გვაძლევს საშუალებას განვახორციელოთ განმეორებითი გაზომვა. სისხლში საღებავის კონცენტრაციის დროზე დამოკიდებულების მრუდს იღებენ მუდმივი ხარჯის ტუმბოს საშუალებით. უზრუნველყოფს კათეტერიდან სისხლის ამოტუმბვას, რომელიც შეყავთ ბარდაყიდან ან მკლავის არტერიიდან. არტერიიდან ამოქაჩული სისხლი გაიშვება კოლორიმეტრულ კიუვეტაში, სადაც აბსორბციული ფოტომეტრიის პრინციპის საფუძველზე განუწყვეტილად იზომება საღებავის კონცენტრაცია. საღებავის გახსნის მრუდის მოსახსნელად იყენებენ 805 ნმ-ზე დაყენებულ ორარხიან ჰემოქსიმეტრს. ექიმმა წინასწარ უნდა დააკალიბროს კოლორიმეტრი, სისხლი – რომელშიც არის შერეული ცნობილი საღებავის რაოდენობა, გაატაროს კიუვეტში.

ფორმა რომელიც არის მიღებული ინდიკატორის მრუდით გვაძლევს საშუალებას მივიღოთ დამატებითი ინფორმაცია რომელსაც აქვს დიაგნოსტიკური ფასეულობა. პუნქტირის მრუდი სურ.4.2.2. აირეკლავს გამოთვლის შედეგს, რომელიც შეესაბამება მარჯვენა და მარცხენა გულის შუაში არსებულ შუნტს (გულის მარჯვენა და მარცხენა ნაწილებს შორის ხვრელი). ამასთან სისხლის რეცირკულაცია მიმდინარეობს უფრო სწრაფად ვიდრე ნორმაა, რაც უზრუნველყოფს ადრეული რეცირკულაციური პიკის გაჩენას. ამის გარდა შუნტის არსებობისას მარჯვენა და მარცხენა გულის შუაში ტრანსპორტული შეკავება არანორმალურად მოკლეა, რადგანაც საღებავის რაღაც რაოდენობა პატარა სისხლმიმოქცევის წრის გვერდის ავლით ხვდება რეგისტრაციის ადგილზე.

თერმომოდულაცია

სისხლმიმოქცევის წუთიერი გაზომვის მეთოდი დაფუძნებულია ბოლუსის ინდიკატორის სახით, ცივი ფიზიოლოგიური ხსნარის გამოყენებაზე. თერმომოდულაციის მეთოდის რეალიზაციისათვის გამოიყენება სპეციალური ოთხარხიანი კათეტერი სისხლის შერეული დინებით. ეს კათეტერი შეიყვანება მხრის ვენიდან ფილტვების არტერიაში შპრიცის მეშვეობით. კათეტერის არხში ჩაიტვირთება აირი, რომელიც ბერავს კათეტერის ბოლოებზე პატარა “ბალონს”, რომელსაც აქვს მრგვალი ფორმა. მოძრავი სისხლი იზიდავს ამ “ბალონს” გადაადგილებს კათეტერის ბოლოს ფილტვის არტერიაში. ინდიკატორის მაგივრად გამოყენებული ცივი ფიზიოლოგიური ხსნარი შეჰყავთ მარჯვენა წინაგულში მეორე არხით ამ კათეტერის ინდიკატორი კარგად შეერევა სისხლს მარჯვენა გულის პარკუჭში, რომელიც იწვევს სისხლის ტემპერატურის დაცემას. კათეტერის მესამე არხის თავაკის ახლოს, რომელიც ფილტვების არტერიაშია, განთავსებულია თერმისტორი, რომელიც ზომავს სისხლის ტემპერატურას; ელექტრული სადენი რომელიც მოდის თერმისტორიდან გამოდის გარეთ კათეტერის მესამე არხით. ასეთი გაზომვები არ შეიძლება ჩავატაროთ საღებავი ინდიკატორის გამოვიყენოთ.

თერმომოდულაციის მეთოდისათვის შეგვიძლია გამოვიყენოთ შემდეგი განტოლება:

$$F = \frac{Q}{\rho_b c_b \int_0^1 \Delta T_b(t) dt} \left(\frac{m^3}{\text{წმ}} \right) \quad (4.4.1.)$$

სადაც Q_b = შეყვანილ ხსნარში სითბოს რაოდენობა, ჯოული

ρ_b = სისხლის სიმკვრივე, კგ/მ³

C_b = სისხლის კუთრი თბომოცულობა, ჯ/(კგ·კ)

თერმომოდულაციის მეთოდის გამოყენებით მკვლევარი შეიძლება წააწყდეს ბევრ პრობლემას, რომელმაც შეიძლება შეცდომაში შეიყვანოს გაზომვების დროს. ამ პრობლემებს მიეკუთვნებიან:

1. ცივი ხსნარის სისხლთან ცუდად შერევა ან რეგისტრაცია,
2. სითბოცვლა, სისხლისა და გულის არხების კედლებთან; თბოცვლა კათეტერის კედლებთან ინდიკატორის შეყვანამდე, შეყვანის დროს დროს ან შეყვანის შემდეგ. თუმცა, ხელსაწყო შეიძლება დავაკალიბროთ, თუ ხსნარის შერევის მეთოდს ერთდროულად გამოვიყენებთ, რაც საშუალებას მოგვცემს ვიპოვოთ კორექტირებადი კოეფიციენტები და შემდგომ გაზომვის შედეგების კორექტირებასაც შევძლებთ.

თავი 5

ელექტრომაგნიტური ხარჯზომები

5.1 შესავალი

სისხლის ელექტრომაგნიტური ხარჯზომები გვაძლევს საშუალებას რომ გავზომოთ საპულსო სისხლის დინების წამიერი სიჩქარე. მათ გააჩნია უფრო დიდი შესაძლებლობები ვიდრე ინდიკატორის გახსნის მეთოდს, რომელიც გვაძლევს საშუალებას გამოვითვალოთ მხოლოდ საშუალო სისხლის დინება. ელექტრომაგნიტურ ხარჯზომებს შეუძლიათ იმუშაონ მხოლოდ გამდინარე სითხეებთან ერთად, როგორც არის სისხლი და ფიზიოლოგიური ხსნარი.

მუშაობის პრინციპი

ავტომობილის გენერატორში ელექტრული დაძაბულობა წარმოიქმნება ელექტრომაგნიტური ინდუქციის მოვლენის საფუძველზე. სპილენძის სადენები მოძრაობენ მაგნიტურ ველში, კვეთენ ამ ველის ძალურ ხაზებს, რაც წარმოქმნის ემპ (ელექტრო მამოძრავებელი ძალა). ამავე პრინციპზეა დამყარებული, ფართოდ გავრცელებული, სისხლის დინების ელექტრომაგნიტური სისხლის ხარჯზომის მუშაობა. ხარჯზომის სქემა მოცემულია 5.1.1. სურათზე. აქ სადენის მაგივრად მაგნიტურ ველში მოძრაობს სისხლი, რომელიც როგორც მარილხსნარი წარმოადგენს გამტარ სითხეს. გაჩენილი ელექტრო მაგნიტური ძალისათვის ფორმულა მოიცემა ფარადეის ინდუქციის კანონით:

$$e = \int_0^L (u \times B) dL$$

სადაც B = მაგნიტური ნაკადის სიმკვრივე (მაგნიტური ველის ინდუქცია), ტლ

L = ელექტროდებს შორის მანძილი, მ,

u = სისხლის დინების წამიერი მნიშვნელობა მ/წმ,

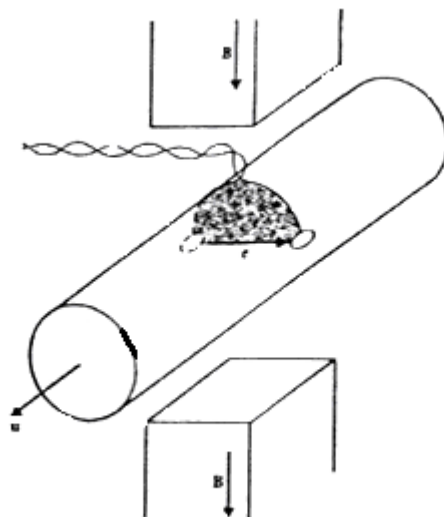
თან ელექტრული ველის დაძაბულობის ვექტორი პერპენდიკულარულია მაგნიტური ინდუქციის და სიჩქარის ვექტორის.

ერთგვაროვანი B ინდუქციის მქონე მაგნიტური ველის, ერთგვაროვანი სისხლის სიჩქარის u განაწილებით, წარმოქმნილი ელექტრომამოძრავებელი ძალა ტოლია

$$e = BLu \tag{5.1.1.}$$

სადაც სამივე ვექტორი (ელექტრული ველი დაძაბულობის, მაგნიტური ინდუქციის და სისხლის დინების სიჩქარე) ურთიერთპენპენდიკულარულია. განვიხილოთ რეალური ხარჯმზომები. უმეტესობა განსხვავდება იდეალურისაგან. ელექტროდებს აქვთ პატარა ზომა, ამიტომ ელექტროდების ახლოს მდებარე სითხის ფენების სიჩქარეს, ხარჯმზომის სიგნალის ჩამოყალიბებაში შეაქვს წვლილი, ვიდრე უფრო მოშორებულ ფენების სიჩქარეს. სურ. 5.1.2.-ზე ნაჩვენებია წრიული კვეთის სისხლძარღვისათვის ფუნქციის ზოგიერთი მნიშვნელობა, რომელიც ახასიათებს ამ ეფექტს. თუ ელექტროდებს მოვათავსებთ სისხლძარღვის შიგნითა კედლებზე მაშინ პრობლემა არც თუ ისე სერიოზული ხდება.

მოწყობილობა სწორად ზომავს სისხლის დინებას სიჩქარის პრტყელი პროფილის შემთხვევაში. თუ სიჩქარის პროფილები არ არის თანაბარი და არის ასიმეტრიული (მაგალითად ასეთია პარაბოლური პროფილი ან ცილინდრულ მილში სითხის ლამინარული დინება), ხარჯმზომი სწორად ზომავს საშუალო დინების სიჩქარეს ა. რამდენადაც სისხლძარღვის განივი კვეთის ფართობი A ცნობილია, ადვილია სითხის მოცულობითი ხარჯი F გამოთვლა, თუ u -ს A -ზე გავამრავლებთ. სისხლძარღვთა სისტემის ბევრ მონაკვეთზე, მაგალითად აორტის რკალი ან სისხლძარღვების განტოტვების ადგილის ახლოს, სიჩქარეების პროფილები არ არის ასიმეტრიული, რამაც გაზომვისას შეიძლება შეცდომები გამოიწვიოს.



სურ.5.1.1.

ელექტრომაგნიტური ხარჯმზომი. თუ სისხლს რომელიც მიედინება სისხლძარღვში აქვს სიჩქარე u და მოძრაობს მაგნიტურ ველში B ინდუქციით, ჩნდება ელექტრო მამოძრავებელი ძალა – ემძ, რომელიც იზომება სურათზე

ნაჩვენები ელექტროდებით, თუ ხარჯმზომი მუშაობს ცვლად მაგნიტურ ველში, მაშინ დამუქებული კონტურის ამ ველის ინდუქციის წირებით გადაკვეთისას, ჩნდება მაგნიტური “ნავოდკა” ჩვენება.

მიუთითეთ ასევე სხვა ფაქტორები რომლებიც შეიძლება იყოს შეცდომების წყარო:

1. მაღალი სიჩქარის სისხლის დინების არე ქმნის დიდ ელექტრომაგნიტურ ველს, სისხლის დინების დაბალი სიჩქარის არესთან შედარებით.
2. სისხლძარღვის კედლის ელექტრული გატარების შეფასება სისხლის გატარებასთან, რაც არის დამოკიდებული სისხლის ჰემატოკრიტის მნიშვნელობაზე.
3. სისხლძარღვის კედლის გარე მხრიდან სითხეს ახასიათებს უფრო მაღალი გამტარიანობა, ვიდრე თვითონ კედელს. რასაც მივყავართ ხარჯვის სიგნალის დაშუნტებამდე.
4. მაგნიტური დინების სიმკვრივე არაერთგვაროვანია ასევე აქსიალური მიმართულებით რაც იწვევს სისხლძარღვის ღერძის გასწვრივ დენის ცირკულირების წარმოქმნას.

იმისათვის რომ შევამციროთ ეს შეცდომები საჭიროა გამოვიყენოთ ცხოველების სისხლი და სადაც შესაძლებელია ცხოველების სისხლძარღვები. Am შემთხვევაში პირდაპირი ხარჯის გაზომვა ხდება დაგრადუირებულ ცილინდრში სადაც აგროვებენ სისხლძარღვებში გადინებულ სისხლს და წამზომის საშუალებით ნიშნავენ დროს, თუ რა დროის განმავლობაში გამოედინება მოცემული რაოდენობის სისხლი.

სურ.5.1.1-ზე მუდმივ მაგნიტურ ველიანი ხარჯმზომია გამოსახული. მასში გამოიყენება მუდმივი მაგნიტური ველი, რომელშიც გამოსახვლელი ძაბვა დროის ნებისმიერ მომენტში გამოსახავს სისხლის დინების სიდიდეს სისხლძარღვებში. პირველი ხარჯმზომები ზუსტად ასეთები იყო, მაგრამ ნაკლებად გამოსადეგი შემდეგი მიზეზების გამო: პირველ რიგში ხარჯმზომის სიგნალი წარმოადგენს პოლარიზაციის დაძაბულობის ჯამს რომელიც წარმოიქმნება მეტალის ელექტროდსა და სითხესთან საზღვარზე, დაძაბულობა დაკავშირებული სითხის დინებასთან პოლარიზაციის დაძაბულობა მნიშვნელოვნად დიდია დაძაბულობაზე. დაკავშირებული ასეთ სითხესთან და მაშინაც კი როცა გამოიყენება არაპოლარიზებადი

ელექტროდები, შემთხვევითი გადახრა დაძაბულობისა პოლარიზაციისაკენ ექნება იგივე სიდიდე როგორც სისხლის დინების სიგნალს. სიგნალის სიდიდის გამოყოფა ამ ეტაპზე პირველად შეუძლებელია. მეორე მხრივ ელექტრო კარდიოგრამის სიგნალის ფორმა ემთხვევა ამ თვისებებით სისხლის დინების სიგნალს, მიუხედავად იმისა რომ ელექტროკარდიოგრამის სიგნალი უფრო დიდი ფორმისაა ვიდრე სისხლის დინების სიგნალი. ამიტომ სისხლის ხარჯვის გაზომვა სისხლძარღვებში, რომლებიც განლაგებულნი არიან გულარის ახლოს, გამოუვალი ხარვეზები რომელიც იქმნება ელექტრო კარდიოგრამის სიგნალით, ყველაზე დიდი მიღებული მნიშვნელობა სისხლის დინების სისშირის გაზომვისას, რომელიც არის განთავსებული 0-დან 30-ჰერცამდე დიაპაზონში, საკმაოდ დიდია გაძლიერების ხმაური, რასაც მიყვავართ ძალიან ცუდ შეფარდებასთან სიგნალი – ხმაური.

ცვლადი მაგნიტური ველიანი ხარჯმზომები

დაბრკოლებები რომლებიც გამოწვეულია ხარჯმზომების მუშაობისას მუდმივი მაგნიტური ველის დროს შეიძლება იყოს უგულვებელყოფილი თუ მაგნიტურ ველს გავხდით ცვლადს, ცვლად სისშირეს 100 ჰერცის ფარგლებში. უფრო დაბალი სისშირეები ითხოვს გამოყენების ხოლო უფრო მაღალი სისშირეების დროს შესამჩნევად იწყებს მოქმედებას პარაზიტული მოცულობა.

სურ.5.1.2. არის ილუსტრირებული სისტემის მუშაობა რომელშიც მაგნიტი არის ჩართული ცვლადი დენის ჯაჭვში. ცვლად მაგნიტურ ველში მუდმივ ერთ მხრივ მიმართულ სითხის დენს შეეესაბამება ცვლადი სიგნალი ხარჯმზომის გამოსვლაზე თუ დინება იცვლის მიმართულებას საწინააღმდეგო მიმართულებით, გამოსასვლელი ძაბვა ფაზით გადაიწევს 180 გრადუსით შესაბამისად გამოსასვლელი სიგნალის მისაღებად, რომელიც ითვლის წინებს სითხის მოძრაობის მიმართულებას, აუცილებელია გამოიყენო ფაზა მგრძნობარე დემოდულატორი. თუმცა ცვლადი მაგნიტური ველიანი ხარჯმზომები მუშაობს უფრო კარგად ვიდრე, მუდმივი მაგნიტური ველიანი ხარჯმზომები, მაინც ამ შემთხვევაში გვიწევს შეჯახება პრობლემასთან რომელიც გამოიწვია მაგნიტურმა მინიშნებამ, რომელიც ამ შემთხვევაში არის ტრანსპორტული ძაბვა.

არსებობს რამოდენიმე ხერხი პრობლემის ასახსნელად: ტრანსფორმატორის დაბვამ შეიძლება მიაღწიოს ნულს, ფანტომური ელექტროდის შეყვანით. ამისათვის ერთადერთ ელექტროდს ჰყოფენ ორად რომელსაც ანაწილებენ ღერძის მიმართულებით. შნურები რომლებიც მოდიან ელექტროდებიდან პატენციომეტრის უკიდურეს კონტაქტებს ამ პატენციომეტრის ძრავის დაბვა წარმოადგენს ფანტომური ელექტროდის სიგნალს, რომელიც მოძრაობს ღერძის მიმართულებით. ძრავის გადაადგილებისას ჩაბნელებული (5.1.1) მარყუჟი იხრება წინ ან უკან, რაც გვაძლევს იმის საშუალებას რომ ის იყოს პარალელური მაგნიტური ველის ინდუქციის ვექტორის B-სი.

როგორც ჩანს სურ. 5.1.3. ყოველი ველის ციკლის ცვლილებისას არის ისეთი მომენტი როცა ტრანსფორმატორის დაბვა უდრის ნულს. ამ დროს დაბვა რომელიც განისაზღვრება სითხის დინებით არის მაქსიმალური. თუ დავარეგისტრირებთ სიგნალს მაშინ გამოსასვლელი დაბვა ასეთი სინქრონული ხარჯმზომის იქნება პროპორციული სითხის მოცულობის ხარჯვისა ტრანსფორმატული დაბვის დამატების გარეშე.

ყველაზე უკეთესი ხერხი ტრანსფორმატორის დაბვის დასაკლებად გამოიყენება კვადრატული ბლოკის ზოგიერთი ზარჯმზომი მაგნიტური ველის სინუსოიდური ცვლილების მაგივრად მაგნიტური ველის აღზნებისათვის გამოიყენება მართკუთხა დენით.

მაჩვენებლის მოწყობილობა

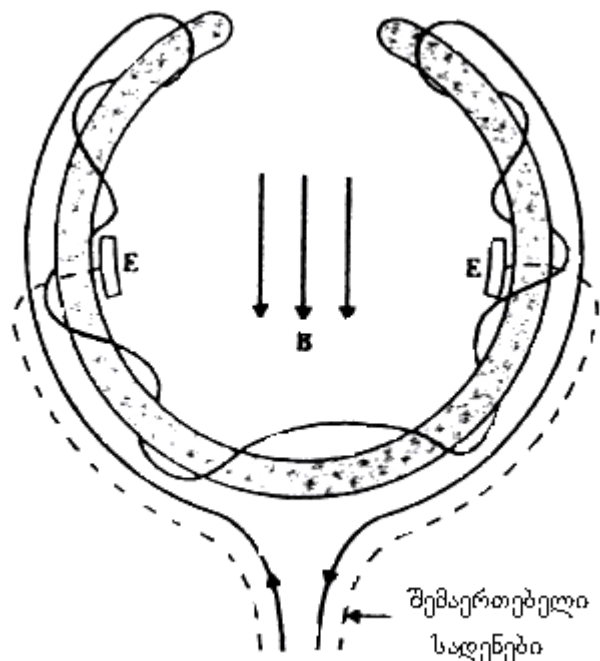
სისხლის დინების გასაზომად გამოიყენება სხვადასხვა მაჩვენებლები, ყველაზე უკეთეს გამოთვლის შედეგებს ღებულობენ პლაცინური ელექტროდების გამოყენებით. ამ დროს მიიღწევა დაბალი იმპედანსური ელექტროდის მნიშვნელობა. რადგან ასეთი ელექტროდები აღწევენ კარკასს რაც უფლებას აძლევს პარაზიტული წერტილების მინიმუმამდე დაყვანას.

