

**სსიპ შოთა რუსთაველის ეროვნული სამეცნიერო ფონდის
კვლევითი საგრანტო პროექტის პროგრამული ანგარიში
1 - თავფურცელი / ზოგადი ინფორმაცია**

1	საგრანტო ხელშეკრულება №	AR/31/8-314/14
2	საანგარიშო პერიოდი №	1-4
3	ანგარიშის ტიპი • საბოლოო: • პირველადი/დაზუსტებული:	საბოლოო
4	ანგარიშის პერიოდულობა (ექვსთვანი / წლიური / სხვ.)	24 თვანი
5	საგრანტო პროექტის სახელწოდება:	ახლო ინფრარითელ გამოსხივებაზე დაფუძნებული ახალი სამედიცინო მოწყობილობა პროსტატის კიბოს ადრეულ სტადიაზე ვიზუალიზაციისა და დიაგნოსტიკისთვის.
6	კონკურსი, რომლის ფარგლებშიც დაფინანსდა პროექტი: (კონკურსის სახელწოდება, წელი)	გამოყენებითი კვლევებისათვის სახელმწიფო სამეცნიერო გრანტების კონკურსი
7	სამეცნიერო მიმართულება: ქვე-მიმართულება: (მიუთითეთ სიტყვიერად და კოდი კლასიფიკატორიდან):	8-314 ონკოლოგია;
8	გრანტის მიმღები წამყვანი ორგანიზაცია • ორგანიზაციის დასახელება: • სტატუსი (სსიპ, ააიპ, სხვ.): • საიდენტიფიკაციო კოდი:	საქართველოს ტექნიკური უნივერსიტეტი სსიპი 211349192
9	გრანტის მიმღები წამყვანი ორგანიზაციის ხელმძღვანელი/პასუხისმგებელი პირი: (სახელი, გვარი, თანამდებობა ტელ. ელ. ფოსტა)	არჩილ ფრანგიშვილი, რექტორი 2 36 51 52, a_prangi@gtu.ge
10	საგრანტო პროექტის სამეცნიერო ხელმძღვანელი: (სახელი, გვარი, ტელ. ელ. ფოსტა)	ბესარიონ ფარცვანია
11	საგრანტო პროექტის ბუღალტერი: (სახელი, გვარი, ტელ. ელ. ფოსტა)	ლიკა კურახიშვილი 599005878, lika_gtu@yahoo.com
12	თანამონაწილე ორგანიზაცია • ორგანიზაციის სახელი: • პასუხისმგებელი პირი: (სახელი, გვარი, პოზიცია, ტელ. ელ. ფოსტა)	
13	თანადამფინანსებელი ორგანიზაცია • ორგანიზაციის სახელი: • პასუხისმგებელი პირი: (სახელი, გვარი, პოზიცია, ტელ. ელ. ფოსტა)	საქართველოს ტექნიკური უნივერსიტეტი არჩილ ფრანგიშვილი რექტორი 2 36 51 52, r_a_prangi@gtu.ge
10	პროექტის ხანგრძლივობა (თვეების რაოდენობა): • პროექტის დაწყება (რიცხვი/თვე/წელი): • პროექტის დასრულება (რიცხვი/თვე/წელი):	29.04.2015 – 29.04.2017
11	პროექტის მთლიანი ბიუჯეტი:	ორას ოცდა ოთხი ათას რვაასი ლარი 224 800
12	ფონდიდან მიღებული გრანტის მთლიანი ოდენობა: (საგრანტო ხელშეკრულებით განსაზღვრული)	ას სამოცდა ჩვიდემტი ათასი ლარი 177000
13	საანგარიშო პერიოდისთვის ფონდიდან მიღებული გრანტიდან გაწეული ხარჯი:	214688,85
14	ბიუჯეტის ნაშთი • ნაშთი გადარიცხული თანხიდან • ნაშთი დამტკიცებული ბიუჯეტიდან	10111,15 0

გრანტის მიმღები წამყვანი ორგანიზაციის ხელმძღვანელის
ხელმოწერა და ბეჭედი:

საგრანტო პროექტის ხელმძღვანელის ხელმოწერა:

1. კვლევის შემაჯამებელი მოკლე ანგარიში

სამეცნიერო პროექტის მიზნები, ამოცანები და მიღწეული შედეგები (მოცემულ გრაფაში მიუთითეთ განხორციელებული სამეცნიერო პროექტის მიზნები, ამოცანები და პროექტის განხორციელების შედეგები. მოკლე ანგარიშის მოცულობა: რეკომენდირებული-400 სიტყვა, არაუმეტეს 800 სიტყვისა)

აღწერეთ სამეცნიერო-კვლევითი პროექტის მიზნები და ამოცანები, მნიშვნელობა და ღირებულება, მიღწეული შედეგები. მიუთითეთ (არსებობის შემთხვევაში) ამ პროექტში განხორციელებული კვლევის საფუძველზე საერთაშორისო რეფერირებად ჟურნალებში გამოქვეყნებული პუბლიკაციები; საერთაშორისო კონფერენციებზე წარდგენილი მოხსენებები; გამოგონებები/პატენტები; ტექნოლოგიების ტრანსფერი დამყარებული თანამშრომლობა ადგილობრივ/საერთაშორისო ორგანიზაციებთან.

პროსტატის კიბოსაგან სიკვდილიანობას მეორე ადგილი უკავის მამაკაცებში ფილტვების კიბოთი სიკვდილიანობის შემდეგ მსოფლიოში. პროსტატის კიბოს ადრეულ სტადიაზე სიმპტომები არ გააჩნია. დიაგნოსტიკის არსებული მეთოდები უმეტეს შემთხვევაში ვერ ახერხებენ ადრეულ სტადიაზე კიბოს დადგენას. დიაგნოსტიკაში საბოლოო სიტყვა ეკუთვნის ბიოფსიას, მაგრამ როდესაც კიბოვანი წარმონაქმნის ზომა პატარაა, ბიოფსიის ნემსი ხშირ შემთხვევაში ვერ ხვდება დაავადებულ ქსოვილში და ამიტომ საჭირო ხდება რამოდენიმეჯერ განმეორებითი ბიოფსიის აღება, რაც პაციენტის ტანჯვას და ალგზნებას იწვევს. იმიჯინგის ორი ძირითადი მეთოდი, მაგნიტო რეზონანსული იმიჯინგი და პოზიტრონის ემისიის ტომოგრაფია ნაწილობრივ ინვაზიურებია. სირთულის გამო ეს მეთოდები მხოლოდ განასაკუთრებულ ძვირადღირებულ კლინიკებში გამოიყენება და არ ხერხდება მათი საყოველთაოდ გამოყენება ჩვეულებრივ კლინიკებში. ამასთანავე ეს მეთოდები ყოველთვის ვერ ახდენენ მცირე ზომის კიბოვანი წარმონაქმნის დეტექტირებას. აქედან გამომდინარე, მოცემული პროექტის მიზანი იყო ახალი არაინვაზიური, მარტივი სამედიცინო მოწყობილობის მოქმედი მოდელის შექმნა, რომლის საშუალებითაც შესაძლებელი იქნება პროსტატის კიბოს ვიზუალიზაცია და დიაგნოსტიკა ადრეულ სტადიაზე. აღნიშნული მიზანი ეფუძნებოდა ჩვენს ადრეულ გამოკვლევებს, რომლის შედეგადაც დადგნილ იქნა, რომ ახლო ინფრაწითელი გამოსხივებას უნარი აქვს განჭოლოს ბიოლოგიური ქსოვილი. გამომდინარე აქედან, პროექტის მიზნად დასახულ იქნა ახლო ინფრაწითელი გამოსხივების საშუალებით პროსტატის კიბოს დეტექტირება-ვიზუალიზაცია. მიზნის მისაღწევად დაისახა ამოცანები: 1. არაკიბოვანი პროსტატის ქსოვილში ინფრაწითელი სხივების შეღწევადობის გამოკვლევა გამავალ სხივებში. 2. არაკიბოვანი პროსტატის ქსოვილში ინფრაწითელი სხივების შეღწევადობის გამოკვლევა უკუგანეულ სხივებში. 3. არაკიბოვანი პროსტატის ქსოვილის ინფრაწითელი გამოსახულების კომპიუტერული დამუშავება პროგრამის შექმნის მიზნით. 4. პროსტატის კიბოვანი ქსოვილების გამოკვლევა ინფრაწითელ სხივებში მათი ინფრაწითელი გამოსახულების მიღების მიზნით. 5. პროსტატის კიბოვანი ქსოვილის ინფრაწითელი გამოსახულების კომპიუტერული დამუშავება. 6. პროსტატის კიბოვანი ქსოვილის გამოკვლევა პოლარიზებულ ინფრაწითელ სხივებში. 7. პროსტატის კიბოს დიაგნოზირების მოწყობილობის პროტოტიპის შექმნა.

არსებული მოწყობილების შექმნის მნიშვნელობა შემდგია: ხელსაწყო საშუალებას იძლევა ხილული გავხადოთ პროსტატის კიბოვანი წამონაქმნი. ხელსაწყო შესაძლებლობებშია რამოდენიმე მილიმეტრი ზომის მქონე სიმსივნური წარმონაქმნის ვიზუალიზაცია. აღნიშნული ხელსაწყო საშუალებას მოგვცემს მიზნობრივად, ერთჯერადად შესრულდეს ბიოფსია და აღებულ იქნას 1 ან 2 წერტილი, განსხვავებით არსებული ბიოფსიის მეთოდისა, სადაც აიღება 12 წერტილი პირველი ბიოფსიისას და 24 ან 48 წერტილის მომდევნო ბიოფსიების შემთხვევაში.

ამას გარდა პროექტის შესრულების შედეგად მიღებულ იქნა ახალი ცოდნა:

დადგენილია, რომ 1) ინფრაწითელ არეში პროსტატის ქსოვილიში საუკეთესო განჭოლვადობით ხასიათდება 840-850 ნმ ტალღის სიგრძის მქონე გამოსხივება; 2) ინფრაწითელი სხივების შეღწევადობა პროსტატის ქსოვილიში სხვადასხვა კიბოვანი და არაკიბოვანი ქსოვილებისათვის. არაკიბოვან ქსოვილში ინფრაწითელი გამოსხივების შეღწევის სიღრმე მოცემული ტალღის სიგრძისათვის წრფივად არის დამოკიდებული ქსოვილის სისქეზე. იგივე დამოკიდებულება კიბოვანი ქსოვილისათვის არაწრფივია. 3) პროსტატექტომიის შედეგად მიღებულ პროსტატაში კიბოვანი ქსოვილის ოპტიკური სიმკვრივე გაცილებით მეტია, ვიდრე ამავე პროსტატის არაკიბოვანი ქსოვილის ოპტიკური სიმკვრივე. აქედან გამომდინარე კიბოვანი ქსოვილის შესაბამისი არეს განათებულობა ბევრად ნაკლებია არაკიბოვან ქსოვილის შესაბამის არეების განათებულობისაგან და კიბოვანი არე დაიმზირება როგორც მუქი ლაქა ნათელ ფონზე. 4. დადგენილ იქნა, რომ პროსტატის განათება

ინფრაწითელი პოლარიზებული სხივებით ამუჯობესებს ინფრაწითელი გამოსახულების ხარისხს და ზრდის სიმკვეთრეს. 5) დამუშავებული კომპიუტრული პროგრამა საშუალებას იძლევა გაზომილ იქნას აღნიშნული განთებულობათა ინტენსივობები და გამოთვლილ იქნას მათ ფარდობა. პროგრამის საშუალებით შესაძლებელია კიბოვანი ქსოვილის არაკიბოვანისაგან გარჩევა როგორც ონლაინ ასევე ოფლაინ რეჟიმებში.