ზოგიერთი მაჩვენებლისათვის ელექტრომაგნიტური ველი იქმნება გრაგნილზე რომელსაც არა აქვს გულარი. ტიპური პერეგასკულარული მაჩვენებლის ელექტრო მაგნიტური ველი ხარჯმზომების არის ნაჩვენები სურ.5.1.4. ამ მაჩვენებელზე არის ორი გრაგნილი რომლებიც არიან დახვეული ერთმანეთის მიმართულებით მრავალფენიანი ტოროიდალურ გულარზე. ამ დროს შექმნილი ელექტრო მაგნიტური ველი თითქმის ბოლომდე არის

კონცენტრირებული მაჩვენებლის შიგნით. მაჩვენებელს ავსებენ კომპაუნდით, კომპაუნდი კარგათ უძლებს მარილიან წყალს.

ჭრილი რომელიც არის მაჩვენებლის ერთ მხარეს გვაძლევს საშუალებას რომ სისხლძარღვს წამოვაცვათ მაჩვენებელი ძარღვის გაჭრის გარეშე. მაჩვენებლის ზომა უნდა შეესაბამებოდეს სისხლძარღვის ზომას დიასტოლის დროს ეს არის საჭირო იმისათვის რომ ელექტროდების და სისხლძარღვის კედელს შორის იყოს კარგი კონტაქტი. რამდენადაც ცისტოლოჯის დროს იზრდება დაახლოებით 7%-ით.

არსებობს ისეთი მაჩვენებლები კომპლექტი რომლებიც შეიძლება შევურჩიოთ ნებისმიერი კალიბრის არტერიას, მაგრამ ამ კომპლექტის ყიდვა ძალიან ძვირი ჯდება. მაჩვენებლებით არ არის რეკომენდირებული გავზომოთ სისხლის დინება ვენებში.



სურ.5.14.

5.2. ულტრაბგერითი ხარჯზომები

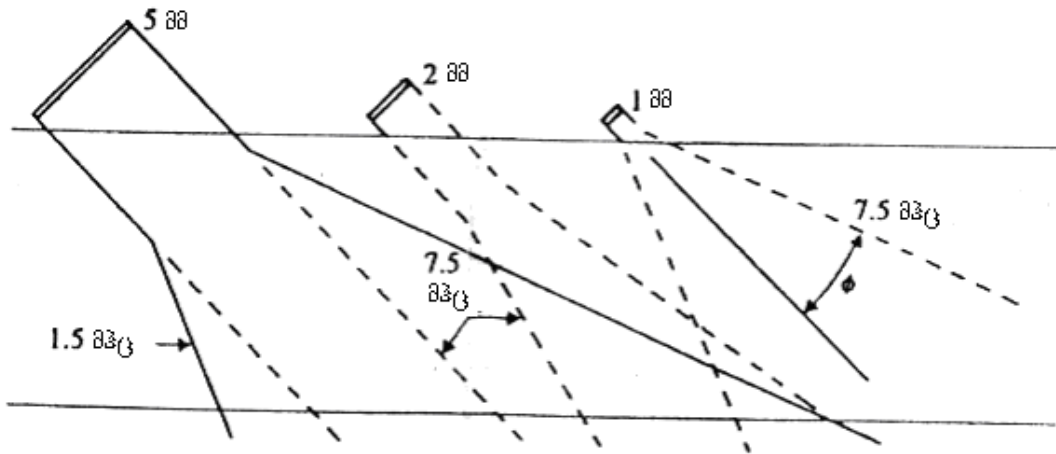
ისევე როგორც ელექტრომაგნიტური ხარჯზომები, ულტრაბგერითი ხარჯზომებიც საშუალებას იძლევა მომენტალურად განისაზღვროს სისხლის დინების მოცულობითი სიჩქარის მნიშვნელობა. რადგანაც ულტრაბგერა

აღწევს კანში, ამიტომ ულტრაბგერითი ხარჯშომები საშუალებას იძლევა სისხლის დინება განისაზღვროს კანგავლით. თანამედროვე ულტრაბგერითი ხარჯშომები საშუალებას იძლევა ასევე განისაზღვროს ნაკადის სიჩქარის პროფილი. ყველა ჩამოთვლილი უპირატესობა ხელს უწყობს ულტრაბგერითი ხარჯშომის სწრაფ განვითარებას. ამ შემთხვევაში ჩვენ განვიხილავთ ულტრაბგერითი ხარჯშომების ფუნქციონირების ზოგიერთ ასპექტს.

ულტრაბგერითი გარდამქმნელები (უბგ)

ულტრაბგერითი ხარჯშომების შესაქმნელად ჩვეულებრივ არჩევენ პიეზოელექტრულ მასალებს, რომლებიც საშუალებას იძლევიან ელექტრული ენერგია გარდაქმნილ იქნას აკუსტიკურში, ანუ ელექტრობგერითი ტალღების ენერგიაში (Christensen, 1988). ულტრაბგერითი გარდამქმნელებს შორის საუკეთესო გარდამქმნელი თვისებები აქვს ტყვიის ცირკონატ-ტიტანატს, რომელსაც სასურველ ფორმატს აძლევენ გამდნარ მდგომარეობაში. შემდგომი გაცივებისას, როდესაც ნიმუში გაივლის წერტილს მას ათავსებენ ძლიერ ელექტრულ ველში, რაც მასალის პოლარიზების საშუალებას იძლევა. ჩვეულებრივ ულტრაბგერის წყაროებს (დამასხივებლებს) აძლევენ დისკის ფორმას, რომლის საწინააღმდეგო მხარეებს საკონტაქტო ზედაპირების შექმნის მიზნით ფარავენ ლითონით, რომელსაც, თავის მხრივ, უერთებენ ელექტრული გენერატორის გამოსავალს. ელექტრული ველი კრისტალში იწვევს მის მექანიკურ (ზომების შემცირებას) შეკუმშვას. დგუშის მოძრაობა ქმნის სიგრძივი მიმართულების ტალღებს, რომლებიც ვრცელდებიან ქსოვილში. მაქსიმალური ეფექტურობის მისაღწევად, კრისტალის სისქე უნდა უდრიდეს ტალღის სიგრძის ნახევარს. კრისტალსა და ქსოვილს შორის სიცარიელე ამოვსებულ უნდა იქნას წყლით ან თხევადი გელით. ეს აუცილებელია იმისათვის, რომ ტავიდან აცილებულ იქნას გაზსა და ხსნარს შორის საზღვარზე ძლიერი არეკვლა.

რადგანაც ულტრაბგერით დამასხივებელს აქვს საბოლოო ფორმა, ის ქმნის დიფრაქციულ სურათს, იმის მსგავს, რომელსაც ოპტიკაში ქმნის აპარტურული დიაფრაგმა.



სურ.5.2.1.

ნაჩვენებია სხვადასხვა ზომის უბე-ს მიერ შექმნილი სიგნალების გავრცელების საზღვრები სხვადასხვა სიხშირისას. ახლო ველში ტალღები პრაქტიკულად არ გადაიხრებიან და ვრცელდებიან რომელიღაც პირობითი ცილინდრის შიგნით. მაგრამ ამ დროს ტალღის ინტენსივობა არაერთგვაროვანია: ამ უბანში მრავლად არსებობს ინტენსივობით განპირობებული ინტენსივობების მაქსიმუმები და მინიმუმები. ახლო ველის სიგრძე შეიძლება შეფარდებულ იქნას ფორმულის საშუალებით:

$$d_{nf} = \frac{D^2}{4\lambda} \quad (5.2.1)$$

სადაც D და r აღნიშნულია დამასხივებლის დიამეტრი და ტალღის სიგრძე, შესაბამისად. შერეულ ველში იწყება ტალღის გადახრა, იმგვარად რომ მისი ინტენსიობა დამასხივებლიდან დაშორების კვადრატის უკუპროპორციულად ეცემა. ტალღის გადახრის კუთხე a , რომელიც მოცემულია სურ.5.2.1.-ზე, განისაზღვრება ფორმულით:

$$\sin \varphi = \frac{1.2\lambda}{D} \quad (5.2.2)$$

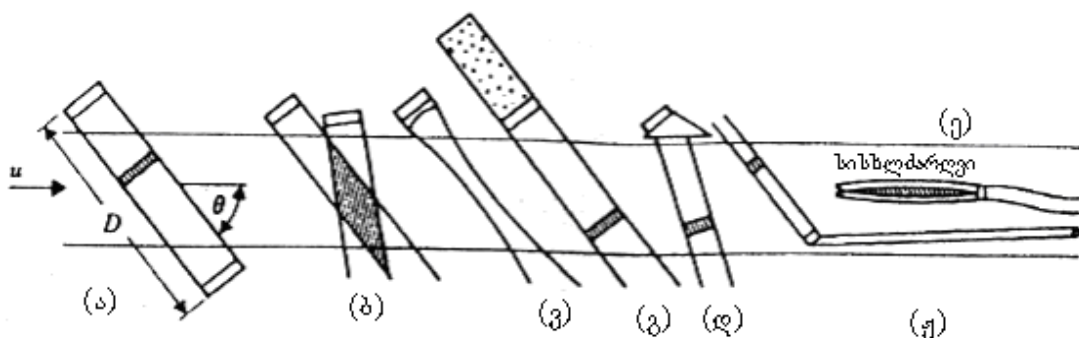
როგორც სურ.5.2.1.-დან ჩანს, თავი უნდა ავარიდოთ შორეულ ველში მუშაობს, რადგანაც ის ხასიათდება ნაკლები სიგრძეული დაშვებისუნარიანობით. იმისათვის, რომ შესაძლებელი იყოს ახლო ველში

მუშაობა, აუცილებელია უფრო მეტი სიხშირეებისა და დიდი დიამეტრიც მქონე და მასხივებლების გამოყენება.

სურ. 5.2.1. სხვადასხვა დიამეტრიც მქონე დამასხივებლების ახლო და შორეულ ველები სხვადასხვა სიხშირეზე მუშაობისას. ტალღები გამოსახულია ჭურჭლის დიამეტრით (10მმ) განპირობებულ მასშტაბში, რომელშიც გადის სიგნალი. დამასხივებლის ზომებია 5,2 და 1მმ. უწყვეტი ხაზები მიეკუთვნება სიგნალს, რომლის სიხშირეა 1.5მჰც, ხოლო პუნქტირული 7.5მჰც სიხშირის სიგნალს.

სამუშაო სიხშირის შერჩევას აუცილებელია რამოდენიმე ფაქტორის განხილვა. არაგადახრილი ტალღის სიმძლავრე (რომელსაც განივი ჭრილის მუდმივი ფართობი აქვს) ქსოვილების მიერ ენერჯის შთანთქმის შედეგად ექსპოტენციალურად დაიკლებს. შთანთქმის კოეფიციენტი დაახლოებით სიხშირის პროპორციულია და თუ ამ მოსაზრებიდან გამოვალთ სამუშაოდ დაბალი სიხშირეები უნდა შევარჩიოთ, თუმცა ულტრაბგერითი ხარჯმზომების უმრავლესობის მიერ რეგისტრირდება სიგნალი, რომელსაც განაბნევენ (ირეკლავენ) მოძრავი ერთობლივებები. რადგანაც უკან არეკლილი სიგნალის სიმძლავრე სიხშირის მე-4 ხარისხის პროპორციულია, ამიტომ უპრიანია მაღალი სამუშაო სიხშირის შერჩევა. ამ ორ მოსაზრებას შორის კომპრომის იწვევს 2-დან 10მგჰც-მდე დიაპაზონის სამუშაო სიხშირის შერჩევას.

5.3. ქრონომეტრული ხარჯმზომები



სურ.5.3.1.

გამოსახულია ულტრაბგერითი ქრონომეტრული ხარჯმზომის უბგ-ს (დამასხივებელი და აღმქმელი) განლაგება, რომელიც იყენებს სიგნალის გასვლის დროის დაფიქსირების პრინციპს (trowsit-time flowmeter. Christensen 1988) მოძრავ არეში (სისხლი) გავრცელებული ბგერის სიჩქარე, ტოლია უძრავ

არეში ბგერის სიჩქარის C და U სიჩქარის ალგებრული ჯამისა, რომელიც წარმოადგენს ულტრაბგერითი სიგნალის გასვლის მთელ გზაზე სისხლდენის გასაშუალოებულ სიჩქარეს. ლამინარულ დენისათვის $U=1,33XU$, ხოლო ტურბულენტური დენისათვის $U=1.07XU$, სადაც U არის სისხლძარღვში სისხლდენის საშუალო სიჩქარე კვეთის მიხედვით. სიჩქარე U განსხვავდება კვეთის მიხედვით საშუალო U სიჩქარისაგან. ეს დაკავშირებული იმასთან, რომ სიგნალის გასვლის დრო განისაზღვრება ულტრაბგერის მხოლოდ იმ ნაწილით, რომელიც გადის სისხლდენის ყველაზე სწრაფი ხაზის გასწვრივ. დრო რომლის განმავლობაშიც სიგნალი გადის დენის მიმართულებიდან (+) და დენის საწინააღმდეგოდ (-) განისაზღვრება ფორმულით:

სისხლდენის მიმართულებასთან მიმართებაში გასვლის დროებს შორის სხვაობა, რომელსაც სიგნალი უნდება დენის მიმართულებით და დენის საწინააღმდეგოდ შეადგენს

$$\Delta t = \frac{2D\hat{u} \cos\theta}{(c^2 - \hat{u}^2 \cos^2 \theta)} \cong \frac{2D\hat{u} \cos\theta}{c^2} \quad (5.3.1)$$

გამომდინარე აქედან, სისხლის დენის საშუალო სიჩქარე U პროპორციულია სიდიდისა. ამ ხარჯშომში მოკლე ულტრაბგერითი სიგნალი ვრცელდება დენის მიმართულებით და მის საწინააღმდეგოდ, ამასთან იმპულსის გასვლის დროებს შორის განსხვავება ასახავს სისხლდენის სიჩქარეს. სამწუხაროდ t -ს სიდიდე სულ რამოდენიმე წამს შეადგენს და საკმარის სტაბილური შედეგების მისაღწევად აუცილებელი ხდება რთული ელექტრონული აპარატურის გამოყენება. ხარჯშომებს, რომლებიც ეფუძნებიან სიგნალის გასვლის დროების გაზომვას, ასევე ანალოგიურ ხარჯშომებს, რომლებიც იყენებენ ფაზების გადანაცვლების პრინციპს, შეუძლიათ ელექტრომაგნიტური ხაჯშომების მსგავსად გაზომონ დენის სიჩქარე, როგორც სისხლია ასევე მარილხსნარის, რადგანაც ისინი არ საჭიროებენ სითხის ნაწილაკებზე სიგნალის გბნევის პრინციპის გამოყენებას. თუმცა მათი გამოყენებით გაზომვები ინვანზიურია, რადგანაც ამ ხარჯშომების გამოყენება შესაძლებელია მხოლოდ შიშველ სისხლძარღვში.

სურ.5.3.1. ულტრაბგერითი ხარჯშომებში უბგ-ს (დამახასიათებელი და მიმღები) განლაგება. ა) სიგნალის გასვლის დროის გაზომვის პრინციპზე

დაფუნქციონირებულ ქრონომეტრულ ხარჯზომებში სიგნალის დამასხივებელი და მიმღები განლაგებულია სისხლძარღვის სხვადასხვა მხარეზე ერთმანეთისაგან D მანძილის დაშორებით. წრფე რომელიც აერთებს ამ უბგ-ს შორის. ბ) კანის გავლით ხარჯის გაზომვისას ორივე უბგ თავსდება კანის ზედაპირზე სისხლძარღვის ერთ მხარეზე. შტრიხით ნაჩვენებია ტალღების გადაკვეთის ადგილი. გ) ნებისმიერ დამახასიათებელი შეიძლება აღჭურვილი იქნას პლასმასის ლინზით, რომელიც ავიწროვებს და აფოკუსირებს ტალღას. დ) იმპულსურ რეჟიმში მუშაობისას დამასხივებლის უკანა/ზურგის მხარეს აკრანირებენ ვოლფრანის ფხვნილით, რომელიც დაფიქსირებულია ეპოქსიდური ფისით. ეს იწვევს ენერჯის დანაკარგების ზრდას და პარაზიტული გამოსხივების Q -ს შემცირებას. დაშტრიხული უბანი აჩვენებს აკუსტიკურ იმპულსს. ე) დაშტრიხული უბანი აჩვენებს ლუციტს, რომელიც გარდატეხს ულტრაბგერას. ვ) კათოდურის ბოლოში მოთავსებული უბგ ულტრაბგერას ასხივებს სისხლძარღვის გასწვრივ. ზ) იმპულსურ რეჟიმში სამუშაოდ დამასხივებელს ასხივებენ კუთხით.

5.4. უწყვეტი მოძრაობის დოპლერული ხარჯშობი

თუ რომელიმე ობიექტი დაშორდება ბგერის უძრავ წყაროს, მაშინ ბგერითი სიგნალის სიხშირე, რომელსაც ეს ობიექტი აღიქვამს იქნება უფრო დაბალი იმ ბგერის სიხშირეზე, რომელსაც ასხივებს წყარო. სიხშირის ამ გადანაცვლებას უწოდებენ დოპლერის ეფექტს. სიხშირეთა მეორე გადანაცვლებისათვის სიხშირის ცვლილებისა და საწყისი სიგნალის სიხშირის შორის თანაფარდობა აიწერება ფორმულით:

$$\frac{f_d}{f_0} = \frac{u}{c} \quad (5.4.1)$$

აქ

f_d = სიხშირის დოპლერული გადანაცვლება.

f_0 = წყაროს მიერ გამოსხივებული ბგერის სიხშირე.

u = ობიექტის მოძრაობის სიჩქარე.

c = მოცემულ არეში ბგერის სიჩქარე.

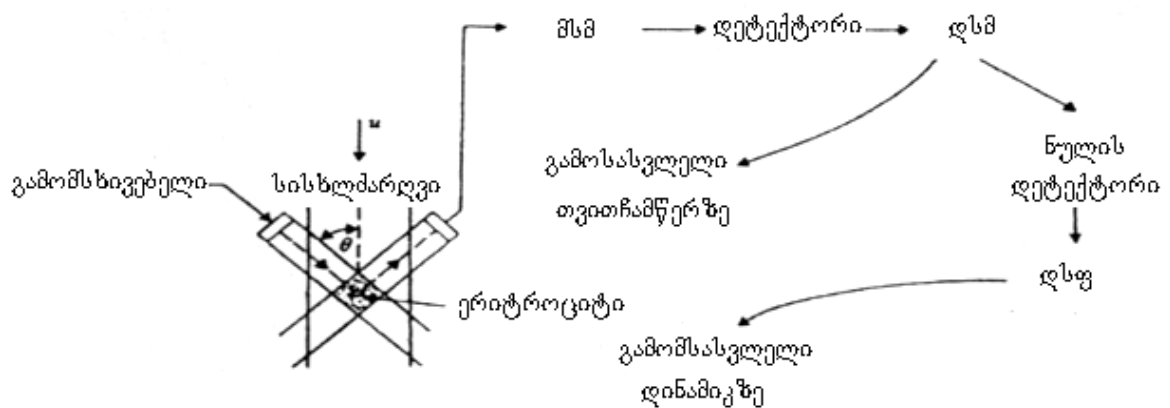
დოპლერის ეფექტზე მომუშავე ხარჯშობის სქემა მოცემულია სურ.5.4.1.-ზე ასეთ ხარჯშობს შეუძლია მხოლოდ ისეთი სითხეების სიჩქარის გაზომვა, რომელშიც არსებულ ნაწილაკებს შეუძლიათ მათზე მოხვედრილი სიჩქარის არეკვლა; კერძოდ სისხლისა, რომელშიც ულტრაბგერითი გაბნევის უნარი აქვთ ნოთროციტებს. ასეთ ხარჯშობში ულტრაბგერითი სიგნალის სიხშირე ორჯერ იკლებს. სიხშირის პირველი გადანაცვლება ხდება სიგნალის მსვლელობისას ულტრაბგერის წყაროდან მის განბმნევე ნაწილაკამდე. მეორეჯერ ამავე სიდიდით სიგნალს იკლებს მოძრავი ნაწილაკიდან არეკლილი სიგნალის უკან მიმდების მიერ აღქმისას. ამრიგად

$$\frac{f_d}{f_0} = \frac{2u}{(c+u)} \approx \frac{2u}{c} \quad (5.4.2)$$

ამ ფორმულაში გაკეთებული დაახლოებითობა სამართლიანია, რადგანაც სითხეში ბგერის სიჩქარეა $c=1500$ მ/წთ, ხოლო არტერიებში ერთნოთროციტების მოძრაობის მაქსიმალური სიჩქარე $U=1.5$ მ/წმ. რადგანაც განბმნევი ნაწილაკების სიჩქარე არ არის ერთ წრფეზე მიმართული, რომელიც პარალელურად იქნებოდა ულტრაბგერის გავრცელებისა, ფორმულაში (5.4.2) აუცილებელია კუთხური მამრავლის შეყვანა.

$$f_d = \frac{2f_0u \cos \vartheta}{c} \quad (5.4.3)$$

სადაც Q არის კუთხე ულტრაბგერის ტალღის მიმართულებასა და სისხლძარღვის ღერძს შორის, როგორც ეს ნაჩვენებია სურ. 5.4.1-ზე თუ კაპილარში სისხლის დენა არ ხდება ღერძიე გასწვრივ ან ულტრაბგერის წყარო და მიღები განლაგებულია სხვადასხვა კუთხით კაპილარის ღერძის მიმართ, როგორც ეს ნაჩვენებია სურ.5.3.1. (ბ)-ზე, მაშინ აუცილებელია ფორმულაში დამატებითი ტრიგონომეტრიული კოეფიციენტების შეყვანა. სურ. 5.4.1-ზე მოყვანილია სისხლის უმარტივესი ულტრაბგერითი დოპლერული ხარჯშომის ბლოკ-სქემა. ოსცილატორის გამოსავალი წინააღობა საკმარისა მცირე უნდა იყოს იმისათვის, რომ მას ჰქონდეს დაბალი იმპედანსის მქონე კრისტალის აღზნების უნარი. თუმცა სისშირეების უმრავლესობისათვის კრისტალური მიმღების იმპედანსი საკმაოდ მაღალია, მიმღები მუშაობს მექანიკური რეზონანსის სისშირეებზე. ასეთი სისშირეების დროს ასეთი იმპედანსი ეცემა 100 ობამდე. გავრცელებისას ულტრაბგერითი სიგნალი აღწევს მოძრავ უჯრედამდე, რომლისაგანაც ის ირეკლება გადანაცვლებული სისშირით (დოპლერის ეფექტის ფორმულის შესაბამისად) და არეკლილი სიგნალი უბრუნდება მიმღებს, რომლის კრისტალი ულტრაბგერითი და მასხივებლის კრისტალის იდენტურია. გაძლიერებული რადიოტალღური სიგნალი, რომელიც შერეულია მატარებელი სისშირის სიგნალთან, იდენტირდება რაც საშუალებას იძლევა გამოსვლაზე მივიღოთ ბგერითი სიგნალი, რომელსაც აქვს (5.4.3) ფორმულის შესაბამისი სისშირე.



სურ.5.4.1.

სისხლის დოპლერული ულტრაბგერითი ხარჯშომი აპარატის უმარტივეს ვარიანტში ულტრაბგერა გადის სისხლძარღვის კედელში, განიბნევა ერიტროციტებზე, და არეკლილი სიგნალი აღიქმება პიეზოელექტრული კრისტალის მიერ. დაბალი და მაღალი სისშირეების გამაძლიერებლები და

ფილტერი აღნიშნულია მსგ (მსმ – მაღალსიხშირული მაძლიერებელი), დსმ დსმ-დაბალსიხშირული მაძლიერებელი), დსფ (დსფ-დაბალსიხშირული ფილტრი).

დინამიკით გახმოვანებული ასეთი სიგნალის მოსმენა მრავალ სასარგებლო და ხარისხიან ინფორმაციას იძლევა, ხოლო სიხშირის ძაბვად გარდაქმნილი უმარტივესი მოწყობილობა რეგისტრატორზე რაოდენობრივი ინფორმაციის (გამომსვლელი სიგნალი) გამოყვანის საშუალებას გვაძლევს. ყოველთვის როდესაც ბგერითი სიგნალი გაივლის ნულოვან დონეს, ნულის გადაკვეთის დეტექტორი ფიქსირებული ხანგრძლივობის იმპულსს გამოსცემს. ეს იმპულსები დაბალი სიხშირის ფილტრის გავლის შემდეგ ახდენენ გამომავალი სიგნალის ფორმირებას, რომელიც ერთროციტების მოძრაობის პროპორციულია.

ზემოთ აღნიშნულია, რომ ელექტრომაგნიტურ ხარჯმზომებს შეუძლიათ სისხლდენის სიჩქარე გაზომონ ორივე მიმართულებით (წინ და უკან). ამავე დროს ულტრაბგერითი ხარჯმზომები, რომლებიც იყენებენ გამოსვლაზე ორნახევარპერიოდთან გამართვას, ვერ ზომავენ სისხლდენის სიჩქარეს სისხლის მოძრაობის მიმართულების გათვალისწინებით. ეს დაკავშირებულია იმასთან, რომ ასეთი ხარჯმზომები ზომავენ მხოლოდ სიხშირეების დოპლერული გადანაცვლების აბსოლუტურ მნიშვნელობებს. სურ.5.4.1-ზე მოყვანილი სქემის შესწავლისას შეიძლება დავასკვნათ, რომ ტალღის მიმღებზე ხვდება დოპლერის ეფექტის შესაბამისად გადანაცვლებული სიხშირის მქონე მხოლოდ გაბნეული სიგნალი, თუმცა რეალობაში მასზე მატარებელი სიხშირის სიგნალიც ხვდება, ამა სთან მისი ინტენსივობა გაცილებით მაღალია, ვიდრე გადანაცვლებული სიხშირის მქონე სიგნალისა. მატარებელი სიხშირის სიგნალი მიმღებზე სხვადასხვა გზებით ხვდება . პირველ რიგში ის ხდება გამოსხივების წყაროს მიერ შექმნილი ელექტრული ველის ხარჯზე. მეორეს მხრივ, დამასხივებლის ნახვრეტებში გვერდითი ფურცლების არსებობის გამო დამასხივებლის სიგნალის გარკვეული ნაწილი უშუალოდ ხვდება მიმღებზე. ბოლოს მატარებელი სიხშირის სიგნალი მიმღებზე შეიძლება მოხვდეს უძრავი სტრუქტურებიდან ერთი ან რამოდენიმეჯერ არეკვლის შემდეგ. შედეგად გამოსხივების მიმღებზე ხვდება მატარებელი სიხშირის მაღალპლიტუდური სიგნალი და გადანაცვლებული სიხშირის მქონე ძალიან სუსტი (ამპლიტუდით, რომელიც ძირითადი სიგნალის ამპლიტუდის დაახლოებით 0.1%-ია) სიგნალი.

დოპლერის ეფექტით განპირობებული სიხშირის გადანაცვლება წარმოადგენს არა ერთ სიდიდეს, რომელიც (5.4.3.) ფორმულით განისაზღვრება, არამედ წარმოადგენს სიხშირეების სპექტრს. ის დაკავშირებულია რიგ მიზეზებთან:

1. სიჩქარეების პროფილი თითქმის არასდროს არ არის ბრტყელი, ჩვეულებრივ ერთთროციტების სიჩქარე სისხლძარღვის ღერძიდან სხვადასხვა დაშორებაზე სხვადასხვაა და ეს განსხვავებული სიჩქარეები საწყისი სიგნალის სიხშირის სხვადასხვა გადანაცვლებებს იწვევს.

2. ყოველი გამბნევი უჯრედი მასზე დაცემული სიგნალის ზონაში ძალიან მცირე დრო რჩება. ამის შედეგად სიხშირის გადანაცვლება, რომელიც განპირობებულია გაბნევით კონკრეტულ უჯრედზე, იმყოფება დროის რომელიღაცა მასტრობირებული ფუნქციის გავლენის ქვეშ, რაც დასარეგულირებელ სიგნალში სიხშირეების ზოლის გაჩენას იწვევს.

3. აკუსტიკური ენერჯის ნაწილი, რომელიც ძირითად ტალღებთან ერთად გაიცემა, ამ ტალღის ღერძის მიმართ გარკვეული კუთხით ვრცელდება. ამის გარდა ენერჯის ნაწილი ობიექტზე ხვდება მიმდების გვერდითი ფურცლებიდან. ყველაფერი ეს იწვევს იმას, რომ ტალღა განმბნევ ობიექტზე ხვდება სხვადასხვა Q კუთხით, რაც თავის მხრივ სიხშირეთა სხვადასხვა გადანაცვლებას იწვევს.

4. უჯრედების ბრუნვა და ადგილობრივი ნაკადები, რომლებიც დაკავშირებულია ტურბელენტობასთან, ასევე იწვევენ სიხშირეების დოპლერული გადანაცვლების სხვადასხვა მნიშვნელობების წარმოქმნას.

ყველა ეს ფაქტორი განაპირობებს მოძრავი უჯრედებიდან არეკლილი სიგნალის სიხშირეების ზოლის არსებობს. ამ დროს წარმოქმნილი სპექტრი ელექტრონული ხმაურის მსგავსია, რომელსაც შეზღუდული ზოლი აქვს. სწორედ ამ ხმაურიდან უნდა იქნას ამოღებული სისხლძარღვში სისხლდენის შესახებ ინფორმაცია.

იმისათვის, რომ გაზრდილი იქნას გადანაცვლებული დოპლერული სიხშირის მქონე დაბალამპლიტუდური სიგნალი, აუცილებელია გაძლიერდეს მაღალი კოეფიციენტის მქონე მაღალი სიხშირის გამაძლიერებელი (მსგ). თუმცა, მტარებელი ტალღის ამპლიტუდა საკმაოდ მაღალია, ამიტომ გაძლიერების კოეფიციენტი არ შეიძლება იყოს ასევე ძალიან მაღალი, რადგან ის გამოიწვევს მსგ-ს გაჯერებას. არ არის აუცილებელი სიხშირეების ფართო ზოლის მქონე მსგ-ს ზონა, რადგან გადახრა მტარებელი სიხშირიდან

(სიხშირის გადანაცვლება) შეადგენს მატარებელი ტალღის სიხშირის 0,001-ს. თუმცა სიხშირეების ამ ზოლს ზოგჯერ უფრო ფართეს აკეთებენ, ვიდრე საჭიროა, რაც საშუალებას იძლევა ერთიდაიგივე გამაძლიერებელი გამოყენებულ იქნას სხვადასხვა მიმღებებისათვის.

დეტექტორად შეიძლება გამოყენებული იქნას კვადრატული მახასიათებლების მქონე ნებისმიერი მოწყობილობა, ისეთი მაგალითად როგორცაა დიოდი. გამომავალი სიგნალის სპექტრი შეიცავს ხმოვან დიაპაზონში მყოფ დოპლერული გადანაცვლების სიხშირეებს, ზოგიერთ (გაზომვისათვის არაა საჭირო) თანმდევ სიხშირეებსაც.

მაგალითი 8.3 გამოიანგარიშეთ სისხლის დოპლერული ხარჯშომის მაქსიმალური ბგერითი სიხშირე, რომელიც მუშაობს 7 მგჰ ტოლ მატარებელ სიხშირეზე, თუ მიმღები განლაგებულია 45 გრადუსიანი კუთხით კაპილარის ღერძისადმი, სისხლის დენის სიჩქარეა 150 სმ/წთ ხოლო არეში ბგერის სიჩქარეა 1500/წმ.

პასუხი: თუ მონაცემებს ჩავსვავთ ფორმულაში (5.4.3).

მივიღებთ:

$$f_d = \frac{2(7 \times 10^6 \text{ Hz})(1.5 \text{ m/s}) \cos 45^\circ}{1500 \text{ m/s}} \cong 10 \text{ kHz} \quad (5.4.4)$$

შემადგენელი მუდმივა გამორიცხულ უნდა იქნას მაღალი სიხშირის მაძლიერებლის მაღალ სიხშირული ფილტრის (მსფ) საშუალებით. იმისათვის რომ გაიფილტროს სისხლძარღვის კედლის მოძრაობით განპირობებული მაღალამპლიტუდური დოპლერული სიგნალი, ფილტრის ამპლიტუდურ-სიხშირული მახასიათებლის მოჭრის სიხშირე უნდა იყოს 100ჰც. სამწუხაროდ, ასეთი მსფ-ს გამოყენება, არ იძლევა საშუალებას გაიზომოს კაპილარში დაბალი სიჩქარით მოძრავი (1.5მ/წმ-ზე ნაკლები) ნაწილაკების სიჩქარე, რომელიც შეინიშნება კაპილარის კედელთან. დაბალი სიხშირეების ფილტრი (დსფ), აშორებს მაღალსიხშირულ სიგნალებსა და ხმაურს. ასეთი ფილტრის მოჭრის სიხშირე დაახლოებით შეადგენს 15ჰც, რაც საშუალებას იძლევა დარეგისტრირდეს სიხშირეების ყველა დოპლერული გადანაცვლება, რომელიც წარმოიქმნება სისხლის უჯრედებზე გაბნევისას, ასევე იძლევა სპექტრის გაფართოების საშუალებასაც.

ამ ტიპის უმარტივეს ხარჯშომებში ბგერითი სიხშირის მაძლიერებლის გამოსავალზე სიგნალმა უნდა ალაგზნოს დინამიკის ან თავზე დასამაგრებელი

ტელეფონების მემბრანა. გამომავალი სიგნალი წარმოადგენს სიხშირეების ზოლს, ასე რომ სტაციონალური ნაკადისას ყურმილებში ისმის სიგნალი, რომელიც ჰგავს სტვენის ხმას, ან ფლუკატუციურ ხმაურს. ვენუს სისხლდენის გაზომვისას ისმის დაბალსიხშირული ხმა, რომელიც ზოგჯერ მოდულირებულია პაციენტის სუნთქვასთან. რადგან არტერიულ სისხლდენას აქვს პულსირების სახე, გულის ციკლის განმავლობაში ერთჯერ ისმის მაღალი სიხშირის სიგნალი, რომელსაც თან სდევს ერთი ან რამოდენიმე სუსტი, თუმცა მკვეთრი ხმოვანი ტალღა, რომელიც ასახავს არტერიებში სისხლდენის დემპფირება. ამრიგად ასეთი მარტივი ხელსაწყო შეიძლება გამოყენებული იქნას ისეთ სისხლძარღვებში სისხლდენის თვისობრივად შესაფასებლად, რომლებიც ფეხების, ხელების და კისრის კანქვეშ იმყოფებიან არაუმეტეს 1სმ სიღრმეზე. სისხლძარღვში სისხლდენის შესახებ უფრო ზუსტი რაოდენობრივი ინფორმაციის მისაღებად, ასევე შეიძლება გამოთვლილ იქნას ბგერითი სიგნალის სპექტრი, როგორც დროის ფუნქციისა.

როგორც ზემოთ აღინიშნა ნულის გადაკვეთის დეტექტორი ბგერითი სიგნალის სიხშირეს გარდაქმნის მის პროპორციულ ძაბვად. ამისათვის დეტექტორმა შემომავალი სიგნალის მიერ ნულის ყოველი გადაკვეთისას უნდა გამოსცეს სტანდარტული იმპულსი. რეალობაში ნულის ყოველი გადაკვეთა არ გამოიყენება სისხლდენის განსასაზღვრად. მართლაც, რეალურ სიგნალს გააჩნია ხმაურის შემადგენელი, ასე რომ იდეალური სინოსოვნის ნულის „სწორ“ გადაკვეთასთან ერთად, ადგილი აქვს რამოდენიმე პარაზიტულ გადაკვეთასაც. პარაზიტული გადაკვეთებია ამ ეფექტს ბლოკავს შმიდტის ტრიგერი, რომელიც რეაგირებს სინოსოვნის მიერ ნულის გადაკვეთის ფაქტზე, არამედ ნულიდა მის საკმაოდ დაშორებით წასვლაზე საწინააღმდეგო მხარეს. ამ სხვაობას ტრიგერის ამუშავების დონესა და ნულს შორის ეწოდება შმიდტის ტრიგერის ჰისრეზისი. სინუსოიდის ამპლიტუდის ფართობს ჰისრეზისთან ეწოდება თანაფარდობა სიგნალი/ჰისრეზისი (თსჰ). კარგად ითვლება 7 ტოლი თსჰ სიდიდე, რადგან თსჰ-ს ასეთი მნიშვნელობისას გამომავალი სიგნალი პრაქტიკულად არ არის დამოკიდებული სიგნალის ჰისრეზისთან თანაფარდობის მცირე ცვლილებებზე. თსჰ-ს ასეთი სიდიდის შესანარჩუნებლად სისტემაში გამოიყენება გაძლიერების ავტომატური რეგულირება (გარ). თსჰ-ს ძალიან მაღალი მნიშვნელობები არ არის სასურველი, რადგან ასეთ შემთხვევაში ხმაურის იმპულსებმა შმიდტის ტრიგერის ამუშავების დაბალი დონის გამო, შეიძლება გამოიწვიოს

კომპარტორის ამუშავება. ასეთ პირობებში გამოძავალი სიგნალი გაიზრდება და შემცირდება დროში ახლოსმდგომი სისშირეების მქონე შემომავალი სიგნალის შემადგენლების პულსაციის გამო. მეორეს მხრივ თსჰ-ს ძალიან დაბალი მნიშვნელობები გამოიწვევს იმას, რომ ნულის ზოგიერთი ჭეშმარიტი გადაკვეთები არ მოახდენენ ტრივერის ამუშავებას, რაც თავის მხრივ გამოიწვევს შეცდომებს. ამრიგად აუცილებელია თსჰ-ს სიდიდის შერჩევისას დიდი სიფრთხილე.

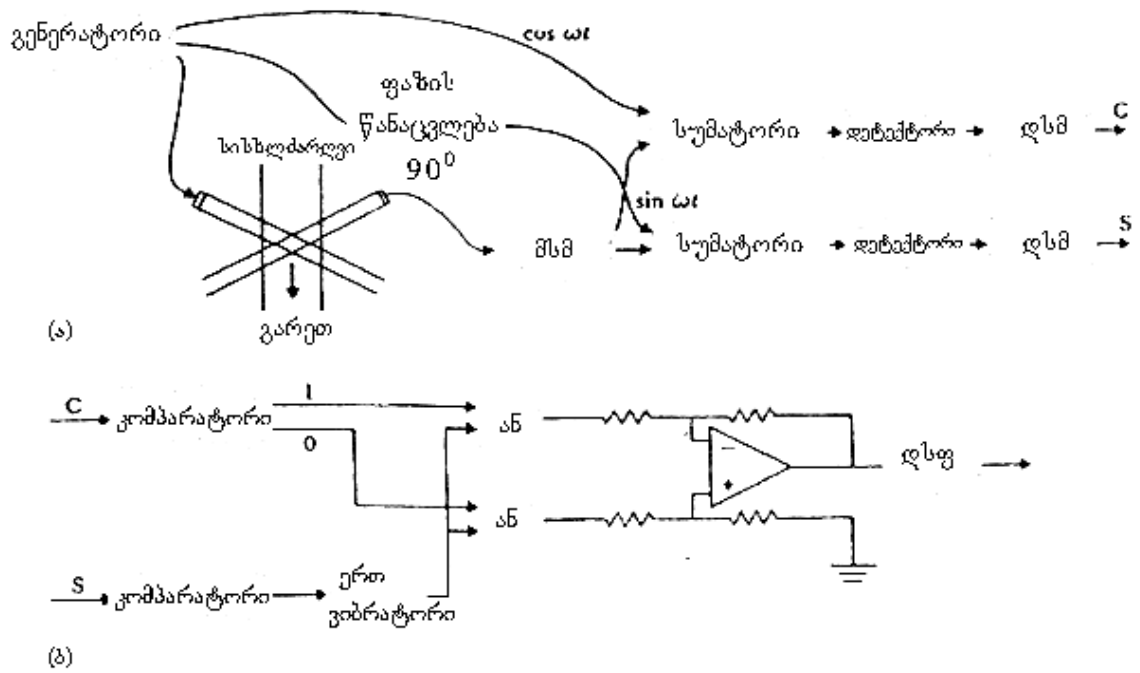
ნულის გადაკვეთის დეტექტორის გამოძავალი სიგნალი წარმოადგენს იმპულსების თანმიმდევრობას. იმისათვის, რომ მოცილებულ იქნას ამ სიგნალის მაღალსიხშირული შემადგენელი, მას ატარებენ დაბალსიხშირულ ფილტრში. ასეთი ფილტრის გატარების ზოლი უნდა იყოს 0-დან 25კც-მდე, რომელიც ატარებს სისხლდენის პულსაციის რეკონსტრუქციისათვის მნიშვნელოვან ყველა სისშირეს. ამასთან გასათვალისწინებელია რომ სიგნალს აქვს შეზღუდული ზოლის მქონე ფლუქტუაციური ხმაურის სახე. ამის შედეგად, თუნდაც სისხლდენის მუდმივი სიჩქარისას, იმპულსები არ მოსდევნენ ერთმანეთს ერთნაირი დროითი ინტერვალებით. მათი თანმიმდევრობა ყველაზე მეტად ჰგავს პუასონის პროცესს. ეს ნიშნავს იმას, რომ გამოძავალ სიგნალში არის არასასურველი ხმაური. ამის გამო დაბალი სისშირეების გამოძავალი ფილტრის მახასიათებლებს არჩევენ შემდეგი კომპრომისის საფუძველზე: ერთის მხრივ მას უნდა ჰქონდეს ტეხვის საკმაოდ დიდი სისშირე, რათა რეკონსტრუირებულ იქნას სისხლდენის სიჩქარისათვის ყველა მნიშვნელოვანი სისშირეები, მეორე მხრივ – ტეხვის სისშირე უნდა იყოს საკმარისად დაბალი, რათა მაქსიმალურად შეამციროს ხმაური.