ამრიგად: შეიქმნა პროსტატის კიბოს ვიზუალიზაციის ხელსაწყო მოქმედი მოდელი და კომპიუტრული პროგრამა.

პროექტის შედეგები გამოქვეყნდა საერთაშორისო რეფერირებად ჟურნალში „International Journal of Research in Medical and Health Sciences“ (IJRSMHS) “ Near Infrared Transillumination Technology as Additional Tool for Prostate Cancer Detection in vitro after Prostatectomy.” 2016წ.

სტატია “Infrared light enables visualization of the prostate carcinoma after radical prostatectomy“ მიღებულია გამოსაქვეყნებლად საერთაშორისო რეფერირებად ჟურნალში Oncology Discovery.

შედეგები მოხსენდა:

- „მე-12 მსოფლიო კიბოს კონფერენცია“-ს ქ. ლონდონში 2016 წ,
- „მე-11 საერთაშორისო კონფერენცია ნეფროლოგია და უროლოგია“-ს ქ. რომში 2017 წ,
- საქართველო ისრაელის ერთობლივ საერთაშორისო კონფერენციას უროლოგიაში, თბილისში 2016 წ.
- მე-10 პოლიპროფილური სამედიცინო კონფერენციას „კლინიკური პრაქტიკის საერთაშორისო სტანდარტები“ ბაკურიანი, 2016.

2. სამეცნიერო პროდუქტიულობა (კვლევითი პროექტის განხორციელების შედეგად მიღებული სამეცნიერო პროდუქტები)

2.1. საგრანტო პროექტის მსვლელობისა და განხორციელების შედეგად მომზადებული და გამოქვეყნებული პუბლიკაცია

მიუთითეთ პროექტის განხორციელების შედეგად მიღებული პროდუქტები ქვემოთ მოყვანილი ჩამონათვალიდან:

- საერთაშორისო და ადგილობრივ რეფერირებად სამეცნიერო ჟურნალებში/გამოცემებში გამოქვეყნებული სტატია

№	ავტორ(ებ)ი	სტატიის სათაური	ჟურნალის სათაური	ტომი/გამოცემა	გამოცემის თარიღი	გამომცემლობა	ადგილობრივი/საერთაშორისო (მიუთითეთ ერთ-ერთი)	სტატიის სტატუსი: გამოცემული, მიღებული, ელოდება გამოცემას, განხილვის პროცესში მყოფი, წარდგენილი, სხვ. (მიუთითეთ ერთ-ერთი)	ინტერნეტ-ბმული
1	ბესარიონ ფარცვანია, თამაზ სულაბერიძე, ალექსანდრე ხუსკივაძე, ლევან შოშიაშვილი, ქეთევან ჩუბინიძე.	ახლო ინფრაწითელი ტრანსილუმინაციული ტექნოლოგია როგორც პროსტატის კიბოს ინვიტრო დეტექტირების დამატებითი საშუალება. „Near Infrared Transillumination Technology as Additional Tool for Prostate Cancer Detection in vitro after Prostatectomy“	საერთაშორისო ჟურნალი სამედიცინო და ჯანმრთელობის კვლევებში „International journal of research Studies in Medical and Health Sciences“	1(1)	2016	სრიაჰვა პუბლიკაციონს „Sryahwa publications“	საერთაშორისო	გამოცემული. დანართი - „გამოქვეყნებული სტატია“	http://www.ijrsmhs.com/v1-i1
2	ბესარიონ ფარცვანია, თამაზ სულაბერიძე, ალექსანდრე ხუსკივაძე, ლევან შოშიაშვილი, ქეთევან ჩუბინიძე.	ინფრაწითელი სხივები პროსტატის კარცინომის ვიზუალიზაციის საშუალებას იძლევა რადიკალური პროსტატექტომიის შემდეგ. Infrared light enables visualization of the prostate carcinoma after radical prostatectomy	ონკოლოგი დეისავერი Oncology Discovery			ჰერბერტ ოპენ აქცეს ჯოურნალს Herbert Open Access Journals (HOAJ)	საერთაშორისო	მიღებული დანართი - „გამოსაქვეყნებელი სტატია“	
3									

- წიგნები, მონოგრაფიები ან სხვა არაპერიოდული, ერთჯერადი გამოცემები

წიგნები, მონოგრაფიები, დისერტაცია/ნაშრომები, თეზისები, ან მსგავსი გამოცემები, რომლებიც გამოქვეყნებული იყო პროექტის შედეგად ცალკე გამოცემის სახით.

№	ავტორ(-ები)	პუბლიკაციის სათაური	ტომი/გამოცემა	გამოცემის თარიღი	გამომცემლობა	ადგილობრივი/საერთაშორისო (მიუთითეთ ერთ-ერთი)	გამოცემის სტატუსი (გამოცემული/მიღებული)	გვერდების რაოდენობა	ინტერნეტ-ბმული
1									
2									
3									

- საკონფერენციო თეზისები და სხვ. გამოცემები (რომლებიც არ არის ზემოთ მითითებული) ჩამოთვალეთ საკონფერენციო თეზისები, ან სხვა გამოცემები, რომლებიც არ არის ზედა ორ პუნქტში მითითებული

№	ავტორ(-ები)	ნაშრომის სათაური	ლონისძიების დასახელება	გამოცემის თარიღი	გამომცემლობა	ადგილობრივი/საერთაშორისო (მიუთითეთ ერთ-ერთი)	გამოცემის სტატუსი (გამოცემული/მიღებული)	ინტერნეტ-ბმული
1	ბესარიონ ფაცვანია, თამაზ სულაბერიძე, ალექსანდრე ხუსკვაძე, ლევან შოშიაშვილი	პროსტატის კარცინომას დეტექტირება ინ ვიტრო ახლო ინფრაწითელი ტრანსილუმინაციით. Near Infrared transillumination detection of prostate carcinoma <i>in vitro</i> .	მსოფლიოს მე-12 კიბოს კონფერენცია	2016	კონფერენცეს. შპს „Conferenceseries” LTD	საერთაშორისო	გამოცემული დანართი- „ლონდონის კონფერენციის თეზისები“	http://cancer.global-summit.com/europe/abstract/2016/near-infrared-transillumination-detection-of-prostate-carcinoma-in-vitro
2		ახლო ინფრაწითელი გამოსხივების გამოყენების შესაღებლობა	მე-11 საერთაშორისო კონფერენცია ნეფროლოგიასა და უროლოგიაში “11 th International	2017	კონფერენცეს. შპს „Conferenceseries” LTD	საერთაშორისო	გამოცემული დანართი „რომის კონფერენციის თეზისები“	http://renal.conferenceseries.com/2017/scientific-

		პროსტატის კიბოს იმიჯინგის ის Possibility of using near Infrared Irradiation for prostate cancer imaging	conference on Nephrology and Urology”					program.php?day=1&sid=2765 &date=2017-03-22
3								
4								

2.2. საგრანტო პროექტის მსვლელობისა და განხორციელებისას მიღებული შედეგების გავრცელება საერთაშორისო სამუშაო შეხვედრებზე (workshop), სემინარებზე, კონფერენციებზე, კონგრესებზე და სხვა ღონისძიებაზე

№	ღონისძიების ჩატარების ადგილი	ღონისძიების ჩატარების თარიღი	ღონისძიების ტიპი	ღონისძიების სტატუსი	თემის სახელწოდება	წარდგენილი მასალა (თეზისი, მოხსენება/პრეზენტაცია, პუბლიკაცია)	მონაწილის სტატუსი
1	თბილისი	2016წ ინვარი	საერთაშორისო კონფერენცია	საქართველო-ისრაელის 1-ლი უროლოგიური კონგრესი, „FRIENDS of GEORGIA” თბილისი.	ინფრაწითელი ტომოგრაფია პროსტატის კიბოს დიაგნოსტიკაში Infrared Tomography in Diagnosis of Prostate Cancer	პრეზენტაცია	მომხსენებელი
2	ბაკურიანი	2016 წ	კონფერენცია	მე-10 პოლიპროფილური სამედიცინო კონფერენცია „კლინიკური პრაქტიკის საერთაშორისო სტანდარტები“	პროსტატის კიბოს ვიზუალიზაცია სწორი ნაწლავის გავლით ინფრაწითელი ტომოგრაფიის გამოყენებით	პრეზენტაცია	მომხსენებელი
3							

2.3. ვებ-გვერდი, ან სხვა ინტერნეტ გვერდი

მიუთითეთ URL მისამართი, რომლის მეშვეობითაც ხდება კვლევის შედეგების დისემინაცია. თან დაურთეთ თითოეული საიტის მოკლე აღწერა და შესაბამისი პუბლიკაციების სათაურები ბმულებით.

2.4. ტექნოლოგიები, ტექნიკა/მეთოდოლოგია/პროცედურა/დანადგარი

აღწერეთ ტექნოლოგიები, ტექნიკა/მეთოდოლოგია/პროცედურა/დანადგარი, რაც მიიღეთ კვლევის შედეგად. აღწერეთ მათი გაზიარების, გავრცელების სტრატეგია

კვლევების შედეგად დამუშავებულია და შექმნილია პროსტატის კიბოს ვიზუალიზაციის მოწყობილობის მუშა მოდელი. მოწყობილობა გამოყენებულ იქნება ადამიანის (მამაკაცის) სხეულში მოსათავსებლად (რექტუმში). მოწყობილობის მუშაობის პრინციპია ინფრაწითელი სხივების მიერ ბიოლოგიური ქსოვილის განჭოლვადობა. მოწყობილობას აქვს ანატომიურ აგებულებისათვის მოხერხებული ფორმა და ზომა. მისი თაურა წარმოადგენს მომრგვალებულ ცილინდრს დიამეტრით 24 მმ, სიგრძე 32 მმ. თაურა მიერთებულია სახელურთან 5 მმ დიამეტრის გადამყვანით. იგი შედგება მცირე ზომის (10x10x5 მმ) CCD კამერისაგან და მოკლე ფოკუსური მანძილის მქონე ლინზისაგან, რომელიც რეგულირებადია. CCDკამერის მახასიათებლები: პიქსელების რიცხვი 500 (დუიმიზე წერტილების რაოდენობა), სამუშაო ტემპერატურა -10 - + 50 ° C, მასა 10 გრ, ელექტრონული ჩამკეტი ექსპოზიციის განათებით +0.3, მინიმალური განათებულობა 0.5 ლუქსი, გარჩევადობა 1280*960, სიგნალის ფარდობა ხმაურთან 48 დბ, ლინზის ფოკუსური მანძილი 3 მმ. მგრძნობელობა გააჩნია ინფრაწითელ არეში. დამუშავებულ და შექმნილ იქნა მეორე თაურაც, რომლის ზომებია: დიამეტრი - 199 მმ სიგრძე 40 მმ.