ასეთ უმარტივეს ხარჯშომებში გამოყენებული დეტექტორების უმთავრესი მდგომარეობს იმაში, რომ ისინი არ იძლევიან სისხლის დენის მიმართულების განსაზღვრის საშუალებას. გამოძავალი სიგნალის ჩანაწერი გამოიყენება ისე, რომ თითქოს სისხლდენის გამოძავალმა სიგნალმა განიცადა ორი ნახევარპერიოდიანი გამართვა. ეს არის მნიშვნელოვანი ნაკლი, მაგალითად ელექტრო მაგნიტურ ხარჯშომთან შედარებით, რადგან მრავალ სისხლძარღვში ადგილი აქვს სისხლის უკუდენის ფაზებს. შეიძლება მოგვეჩვენოს, რომ ამ წინააღმდეგობის დაძლევა შესაძლებელია, თუ სისშირეების დოპლერულ გადანაცვლებას განვიხილავთ არა ნულის მიმართ, არამედ 20კჰც სისშირის მიმართ. მაშინ სისხლის დენა „წინ“ იქნებოდა მაგალითად 30 კჰც სისშირის შესაბამისი, ხოლო დენა „უკან“ – 10 კჰც-ის.

მაგრამ ასეთი მიდგომა დაკავშირებულია ძალიან სერიოზულ წინააღმდეგობის დაძლევასთან, რომელიც განპირობებულია 20კჰც-ის ტოლ მატარებელ სიხშირეზე მაღალამპლიტუდურ სიგნალის არსებობასთან. დოპლერულ სიგნალის ამპლიტუდა ძალიან დაბალია, ამიტომ საჭირო გახდებოდა მნიშვნელოვანი ძალისხმევა სიხშირის ძაბვაში ისეთი გარდამქნელის შესაქმნელად, რომელიც დათრგუნავდა მაღალამპლიტუდურ სიგნალს 20 კჰც სიხშირეზე და ამავე დროს არ შეეხებოდა დაბალამპლიტუდურ სიგნალებს ახლოსმყოფ სიხშირეებზე.

გაცილებით უფრო წარმატებული მიდგომა ნასესხები იქნა რადარული ტექნოლოგიების სფეროდან, რომელიც საშუალებას იძლევა განისაზღვროს არა მხოლოდ თვითმფრინავის სიჩქარე, არამედ მისი მიმართულებაც ეს მიდგომა მდგომარეობს კვადრატულ-ფაზური დეტექტორის გამოყენებაში.

კვადრატულ-ფაზური დეტექტორის ანალოგიური ნაწილი გამოსახულია სურ.5.4.2.ა (mcleon 1967). ფაზის გადანაცვლების ჯაჭვი მატარებელ სიგნალს შლის ორ კომპონენტად, რომლებიც ფაზასთან მიმართებაში 90 გრადუსიან კუთხეს ქმნიან. სინუსის და კოსინუსის ეს რეფერენტული სიგნალები ამპლიტუდით რამოდენიმეჯერ უფრო დიდი უნდა იყოს, ვიდრე მსგ-დან გამომავალი (სურ.5.4.3.ა). ისინი მსგ-დან გამომავალ სიგნალთან ხაზოვნად იკრიბებიან, რაც ქმნის რადიოსიგნალის რკალს, რომელიც ნაჩვენებია სურ.5.4.3.ბ). დროებით ჩავთვალოთ, რომ მსგ-დან გამომავალი სიგნალი არ შეიცავს მატარებელ სიხშირეს.

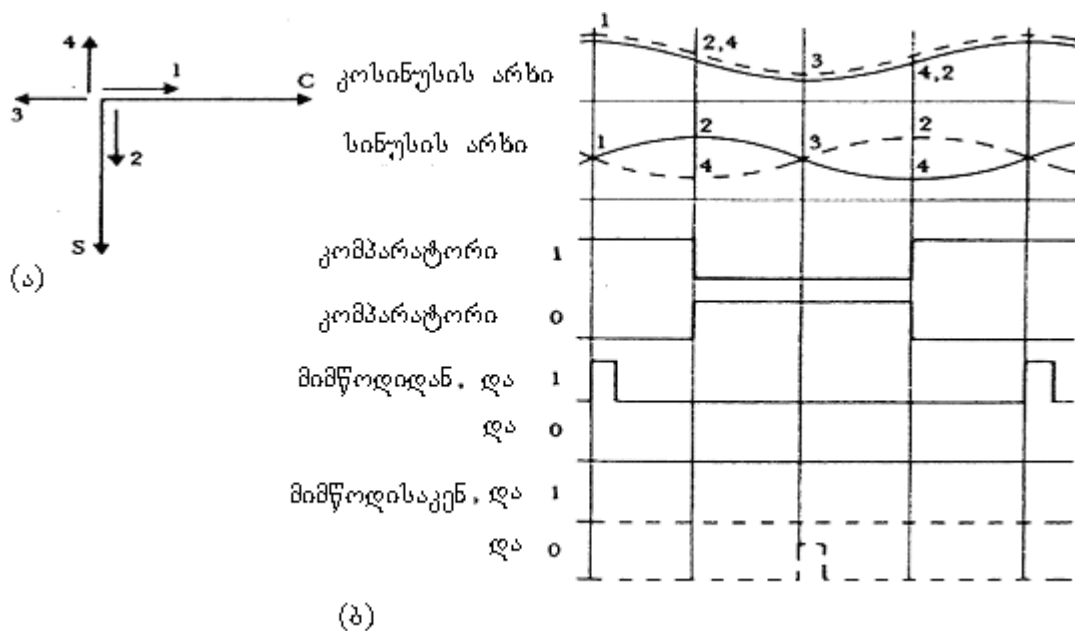


სურ.5.4.2.

დოპლერული ხარჯშომის ბლოკ-სქემა, რომელიც საშუალებას იძლევა განისაზღვროს დენის მიმართულება. ა) კვადრატული დეტექტორი. დეტექტორების წინ მატარებელი სისშირის სინუსისა და კოსინუსის სიგნალები სუმირდება სიგნალთან, რომელიც გამოდის მაღალი სისშირის გამაძლიერებლიდან (მსგ) C არხში (კოსინუსის არხი) გამომაგალი სიგნალი ფაზის მიხედვით უსწრებს S არხიდან (სინუსის არხი) გამომაგალ სიგნალს თუ სისხლი მოედინება მიმდებიდან და პირიქით, ჩამორჩება, თუ სისხლი მოედინება მიმდებისკენ. ბ) იმპულსის გასვლის ლოგიკური ჯაჭვი. ვიბრატორის იმპულსები გადიან ზედა U არხით, თუ სისხლი მოედინება მიმდებიდან, და ქვედა U არხიდან, სისხლი მიედინება მიმდებისკენ. დეფერენციალური გამაძლიერებელი იძლევა ორპოლარულ გამომაგალ სიგნალს, რომელიც შემდგომ დაბალი სისშირეების ფილტრით (დსფ) იფილტრება. დსგ – დაბალი სისშირეების გამაძლიერებელი.

თუ სისხლი მიედინება იგივე მიმართულებით, რომელშიც ვრცელდება ულტრაბგერითი სიგნალი, მაშინ უნდა ვისაუბროთ, რომ სისხლი მიედინება ხარჯშომიდან, როგორც ამას ადგილი აქვს სურ.5.4.2. (ა). დენის ასეთი მიმართულებისათვის, დოპლერული გადახაცვლება ამცირებს არეკლილი სიგნალის სისშირეს (სისშირე მატარებელი ტალღის სისშირეზე დაბალი

ხდება). ამ დროს ფაზის მიხედვით დოპლერული სიგნალი ჩამორჩება რეფერენტულ მატარებელ ტალღას და დოპლერული ვექტორი ბრუნავს საათის ისრის მიმართულებით (სურ.5.4.3.ა). განვიხილოთ სურ.5.4.3. (ბ). დროს მომენტში 1 მატარებელი და დოპლერული ტალღები იკრიბება, რაც ქმნის სუმა რული სიგნალის დიდ მნიშვნელობას კოსინუსის არხზე; სინუსის არხი ამ დროს არ იცვლება. დროის მომენტში 2 (დოპლერული სიგნალის საათის ისრის იმართულებით 90 გრადუსით შემობრუნებისას) მატარებელი და დოპლერული ტალღები იკრიბება სინუსის არხზე, რაც ამ არხზე დიდი მნიშვნელობის სიგნალს ქმნის. ანალოგიურად შეიძლება განვიხილოთ ტალღების მოქმედება დროის მომენტ 3 და 4-ში. საყურადღებოა, რომ სონუსის არხი ამ დროს ჩამორჩება კოსინუსის არხს ფაზის მიხედვით.



სურ.5.4.3.

სურ.5.4.3. სიგნალების ფორმები დენის მიმართულებისადმი მგრძობიარე დოპლერულ ხარჯშოში. ა) ვექტორული დიაგრამა. მატარებელ სიხშირეზე ფაზის მიხედვით სინუსის ტალღა 90 გრადუსისთ ჩამორჩება კოსინუსის ტალღას. თუ სისხლი მოედინება მიმდებიდან, დოპლერული სიგნალის სიხშირე უფრო დაბალია მატარებელი ტალღის სიხშირეზე. მოკლე ვექტორი გამოსახავს დოპლერულ სიგნალს. ეს ვექტორი ბრუნავს საათის ისრის მიმართულებით და რიგრიგობით გადის 1,2,3 და 4 მდებარეობებს. ბ) დროითი დიაგრამა ორი ზედა ტალღა წარმოადგენს დოპლერულ ტალღასთან ერთად შემომვლელი მატარებელი ტალღის ერთ ფაზას ისე როგორც ისინი გამოიყურება დეტექტორში შესვლამდე. კამპარტორების გამოსავლები პასუსს

აგებენ დეტექტორების შემდეგ კოსინუსის არხში წარმოქმნილ ბგეროვან სიგნალზე. ერთეულოვანი იმპულსი გენერირდება სინუსის არხში და გადის შესაბამის ლოგიკურ ელემენტ U-ში, რომელიც დგას კომპარტორების გამოსავალზე. პუნქტორით აღნიშნულია შემთხვევა, როდესაც სისხლი მიმღების მიმართულებით მოედინება.

თუ სისხლი მოედინება მიმღებისკენ, დოპლერული სიხშირე უფრო მაღალი აღმოჩნდება ვიდრე მატარებელი სიხშირე და დოპლერულ სიხშირის ვექტორი ბრუნვას იწყებს საათის ისრის საწინააღმდეგოდ. ეს სიტუაცია გამოსახულია სურ.5.4.3.(ბ) პუნქტორით. ამ შემთხვევაში სინუსისა და კოსინუსის არხებიტ ფაზებს შორის თანაფარდობა იმის საწინააღმდეგოდ აღმოჩნდება, ვიდრე ის იყო როცა სისხლი მოედინებოდა მიმღებიდან. ამრიგად სისხლის დენის მიმართულების დადგენა შესაძლებელი ხდება ფაზური გადანაცვლების ნიშნის გარკვევით. დეტექტორები გამოყოფს ბგეროვანი სიხშირის სიგნალს, რომელსაც იგივე ფორმა აქვს, რაც სიგნალის შემომღელ რადიოსიხშირეებს. ლოგიკური სქემა, რომელიც ადგენს ფაზური გადანაცვლების ნიშანს, წარმოდგენილია სურ.5.4.2.(ბ). კოსინუსის არხის სიგნალი რთავს კომპარატორს, რომლის სურ.5.4.3.(ბ)-ზე ნაჩვენებია გამოსავალი, არ იცვლება სისხლის დენის მიმართულების ცვლილებისას. სიგნალი რომელიც მოდის სინუსის არხიდან, რთავს მოკლე ერთეული იმპულსის მოწოდებას. სისხლის დენის მიმართულებიდან გამომდინარე, ეს იმპულსი მოეწოდება პერიოდის ან დასაწყისში, ან შუაში როგორც ეს ნაჩვენებია სურ.5.4.3.(ბ). შემდგომ ლოგიკური ელემენტი U (ლოგიკური გამრავლების ელემენტი) აგზავნის სიგნალს დიფერენციალური გამაძლიერებლის ან ზედა, ან ქვედა შესასვლელზე, რაც განაპირობებს ისეთი გამომავალი სიგნალის წარმოქმნას, რომელიც ითვალისწინებს სისხლის დენის მიმართულებას.

ზემოთ აღნიშნული სამართლიანია იმ შემთხვევაში, თუ რადიოსიგნალი სინუსოიდალური ბუნებისაა. თუმცა ცნობილია რომ ასეთ ხარშომებში რადიოსიგნალი წარმოადგენს ფლექტუაციურ ხმაურს შეზღუდული ზოლით. ეს იწვევს სურ.5.4.3.(ბ)-ზე ნაჩვენებ თანაფარდობაში ზოგიერთი დროითი გადანაცვლებების წარმოქმნას. ამის გარდა არსებობს მატარებელი სიხშირის სიგნალის დიდი შემადგენელი, რომელიც იწვევს სურ.5.4.3.-ზე ნაჩვენებ მდგომარეობიდან დოპლერული სიგნალის გადანაცვლებას. რამდენადაც სინუსისა და კოსინუსის რეფერენტული სიგნალები ამპლიტუდის მიხედვით

ორჯერ და უფრო მეტად აღემატება გამომავალ რადიოსიგნალს, წარმართველი იმპულსები დროითი გადანაცვლებები არ არის ძალიან დიდი და არ წარმოადგენს პრობლემას ხარჯმზომის პრაქტიკული გამოყენებისას.

გამომავალი იმპულსების მისაღებად, ნულის როგორც დადებითი, ისე უარყოფითი გადაკვეთებისას, სქემაში შესაძლებელია მოკლე იმპულსების კიდევ ერთ წყაროსა და რამოდენიმე ლოგიკური ბლოკის დამატება. ეს გამოიწვევს იმპულსების მიმდევრობის სისწორის გაორმაგებას და გამომავალი სიგნალის ფლუქტუაციის შემცირებას 0.707-მდე, მათ საწყის მნიშვნელობასთან შედარებით.

5.5. იმპულსური ღოპლერული ხარჯმომები

უწყვეტი ღოპლერული ხარჯმომები პრაქტიკულად არანაირ ინფორმაციას არ იძლევიან დენის სიჩქარის პროფილზე. ამ ამოცანის გადასაწყვეტათ შექმნილი იქნა რამოდენიმე ხელსაწყო (Christensen 1988), რომლებიც იგივე პრინციპებს იყენებენ, რასაც რადარები. ამ ხელსაწყოებში გამოსხივების წყარო აგზავნის იმპულსების მოკლე წყებას. გამოსხივებული ტალღა ვრცელდება ერთიანი ტალღური პაკეტის სახით, ხოლო გამოსხივების წყაროს ერთდროულად შეუძლია არეკლილი სიგნალის მიღების როლიც შეასრულოს. ეს შესაძლებელია რადგან არეკლილი სიგნალი მიმღებზე მოდის დროში გადანაცვლებული უკვე მას შემდეგ, რაც უკვე დამთავრებულია ტალღური პაკეტის გამოსხივება. ე.ი. გამოსხივებასა და არეკლილი სიგნალის მიღებს შორის შეკავების დრო განისაზღვრება მანძილით დამასხივებელსა და ამრეკლ ობიექტს შორის. შესაბამისად არეკლილი სიგნალის სიხშირისღოპლერული გადანაცვლები დამოკიდებულებიდან მის მიმღებზე მოსვლის დროზე შესაძლებელია ზუსტი წარმოდგენის შექმნა სისხლძარღვში სიჩქარეების პროფილზე.

ამისათვის რომ მიღწეულ იქნას დაშორების მიხედვით ეფექტს, იდეალში გამოსხივებული სიგნალის პაკეტის ხანგრძლივობა უნდა იყოს ძალიან მიკლე. მეორეს მხრივ, იმისათვის რომ მივიღოთ სიგნალი/ხმაური თანაფარდობა (სხთ) და სიჩქარის მიხედვით კარგი ეფექტი, ეს პაკეტი უნდა იყოს საკმაოდ გრძელი.. კომპრომისული სიდიდეების თვალსაზრისით ჩვეულებრივ არჩევენ სიგნალის სიხშირეს, რომელიც ტოლია 8მგჰ, ამასტან იმპულსების პაკეტის ხანგრძლივობა შეადგენს 1მ/წმ-ს ამრიგად იმპულსების გავრცელებადი პაკეტის სიგრძე დაახლოებით შეადგენს 1.5მმ-ს როგორც ეს ნაჩვენებია სურ.№8.9(გ). მიმღებზე მოსული სიგნალი წარმოადგენა ამ ტალღური პაკეტის ინტესივობებისა და სიჩქარეების ღოკალური პროფილის ერთობლიობას. ამისათვის, რომ მიღებულ იქნას სიჩქარის პროფილი, გამომავალ სიგნალს უქვემდებარებენ მათემატიკურ ოპერაციებს, რომელიც ამ ერთობლიობის უკუსიდიდეა გამომდინარე იქიდან, რომ ტალღური პაკეტი ეცემა გარკვეული კუთხით, სისხლძარღვის კედლის ადგილმდებარეობა ისაზღვრება არამკვეთრად.

სიხშირე, რომლითაც ერთმანეთს მოსდევენ ტალღური პაკეტები fr განისაზღვრება ორი შეზღუდვით: 1. იმისათვის, რომ თავიდან იქნეს

აცილებული სივრცული არაერთგვაროვნება, არეკლილი სიგნალი უნდა განალიზდეს მანამდე, სანამ გამოსხივებული იქნება მეორე პაკეტი აქედან გამომდინარეობს:

$$f_r < \frac{c}{2R_m} \quad (5.5.1.)$$

სადაც R, m არის გამოყენებული მაქსიმალური დაშორება (ანალიზისათვის გამოყენებული ყველაზე შორეული ამრეკლი ობიექტისა და გამოსხივების წყაროს შორის მანძილი) მეორეს მხრივ სიგნალების ურთიერთმიყოლების სიხშირე უნდა აკმაყოფილებდეს თეორემის დისკრეტული წარმოდგენის შესახებ (კოტელნიკოვის თეორემა), რომელიც მოითხოვს, რომ შესრულდეს შემდეგი პირობა

$$f_t > 2f_d \quad (5.5.2.)$$

თუ მოვახდენთ (8.17) და (8.18) ფორმულების კომბინირებას და გამოვიყენებთ (8.15) ფორმულას, მივიღებთ:

$$u_m(\cos \theta)R_{\max} < \frac{c^2}{8f_0} \quad (5.5.3.)$$

ეს თანაფარდობა გვიჩვენებს რომ მიმდების ღერძის გასწვრივ მაქსიმალური სიჩქარისა და დაშორების წარმოებული შეზღუდულია. პრაქტიკაში, გაზომვების მოქმედების უფრო ძლიერი შეზღუდვებიც, ვიდრე ისინი, რომლებიც გამომდინარეობს (8.19)-დან. ეს დაკავშირებულია ჯერ ერთი, სპექტრის დაგასეოებასთან, რომლის შედეგად სიგნალში ჩნდება უფრო მაღალი სიხშირეები და მეორეს მხრივ მახასიათებლების არასრულყოფილებით, რომლებიც განაპირობებენ სექტორების ურთიერთდადების (სიგნალის დამუშავებისას ფიქტიური სიხშირეების გენერაცია) გამოსარიცხად გამოყენებული დაბალ სიხშირეების ფილტრის ჭრის სიხშირეს.

რადგანაც, არც ისე მარტივია ერთი მ/წმ-ის ხანგრძლივობის იმპულსების პაკეტის გამასხივებელი გენერატორის ჩართვა და გაჩერება, მისი პირველი კასკადი მუშაობს უწყვეტ რეჟიმში. გამომდინარე იქიდან, რომ სიგნალის დამასხივებელიც და მიმდებიც იყენებენ საერთო პიეზოელექტრულ სენსორს, აუცილებელია ელექტრონული გასაღების გამოყენება, რომელიც

საშუალებას იძლევა გაითიშოს გენერატორის სიგნალი იმ მომენტში, როდესაც მიმდინარეობს არეკლილი სიგნალის მიღება. აღმოჩნდა, რომ ერთსაფეხურიანი გასაღების გამოყენება არასაკმარისია იმისათვის, რომ ერთმანეთისაგან გამოცალკევებულ იქნას გამოსხივებული მაღალ ამპლიტუდური სიგნალი და მიმდებამდე მოსული დაბალამპლიტუდური არეკლილი სიგნალი. ამიტომ, გამოსხივებული სიგნალის გამოსართავად იყენებენ ერთმანეთის მიმდევრობით განლაგებული ორი გასაღებს. იდეალურ შემთხვევაში გამოსხივებული სიგნალი უნდა წარმოადგენდეს იმპულსურად მოდელირებული სინუსოიდურ მატარებელ ტალღას. ასეთი სიგნალის ელექტროლოად შექმნა რთული არ არის, მაგრამ სირთულეები ჩნდება ამავე პაკეტური ელექტრონული სიგნალის ანალოგიური ბგერით სიგნალში ტრანსფორმაციისას. ეს განპირობებულია იმით, რომ სენსორის კრისტალს გააჩნია Q-ს (გატარების ვიწრო ზოლი) მაღალი მაჩვენებელი, რის გამოც ის აგრძელებს რეზონანსულ სიხშირეზე „რეკვას“ მასზე ელექტრული სიგნალის მოწოდების დამთავრების შემდეგაც. ამ მიზეზის გამო სენსორს სახეს უცვლიან ისე, რომ შეამცირონ მისი Q (გატარების ზოლს აკეტებენ უფრო ფართეს. ამ მიზნით მას უმატებენ უფრო ფართეს). ამ მიზნით მას უმატებენ რომელიმე მასას უკანა მხარეს (სურ.№8.9, გ) ან წინიდან (სურ. 8.9, დ). Q-ს არ ამცირებენ სასურველ დონემდე, რომელიც მდებარეობს დიაპაზონში 2-5, რადგანაც ეს გამოიწვევდა დამასხივებლის ეფექტურობასა და მიმღების მგრძობელობის შემცირებას, ამიტომ Q-ს დობე იყენებენ დიაპაზონში 5-15, ამრიგად გარკვეული „რეკვა“ რეზონანსულ სიხშირეზე მაინც ნარჩუნდება.

სინუსოიდური იმპულსების მოკლე პაკეტის გენერირებისას არ შეიძლება საუბარი იმაზე, რომ არსებობს რომელიღაცა ერთადერთი სიხშირე. უფრო უპრიანია საუბარი იმასთან დაკავშირებით, რომ განმეორებადი იმპულსების მიმდევრობა იწვევს გვერდითი ზოლების გაჩენას სიხშირეების შესაბამის უბანში. ეს სპექტრი ალაგზნებს სენსორს, ქმნის უფრო სრულ ველს იმასთან შედარებით, რომელიც წარმოიქმნება სენსორის უწყვეტი აღზნებისას. ასეთი სიტუაცია იწვევს სენსორის მიერ მიღებული სიგნალის სპექტრის გაფართოებას.

5.6. სისხლის ლაზერული დოპლერული ხარჯმომი

სისხლის ლაზერულ დოპლერული ხარჯზომში გამოიყენება ჰელიუმ-ნეონური ლაზერი, რომელიც მუშაობს 632,8წმ ტალღის სიგრძეზე და 5მვტ სიმძლავრეზე. ლაზერის სინათლე კანის ზედაპირამდე მიყავთ ოპტიკური ბოჭკოს საშუალებით (HOLLOWAY, 1988). კანის სისხლძარღვში მოძრავი ერითროციტები იწვევენ ლაზერული გამოსხივების სისწირის გადანაცვლებას სიგნალის სპექტრის გაფართოებით. არეკლილი სინათლე ოპტიკური ბოჭკოს საშუალებით გადაეცემა დოტოდოდს. სიგნალის დამუშავებისას ხორციელდება მისი ფილტრაცია, წონით კოეფიციენტზე გამრავლება, კვადრატში აყვანა და გაყოფა. ამ ხელსაწყოს საშუალებით ზომავენ კანისა და სხვა ორგანოების კაპელარულ სისხლდენას.

5.7. სიჩქარის საზომი თერმოკონვექტრული სენსორები

მუშაობის პრინციპი

თერმოდინამიკის მეთოდი დამოკიდებულია სისხლის მთელ ნაკადში თერმული ნიშნის არევაზე. მისგან განსხვავებით, სითბური სენსორების საშუალებით სიჩქარის გაზომვის ქვემოთ განხილული მეთოდი დამოკიდებულია გახურებული სენსორის კონვექციულ გაცივებაზე და ამრიგად საშუალებას იძლევა გაზომოს სისხლდენის სიჩქარე ძალიან მცირე მოცულობაში სენსორის ახლოს.

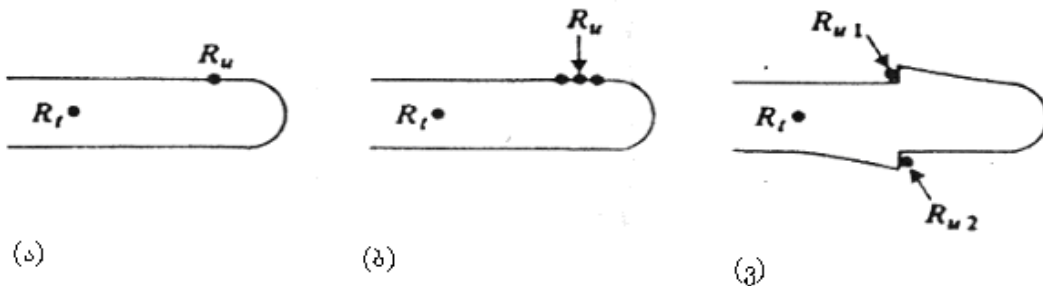
უმარტივესი სენსორი მოცემულია სურ. 5.7.1.-ზე Ru თერმოსტურს აცხელებენ ტემპერატურამდე, რომელიც ΔT -ით მეტია სისხლის ტემპერატურაზე. Ru წინააღობაში დენის გასვლისას განიბნევა W სიმძლავრე. როგორც მოწმობენ ექსპერიმენტული მონაცემები (Grahn et al, 1969), ეს სიდიდეები სისხლის დენის სიჩქარესთან დაკავშირებული არიან შემდეგი თანაფარდობით.

$$\frac{W}{\Delta T} = a + b \lg u \quad (5.7.1.)$$

სადაც Q და b -კონტაქტებია. თანაფარდობა 5.7.1-დან ჩანს, რომ ეს მეთოდი არ არის წრფივი: მას ახასიათებს მაღალი მგრძობელობა სისხლის დენის დაბალი სიჩქარეებისას და დაბალი მგრძობელობა – მაღალი სიჩქარეებისას.

5.8. სენსორები

თერმოკონვექციულ გაზომვებისათვის კათეტრების ბოლოებზე ამაგრებენ ორი ტიპის სენსორებს (Cobbold,1974). სურ.5.8.1-ზე ნაჩვენებ პირველი ტიპის სენსორებში იყენებენ თერმოსტორებს, რომელთაც ახასიათებთ წინააღმდეგობის შესაბამისი მაჩვენებლის მქონე მაღალი მგრძობელობა. რადგანაც სურ.5.8.1(ა)-ს შესაბამისად განლაგებული თერმოსტორი ერთნაირად ცივდება სისხლის ორივე მიმართულებით დენისას, ამ ხელსაწყოს გამოსავალზე ჩნდება სისხლის დენის ლოკალური სიჩქარის ჭეშმარიტი მნიშვნელობის გამართული სიგნალი. იმისათვის რომ დაძლეული იქნას ეს წინააღმდეგობა, სურ.5.8.1(ბ)-ზე მოცემულ სენსორში გამოიყენება ორი დამატებითი თერმოსტორი, რომლების თერმოსტორი R_u -დან ზევით და ქვევით (სისხლის დენის მიხედვით) განლაგებულია მილიმეტრების მეთაფში. სისხლის დენის მიმართულებიდან გამომდინარე, ამ ორი თერმოსტორიდან ერთერთი გაცხელდება იმ სიტბოს ხარჯზე, რომელიც სისხლის ნაკადს მოაქვს თერმოსტორი R_u -დან ამ ორ დამატებით თერმოსტორს რთავენ ხიდურან სქემაში და ამ ხიდს აბალანსებენ სისხლდენის ნულოვანი სიჩქარის პირობებში. შედარების ელემენტი განსაზღვრავს ხიდის განბალანსებას და ახდენს გამომავალი სიგნალის პოლარობის გადართვას. სურ. 5.8.1. (გ)-ზე მოცემულია სიჩქარის ორი სენსორი, რომლებიც იმდაგვარადაა განლაგებული რომ ერთი მათგანი იმყოფება უშუალოდ სისხლის ნაკადში, ხოლო მეორე დაცულია მოძღების კონსტრუქციით სისხლთან კონტაქტისაგან.



სურ.5.8.1.

სურ.5.8.1. სისხლის დენების სიჩქარის სითბური სენსორები. (ა) სიჩქარისადმი მგრძობიარე თერმოსტორი Ru თავსდება სისხლის ნაკადში ტემპერატურის ცვლილებაზე კომპენსირებული თერმისტორი Rt, მოთავსებულია მიმდების შიგნით. თერმისტორი განლაგებულია Ru თერმისტორის ზევით და ქვევით, სისხლის დენის მიმართულების მიხედვით ერთერთი მათგანი ცხელდება იმ სითბოს ხარჯზე, რომელიც მოაქვს სისხლის ნაკადს თერმოსტორი Ru-დან, რაც საშუალებას იძლევა განისაზღვროს სისხლის დენის მიმართულება. (ბ) თერმისტორები, რომელთაგან ერთი იმყოფება უშუალოდ სისხლის ნაკადში, ხოლო მეორე დაცულია (ასეთი მოწყობილობა საშუალებას იძლევა განისაზღვროს არა მხოლოდ სისხლდენის სიჩქარე, არამედ მიმართულებაც).

მე-2 ტიპის სენსორები (პლატინით დაფარული) წარმოადგენენ შუშის ბურთულებს. რომელთა ზედაპირზე თხელი ფენით დაფარულია პლატინა. თხევად მდგომარეობაში მყოფი პლატინა შეიძლება დატანილმ იქნას ბურთულების ზედაპირზე, რის შემდეგაც მათ გამოწვავენ ღუმელში, ბურთულების მეთალიზირება შეიძლება ვაკუუმში ელექტრული განმუხტვის საშუალებით მათზე პლატინის დატანითაც. პლატინით დაფერილი სენსორების უარყოფითი მხარეა დაბალი წინაღობა (რამოდენიმე ორი) და დაბალი მგრძობიარეობა.

ასეთი სენსორების გამოყენებისას ისმის ბუნებრივი კითხვა: უშუალოდ რას ზომავენ ისინი? სისხლძარღვის სანათურში კათეტერის შეყვანისას, მისი წვერი შეიძლება მოხვდეს როგორც სისხლძარღვის ღერძზე (მაშინ ის გაზომავს სისხლდენის მაქსიმალურ სიჩქარეს), ასევე სისხლძარღვის კედლის ახლოს (ამ შემთხვევაში ის გაზომავს კედლის მახლობელ სასაზღვრო დაბალ სიჩქარეს). ერთერთი მეთოდი იმაში დასარწმუნებლად, რომ კათეტერი არ მიეხვინა სისხლძარღვის კედელს, არის მისი მიბრუნებ მობრუნება ისეთი მდგომარეობის მოძებნის მიზნით, რომლის დროსაც გამომავალი სიგნალი იქნება მაქსიმალური. სენსორებს ასევე შეუძლიათ აღიქვან სისხლის რადიალური დენა, ისევე როგორც კათეტერის რადიალური რხევები. ამრიგად, სისხლის დენის სიჩქარის გაზომვისას დაშვებული შეცდომების პარალელურად, შეიძლება გაჩნდეს შეცდომები, რომლებიც დაკავშირებულია სისხლძარღვში კათეტერის მდებარეობის შესახებ ინფორმაციის სიმწირით. თუ სენსორების (მათი ტიპის მიუხედავად) ზომები საკმარისად მცირეა, მაშინ შესაძლებელია ის მოთავსდეს კანქვეში ინიექციებისათვის შპრიცის ნემსის

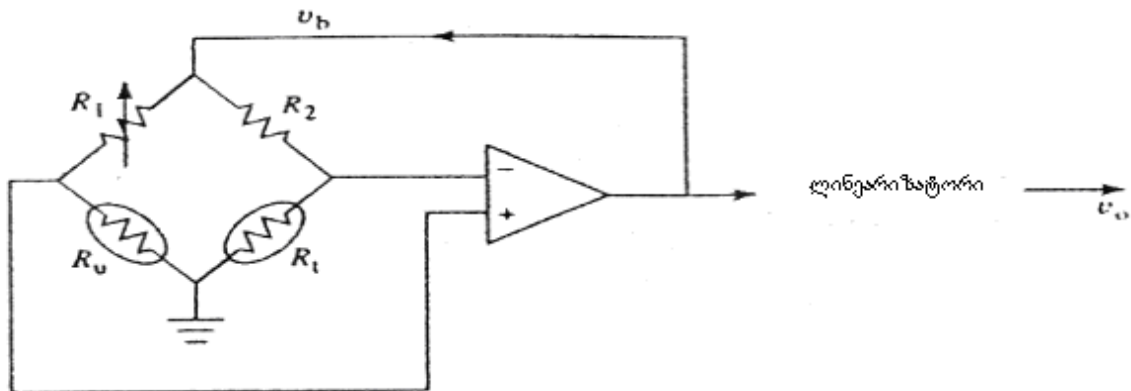
წვერზე და სისხლძარღვში შეყვანილ იქნას მისი ღერძის პენპენდიკულარულად, რაც საშუალებას იძლევა ნემსის გადაადგილების სისხლძარღვის განივი მიმართულების გაიზომოს სისხლდენის პროფილი.

ელექტრული სქემა

მუდმივი დენის წყარო გამოყენება სენსორების კვებისათვის არ არის შესაძლებელი შემდეგი მიზეზების გამო. პირველი, სენსორის დროითი მუდმივა შეადგენს წამის რამოდენიმე მეათედს, რაც ძალიან ბევრია იმისათვის, რომ მიღებულ იქნას პასუხის სასურველი სიხშირე, რომელიც უნდა იმყოფებოდეს დიაპაზონში 0-დან 25ჰც-მდე. მეორე, მაღალ სიჩქარისას სენსორის საკმარისი მგრძობელობის მიღწევის მიზნით, მისი კვების დენი ისეთი მაღალი უნდა იყოს, რომ სისხლდენის გაჩერებისას, სენსორის კონვექტური გაცივების არსებობის პერიოდში, მისი ტემპერატურა სისხლის ტემპერატურას გაზრდის 50 გრადუს ცელსიუსამდე მეტად, რაც გამოიწვევს ფიბროზის დაღეჟვას სენსორის ზედაპირზე.

ორივე ეს ნაკლი აღმოიფხვრება სურ.5.8.2.-ზე გამოსახული ჯაჭვის გამოყენებით, რომელიც განაპირობებს სენსორის მუდმივ ტემპერატურას. ამ ჯაჭვს თავიდან განაბალანსებენ R1 სიდიდის შესაბამისი შერჩევის გზით. განაბალანსების სიგნალი ძლიერდება ოპერატიული გამაძლიერებლით, რომელსაც გაძლიერების დიდი კოეფიციენტი გააჩნია, და გამაძლიერებლის გამოსვლიდან სიგნალი გადაეცემა წინაღობების ხიდზე. გავერკვეთ, როგორ მუშაობს მოცემული სქემა. ვივარაუდოთ, რომ თვითგაცხელების შედეგად Ru თერმისტორის ტემპერატურა სისხლის ტემპერატურას აღემატება 50 გრადუსი ცელსიუსით. სისხლდენის სიჩქარის გაძლიერებასთან ერთად თერმისტორი Ru დაიწყებს გაცივებასსითბოს კონვექციური გაცემის ხარჯზე, ხოლო მისი წინაღობა, შესაბამისად გაიზრდება. ამ დროს გამაძლიერებლის არამაინვენტირებელ შესავალზე მიწოდებას დაიწყება დიდი დადებითი მუხტი, რაც გამოიწვევს vb სიგნალის გაძლიერებას. ეს თავის მხრივ გამოიწვევს იმ სიმძლავრის გაზრდას, რომელიც განიბნევა ხილოვან სქემაში და შესაბამისად თერმისტორი Ru-ს ტემპერატურა გაიზრდება. ამრიგად თერმისტორის გაცივება უკუკავშირის მარყუჟის წყალობით, გამოიწვევს ამ თერმისტორის გაცხელებას, რაც საშუალებას იძლევა მისი ტემპერატურა შენარჩუნდეს პრაქტიკულად ერთიდაიგივე დონეზე. ცხადია რომ ასეთი სისტემა რომელიც იყენებს მაღალი კოეფიციენტის მქონე მარყუჟოვანი გაძიერებას ანუ კავშირს, მუდმივად

ინარჩუნებს ხიდის ბალანსს და უზრუნველყოფს თერმისტორი R_u -ს ტემპერატურის მუდმივობას.



სურ.5.8.2.

სიჩქარის სითბური სენსორის ჩართვის ელექტრული სქემა.

სისხლდენის სიჩქარის გაზრდა აცივებს სიჩქარის მზომ თერმისტორ R_u -ს ოპერატიული გამაძლიერებლის არამაინვენტირებელ შესავალზე ძაბვის გაზრდა იწვევს V_p ხიდის დიაგონალში ძაბვის ზრდას, რაც განაპირობებს R_u თერმისტორის გაცხელებას. წინაღობა R_t უზრუნველყოფს ტემპერატურულ კომპენსაციას.

უკუკავშირის ასეთი ჯაჭვის გამოყენება მნიშვნელოვნად აუმჯობესებს სენსორის სიხშირულ მახასიათებლებს, რადგანაც ასეთ სქემაში სენსორის დროითი მუდმივა იმდენჯერ კლებულობს, რაც ტოლია მარყუჟოვანი გამაძლიერებლის კოეფიციენტის. თუ სენსორის ტემპერატურა რამდენადმე კლებულობს, მაშინ ოპერატიული გამაძლიერებელი უზრუნველყოფს სქემაში დიდი სიმძლავრის გაბნევას, რაც განაპირობებს სენსორის სწრაფ გაცხელებას. აბრუნებს რა მის ტემპერატურას სასურველ დონემდე.

ასეთი სქემა დამაკმაყოფილებლად მუშაობს ერთი R_u სენსორით, თუ სისხლის ტემპერატურა უცვლელია. იმ პირობებისათვის როდესაც ტემპერატურა სისხლისა შეიძლება შეიცვალოს, სქემაში დამატებულია კომპენსაციური R_t თერმისტორი, რომელიც უზრუნველყოფს ხიდის ბალანსის შენარჩუნებას. სადაც R_t თერმისტორის ტემპერატურული ცვლილებები ძალიან მცირეა, მას უნდა ჰქონდეს R_u თერმისტორზე მნიშვნელოვნად უფრო დაბალი წინაღობის ტემპერატურული კოეფიციენტი (წტკ). ეს პირობები აუცილებლად

უნდა შესრულდეს იმისათვის, რომ თერმისტორი R_t იყოს ტემპერატურის სენსორი და არა სიჩქარის. R_t წინააღობის წტკ შეიძლება შემცირდეს ან მისი ზომების გაზრდის ხარჯზე, ან მისი მოთავსების სენსორულ მოწყობილობაში ისე, რომ უზრუნველყოფილი იქნას დიდი გამაცივებელი ზედაპირი. ამ პრობლემის გადაწყვეტის მეორე გზა მდგომარეობს R_2 და R_t წინააღობების გაზრდაში, რაც უზრუნველყოფს მათზე გაბნეული სიმძლავრის შემცირებას.