ინფრაწითელი სხივების წყაროები: განიხილება პაციენტის ინფრაწითელი სხივებით განათების ორი სცენარი: ერთი - ინფრაწითელი სხივების წყარო მოთავსდება გარედან პაციენტის მუცელზე მჭიდროდ მოთავსებით. მეორე სცენარი გულისხმობს განათებას ორგანიზმის შიგნიდან - პროსტატის ურეთრალურ არხში. ორივე სცენარისათვის დამზადებულია გამანათებელი მოწყობილობა. გარედან განათებისათვის შესრულებულია 60 ვატი სიმძლავრის გამანათებელი, შემდგარი წრულად განლაგებული ინფრაწითელი დიოდებისგან. დიოდების გამოსხივების დიაპაზონია 850 ნმ. მეორე სცენარისათვის დამზადებულია კატერერში მოსათავსებელი ინფრაწითელი სხივების წყარო. იგი შედგება სწორ ხაზზე განლაგებული 2,5 მმ ზომის ინფრაწითელი დიოდებისაგან, 9 ვოლტი ძაბვის კვებით. მოწყობილობის შემოწმება პაციენტებზე მოხდება კლინიკა „გიდმედში“, სათანადო ნებართვების მიღების შემდეგ.

2.5. გამოგონებები, საპატენტო განაცხადები, და/ან ლიცენზია (სხვა საავტორო უფლებები)

ჩამოთვალეთ კვლევის შედეგად მიღებული საავტორო უფლებები, მიუთითეთ საავტორო უფლების მიმნიჭებელი ორგანიზაცია, სტატუსი, თარიღი, ვადა, გამოყენების სფერო

- პატენტი
- საავტორო უფლება (DOI-ს მითითებით) (copyright)
- ინდუსტრიული დიზაინის უფლება
- სავაჭრო ნიშნები (trade marks)
- საქონლის გაფორმება (trade dress)

2.6. სხვა პროდუქტები

- *ჩამოთვალეთ კვლევითი პროექტის განხორციელების შედეგად მიღებული სხვა პროდუქტები, როგორიცაა:*
- მონაცემთა ბაზები
- ფიზიკური კოლექციები
- აუდიო, ან ვიდეო პროდუქტები
- მასალები / კვლევის მასალები
- პროგრამა
- მოდელი
- საგანმანათლებლო დამხმარე მასალები
- ინსტრუმენტები, ან დანადგარები

- კვლევის შედეგად ინიცირებული სხვა პროდუქტები (მაგ ბიზნესის დაწყება/კავშირი საწარმოსთან და სხვ.)

პროექტის განხორციელების შედეგად შეიქმნა კომპიუტერული პროგრამა ინფრაწითელი გამოსახულებების კომპიუტერული დამუშავებისათვის.

CCD კამერის გამოსავალი მიერთებულია კომპიუტერთან. CCD კამერიდან გამოსულ ინფორმაციას განათებულობათა ინტენსივობების შესახებ პროგრამა ჰყოფს 256 სხვადასხვა დონედ ინტენსივობად განათებულობის (სიკაშკაშს) მიხედვით. 0-ვანი თანრიგი მიენიჭება სრულიად „ბნელ“ გამოსახულებას - ეს შეესაბამება სიტუაციას, როდესაც ინფრაწითელი სხივები სრულიად შთაინთქმება პროსტატის ქსოვილის მიერ და CCD კამერაში არ შედის იგი. პირიქით თანრიგი 255 შეესაბამება სიტუაციას, როდესაც პროსტატა არ შთაინთქმებს გამოსხივებას და წყაროდან წამოსული ინფრაწითელი სინათლე მთლიანად შედის CCD კამერაში. პროგრამა ავტომატურ რეჟიმში გამოყოფს მაღალი ოპტიკური სიმკვრივის მუქ არეებს დაბალი ოპტიკური სიმკვრივის ნათელი არეებისაგან. ოპერატორი (ექიმი) დინამიურ რეჟიმში აკვირდება პროსტატის ინფრაწითელ გამოსახულებას. განთებულობათა არაერთგვაროვნობის შენიშვნისას პროგრამას ეძლევა ბრძანება დაამუშავოს მყისიერი გამოსახულება. მოხდება კიბოზე საექვო ადგილების მონიშვნა და მათზე პროგრამის საშუალებით სათანადო კოდის მინიჭება. ასევე ხდება ჯანმრთელი ადგილების მონიშვნა, რასაც მიენიჭება სხვა კოდი. ამის შემდეგ პროგრამა ავტომატურად გამოთვლის თითოეული მონიშნული უბნის თითოეული წერტილის შესაბამის ინტენსივობას, გამოიანაგარიშებს მათ საშუალო მნიშვნელობას. იგივე მეორდება ჯანმრთელი ქსოვილის მონიშნული არეების მიმართაც. ამის შემდეგ პროგრამა იძლევა ამ საშუალო ინტენსივობათა ფარდობას. პროგრამა ადარებს მიღებულ რიცხვს მის მეხსიერებაში არსებულ ინტენსივობათა ფარდობის ნდობის ინტერვალთან. ეს ნდობის ინტერვლი შექმნილია ადრეული გამოცდილების შედეგად პროგრამისათვის ცნობილი კიბოვანი პროსტატების ინფრაწითელი გამოსახულებების დამუშავების შედეგად. თუ საკვლევი პროსტატის შემთხვევაში მიღებული ფადობის მნიშვნელობა „ჩავარდება“ გამოთვლილ ნდობის ინტერვალში, მაშინ სათანადო ალბათობით (95-99%) ეს პროსტატა იქნება კიბოვანი. გარდა ასეთი დამუშავებისა, პროგრამა საშუალებას იძლევა პროსტატის ინფრაწითელი გამოსახულება დამუშავდეს ფერადი რეჟიმითაც. კერძოდ, პროგრამა სხვადასხვა აგრესიულობის მქონე ინტენსივობებს მიანიჭებს სხვადასხვა ფერს.

3. პროექტის ძირითადი მიღწევები (ფონდის შიდა მოხმარებისათვის)

1	პროექტის ფარგლებში მიღებული მნიშვნელოვანი დასკვნა	დადგენილია რომ გამოსხივება სპექტრის ახლო ინფრაწითელ არეში განჭოლავს პროსტატის ქსოვილს. კიბოვანი და არაკიბოვანი ქსოვილების ოპტიკური სიმკვრივეები ინფრაწითელ სხივებში მნიშვნელოვნად განსხვავდებიან ერთმანეთისაგან, კერძოდ, კიბოვანი ქსოვილის ოპტიკური სიმკვრივე გაცილებით მაღალია ჯანმრთელი ქსოვილის ოპტიკურ სიმკვრივესთან შედარებით. ეს განსხვავება საშუალებას იძლევა ვიზუალურად გავრჩიოთ კიბოვანი არე ჯანმრთელის ქსოვილის შესაბამისი არისაგან ინფრაწითელ გამოსახულებაზე.
2	პროექტის მნიშვნელობა სამეცნიერო	პროექტის შედეგად მიღებული ხელსაწყო შემდგომში გამოყენებულ იქნება არა მხოლოდ პროსტატათვის კიბოს

	საზოგადოებისათვის	დასადგენად. მისი გამოყენება შესაძლებელი იქნება, მაგალითად - ქალებში საშვილოსნოს კედლის კიბოს დადგენისათვის.
3	პროექტის ფარგლებში ადგილობრივი ან/და საერთაშორისო თანამშრომლობის ხარისხი (ახალი კვლევითი ჯგუფების ჩამოყალიბება, არსებული ჯგუფების კონსოლიდაცია)	პროექტის განხორციელებაში მონაწილეობდა რამოდენმე ჯგუფი: ქირურგიული, ჰისტო- მოფოლოგიური, ოპტიკური კვლევების და პროგრამული უზრუნველყოფის დამუშავების ჯგუფი. არსებული გჯუფები არ შეწყვეტენ კონსოლიდირებულ მუშაობას, რადგნაც მიღებული ხელსაწყოს გააჩნია პერსპექტივა სხვა ორგანოების კიბოს დეტექტირებისათვის.
4	გრანტის მიმღები წამყვანი ორგანიზაციის მხარდაჭერის ხარისხის შეფასება პროექტის განხორციელებისას (მაგ. შესყიდვების დროულად განხორციელება)	გრანტის მიმღები ორგანიზაციის მხარდჭერა იყო კარგი, თუმცა ზოგჯერ სასურველი მასალის დროული მიღება გვიანდებოდა. ამის მიზეზი კი მოუქნელი კანონმდებლობაა შესყიდვების შესახებ.
5	რეკომენდაციები ფონდისათვის კონკურსის ადმინისტრირებისა და მონიტორინგის კუთხით	კმაყოფილებას გამოვთქვამთ ფონდის ადმინისტრირებისა და მონიტორინგის შესახებ
6	პროექტის ფარგლებში მიღებული აკადემიური შედეგი (ასეთის არსებობის შემთხვევაში), მაგ. პროექტის ფარგლებში მაგისტრის ან დოქტორის აკადემიური ხარისხის დაცვა	არა
7	რამდენმა ადამიანმა დაიწყო დოქტორანტურაში სწავლა პროექტის ფარგლებში?	არა
8	პროექტის განხორციელებისას გამოყენებული ახალი და არასტანდარტული მეთოდოლოგია	
9	ინტერ და კროსდისციპლინარული განვითარება	
10	ცოდნისა და ტექნოლოგიის ტრანსფერი (მიუთითეთ შედეგების ტრანსფერი სამთავრობო ინსტიტუტებთან, საწარმოებთან მიმართებაში, ახლი პრაქტიკა/პრცედურები, სადაც კვლევამ ინიცირება მოახდინა ე.წ. Start-up-ების გაშვებაზე)	
11	სამეცნიერო გარემოს მყისიერი გაძლიერება	

4. პროექტის ზეგავლენა/მნიშვნელობა (impact)

აღწერეთ მნიშვნელოვანი წვლილი, ძირითადი მიღწევები, ინოვაცია, წარმატება, ან ნებისმიერი ცვლილება პრაქტიკასა და თეორიაში, რაც მიიღეთ პროექტის განხორციელების შედეგად და ეხება პროექტის ზეგავლენას:

- პროექტის ძირითადი დისციპლინის(ების) განვითარებასთან მიმართებაში;
- სხვა დისციპლინებთან მიმართებაში;
- ადამიანური რესურსების განვითარებასთან მიმართებაში;
- ახალგაზრდა მეცნიერთა სწავლებისა და განვითარების პროცესთან მიმართებაში;
- ფიზიკურ (დანადგარები, ლაბორატორია, ინსტრუმენტები და სხვ), ინსტიტუციურ და ინფორმაციულ რესურსებთან მიმართებაში, რაც კავშირშია ინფრასტრუქტურის განვითარებასთან;
- საზოგადოებრივ კეთილდღეობასთან/განვითარებასთან მიმართებაში (society beyond science and technology) - მაგ. საზოგადოების ცნობიერების/ცოდნის, უნარების, შესაძლებლობების გაუმჯობესება; სოციალური, ეკონომიკური, სამოქალაქო, ან გარემო პირობების გაუმჯობესება; სოციალური აქტივობის, პოლიტიკის, პრაქტიკის ცვლილების ინიცირება;

პროსტატის კიბოსაგან სიკვდილიანობას მეორე ადგილი უკავია მსოფლიოში ფილტვების კიბოთი სიკვდილიანობის შემდეგ. ეს მაჩვენებელი საკმარისად მაღალია საქართველოშიც. ამის მიზეზი კი დაავადების არადროული გამოვლენაა, როდესაც მწკუნალობა ან ქირურგიული ოპერაცია არაეფექტურია. აქედან გამომდინარე, უდიდესი მნიშვნელობა ენიჭება იმიჯინგის მეთოდებს პროსტატის კიბოს ადრულ სტადიაზე დადგენაში. არსებული იმიჯინგის მეთოდები უაღრესად რთული და ძვრადღირებულია და ძირითადად არსებობენ ცალკეულ კლინიკებში. ამიტომ, მარტივი იაფი და ადვილად ხელმისაწვდომი მეთოდი პროსტატის კიბოს ადრულ სტადიაზე დასადგენად საშური საქმე იყო. მეთოდის სიმარტივე გამო იგი იქნება უაღრესად იაფი და ადვილი ხელმისაწვდომი საქართველო მოსახლეობისათვის. დამუშავებული ხელსაწყო საშუალებას იძლევა დეტექტირებულ იქნას რამოდენიმე მილიმეტრის ზომის პროსტატის კიბოვანი წრმონაქმნი, რაც სიახლეს წარმოადგენს და მოცემულ ხელსაწყოს უპირატესობას ანიჭებს სხვა იმიჯინგის მეთოდებთან შედარბით. ხელსაწყოს ეს თვისება საშუალებას მოგვცემს პროსტატის კიბო დეტექტირებულ იქნას განვითარების ადრულ სტადიაზე, რაც განაპირობებს შესაბამის მკურნალობის ეფექტურობას.

- პროექტის ბიუჯეტის რა %-ული წილი დაიხარჯა საქართველოს გარეთ?
დაახლოებით 6%

5. სირთულეები, პროექტის განხორციელების პროცესში (ფონდის შიდა მოხმარებისათვის)

№	სირთულეები	სირთულეების გამომწვევი მიზეზები	გადაწყვეტის/ მოგვარების გზები (რა ზომები იქნა მიღებული არსებული სირთულეების გადასალახად)
1	დაგვინებული შესყიდვები	ტენდერების გაჭიანურების პროცედურები.	მასალები შეძენილ იქნა საკუთარი ხელფასიდან.

2			
3			

შენიშვნა: უნდა ჩაიწეროს სხვადასხვა ტიპის სირთულეები. მაგ: სამეცნიერო მუშაობისას წარმოქმნილი სირთულეები, ტექნიკური სირთულეები და სხვა.

6. პროექტის შედეგების მოკლე რეზუმე და ანგარიში (გამოსაქვეყნებელი ვერსია)

6.1. მოკლე რეზუმე (აბსტრაქტი)

(წარმოდგენილი უნდა იყოს ორ ენაზე (ქართულად და ინგლისურად) და გასაგები უნდა იყოს ფართო საზოგადოებისათვის. რეკომენდირებულ სიტყვათა რაოდენობა - 250. რეზუმე უნდა მოიცავდეს პროექტის შედეგების მოკლე აღწერას. აგრეთვე, პროექტის განხორციელებისას გამოკვეთილ პერსპექტივებს და პროექტში მიღებული გამოცდილების გამოყენების შესაძლებლობას ინტერდისციპლინარული, ინტერინსტიტუციონალური და/ან საერთაშორისო თანამშრომლობის გაფართოების თვალსაზრისით.

პროექტის განხორციელების შედეგად დამუშავებულია და დამზადებულია პროსტატის კიბოს ადრეულ სტადიაზე ვიზუალიზაციისა და დიაგნოსტიკის მოწყობილობის მოქმედი მოდელი. ხელსაწყოს გამოყენება გულისხმობს მუშა თაურას მოთავსებას ადამიანის (მამაკაცის) რექტუმში პროსტატის უშუალო მახლობლობაში. ხელსაწყოს მუშაობის პრინციპი ეფუძნება ინფრაწითელი სხივების მიერ ბიოლოგიური ქსოვილების და კერძოდ პროსტატის ქსოვილის განჭოლვას. თაურაში მოთავსებულის CCD კამერა წარმოადგენს ინფრაწითელი გამოსხივების მგრძნობელ დეტექტორს, რომელიც მის მატრიცაზე დაცემულ ინფრაწითელ სხივების ქარგას გარდაქმნის ელექტრულ სიგნალებად. ეს სიგნალები გადაეცემა კომპიუტერს. დაუშვებელი კომპიუტერული პროგრამის საშუალებით ხდება ინფორმაციის გარდაქმნა ხილულ გამოსახულებად. დამზადებულია ინფრაწითელი სხივების წყარო პროსტატის ურეტრალურ არხში მოთავსებისათვის. წყაროს ძირითად ელემენტებს წარმოადგენს ინფრაწითელი ფოტოდიოდები (850 ნმ). გათვალისწინებულია პროსტატის განათების მეორე სცენარიც, რომლის მიხედვითაც პროსტატა განათდება გარედან, პაციენტის მუცელზე მჭიდროდ მოთავსებულ ინფრაწითელის სხივების წყაროდან.

ხელსაწყოს დამუშავება დაეფუძნა სამეცნიერო გამოკვლევებს იზოლირებულ პროსტატებზე. ექსპერიმენტებმა აჩვენეს, რომ ინფრაწითელი სხივების განჭოლვადობა პროსტატის კიბოვანი და ჯანმრთელი ქსოვილებისათვის მნიშვნელოვნად განსხვავდება ერთმანეთისაგან. კიბოვანი ქსოვილის ოპტიკური სიმკვრივე სპექტრის ინფრაწითელ დიაპაზონში გაცილებით მაღალია ჯანმრთელ ქსოვილის ოპტიკურ სიმკვრივესთან შედარებით. შედეგად, ინფრაწითელ გამოსახულებაზე კიბოვანი წარმონაქნები მოჩანს როგორ მუქი არეები ნათელ ფონზე. თუ პროსტატის ქსოვილი არ შეიცავს კიბოვან წარმონაქმნს, მაგალითად კეთილთვისებიანი ჰიპერპლაზიის დროს, ქსოვილის ოპტიკური სიმკვრივე თანაბარია. გამოსახულებათა აღქმის სუბიექტურობის თავიდან ასაცილებლად დამუშავებულ იქნა კომპიუტერული პროგრამა. იგი ზომავს პროსტატის ინფრაწითელი გამოსახულების სხვადასხვა პარამეტრებს და გამოიცნობს კიბოვან წარმონაქმნს 95-99%-იანი ალბათობით. ამასთანავე პროგრამა საშუალებას იძლევა დეტექტირებულ იქნას 5 მმ-მდე ზომის კიბოვანი წარმონაქმნი.

აღნიშნული ხელსაწყო შემოწმებულ იქნება უშუალოდ პაციენტებზე სათანადო ნებართვების მიღების შემდეგ, რათა მოხდეს გეომეტრიის შემდგომი ოპტიმიზაცია ანატომიური თავისებურებებთან დაკავშირებით. აქედან გამომდინარე, გვექნება თანამშრომლობა საქართველო-ისრაელის ერთობლივ სამედიცინო კლინიკასთან „გიდემდი“. მოცემული ხელსაწყოს შესაძლებლობები არ შემოიფარგლება მხოლოდ პროსტატის კიბოს ვიზუალიზაციით. პერსპექტივაში იგი შეიძლება გამოყენებულ იქნას ადამიანის სხვაკიბოვანი წარმონაქმნების დეტექტირებისათვისაც, რომლებიც დაფარულ არეებშია მოთავსებული, მაგალითად საშვილოსნოს კედლის კიბო და სხვა.

Working model of device for prostate cancer visualization and diagnosis at early stage of tumor development is developed and created. Detector head will be placed in the rectum and scan the prostate. Operation principle of device is based on the penetration ability of near infrared radiation into biological tissues and particularly into prostate tissues. Mounted in the

head CCD camera detects infrared radiation. CCD camera converts infrared radiation passed through a prostate into electrical signals. These signals are accepted by PC. Developed software converts this information into visible images. The infrared radiation source is developed for prostate illumination. The source will be placed in a prostatic urethral channel. Main elements of the source are light emitted diodes (LED) of 850 nm wavelength. Another scenario of prostate infrared illumination is envisaged also. Infrared light source will be tightly pressed on abdomen outside the patient body.

Development of the device is based on results of our scientific investigations, performed on isolated prostates. Experiments revealed that penetration of infrared radiation into the cancerous and healthy prostate tissues differ from each other significantly. Optical density of cancerous tissues in the infrared spectrum is much higher than optical density of healthy tissues. As a result, cancerous outgrowths are observed as dark spots on a light background in the infrared images. Optical density (degree of illumination) is homogenous of non-cancerous prostates, for example prostates with benign hyperplasia. The software was developed to avoid perception subjectivity. Software measures different parameters of infrared images and recognizes cancerous outgrowth with 95-99% probability. Software gives opportunity to detect cancerous outgrowths as small as 5 mm. Device will be tested on humans (patients) after obtaining corresponding permissions. Geometry of device will be farther developed due to anatomic originality. Consequence from this, close collaboration is envisaged with Georgia-Israel joint clinic "GIDMEDI". Ability of the device is not restricted only with visualization of prostate cancer. In a perspective it could be used for detection of human cancer outgrowths located in other covered areas, for example, cancer of walls womb etc.