სქემაში ჩართული ლინეარიზატორი საჭიროა (8.20) ტოლობის „ამოხსნისათვის“. სიმძლავრე W -ს სიდიდის მისაღებად შესაძლებელი ძაბვა V_p -ს კვადრატში აყვანა. სიდიდე V_o -ის მისაღებად გამოიყენება ანტილოგარითმული გარდამქმნელი. სურ.№8.17(ბ)-ზე გამოსახული სენსორით მუშაობისას, რომელიც იძლევა საშუალებას განისაზღვროს სისხლდენის მიმართულება, აუცილებელია გაძლიერების ერთეულოვანი კოეფიციენტის მქონე გამაძლიერებლისა და გასარების გამოყენება. ასეთი სენსორების დაკალიბრება შესაძლებელია სინუსოიდალური ნაკადის ნწარმომქმნელი ტუმბოს გამოყენებით, რომელიც ბრუნავს საბრუნებელ მაგიდაზე.

სითბური სენსორების გამოყენების ძირითადი სფეროა ცხოველების მსხვილ სისხლძარღვებში სისხლდენის სიჩქარის განსაზღვრა და სიჩქარეების პროფილზე მონაცემების მიღება. თუმცა ამ სენსორებს ასევე რეგულარულად იყენებენ დიაგნოსტიკური კათეტერიზაციისას პაციენტების აორტის რკალში სისხლის სიჩქარისა და აჩქარების განსაზღვრავად (Roberts, 1972). ამავე პრინციპს იყენებენ ფილტვებში ჰაერის სიჩქარის გასაზომად, რისთვისაც სასუნთქ მილში შეყავთ გაცხელებული პლატინის მავთული.

თავი 6

პლექტიზმოგრაფია

6.1. შესავალი

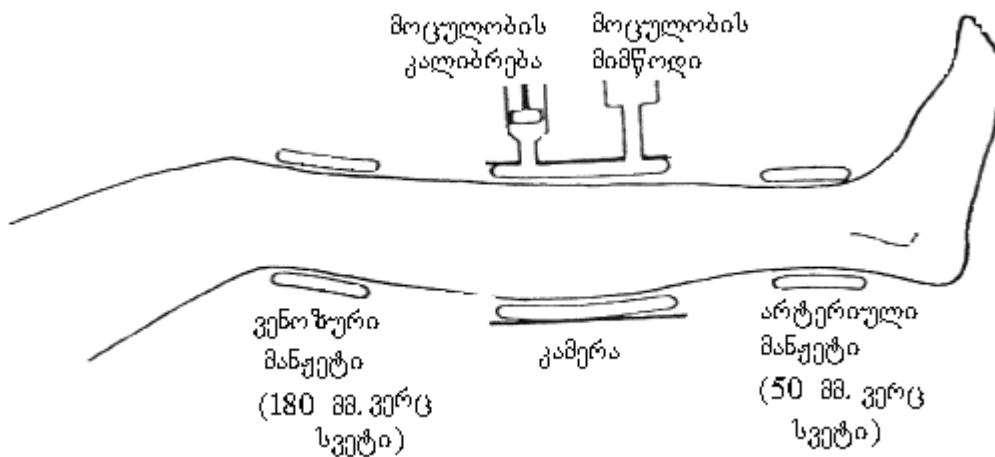
პლექტიზმოგრაფი წარმოადგენს მოწყობილობას, რომელიც გამოიყენება მოცულობების ცვლილებების რეგისტრაციისათვის. დღესდღეობით პლექტიზმოგრაფია არის კიდურებში სისხლის მოცულობების ცვლილებების გაზომვის ერთადერთი არაინვაზიური და ზუსტი მეთოდი. V მოცულობის დროზე დამოკიდებულების რეგისტრირებით და ფორმულის $F=dV/dt$ გამოყენებით შესაძლებელია კიდურებში სისხლდენა F-ის განსაზღვრა. ასეთი გაზომვისას უნდა გამოირიცხოს სისხლის ვენოზური უკუდენა, რაც მიიღწევა ოკლუზიური (გადამჭერი) მანუეტის დადებით. ამ მეთოდს უწოდეს ვენოზური ოკლუზიური პლექტიზმოგრაფია (Seagar et al, 1984).

მოწყობილობა

მოწყობილობა, რომელიც გამოიყენება ვენოზური ოკლუზიური პლექტიზმოგრაფიისათვის ნაჩვენებია სურ. 8.15 პლექტიზმოგრაფიის კამერა წარმოადგენს ხისტ ცილინდრულკონტეინერს, რომელიც ჩამოეცმევა წვივზე. წვივის მოცულობის გაზრდისას ის კუმშავს კამერაში მოთავსებულ ელასტიურ ბალობს (ბუშტს) რაც იწვევს მისი მოცულობის შემცირებას. თუ ეს ბალონი გაესებულება წყლით, მაშინ მას უერთებენ დაკალიბრებულ ვერტიკალურ მილს და მასში წყლის დონის აწევით საზღვრავენ მოცულობის ცვლილებას. რეგისტრაციის გასაადვილებლად ამ ბალონში შეყავთ ჰაერის გარკვეული რაოდენობა და საზღვრავენ ჰაერის წნევის ცვლილებას. ტემპერატურული დრეიფის გამოსარიცხად წყლის პლექტიზმოგრაფში უზრუნველყოფენ ტემპერატურის მუდმივობას. ჰიდროსტატიკურმა წნევამ შეიძლება გამოიწვიოს სისხლძარღვების შევიწროება და ამით მოახდინოს არასასურველი ფიზიოლოგიური ცვლილებები.

ბალონის გასავსებად ნულის ნაცვლად შეიძლება ჰაერის გამოყენებაც, რომლის კედურის მოცულობის ცვლილებით გამოწვეული მოცულობის ცვლილება, რეგისტრირდება უშუალოდ. ზოგიერთ პლექტიზმოგრაფში ბალონებს არ იყენებენ და ცდილობენ ჰერმეტიკულად დახურონ პლექტიზმოგრაფიული კამერის ის ადგილები, რომლებიდანაც მასში შედის ფეხი. ასეთ სისტემაში ნულის ან ჰაერის დანაკარგი, რომელიც

განპირობებულია კამერის განჭვრემტიზაციით, ქმნის სერიოზულ პრობლემას. ზოგიერთ ხელსაწყოში პნევმოტაქომეტრის საშუალებით ზომავენ ჰაერის ნაკადს კამერიდან და კამერაში. ამ ნაკადების ინტეგრირებით შესაძლებელია მოცულობის ცვლილების სიდიდის გაზომვა. პლექტიზმოგრაფიული კამერა ზომებით უნდა შეესაბამებოდეს საკვლევი კიდურის ზომებს. შესაძლებელია ასევე ერთი კამერის გამოყენება კიდურებისათვისაც. ასეთი კამერები აღჭურვილია ირისის დიაფრაგმებით, რომელთა დახურვით უზრუნველყოფენ კამერის დიაფრაგმების კიდურებთან მჭიდრო კონტაქტს.



სურ.6.1.1.

სურ.6.1.1-ზე წვივი მოთავსებულია პლექტიზმოგრაფიულ კამერაში. ვენოზურ ოკლუზიურ მანჟეტს ბერავენ ვერცხლის წყლის სვეტის 50მმ (6,7კპა) წნევამდე, რაც გამორიცხავს სისხლის უკუსვლას ვენებით. სისხლის არტერიული ნაკადი იწვევს კამერაში მოთავსებული კიდურის მოცულობის გაზრდას, რომელიც იზომება სენსორით. არტერიული ოკლუზიური მანჟეტის ფუნქცია ახსნილია ტექსტში.

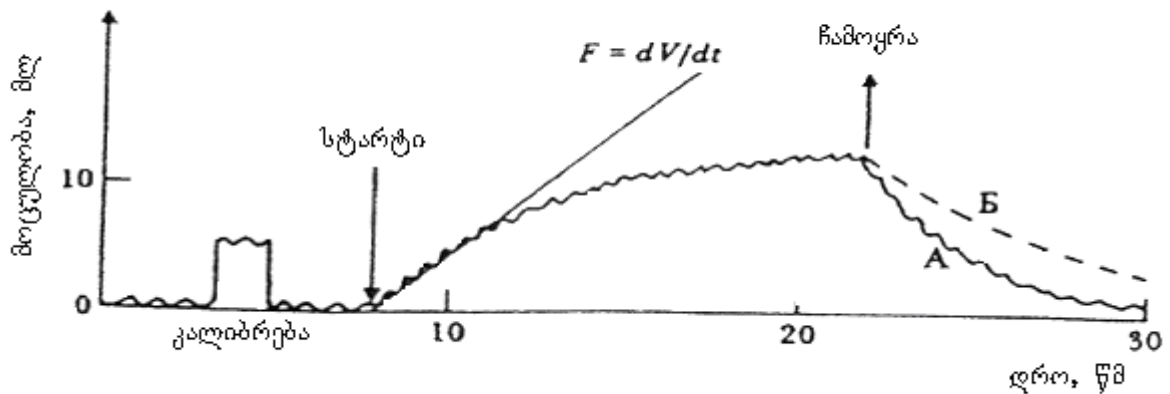
მეთოდი

სურ. 6.1.1-ზე ნახვენებია მოვლენების თანმიმდევრობა, რომელიც საშუალებას იძლევა გაიზომოს სისხლდენის მოცულობა. (Raines, Darling,1976). ჩანაწერზე აღნიშნული დაკალიბრება შეიძლება განხორციელდეს კამერაში, მაგალითად დაკალიბრებული შპრიცით სითხის ცნობილი მოცულობის შეყვანით. შემდგომ კიდურას ადებენ ვენოზურ ოკლუზიურ მანჟეტს და ბერავენ მას 6,7კპა წნევამდე. ეს წნევა გამორიცხავს სისხლის ვენოზურ უკუდენას. რადგანაც ასეთი წნევა მანჟეტში ვერ ზღუდავს არტერიულ

სისხლდენას, კიდურის მოცულობის ცვლილება დროის ერთეულში სისხლის არტერიული დენის ტოლია. თუ კამერაში მოთავსებულია მთელი კიდური, მაშინ იზომება მთელ კიდურში არტერიული სისხლდენა. ხოლო თუ კამერაში მოთავსებულია კიდურის მხოლოდ სიგმენტი, როგორც ეს ნაჩვენებია სურ. №8.15-ზე, მაშინ კამერის დისტალურ მხარეზე უნდა დაიდოს არტერიული მანჟეტი, რომელშიც ქმნიან 24კპა წნევას. ეს მანჟეტი გამორიცხავს არტერიული სისხლის დენას კიდურის იმ სეგმენტში, რომელიც არ არის ჩართული კამერაში და საშუალებას იძლევა გაიზომოს სისხლდენის მოცულობა კიდურის მხოლოდ იმსეგმენტში, რომელიც მოთავსებულია კამერაში.

ვენოზური ოკლუზიური მანჟეტის დაშვებიდან რამოდენიმე წამში ვენებში წნევა იწევს 6,7კპა-ს. ამ დროს აღდება სისხლის ვენოზური უკუდენა, რასაც თან სდევს მოცულობის დროზე დამოკიდებულების მრუდის პლატოზე გასვლა. როდესაც ექსპერიმენტორი დააგდებს წნევას ვენოზური ოკლუზიური მანჟეტში, კიდურის შესასწავლ მანჟეტში სისხლის მოცულობა სწრაფად უბრუნდება საწყის დონეს (A მრუდი სურ.6.12.-ზე). თუ ადგილი აქვს ვენოზურ თრომბს, რომელიც ხელს უშლის სისხლის ვენოზურ უკუდენას, მაშინ სისხლის მოცულობა კიდურის სიგმენტში ნორმას უბრუნდება გაცილებით ნელა (მრუდი B სურ. 6.12.-ზე) ამრიგად, ეს მეთოდი სასარგებლოა არა ინგაზური ტესტის სახით თრომბოზების გამოსაველენად.

Semmlow(1988) აღნიშნა, რომ ერექცია (სასქესო ასოს გადიდება) არის ერთადერთი ფიზიოლოგიური რეაქცია რომელიც საშუალებას იძლევა მამაკაცის სქესობრივი აღზნება საიმედოდ დიფერენცირების სხვა ემოციური მდგომარეობებისაგან. ადრე, ერექციის დონის განსაზღვრისათვის იყენებდნენ წყლით ან ჰაერით გავსებულ პლექტიზმოგრაფიულ კამერებს. ესეა ამ მიზნით იყენებენ უფრო მცირე ზომის მრგვალ მეტალის ლენტებს ან დეფორმაციის ჭიმვად სენსორებს.



სურ.6.12.

მოცულობის დროზე დამოკიდებულების მრუდის დახრა, რომელიც იზომება ვენოზური ოკლუზიური მანუეტის გაბერვისთანავე (სტარტი), არტერიული სისხლდენის გაზომვის საშუალებას იძლევა. კიდურის კამერაში მოთავსებული სიგმენტის მოცულობა სწრაფად უბრუნდება საწყის დონეს მანუეტში წნევის დაგდებისთანავე (A). ვენოზური სისხლძარღვების თრომბოზის დროს, რომელიც ხელს უშლის სისხლის უკუდენას, მოცულობის ნორმალური მნიშვნელობის აღდგენა ნელა ხდება (B).

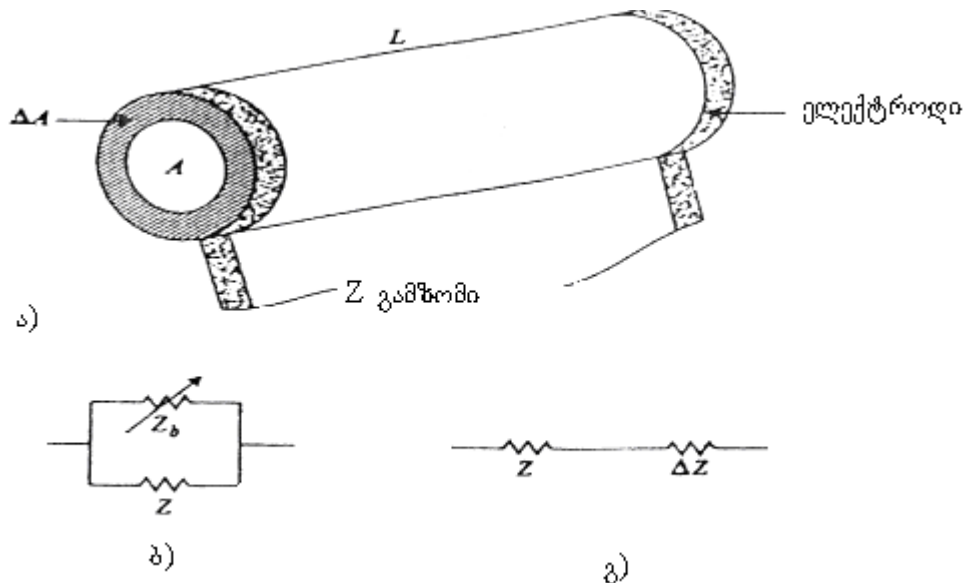
6.2. იმპენდანსური პლეტიზმოგრაფია

დიდ პრობლემას არ წარმოადგენს ქსოვილის სეგმენტისათვის ელექტროდების მიერთება და მისი იმპენდანსის გაზომვა. რადგანაც ქსოვილის მოცულობა იცვლება მასში სისხლდინების საპულსო ტალღის გავლისას (რასაც ადგილი აქვს კიდურებში), ხოლო ქსოვილის ხვედრითი წინაღობა იცვლება მასში არსებული ჰარის შემცველობის ცვლისას (რასაც ადგილი აქვს ფილტვებში), ამიტომ ამ პროცესებისას ქსოვილის იმპენდანსიც უნდა იცვლებოდეს (Anderson, 1988).

იმპენდანსურ პლეტიზმოგრაფიას იყენებენ მრავალ სხვადასხვა სიდიდის გასაზომად, უმრავლეს შემთხვევაში ამ მეთოდის სიზუსტე ძალიან მაღალია, ან საერთოდ არ არის ცნობილი.

მუშაობის პრინციპი

1950 წლების დასაწყისში Nyboer (1970) შეადგინა განტოლება, რომელიც გამოიყენება იმპენდასურ პლექტიზმოგრაფიაში. თუმცა ჩვენ ამ ფორმულას გამოვიყვანოთ Swanson (1976) მიხედვით, რაც უფო მარტივია როგორც კონცეპტუალურად, ისე მათემატიკურადაც. სურ.№8.17 გამოსახულია Swanson-ის მიერ შემოთავაზებული კიდურის ცილინდრული მოდელი. იმისათვის რომ გამოვიყვანოთ იქნას ამ მოდელის აღმწერი ფორმულა, აუცილებელია 3 დაშვების გაკეთება. (1) არტერიის გაფართოება ერთგვაროვნად უნდა ჩაითვალოს (მთელ სიგრძეზე ერთნაირი). შესაძლოა ის დაშვება სამართლიანი იყოს ნორმალური სისხლძარღვებისათვის, მაგრამ ის აშკარად არასამართლიანია პათოლოგიური ცვლილებების მქონე სისხლძარღვებისათვის. (2) სისხლის ხვედრითი წინაღობა Pb უნდა ჩაითვალოს მუდმივ სიდიდედ. საერთოდ სისხლის ხვედრითი წინაღობა მცირდება სისხლდენის შემცირებისას იმის გამო, რომ დაბალი სისხლდენის დროს ერთროციტები გადანაცვლებიან სისხლძარღვის ღეძისაკენ და ლაგდებიან ღეძის ხაზის გასწვრივ. ამის გარდა მაღალ სისხშირეებზე Pb-ს აქვს არა მხოლოდ აქტიური (ნამდვილი) არამედ პასიური შემადგენელიც. (3) უნდა ჩაითვალოს, რომ ელექტრული დენი მოედინება არტერიების პარალელურად, ეს დაშვება როგორც ჩანს სამართლიანია კიდურების სეგმენტების უმრავლესობისათვის, მაგრამ მუხლისათვის ასეთი დაშვების გაკეთება შეცდომაა.



სურ. 6.2.1.

იმპენდასური პლექტიზმოგრაფია. (ა) მონაცემების მაინტეგრირებული მოდელი. ცილინდრულ კიდურს აქვს L სიგრძე და განივკვეთის A ფართობი. წნევის ყოველი პულსაციისას A იზრდება ΔA სიდიდით (დაშტრისულია). (ბ) იმისათვის რომ გათვალისწინებულ იქნას სისხლის ეს დამატებითი მოცულობა. აუცილებელია ცვლადი Z_p იმპენდასის Z იმპენდასისათვის პარალელური მიერთება. (გ) ჩვეულებრივ Z_b იმპენდასის გაზომვის ნაცვლად ზომავენ იმპენდანსის ცვლილებას ΔZ -ს.

შუნტირებული Z_b იმპენდანსი თავისი წარმოშობით დაკავშირებულია სისხლის დამატებით ΔV მოცულობასთან, რომელიც შეესაბამება განივკვეთის ფართობის გაზრდას ΔA სიდიდით:

$$Z_b = \frac{\rho_b L}{\Delta A} \quad (6.2.1)$$

და

$$\Delta V = L \Delta A = \frac{\rho_b L^2}{Z_b} \quad (6.2.2)$$

თუმცა საჭიროა სურ.6.2.1(ბ)-ზე გამოსახული Z_b იმპენდანსის შეცვლა $\Delta Z = [(Z_b/Z) - Z]$ იმპენდასით, რომელიც იზომება ჩვეულებრივ და მოცემულია სურ.6.2.1(გ)-ზე.

ამრიგად,

$$\Delta Z = \frac{ZZ_b}{Z + Z_b} - Z = \frac{-Z^2}{Z + Z_b} \quad (6.2.3)$$

იმის გათვალისწინებით, რომ $Z \ll Z_b$ მივიღებთ:

$$\frac{1}{Z_b} \equiv \frac{-\Delta Z}{Z^2} \quad (6.2.4)$$

თუ (8.24) ჩავსვამთ (8.22)-ში მივიღებთ

$$\Delta V = \frac{-\rho_b L^2 \Delta Z}{Z^2} \quad (6.2.5)$$

თუ გაკეთებული დაშვებები სამართლიანია, მაშინ ფორმულა (6.2.5) საშუალებას გვაძლევს გამოვითვალოთ სიდიდე ΔV .

მიუხედავად იმისა რომ თანაფარდობა (8.25) სამართლიანია ნებისმიერ სიხშირეზე, არსებობს რამდენიმე მოსაზრება, რის გამოც გაზომვები ხდება 100 კჰც სიხშირეზე.

სასურველია, რომ გასაზომი დენი 1მა-ზე მეტი იყოს, რომელიც საშუალებას იძლევა მიღწეულ იქნას სიგნალი/ხმაური თანაფარდობის (სხთ) კარგი მნიშვნელობა. დაბალ სიხშირეებზე ასეთი ძალის დენი იწვევს ელექტრული დარტყმის არასასიამოვნო შეგრძნებას. თუმცა არასასიამოვნო შეგრძნებები, რომლებიც დაკავშირებულია ელექტრული დენის გავლენასთან, დენის სიხშირის მატებასთან ერთად კლებულობს. ამრიგად, არასასიამოვნო შეგრძნებების თავიდან ასაცილებლად სიხშირე უნდა იყოს 20 კჰც-ზე მეტი.

სიხშირეების დაბალი მნიშვნელობიდან 100 კჰც-მდე გაზრდისას, იმპედანსი საზღვარზე კანი-ელექტროდი იკლებს დაახლოებით 100 ჯერ. ამიტომ აზრი აქვს საკმაოდ მაღალი სიხშირის სიგნალის გამოყენებას იმისათვის, რომ პირველი შემცირდეს იმპედანსი საზღვარზე კანი-ელექტროდი, და მეორე, შემცირდეს ამ იმპედანსის არასასურველი ცვლილებები, რომელიც თან სდევს პაციენტების მოძრაობას.

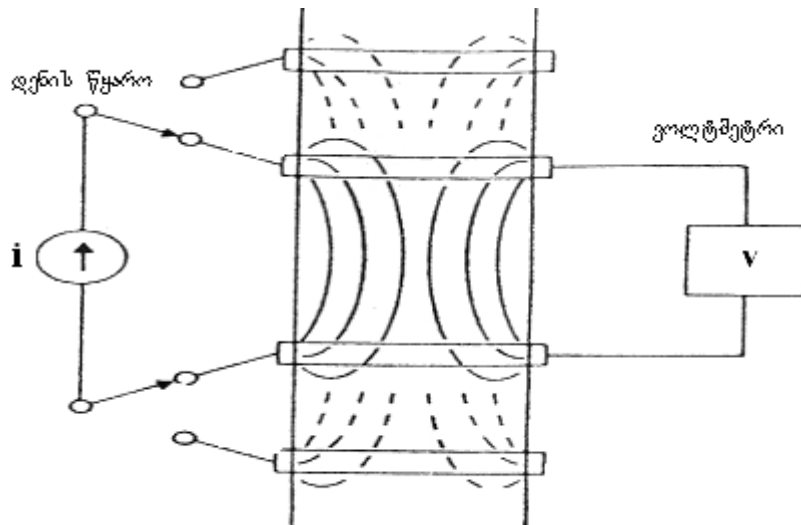
თუ გამოყენებულ იქნება ისეთი სიხშირეები, რომლებიც მნიშვნელოვნად აღემატება 100 კჰც-ს, მაშინ პარაზიტული მოცულობების დაბალი იმპედანსი ძლიერ გაართულებს მოწყობილობის კონსტრუირებას.

6.3. ბიოლარული და ტეტრაპოლარული პლექტიზომოგრაფია

ზოგიერთ იმპედანსურ პლექტიზომოგრაფიაში ეკონომიურობისა და გამოყენების სიმარტივის მოსაზრებიდან გამომდინარე, იყენებენ მხოლოდ 2 ელექტროდს, როგორც ეს ნახვენებია სურ.6.3.1-ზე. იმპედანსურ პლექტიზომოგრაფიის ასეთი რეალიზაციისას (რომელსაც ბიოლარულს უწოდებენ), დენი i მიეწოდება იმავე ელექტროდებით, რომლებიც გამოიყენება V ძაბვის საზომად. ასეთი მოწყობილობის გამოყენება დაკავშირებულია რამოდენიმე პრობლემასთან: დენის სიმკვრივე ელექტროდებთან ახლოს უფრო

მაღალია, ვიდრე ქსოვილის სხვა უბნებში. აქედან გამომდინარე, გაზომილი იმპედანსი $Z=V/i$ მეტწილად განპირობებულია ქსოვილების თავისებურებებით, რომლებიც განლაგებულია უშუალოდ ელექტროდების სიახლოვეს, ვიდრე დაშორებული ქსოვილების უბნებით. ქსოვილში სისხლის მოცულობის პულსაცია, ჩვენთვის საინტერესო ქსოვილის იმპედანსის ცვლილების გარდა, იწვევს ასევე იმპედანსის ცვლილებას საზღვარზე კანი-ელექტროდი. ამ ორი იმპედანსის გაყოფა შეუძლებელია და შედეგად შეუძლებელია ქსოვილის იმპედანსის ცვლილების ჭეშმარიტი მახვენებლის განსაზღვრა. რამდენადაც ჩვენთვის საინტერესო უბანში დენის სიმკვრივე არაერთგვაროვანია, შეუძლებელია (6.2.5) თანაფარდობის გამოყენება.

ამ პრობლემების დაძლევის მიზნით, ექიმები იყენებენ ტეტრაპოლარულ (ოთხელექტროდიან) პლექტიზმოგრაფიას, რომლის სქემა მოცემულია სურ.6.3.1-ზე. ხოლო ძაბვის აღქმა ხდება ორი შიდა ელექტროდის საშუალებით. ასეთი სქემის დროს, დენის სიმკვრივე ორ შიდა ელექტროდს შორის ბევრად უფრო ერთგვაროვანია, ხოლო იმპედანსის ცვლილება საზღვარზე კანი-ელექტროდი იწვევს მხოლოდ მე-2 რიგის სიმცირის შეცდომებს.



სურ 6.3.1.

მოყვანილ სქემაზე გადამრთველები იმყოფებიან ისეთ ადგილებში, რაც შეესაბამება ბიპოლარულ პლექტიზმოგრაფიას. პლექტიზმოგრაფიის ასეთი ვარიანტი იწვევს ძაბვის გამზომი ელექტროდების ახლოს დენის უფრო მეტ სიმკვრივეს (უწყვეტი ზოლები). თუ გადამრთველებს გადავანაცვლებთ ტეტრაპოლარული იმპედანსური პლატიზმოგრაფის შესაბამის ადგილებში,

მაშინ გამზომ ელექტროდებს შორის დენის სიმკვრივე (უწყვეტი ხაზები) გახდება უფრო ერთგვაროვანი.

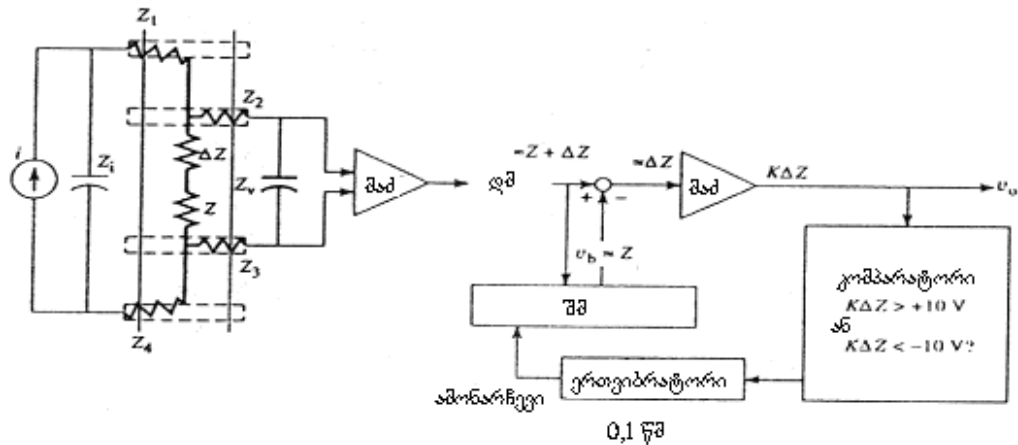
მუდმივი დენის გენერატორი

სურ. 6.3.1-ზე ტეტრაპოლარული იმპენდანსური პლექტიზმოგრაფის ელექტრული შეერთების სქემა. იდეალში, i დენის გენერატორმა უნდა უზრუნველყოს Z ქსოვილის იმპენდანსში მუდმივი დენი, ამ იმპენდანსის ცვლილების ან სხვა იმპენდანსებისაგან დამოუკიდებლად. თუმცა, რეალურ სისტემაში, არსებობს Z_i მაშუნტირებელი იმპენდანსი, რომელიც წარმოქმნილია პარაზიტული მოცულობის ან კაბელის მოცულობის წყალობით. 100 კპც სიხშირისას, 15 pf ტოლი მოცულობა შეესაბამება 100 კომი რიგის იმპენდანსს. წყაროდან გამოსული მუდმივი დენი იყოფა z და Z_i იმპენდანსებს შორის და რადგანაც Z_i , ΔZ და Z_4 ის მნიშვნელობები იცვლება, ამიტომაც ფარდობაც, რომელშიც დენი იყოფა Z და Z_i -ს შორის არ არის მუდმივი. ეს არის სერიოზული პრობლემა მეთოდის პრაქტიკული გამოყენებისას, რადგანაც Z_i , ΔZ და Z_4 იმპენდანსების ცვლილება ძალიან მცირეა, ხოლო იმპენდანსი Z კარგად შემუშავებულ ხელსაწყოებში საკმაოდ მაღალია. ამის გარდა, Z და Z_i იმპენდანსები ფაზის მიხედვით გადანაცვლებულია თითქმის 90⁰-ით, რაც ასევე ამარტივებს აღნიშნულ პრობლემას. ხშირად დამიწების პარაზიტულ კონტურთან დაკავშირებული პრობლემის აღმოსაფხვრელად, მუდმივ დენს აწოდებენ მაიზოლირებელი მოწყობილების გავლით (ტრანსფორმატორი, თუ დენის ხანგრძლივობა არ არის დიდი), რომელსაც გააჩნია გასვლის მცირე მოცულობა (მოცულობა ტრანსფორმატორის ხვიებს შორის).

ძაბვის ბამაძლიერებული

როგორც სურ.6.3.2-დან ჩანს, ძაბვის რეგისტრაციისათვის გამოიყენება Z_2 და Z_3 ელექტროდები. იდეალში ძაბვის მაძლიერებელს უნდა ჰქონდეს საკმაოდ დიდი შემევალი წინაღობა, იმისათვის, რომ დენი Z_2 და Z_3 წინააღობებში პრაქტიკულად გაუტოლდეს 0-ს. რეალურად კი არსებობს მაშუნტირებელი Z_v იმპენდანსი, რომელიც განპირობებულია პარაზიტული

მოცულობით, ასევე კაბელისა და გამაძლიერებლის მოცულობებით. ამასთან გასაზომი ძაბვა (ძაბვცა რომელიც გამოდის $Z+\Delta Z$ იმპედანსებიდან) იცვლება Z_2 და Z_3 იმპედანსების ცვლილებიდან გამომდინარე. ეს საერთოდ არ წარმოადგენს სერიოზულ პრობლემას, რადგან Z_2 და Z_3 იმპედანსების ცვლილება ძალიან მცირეა, ხოლო იმპედანსი Z კარგად კონსტრუირებულ ხელსაწყოებში მაღალია. ამის გარდა Z_2 და Z_3 იმპედანსები, ფაზის მიხედვით Z_i იმპედანსის მიმართ თითქმის 90° –ით არის გადანაცვლებული, რაც ასევე ამარტივებს პრობლემას. სურ 8.18-ზე არ არის ნახვენები სინფაზური იმპედანსები გამაძლიერებლის ყველა შესვალსა და მინას შორის. თუ ხელსაწყო ცუდად არის დაპროექტებული, ამ იმპედანსებს შორის ბალანსირება იწვევს გაზომვისას შეცდომებს. უმრავლეს შემთხვევაში ძაბვის მიწოდება ხდება მცირე ტევადობის ტრანსფორმატორით, რაც საშუალებას იძლევა გაწვევტილ იქნას დამიწების პარაზიტული კონტური. განხილული გამაძლიერებლის გაძლიერების კოეფიციენტი შეიძლება არც ისე მაღალი იყოს, რადგან ჩვეულებრივ რეგისტრირებადი ძაბვა ტოლია $V=iZ\approx 0,004\times 4=0,16B$



სურ.6.3.2.

ტეტრაპოლარულ იმპედანსურ პლეტიზმოგრაფში დენი მოძრაობს ორ გარეთა ელექტროდს შორის, ხოლო ძაბვის აღქმა ხდება ორი შიდა ელექტროდით. გაძლიერებისა და დემოდულაციის შემდეგ მიიღება სიგნალი, რომლის სიდიდე $(Z+\Delta Z)$ -ის პროპორციულია, სისტემის ნორმალური მუშაობისას ΔZ -ის საძიებელ სიდიდეს ღებულობენ დამაბალანსირებელი V_b ძაბვის მიწოდებით. V_0 სიდიდისგაჯერებაზე გასვლისას ირთვება ჩამოყრის ავტომატური სისტემა.

კომპარატორი სიგნალს აწოდებს გამორჩევა-შენახვის მოწყობილობაზე, რომელიც იმასსოვრებს Vibe ძაბვას, რომელიც თავის მხრივ შეესაბამება $(Z+\Delta Z)$ -ის მნიშვნელობას. ამ დროს ხდება საბოლოო V_0 გამაძლიერებლის გამოსავლის 0-ზე დავარდნა. ΔZ -ის მნიშვნელობის შემდგომი ცვლილებები იწვევს V_0 სიდიდის გაზომვას გამაძლიერებლის გაჯერებაზე გასვლის გარეშე.

დემოდულაცია

გამაძლიერებლის გამოსავალზე ადგილი აქვს მაღალსიხშირული სიგნალების არსებობას, დაახლოებით 100 კჰც, რომლის ამპლიტუდა მოდულირებულია: ΔZ -ის სუსტი სიგნალით. ამ სიგნალის დემოდულაცია შესაძლებელია ამპლიტუდურ-მოდულირებული სიგნალის ნებისმიერი დეტექტორით. ამ მხრივ საუკეთესოა ფაზამგრძნობიარე დეტექტორი, რადგანაც ის არ განიცდის ქსელური ძაბვის სიხშირეზე ხმაურის გავლენას.

ბალანსირების მეთოდი

დემოდულაციის გამოსავალზე სიგნალი შეესაბამება იმპენდანსების $(Z+\Delta Z)$ -ის ჯამს. უფრო ხშირად სასარგებლო ინფორმაციას შეიცავს ΔZ , თუმცა მისი გამოყოფა საკმაოდ ძნელია, რადგანაც შესაძლებელია ის შეადგენდეს Z -ის მეთასედს. ΔZ -ის გამოყოფის ერთ-ერთი მეთოდია მსფ-ს რომელიც ატარებს მხოლოდ 0,05 ჰც-მდე მარალ სიხშირეებს. ასეთი მეთოდი დამაკმაყოფილებელ შედეგებს იძლევა პულსური არტერიული ცვლილებების გაზომვისას, მაგრამ ის არ გამოდგება სუნთქვასთან ან ვენაში მიმდინარე პროცესებთან დაკავშირებით. იმისათვის, რომ ხელსაწყომ გაზომოს დაბალსიხშირული ცვლილებები და გამოეოს ΔZ -ის ნელი ცვლილებები, საჭიროა, ისევე როგორც ეს ნაჩვენებია სურ. 6.3.2-ზე, დემოდულატორის სიგნალს გამოაკლდეს ბალანსირების ვბ ძაბვა. ამ სიდიდის მიწოდება შეიძლება მუდმივი ძაბვის რეგულირებადი წყაროდან, მაგრამ ამ შემთხვევაში i დენის მცირე (შემთხვევითი) ცვლილებები გამოიწვევს შეცდომებს ΔZ სიდიდის გაზომვისას. V_b სიდიდის მიცემის უფრო ხელსაყრელი ხერხია ამ სიდიდის მიღება გამართული სიგნალიდან, რომელიც მიეწოდება i დენის გენერატორიდან. ამ შემთხვევაში სიგნალი იქცევა როგორც უიტსტონის ხიდი: მკვებავი დენის ცვლილებები არ იწვევენ ხიდის ბალანსის დარღვევას.

თუმცა არსებობს კიდევ ერთი პრობლემა. იმ შემთხვევაში, როდესაც ელექტროდები ახალდადებულია ან პაციენტი ინძრევა, ხდება Z სიდიდის ისეთი ცვლილება, რომელიც აღემატება ΔZ სიდიდეს. იმისათვის, რომ გამოირიცხოს ΔZ სიდიდის მუდმივი შემადგენელი (რომელმაც შეიძლება გამოიწვიოს გამაძლიერებლის გაჯერება), ოპერატორმა ხელით უნდა დააყენოს V_b -ს საჭირო მნიშვნელობა. იმისათვის, რომ თავიდან აცილებულ იქნას ხელით დაყენების პროცედურა, შემუშავებულ იქნა ავტომატური ჩამოყრის სისტემა. იმ შემთხვევაში როდესაც ΔZ -ის რეგისტრირებადი სიდიდე არის იმდენად მაღალი, რომ იწვევს გამაძლიერებლის გაჯერებაზე გასვლას. გამორჩევა-შენხვის სქემა აყენებს $V_b = Z + \Delta Z$, რაც ჩამოყრის ΔZ -ის სიდიდეს ნულზე. ჩანაწერზე ასეთი სწრაფი ჩამოყრა ადვილი შესამჩნევია, რადგან ის განსხვავდება ნელა მიმდინარე ფიზიოლოგიური ცვლილებებისაგან. არსებობს იმპენდანსური პლექტიოზმოგრაფის ავტომატური ბალანსირების სისტემის დაწვრილებითი აღწერა (Shankar, Webster, 1985).

6.4. იმპენდანსური პლეტიზმოგრაფიის გამოყენება

იმპენდანსური პლეტიზმოგრაფია გამოიყენება ქსოვილთა მოცულობის სხვადასხვა ცვლილებების გასაზომად (Geddes, Baer, 1989). თუ ელექტროდებს დააყენებენ პაციენტის ფეხებზე, შესაძლებელია დადგინდეს შეესაბამება თუ არა ნორმას მოცულობების პულსაცია კიდურებში. თუ ერთ კიდურში პულსური მრუდის ამპლიტუდა გაცილებით ნაკლებია, ვიდრე მე-2 კიდურში, ეს მიუთითებს პირველ კიდურში სისხლძარღვების ობსტრუქციაზე. თუ პულსაციის ამპლიტუდა შემცირებულია ორივე კიდურში, ეს მიუთითებს ორივე კიდურის მკვებავი პროქსიმალური სისხლძარღვების ობსტრუქციაზე. კლინიკაში ყველაზე ფართო გავრცელება ჰპოვა ვენების ტრომბოზების განსაზღვრის არაინვაზიურმა მეთოდმა, რომელიც დაფუძნებულია ვენოზურ ოკლუზიურ პლეტიზმოგრაფიაზე. იმპენდანსური პლეტიზმოგრაფიით (სურ. 6.1.1.) განხორციელებული მოცულობების ცვლილებების შეფასება საშუალებას იძლევა აცილებულ იქნას დიდი ზომის პლატიზმოგრაფიული კამერებისა და მანუეტების გამოყენების აუცილებლობა (სურ. 6.1.2.).

გულმკერდის ღრუს ორივე მხარეზე დადებული ელექტროდები იძლევიან ზუსტ მონაცემებს სუნთქვით მოძრაობებზე, თუმცა ამ მეთოდით გაზომილ სუნთქვითი მოცულობების ცვლილება შედარებით არაზუსტია. ელექტრული იმპენდანსის ტრანსტორაქსულ გაზომვას ფართოდ იყენებენ ბავშვებში სუნთქვის გაჩერების მონიტორინგისას, რაც უეცარი სიკვდილის სინდრომის პროფილაქტიკის საშუალებას იძლევა. კარდიოგენული და მოძრაობასთან დაკავშირებული არტეფაქტების გაფილტვრისას, კომპიუტერულ ალგორითმებში იყენებენ ჩვენების გამოცნობის მეთოდებს, მაგ: ზღვრის გადიდება, ადაპტიური ზღვარი და მაქსიმალური მნიშვნელობების განსაზღვრა (Neuman, 1988).

ელექტროდების დადება კისრისა და წელის ირგვლი, საშუალებას იძლევა ელექტრული დენი გატარდეს მსხვილ სისხლძარღვებში, რომლებიც უშუალოდ არიან გულთან დაკავშირებული. ამგვარად რეგისტრირებული იმპენდანსის ცვლილებებით შესაძლებელია გულის დარტყმითი გამოტყორცნების ღრმა შეფასება (Kubieek et al. 1970). დაწვრილებითი მიმოხილვა იმპენდანსური კარდიოგრაფიის საშუალებით მოცემულია შრომაში (Mohapatra, 1988). იმპენდანსური კარდიოგრაფიის სიგნალები მიღებულ იქნა ელექტროდების კისერზე, გულმკერდის ღრუს ზედა და ქვედა ნაწილზე

დადებით პაციენტებზე, რომლებიც იმყოფებოდნენ ზურგზე მწოლიარე და მჯდომიარე მდგომარეობებში, ასევე პაციენტებზე, რომლებიც ასრულებდნენ ველურგომეტრზე დატვირთვის ტესტს (Patterson et al., 1991). წერტილოვან ელექტროდებს განალაგებენ სხვანაირად, ვიდრე ლენტურ ელექტროდებს და არ იძლევიან საშუალებას ზუსტად გაიზომოს გულის სისტოლები, მაგრამ მისაღებად აფასებენ რეგიონალური სისხლდენის სიდიდეებს. ლენტური ელექტროდების გამოყენება უპრიანია ჯანმრთელ ადამიანებთან მიმართებაში, ხოლო მძიმედ ავადმყოფი პაციენტების გული სისტოლების შესაფასებლად სრულიად გამოუსადეგარია.