6.2. ვრცელი სამეცნიერო ანგარიში

შესავალი;

პროსტატის კიბო უაღრესად გავრცელებული დაავადებაა მამაკაცებს შორის. ამ დაავადებიდან გამოწვეულ სიკვდილიანობას მეორე ადგილი უკავია მსიფლიოში ფილტვების კიბოთი გარდაცვალებების შემდეგ. პროსტატის კიბო დიდი დროის განმავლობაში მიდინარეობს სიმპტომების გარეშე და ადრეულ სტადიაზე მისი აღმოჩენა საკმარისად ძნელია. პროსტატის კიბოს წინააღმდეგ ბრძოლის ერთერთი საშუალება სკრინინგია. ამ მიზნით მამაკაცს პირველ რიგში უტარდება სისხლის ანალიზი პროსტატის სპეციფიურ ანტიგენზე, ე.წ. PSA-ზე. ნორმალურად ითვლება თუ PSA-ს რაოდენობა სისხლში 4 ნგ/მლ არ აღემატება. თუ კი PSA-ს შემცველობა სისხლში მეტია, პირველ რიგში პაციენტი ხვდება დაკვირვების ქვეშ ე.წ. watchful waiting პრინციპით. განსაზღვრული დროის შემდეგ პაციენტს უტარდება გამეორებითი PSA ანალიზი. 4 ნგ/მლ დან 10 ნგ/მლ ინტერვალს ხანდახან „რუხ ზონას“ უწოდებენ, რადგანაც ასეთი PSA-ს მქონე პაციენტების მხოლოდ 40%-ს უდგინდება პროსტატის კიბო. თუ კი PSA გაიზრდება 10 ნგ/მლ მეტად, კიბოს ალბათობა მნიშვნელოვნად მატულობს. თუმცა, უნდა აღინიშნოს, რომ PSA არ არის პროსტატის კიბოს ას პროცენტის მარკერი. მისი გაზრდა შეიძლება სხვა ფაქტორებმაც გამოიწვიოს. მაგალითად, ანთებითმა პროცესებმა, პროსტატის კეთილთვისებიანმა გადიდებამ (ე.წ. კეთილთვისებიანი ჰიპერპლაზია), ტრავმამ და სხვა. ამან გამოიწვია PSA-ს ანალიზის შემდგომი დახვეწა. კერძოდ, PSA სისხლში არსებობს ორი ფორმით, ე.წ. თავისუფალი PSA და ბმული PSA. თუ ბმულის ფარდობა თავისუფალ PSA-თან 25% მეტია, კიბოს რისკი დიდია. როდესაც ექიმი დარწმუნდება, რომ PSA-ს შედეგები იძლევა პროსტატის კიბოზე დიაგნოზის დასმის ალბათობას, მიმართავენ შემდგომ კვლევებს. ასეთებია თითოთი გასინჯვა: ექიმი რეზინის ხელთათმანიანი თითით ამოწმებს პროსტატის ტესტურას და თითზე შეიგრძნობს შემაგრებულ კვანძებს, რომლებიც სავარაუდოდ კიბოვანი წარმონაქმნებია. თითით გასინჯვის გარდა არსებობს ე.წ. იმჟინგის მეთოდები- ინტრუმენტულად კიბოს დიაგნოსტიკა. ასეთებია მაგნიტო რეზონანსული იმჟინგი (MRI). MRI-ში გამოიყენება ძლიერი მაგნიტური ველი და რადიოსიხშირის ელექტრო-მაგნიტური ტალღები. ამ გზით მიღებული ინფორმაცია კომპიუტერში გარდაიქმნება MRI გამოსახულებად. MRI-ს

ნაკლი პროსტატის კიბოს დიაგნოსტიკაში არის მისი ინვაზიურობა- ძლერი მაგნიტური ველი (1-5 ტესლა) ინვაზიურია. თუ პაციენტს აქვს მეტალის იმპლანტები მაშინ MRI განსაკუთრებით საშიშია, რადგანაც აღძრავს არასასურველ დამაზიანებელ დენებს. MRI-ს საშუალებით ყოველთვის ვერ ხერხდება მცირე ზომის კიბოვანი წარმონაქმნის დეტექტირება. არის MRI-ს ახალი ტექნოლოგიაც, როდესაც ე.წ. კოჰები უშუალოდ ინტრა რექტალურად თავსდება. მაგრამ ეს ახალ მეთოდი ჯერ კიდევ დამუშავების სტადიაზეა და საბოლოო დასკვნებიდან არის შორს.

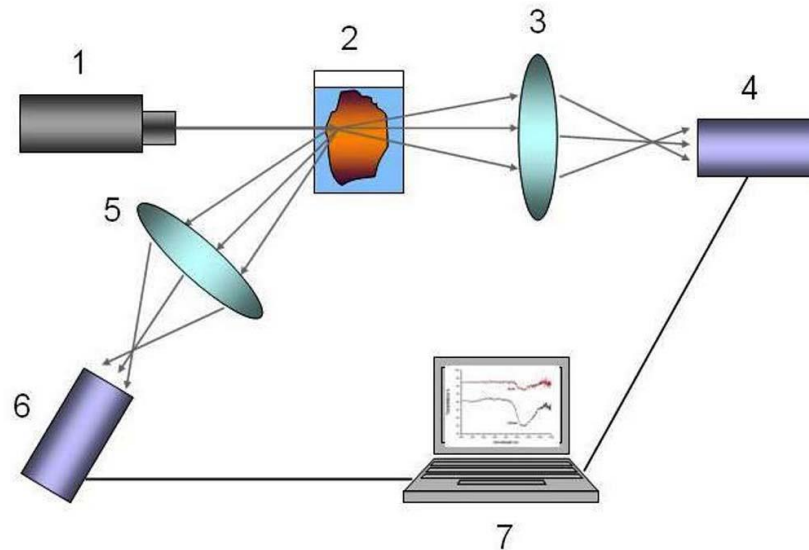
შემდეგი იმიჯინგის მეთოდი - პოზიტრონული ემისიის მეთოდი (PET). ეს მეთოდი იძლევა სამ განზომილებიან გამოსახულებას კომპიუტერული ტომოგრაფიის მოწყობილობაზე. სისტემა ახდენს იმ გამა სხივების დეტექტირებას, რომლებსაც არაპირდაპირ ასხივებს პოზიტრონის ემისიის რადიონუკლეოტიდი. ეს ნუკლეოტიდი წინასწარ შეიყვანება პაციენტის ორგანიზმში. კომპიუტერი ქმნის რადიონუკლეოტიდის კონცენტრაციის 3 განზომილებიან გამოსახულებას. რადიონუკლეოტიდი რადიოაქტიურია, ხანმოკლე ნახევარ დაშლის პერიოდით. კიბოვან წარმონაქმნში რადიონუკლეოტიდის კონცენტრაცია განსხვავდება ჯანმრთელი ქსოვილიში არსებული კონცენტრაციისაგან. ამ დიაგნოსტიკის მეთოდის ნაკლოვანება არის მისი უაღესად მაღალი სირთულე, იგი მოითხოვს მაღალკვალიფიციურ რადიოლოგის და ექიმის, რომელიც კარგად ერკვევა კომპიუტერულ დამუშავების შედეგებში, ერთობლივ ყოფნას. ამასთანავე ეს მეთოდი განსაკუთრებულ ძვირ კლინიკებში გამოიყენება. იგი ნაწილობრივ ინვაზიურია მასში არსებული გამა გამოსხივების და რენტგენის სხივების გამო. რაც შეეხება ტრანს-რექტალურ ულტრაბგერას ეს მეთოდი არ გამოიყენება პროსტატის კიბოს დიაგნოსტიკისათვის. მისი დანიშნულება უფრო ბიოფსიასთან შეწყვილებაა. ნებისმიერი, მათ შორის იმიჯინგის მეთოდით პროსტატის კიბოს დეტექტირების შემდეგ საბოლოო სიტყვა ეკუთვნის ბიოფსიას. ბიოფსიის მასალა შეისწავლება ჰისტო მორფოლოგიური გზით და მხოლოდ ამ მეთოდით ხდება „საბოლოო ვერდიქტის“ გამოტანა- კიბოს დადგენა. მაგრამ არც ბიოფსიაა მთლიანად უნაკლო მეთოდი. ბიოფსიის ასაღებად არსებობს გაიდლაინები, რომელთა მიხედვითაც ბიოფსტატების აღება ხდება სტანდარტული წერტილებიდან (თავდაპირველად აიღება 12 ასეთი წერტილი პროსტატის ორივე მხრიდან). მაგრამ, თუ კიბოვანი წარმონაქმი ზომით პატარაა პირველადმა ბიოფსიამ შეიძლება უარყოფითი შედეგი მოგვცეს, რადგანაც ბიოფსიის ნემსი შეიძლება არ მოხვდეს კიბოვან წარმონაქმნში. ასეთი პაციენტებისთვის დგება გაურკვევლობა- PSA და სხვა მაჩვენებლები მიუთითებენ კიბოს არსებობაზე, ბიოფსია კი ურყოფით შედეგს იძლევა. ასეთ ვითარებაში ინიშნება განეორებითი ბიოფსია. არის შემთხვევები, როდესაც პაციენტს მხოლოდ მე-5 ბიოფსიის შემდეგ დაუდგინდა კიბოს დიაგნოზი. ბიოფსიის ნაკლია ისიც, რომ მისი შესრულების დროს შესაძლებელია კიბოვანი უჯრედები აღმოჩნდნენ სისხლის ნაკადში და მოხდეს მათი კოლონიზება სხვა ადგილებში, ე.ი. გაჩნდეს მეტასტაზები.

აღწერილი სიტუაცია აშკარას ხდის, რომ მიუხედავად უდიდესი ძალისხმევისა, პროსტატის კიბოს დადგენა ადრეულ სტადიაზე რთული ამოცანაა. სწოედ ეს არის მიზეზი, რომ 6 მილიონზე მეტი ადამიანის სიცოცხლე ეწირება ამ დაავადებას ყოველწლიურად მსოფლიოში.

აღნიშნული გარემოება გახდა მოცემული პროექტის დაგეგმვისა და შესრულების მამოძრავებელი ძალა. მოცემულ პორექტის ფარგლებში მიზნად იქნა დასახული შეგვექმნა მუშა მოდელი მოწყობილობისა პროსტატის კიბოს ადრეულ სტადიაზე დეტექტირებისათვის. ამ სამუშაოს საფუძვლად დაედო ჩვენი ადრეული შრომები, რომლებშიც ნაჩვენებია იყო, რომ ბიოლოგიური ქსოვილები განჭოლვდნენ არიან თვალისთვის უხილავი ახლო ინფრაწითელი გამოსხივებისათვის.

ექსპერიმენტების მეთოდика.

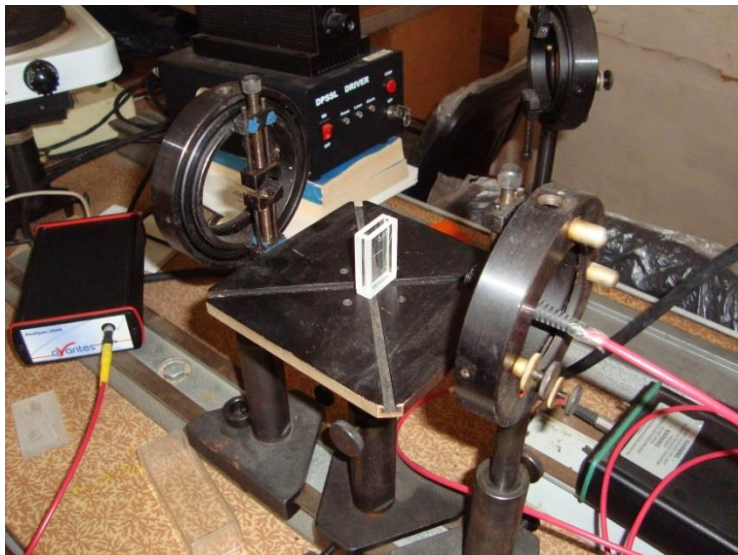
პირველ სურათზე მოცემულია ექსპერიმენტის ბლოკ სქემა, რომლის საშუალებითაც ხდება პროსტატის ინფრაწითელი სხივების მიმართ განჭოლვადობის დამოკიდებულების შესწავლა ტალღის სიგრძესა და ქსოვილის სისქეზე.