მიუხედავად იმისა, რომ Nyboer-ი (1970) და სხვა ავტორები ამტკიცებენ, რომ იმპენდანსური პლექტიზმოგრაფიის გამოყენება შეიძლება კიდურებში სისხლდენის შესაფასებლად, Swanson-მა აჩვენა, რომ ეს მეთოდი მსგავსი ამოცანების გადასაწყვეტად გამოუსადეგარია.

შესაძლებელია მარცხენა პარკუჭში რვაელექტროდიანი კათეტერის შეყვანა, დენის გატარება პირველ და მერვე ლენტურ ელექტროდს შორის და ძაბვის წყვილწყვილად გაზომვა ელექტროდებს შორის. იმპენდანსის ცვლილებებიდან გამომდინარე შესაძლებელია დროში პარკუჭის მოცულობის ცვლილების განსაზღვრა ხოლო ამ მონაცემებიდან წუთის განმავლობაში სისხლდენის მოცულობის შესახებ ინფორმაციის მიღება. წნევა-მოცულობა მრუდის ქვეშ ფართობის განსაზღვრა საშუალებას იძლევა გაიზომოს მარცხენა პარკუჭის მუშაობა ერთი დარტყმის განმავლობაში.

ზოგიერთი ავტორი ამტკიცებს, რომ კიდურებს შორის იმპენდანსის გაზომვით შესაძლებელია გამოსაკვლევ სხეულში წყლისა და ცხიმის მოცულობების განსაზღვრა. ტუმცა მტევანსა და ტერფს შორის გაზომილი იმპენდანსი, ძირითადად განისაზღვრება ხელისა და ფეხის იმპენდანსების სიდიდით, ხოლო ამ იმპენდანსში ტორსის შენატანი, რომელიც სხეულის საერთო მასის ნახევარს შეადგენს 5%-ზე ნაკლებია. თუმცა თუ ხელის, ფეხის და ტორსის იმპენდანსები გაიზომება ცალ-ცალკე, შესაძლებელია შესაფასებლად უფრო ვარგისი შედეგების მიღება (patterson, 1989).

N ელექტროდების საშუალებით მიღებული დამოუკიდებელი გაზომვების რაოდენობა ტოლია $N(N-1)/2$. თუ გულმკერდის ღრუს პერიმეტრზე დადებული იქნება 16 ელექტროდი მაშინ შესაძლებელია 120 დამოუკიდებელი გაზომვის მიღება და ამ მონაცემებით გულმკერდის ღრუს შიგნით წინაღობების განაწილების ორგანოზომილებიანი სურათის შექმნის მცდელობა. ასეთი

სურათის შესაქმნელად ვარგისი ელექტრული დენის მიწოდების, ელექტროდებს შორის ძაბვის გაზომვისა და ოპტიმიზაციური მარეკონსტრუირებელი ალგორითმი მოემუღია Webster-ის (1990) შრომაში.

თუმცა ასეთი სურათის მოცულობითი ეფექტურობა სულ რაღაც 10 %-ის მიუხედავად ამისა იმპენდანსური პლექტიზმოგრაფია სასარგებლო შეიძლება იყოს პნევმონიის განვითარების შესაფასებლად, კუჭის შიგთავსის ევაკუაციის სინქარის გასაზომად, სუნთქვის პროცესის მონიტორინგისათვის.

ასეთი იმპენდანსური პლექტიზმოგრაფიის დადებით მხარეს შეიძლება მივაკუთვნოთ მისი არაინვაზიურობა და გამოყენების სიმარტივე. მერთოდის უარყოფითი მხარეა მრავალი ამოცანის გადასაწყვეტად საჭირო სიზუსტის უქონლობა და ის გარემოება, რომ ბევრ შემთხვევაში უცნობია მიზეზები, რომლებიც იწვევენ იმპენდანსის ამა თუ იმ ცვლილებებს.

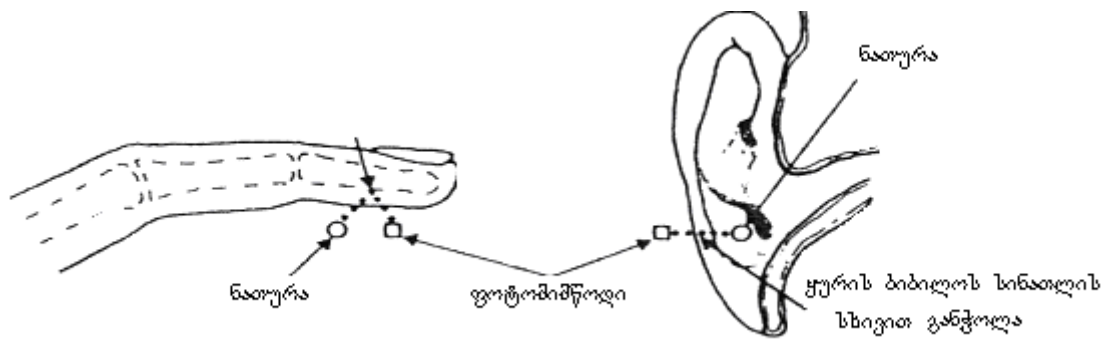
6.5 ფოტოპლექტიზმოგრაფია

ფოტოპლექტიზმოგრაფიას საფუძვლად უდევს სინათლის გატარება კაპილარულ არხში. არტერიული წნევის პულსაციის დროს კაპილარული არხი ივსება სისხლით, რაც იწვევს სისხლძარღვების მოცულობის გაზრდას, რაც თავის მხრივ ცვლის მოცემულ უბანში სინათლის შთანთქმის, არეკვლისა და გაბნევის მახასიათებლებს. თუმცა მიუხედავად იმისა, რომ ფოტოპლექტიზმოგრაფია არის შედარებით სწრაფი მოვლენების რეგისტრაციის საკმაოდ მარტივი მეთოდი, ის ვერ იძლევა მოცულობის ცვლილების საკმაოდ ზუსტად განსაზღვრის საშუალებას. ამის გარდა, ფოტოპლექტიზმოგრაფია ძალიან მგრძობიარეა მოძრაობის არტეფაქტების მიმართ.

სინათლის წყაროები

სურ. 6.5.1-ზე ნაჩვენებია ფოტოპლექტიზმოგრაფიული მეთოდის ორი რეალიზაცია, რომლებშიც წყაროს მიერ გამოსხივებული შუქი გადის საკვლევე ქსოვილში (Geddes, Baker, 1989). შუქის წყაროს შესაძლებელია პატარა ვოლფრამის ნათურის გამოყენება, თუმცა გასათვალისწინებელია ის, რომ მის მიერ წარმოებული სითბო იწვევს კაპილარების გაფართოებას, რაც ცვლის საკვლევის ობიექტის მდგომარეობას. ასეთი ზეგავლენა შეიძლება დადებითადაც ჩაითვალოს რადგან ვაზოდilatაციის დროს იზრდება სისხლძარღვების გაფართოების პულსური ამპლიტუდა. ზომით უფრო პატარა სინათლის წყაროს შექმნა შეიძლება გალიუმის არსენიდიანი შუქდიოდის

გამოყენებით (Lee, et al.1975), რომელიც იძლევა 940 ნმ სპექტრული მაქსიმუმის მქონე ვიწროხოლიან გამოსხივებას (სურ.6.5.1ა).



სურ. 6.5.1.

(ა), სინთლე, რომელიც გადის თითის ბალიშში, აირეკლება ძვლიდან და აღიქმება ფოტომიმლებით. (ბ) სინათლე გადის ყურის ნიჟარაში და აღიქმება ფოტომიმლებით.

ფოტომიმლებები

ადრე სინათლის მიღებებად იყენებდნენ ფოტორეზისტორებს. მათ არა მხოლოდ დიდი ზომა ჰქონდათ არამედ იცვლიდნენ მგრძობელობასაც სინათლით დასხივების შემდეგ. ამის გარდა, ფოტორეზისტორების გამოყენებისას საჭიროა შუქფილტრიც, რომელიც შეზღუდავს მიმღების მგრძობელობას ინფრაწითელი სპექტრის მახლობელი სიხშირეების სინათლისათვის. ამ ფილტრის გარეშე, სისხლის გაჯერება ჟანგბადით, რომელიც ყველაზე კარგად ხილულ უბანში ჩანს, იწვევს მიმღების მგრძობელობის შეცვლას.

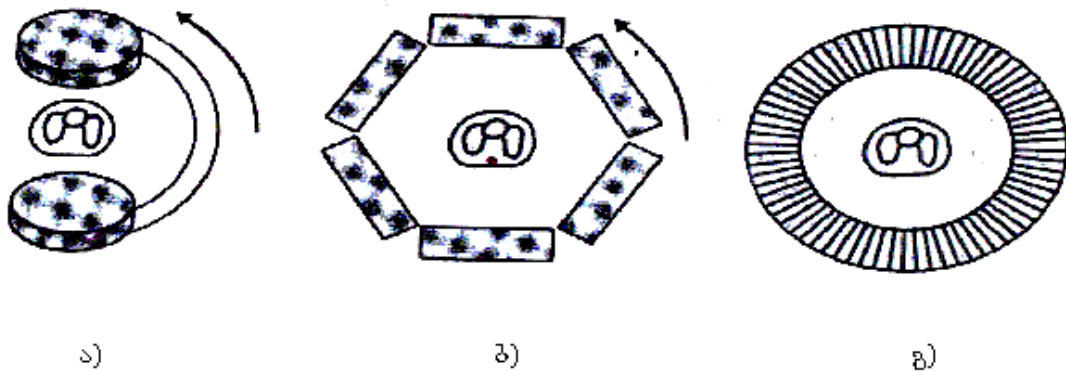
უფრო მცირე ზომის მიმღებებს აკეთებენ სილიციუმიანი ფოტოტრანზისტორების საფუძველზე. მიმღებების ყველა ტიპთან სასურველია ფილტრების გამოყენება, რომლებიც ატარებენ მხოლოდ ინფრაწითელ გამოსხივებას და იცავენ მიმღებს ორმაგი ქსელური სიხშირის 100კჰც-ს ტოლი დამიზნების გამომწვევი ლუმინესცენტური განათებისაგან. ასეთი ფილტრი არ უშლის მზის ან ვარვარიანი ნატურების შუქის გატარებას, რომლებსაც შეუძლიათ ნულოვანი ხაზის გადაწევა. ამის გამო ფოტოპლექტიზმოგრაფებს მოყვება შუქისათვის შეუღწევადი სპეციალური ყუთები (ჩაჩები).

ელექტრული სქემები

მიმღების გამოსასვლელი სიგნალი წარმოადგენს გამავალი შუქის ძლიერ სიგნალს (საბაზო ხაზი), რომელიც მოდულირებულია საკვლევი ქსოვილში სისხლის პულსაციით გამოწვეული ძალიან სუსტი სიგნალით. იმისათვის რომ გამოყონ ეს სუსტი სიგნალი საბაზო ხაზის ძლიერი სიგნალიდან, იყენებენ მსფ-ს, რომელიც ატარებს 0,05 ჰც-ზე უფრო მაღალი სიხშირის სიგნალებს. გაფილტრულ სიგნალს აძლიერებენ რათა მიიღონ სისხლის მოცულობის პულსაციის საკმაოდ მაღალამპლიტუდური სიგნალი. პლექტიზმოგრაფის რეგისტრაციის დროს, საკვლევი ქსოვილის ნებისმიერი მოძრაობა იწვევს საბაზო ხაზის ისეთ ცვლილებებს, რომელიც მრავალჯერ აღმატება პულსაციასთან პულსაციის სიგნალს. ეს, მოძრაობასთან დაკავშირებული დიდი არტეფაქტები იწვევენ გამაძლიერებლის გაჯერებას, ამიტომ ელექტრულ სქემაში გასათვალისწინებელია საშუალება, რომელიც სწრაფად დააბრუნებს ხელსაწყოს სასარგებლო გამომავალი სიგნალის რეგისტრაციისკენ.

ბამოყენება

ფოტოპლექტიზმოგრაფია შეიძლება გამოყენებულ იქნას მოსვენების მდგომარეობაში მყოფი პაციენტებისათვის გულის შეკუმშვების რეგისტრაციის მიზნით. ამ შემთხვევაში მეთოდის გამოყენების უპირატესობა მდგომარეობს იმაში რომ რეგისტრირდება გულის რეალური შეკუმშვები, და არა ელექტროკარდიოგრაფის სიგნალები. სათანადო დონეზე დაცული პლექტიზმოგრაფი არ არის მგძნობიარე გვერდით მომუშავე ელექტროქირურგიული ხელსაწყოებისადმი, რომელთა გამოყენება ჩვეულებრივ შეუძლებელს ხდის ელექტროკარდიოგრაფიის გამოყენებას. თუმცა თუ პაციენტი იმყოფება შოკის მდგომარეობაში, მაშინ ამ დროს წარმოქმნილმა ვაზოკონსტრიქციამ შეიძლება გამოიწვიოს პერიფერიული სისხლდენის ისეთი შემცირება და შესაბამისად ფოტოპლექტიზმოგრაფიის გამომავალი სიგნალის ისეთი დასუსტება, რომ ეს მეთოდი გამოუსადეგარი ხდება. ასეთი სიტუაციის გამორიცხვის მიზნით, ახდენენ ცხვირის ძვიდში გამავალი შუქის რეგისტრაციას. ასეთი მიდგომისას ფასდება შიდა საძილე არტერიის ტერმინალური განშტოებების პულსური ცვლილებები, და შესაბამისად ხელსაწყოდან გამომავალი სიგნალი კორელირებს ტვინის სისხლის დინების სიდიდესთან.



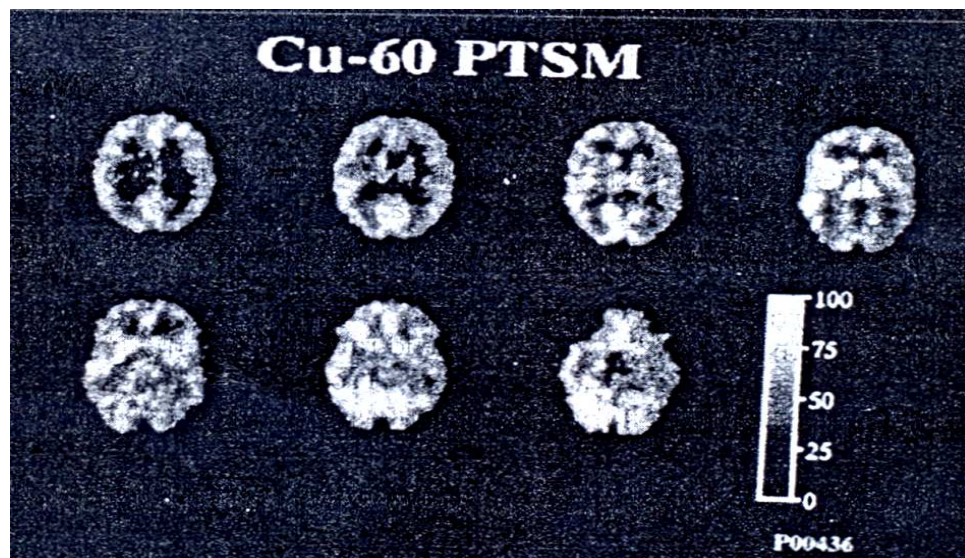
სურ. 6.8.1.

ციკლოტრონი - კამერის კონსტრუქციის ევოლუცია. ა) ჰექსაგონალური (ბ) წრიული კამერები, რომლებიც პაციენტის ირგვლივ ბრუნავს. წრიული დეტექტორების ნაკრები (დ) არ ბრუნავს, მაგრამ შეუძლია ოდნავ მობრუნება იმ ზომით, რომ შეავსოს დეტექტორებს შორის სივრცე, წრიული კამერის ნახევრად გამტარი დეტექტორი გაერთიანებულია კოლიმატორთან და კონსტრუქციით ჰგავს დეტექტორებს, რომელსაც კომპიუტერულ ტომოგრაფიაში გამოიყენებენ. პ.ე.ტ.-ის უპირატესობა ჩვეულებრივი რადიოლოგიურ გამოკვლევებთან შედარებით, გამოიხატება იმაში, რომ ჭრილის გამოსახულება მკვეთრია. ემიტერები ჭარბადაა, რომელიც შეიძლება დამზადდეს მეტაბოლიტების ფორმით. რადიოლოგიური გამოკვლევები პ.ე.ტ.-ში გამოიხატება ემიტერის პოზიტრონის კონცენტრაციის განსაზღვრით ქსოვილში. ფაქტიური კონცენტრაცია, რომ მივიღოთ პ.ე.ტ.-კამერის დაკალიბრება აუცილებელია. პ.ე.ტ.-ის კამერა შეიძლება გამოვიყენოთ ქსოვილის კონცენტრაციის შესასწავლად თავისუფალ ერთეულებში. ტომოგრაფიის შემდეგ სისხლის ნიმუში მოკლე დროში შეიძლება მოვათავსოთ სცინტილაციურ მთვლელში. ეტალოს სიდიდის გამოსაანგარიშებლად ქსოვილში აქტიურობის შედარებისა სისხლთან გვაძლევს იზოტოპური შთანთქმის კოეფიციენტს. ამ მეთოდით იქნა გაზომილი ლოკალური ტვინის სისხლის მოცულობა და მისი აქტიურობა.

ტვინის სხვადასხვა ნაწილები სხვადასხვანაირად მოქმედებს სტიმულზე. პოზიტრონული ემისიური ტომოგრაფია აჩვენებს ამ აქტიურობას

(ნახ.12.25.) ნორმალური თავის ტვინი გენერაციას უკეთებს ტვინის აქტიობის გამოსახულებას. ცერებრალური პათოლოგიები, სიმსივნე, ინსულტი და სხვა ანომალიები.

იზოტოპის შეყვანის ერთ-ერთი მეთოდი, ტვინის შესაბამისი გამოსახულების მისაღებად, არის პაციენტის მიერ ჰაერის ღრმად შესუნთქვა, რომელიც შეიცავს CO-ს რადიოაქტიური იზოტოპით ^{11}C ასეთი სახის იზოტოპები ბუნებაში არ არსებობენ და შეიძლება შეიქმნას პატარა ციკლოტრონში. ეს მიიღება ბირთვში პროტონის შეყვანით, რომელიც შემდეგ უშვებს ალფა ნაწილაკს ან ნეიტრონს. ზოგიერთი ელემენტისათვის დარჩენილი ბირთვი არასტაბილურია და მოკლე დროში უშვებს პოსიტრონს. მაგ; ^{11}C აქვს ნახევრად დაშლის პერიოდი 24 წუთში. ნახევრად დაშლის მოკლე პერიოდი ნიშნავს, რომ იზოტოპი უნდა მომზადდეს უშუალოდ გამოკვლევის წინ. რადიონუკლიდის დაშლა ხდება სწრაფად და პაციენტი იწმინდება ემიტერისაგან, რომელიც ფლობს მაღალ აქტივობას გარკვეული დროის განმავლობაში, რაც საკამრისია გამოსახულების მისაღებად. ორგანიზმის გაწმენდა იზოტოპებისაგან განისაზღვრება, როგორც რადიოაქტიური დაშლა, ან ბიოლოგიური გამოყვანა.



სურ. 6.8.2.

თავის ტვინის პოზიტრონული ემისიური ტომოგრაფია.

ლიტერატურა:

1. J. Duro. The Clinical Engineering Handbook Academic Press. The Biomedical Engineering. Series 2008;
2. Biomedical Engineering Handbook. Third Edition. -4. 232pp;
3. Н.А. Корневский, Е.П. Попечителей, С.А. Филист Проектирование электронной медицинской аппаратуры для диагностики и лечебных воздействий;
4. Джозеф П. Хорнак, Основы МРТ. Copyright © 1996-2007;
5. Марусина М.Я., Казначеева А.О. Современные Виды Томографии. СПб., 2006. 152стр.