სურ. 1. აღნიშვნები: 1-ინფრაწითელის სინათლის წყარო ; 2- კიუვეტა პროსტატის ქსოვილით, 3 და5- ლინზათა სისტემა, 4 - 6 სპექტოფოტომეტრი, 7- კომპიუტერი.

სქემა საშუალებას იძლევა შესწავლილ იქნას როგორც პროსტატის ქსოვილში გამავალი ინფრაწითელი სინათლე, (ამ შემთხვევაში სხივი გადის ლინზაში 3 და ხვდება სპექტროფოტომეტრში 4), ისევე პროსტატის ქსოვილიდან არეკვლილი ინფრაწითელი სინათლე (ამ შემთხვევაში სინათლე გადის ლინზაში 5 და შედის სპექტროფოტომეტრში 6.)

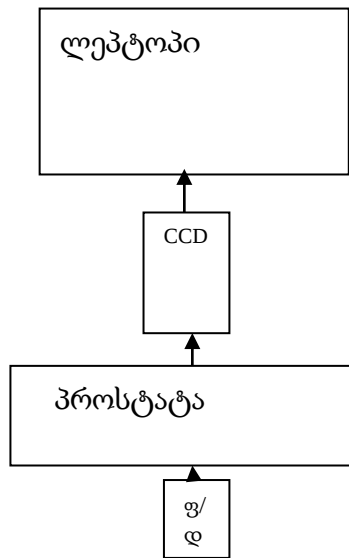
ექსპერიმენტები ტარდებოდა “AVANTES”-ის სპექტროფოტომეტრის გამოყენებით. სურათზე 2 ნაჩვენებია ექსპერიმენტის დანადგარი. მონაცემები სპექტროფოტომეტრიდან გადაეცემა კომპიუტერს სადაც ხდება მათი დამუშავება AVANTES -ის პროგრამული უზრუნველყოფით.



სურათი 2. საკვლევ მაგიდაზე მოთავსებულია კვარცის მინის კიუვეტი, რომელშიც თავსდება პროსტატის ქსოვილი. კიუვეტი განაპირობებს საკვლევი პროსტატის ქსოვილის სისქის მუდმივობას. კიუვეტს ქსოვილითურთ განჭოლავს სხივები ინფრაწითელ არეში 700 ნმ-დამ 1100 ნმ-მდე. სპექტროფოტომეტრი მიერთებულია კომპიუტერთან და მისივე პროგრამით (ავანტესის პროგრამა) ხდება მონაცემთა მიღება და დამუშავება.

პროსტატის ქსოვილები მიიღებოდა როგორც ტრანს ურეთრალური რესექციის ოპერაციების შედეგად, ასევე პროსტატექტომიის (კეთილთვისებიანი ჰიპერპლაზიის დიაგნოზი) და რადიკალური პროსტატექტომიის (კიბოს დიაგნოზი) შედეგად. ხდებოდა ქსოვილის ათლა ზუსტად კიუვეტის სისქეზე და მასში მოთვსება.

პროსტატის ინფრაწითელი გამოსახულებების მიღების ბლოკ სქემა შემდეგია :



სურათი 3. ბლოკ სქემა: ინფრაწითელი სხივები ფოტოდიოდიდან (ფ/დ) განჰოლავს პროსტატას და შედის CCD კამერაში. სიგნალები CCD კამერიდან შედის ლექტოპში, სადაც ხდება ინფრაწითელი გამოსახულების ფორმირება.

მე-4-ე სურათზე მოცემულია პროსტატის ინფრაწითელ სხივებით გამოსაკვლევი დანდგარი.

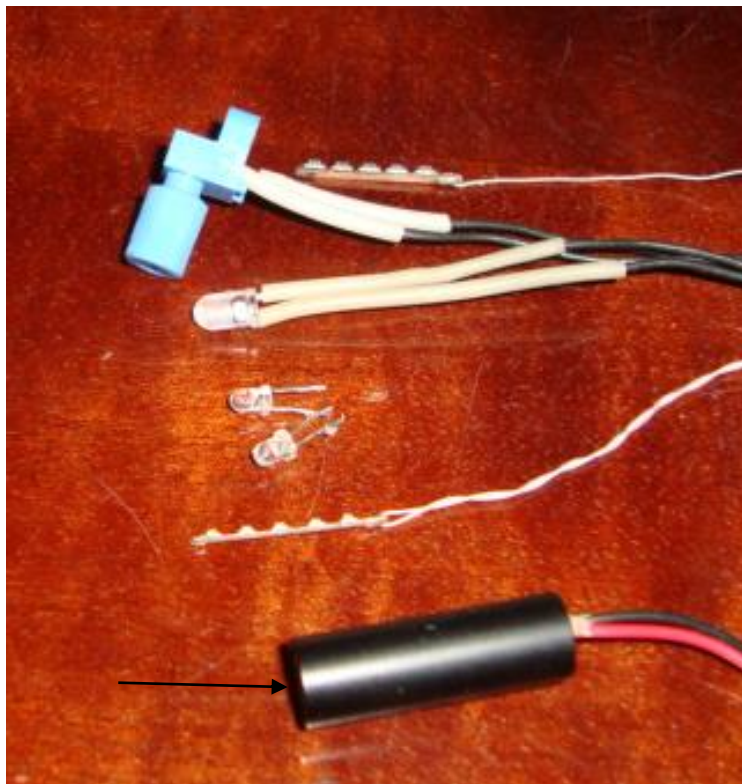
პროექტის ფარგლებში შეძენილ იქნა ტუკსენის ფირმის CCD კამერა. ინფრაწითელი გამოსხივების წყარო-ფოტოდიოდი და CCD კამერა დამონტაჟებულია მიკროსკოპის

ჩარჩოზე.



სურათი 4 ლურჯი ისრით ნაჩვენებია CCD კამერა, ყვითელი ისარი მიუთითებს ფოტოდiodზე. CCD კამერა მიერთებულია ლეპტოპთან. მარჯვნივ ვხედავთ კვების წყაროს ძაბვებისათვის.

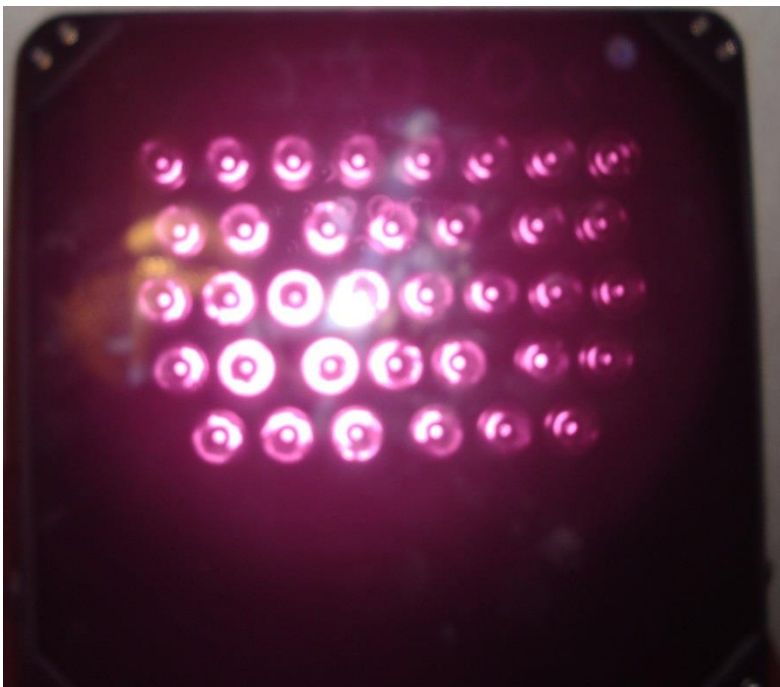
პროსტატის ქსოვილების ინფრაწითელი სხივებით გასანათებლად გამოყენებულ იქნა სხვადასხვა ტალღის სიგრძის, გამოსხივების კუთხის და ინტენსივობის ფოტოდiodები, აგრეთვე ინფრაწითელი ლაზერი. მე-5 სურათზე მოცემულია გამოყენებულ ფოტოდiodების ნაწილი და ინფრაწითელი ლაზერი.



სურათი 5. ექსპერიმენტებში გამოყენებული ფოტო დიოდების ნაწილი და ლაზერი (ნაჩვენებია ისრით).

აღნიშნული ფოტოდიოდების გამოყენება ხდებოდა ან მათი უშუალოდ პროსტატის ურეტალურ არხში მოთავსებით, ან მოთავსებით პროსტატის გარეთ. პირველ შემთხვევაში ინფრაწითელი სხივები განჭოლავენ მხოლოდ პროსტატის პერიფერიული ზონის ქსოვილს, მეორე შემთხვევაში კი მთელ პროსტატას.

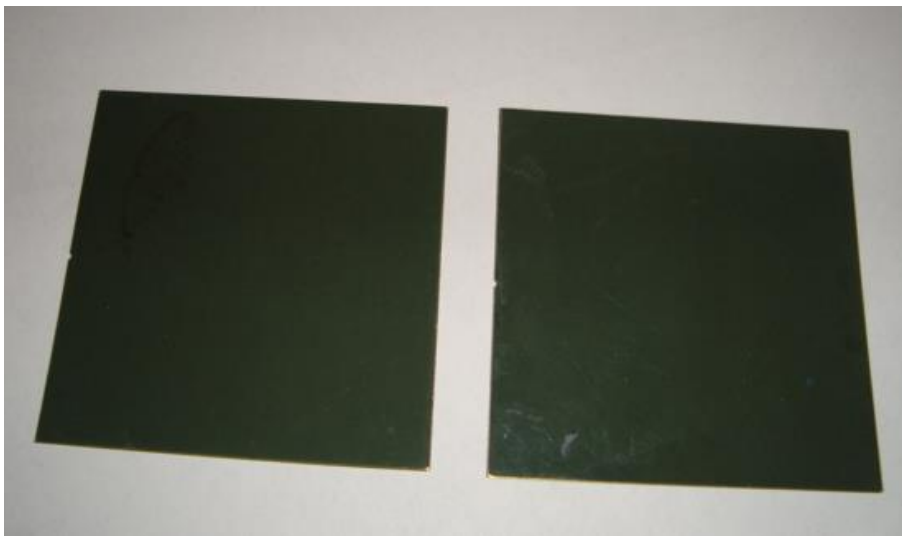
მე-6 სურათზე ნაჩვენებია სხვა გამანათებელი, რომლის გამოყენების აუცილებლობა დგებოდა იმ შემთხვევაში როდესაც პროსტატა დიდი ზომისაა და მცირე სიმძლავრის ერთეულოვანი ფოტო დიოდით შეუძლებელი ხდება მისი ინფრაწითელი გამოსახულების მიღება.



სურათი 6. ინფრაწითელი გამანათებელი. დიდი ზომის პორსტატა თავსდება პერტის ჭურჭელში, რომელიც თავის მსხრივ თავსდება მოცემულ გამანათებელზე.

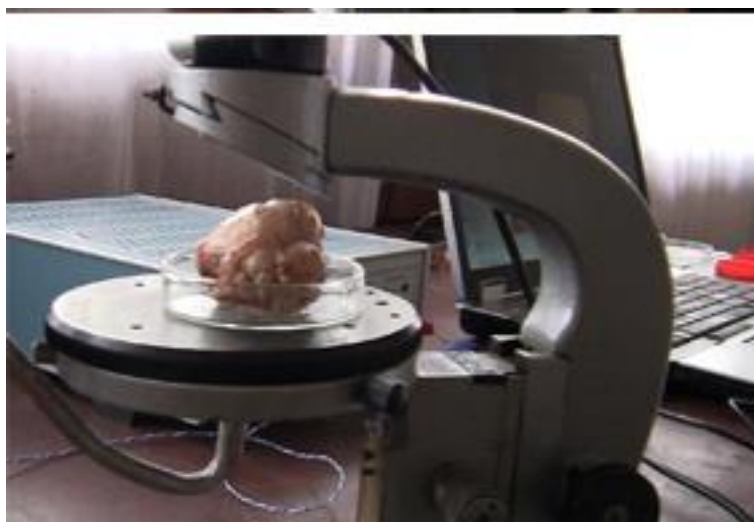
პროექტის ამოცანები ითვალისწინებდა კვლევებს პოლარიზებულ სხივებში. ამ მიზნით შეძენილ იქნა ინფრაწითელ არეში მომუშავე პოლარიზაციული ფირები (APIR29-030 აშშ, 700-2000 ნმ).

სურთი -7.



სურათი 7. APIR29-030 ტიპის პოლარიზაციული ფილტრები.

საკლვევი პროსტატა, რომელიც მიიღება პროსტატექტომიის ოპერაციის შედეგად, თავსდება CCD კამერასა და ფოტოდოდს შორის. სურათი 8.

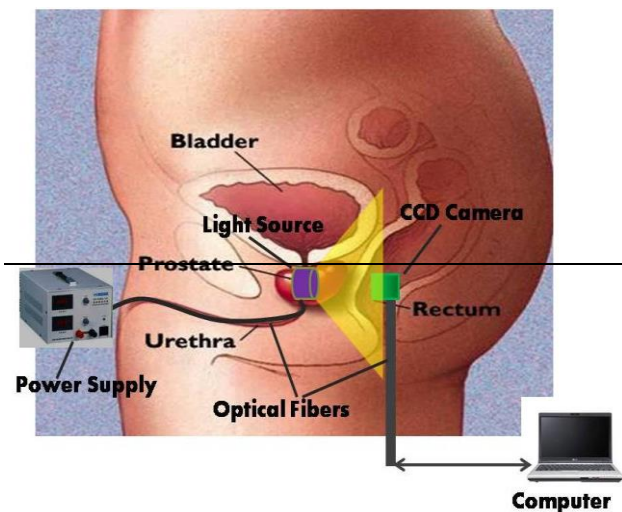


სურათი 8. ინფრაწითელი სხივები , რომლებიც გამოდიან ფოტოდოდიდან, განჟოლავენ მთლიან პროსტატას და ხვდებიან CCD კამერაში.

ინფრაწითელი სხივები CCD კამერის ლინზის გავლის შემდეგ ხვდება CCD კამერის აქტიურ მატრიცაზე და გარდაიქმნება ელექტრულ სიგნალებად. (ეს მოვლენა ძალიან წააგავს თვალის ბადურაზე მოხვედრილი სინათლის ნერვულ იმპულსებად გარდაქმნას). CCD კამერა მიერთებულია ლეპტოპთან, სადაც სათანადო კომპიუტერული პროგრამა შემოსულ ელექტრულ სიგნალებს გარაქმნის თვალისათვის ხილულ გამოსახულებად. ასეთი გზით ხდება ინფრაწითელი გამოსახულების ფორმირება.

რეალურ სიტუაციაში ნაგულისხმევია პროსტატის ინფრაწითელი სხივებით განათების ორი სცენარი. ერთერთ შემთხვევაში, რომელიც ყველაზე ნაკლებ შემაწუხებელი იქნება პაციენტისათვის, ინფრაწითელი სხივების წყარო მოთავსდება პაციენტის მუცელზე (მჭიდროდ მიბჯენილი). ხოლო CCD კამერა მოთავსებულ იქნება პაციენტის რექტუმში, პროსტატის უშუალო სიახლოვეში. ასეთ შემთხვევაში ინფრაწითელი სხივები გაივლიან პროსტატის მთელ ქსოვილს და შევლენ CCD კამერაში.

მეორე სცენარი გულისხმობს ინფრაწითელი სინათლის წყაროს მოთავსებას უშუალოდ პროსტატის ურეტრალურ არხში. ამ სცენარის შესაბამისი პროსტატის განათებულობის სქემა მოცემულია მე-9 სურათზე.



სურათი. 9. პროსტატის განათების სქემა ინფრაწითელის სხივებით. ინფრაწითელი სხივების წყარო -ფოტო დიოდი ან ოპტიკური ბოჭკო თავსდება ურეტრალურ არხში. CCD კამერა მოთავსებულია რექტუმში.

მომდევნო სურათზე ილუსტრირებულია გვერდითი მნათი ოპტიკური ბოჭკო, რომლიც ექსოპერიმენტებში გამოიყენება პროსტატის გასანათებლად ურეტრალური არხიდან.



სურათი 10. გვერდით მნათი ოპტიკური ბოჭკო. ოპტიკური ბოჭკო თავსდება ურეტრალურ არხში. მის ბოლოზე ინფრაწითელი სინათლის წყაროს მოთავსება იწვევს ბოჭკოს მთელ სიგრძეზე გვერდით ნათებას. ბოჭკოს ნათება მიღებულია CCD კამერის საშუალებით. (თვით ინფრაწითელი სხივები თვალისათვის უხილავია)

მე-11 სურათზე ნაჩვენებია ერთერთი ასეთი გზით დამუშავებული პროსტატა.



სურათი 11. პროსტატა დამუშავებულია ფორმალინში და გამზადებულია ჰისტო მორფოლოგიური კვლევისათვის.

- კვლევის შედეგების განხილვა;

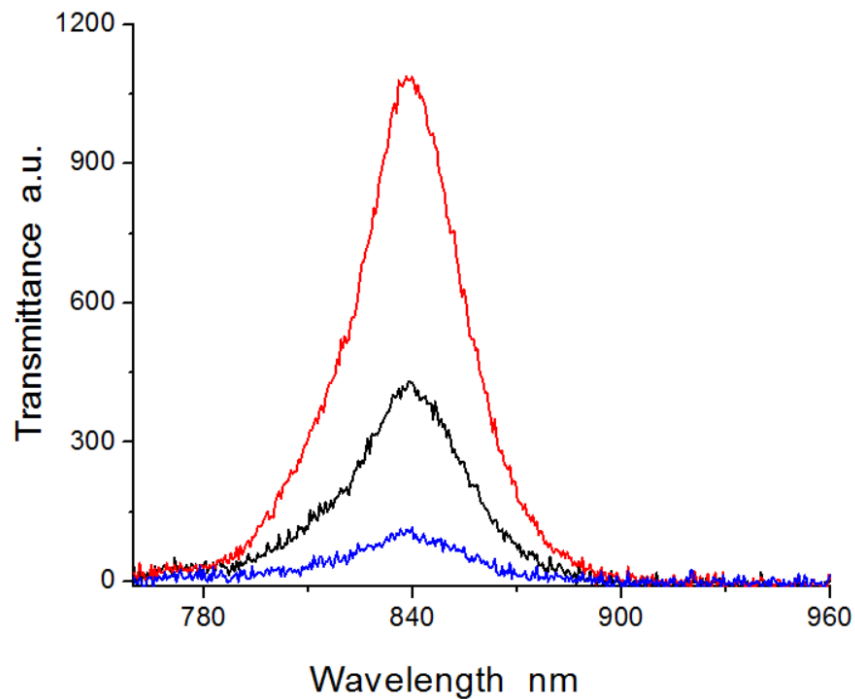
საბოლოო მიზნის მისაღწევად დაისახა რიგი ამოცანები, რომელთა გადაჭრა საშუალებას მოგვცემდა მიღწეულიყო პროექტის მიზანი.

ერთერთი პირველ ამოცანათაგანი იყო შეგვესწავლა პროსტატის ქსოვილის განჭოლვადობის დამოკიდებულება გამოსხივების ტალღის სიგრძისაგან სპექტრის ინფრაწითელ დიაპაზონში.

ქსპერიმენტებმა გამოაშკარავეს, რომ პროსტატის ქსოვილში ხილული სინათლე არ გადის. ეს ქსოვილი განჭოლვადია მხოლოდ ინფრაწითელი სხივებისათვის.

გამოკვლევებმა აჩვენეს, რომ ინფრაწითელი სხივების განჭოლვადობა დამოკიდებულია ტალღის სიგრძეზე. ექსპერიმენტულად დადგენილ იქნა, რომ ყველაზე მაღალი განჭოლვადობა აღმოჩნდა 840-860 ნმ ტალღის სიგრძის ინტერვალში. დადგინდა, რომ ჯანმრთელი და დაავადებული პროსტატის ქსოვილები ხასიათდებიან სხვადასვა განჭოლვადობით ინფრაწითელი გამოსხივების მიმართ. ნაჩვენებია, რომ ყველაზე მაღალი განჭოლვადობა ინფრაწითელი გამოსხივების მიმართ აქვს ჯანმრთელ ქსოვილს.

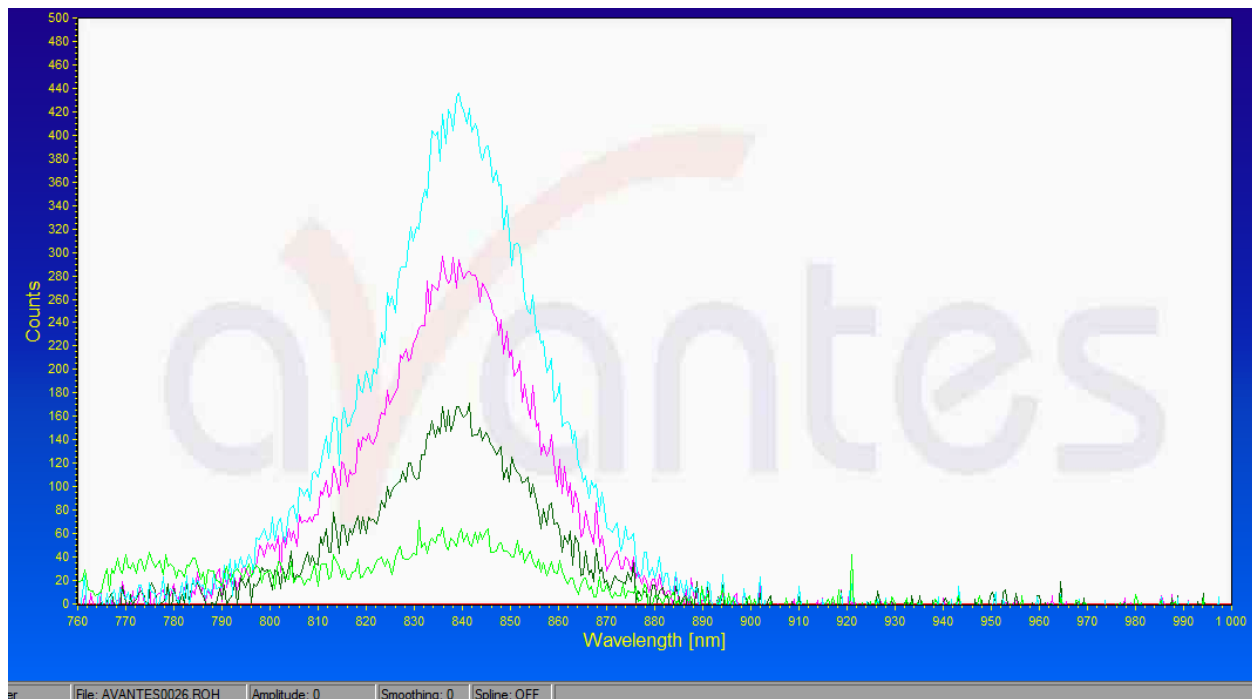
კიბოვანი ქსოვილის განჭოლვადობა ზევრად ნაკლებია ჯანმრთელი ქსოვილის განჭოლვადობასთან შედარებით. კეთილთვისებიანი ჰიპერპლაზიის მქონე პროსტატის ქსოვილის განჭოლვადობა ჯანმრთელ და კიბოვან ქსოვილებს შორისაა. მე-12-ე სურათზე ნაჩვენებია ამ კვლევის შედეგები.



სურათი 12. ერთი და იგივე სისქის მქონე პროსტატის ქსოვილების განჭოლვადობის დამოკიდებულება გამოსხივების ტალღის სიგრძეზე. წითელი გრაფიკი წარმოადგენს ჯანმრთელი ქსოვილის განჭოლვადობის ტალღის სიგრძისაგან დამოკიდებულების გრაფიკს. განჭოლვის მაქსიმალური მნიშვნელობაა 1100 პირობითი ერთეული (პ.ე.). ლურჯი გრაფიკი შეესაბამება კიბოვან ქსოვილის განჭოლვადობას - მაქსიმალური მნიშვნელობაა 140 პ.ე. შავი გრაფიკი შეესაბამება კეთილთვისებიანი ჰიპერპლაზიურ ქსოვილს. მაქსიმალური განჭოლვადობა 480 პ.ე. აბსცისაზე გადაზომილია გამოსხივების ტალღის სიგრძე, ორდინატზე განჭოლვადობა “პირობით ერთეულებში (პ.ე.)”

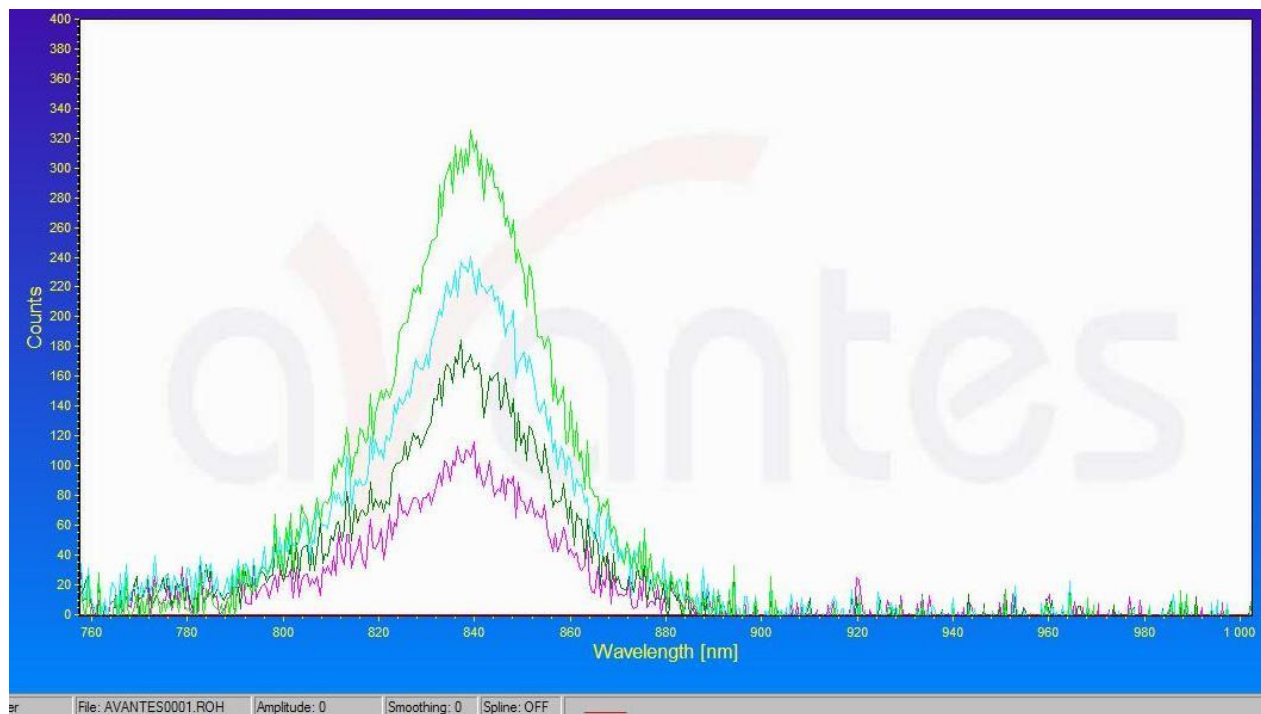
ამრიგად, მაქსიმალური განჭოლვადობა სამივე ქსოვილისათვის შეინიშნება ერთიდაიგივე ტალღის სიგრძეზე, კერძოდ - 840 ნმ.

შესწავლილ იქნა ინფრაწითელი გამოსხივების პროსტატის ქსოვილში განჭოლვადობადობის დამოკიდებულება ქსოვილის სისქისაგან. ექსპერიმენტებმა აჩვენეს, რომ ინფრაწითელი სხივების განჭოლვადობა დამოკიდებულია პროსტატის ქსოვილის სისქეზე. რაც უფრო მეტია ქსოვილის სისქე, მით ნაკლებია განჭოლვადობა და პირიქით. მე-13-ე სურათზე ნაჩვენებია პროსტატის ჯანმრთელის ქსოვილისათვის ინფრაწითელი გამოსხივების განჭოლვადობის სისქეზე დამოკიდებულება.



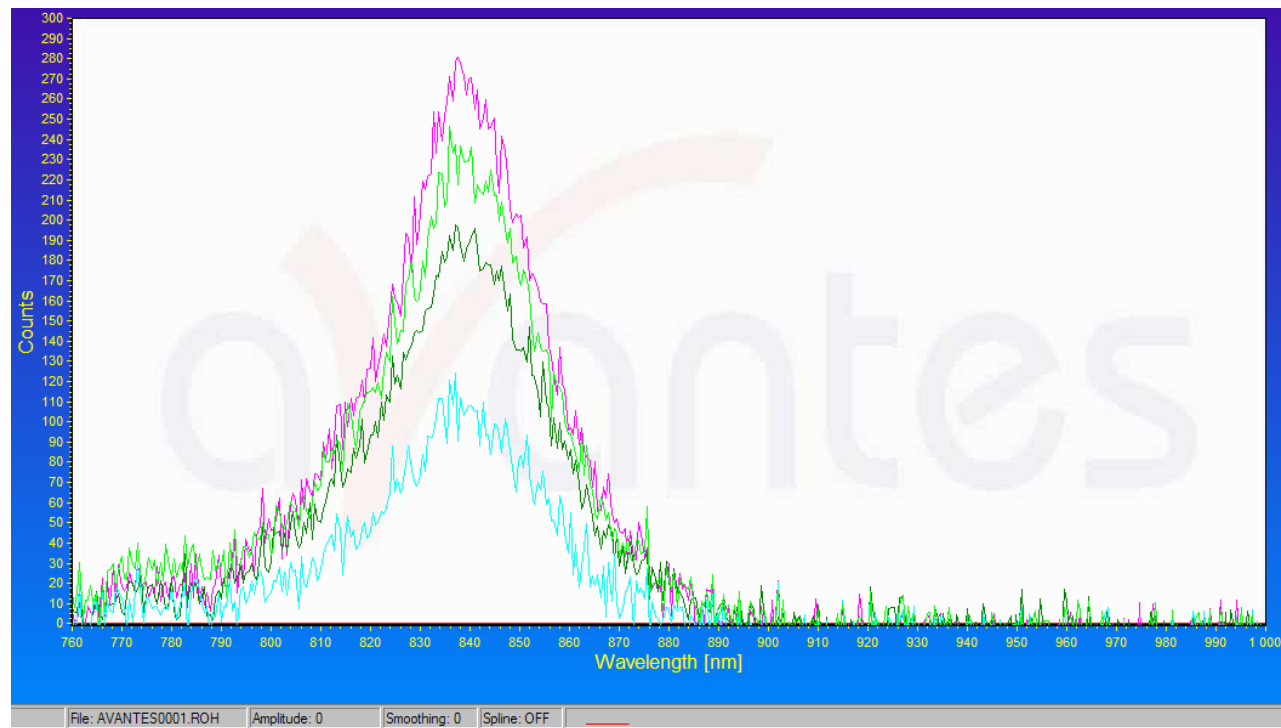
სურათი 13. განჭოლვადობის დამოკიდებულება ქსოვილის სისქისაგან ჯანმრთელი პროსტატის ქსოვილისათვის. ცისფერი გრაფიკი შეესაბამება 2 მმ სისქის ქსოვილს, იისფერი გრაფიკი შეესაბამება 6 მმ სისქის ქსოვილს, მუქი მწვანე შეესაბამება 8 მმ სისქის ქსოვილს, ღია მწვანე - 15 მმ სისქის ქსოვილს. შესაბამისი მაქსიმალური განჭოლვადობებია 435 კ.ე., 300 კ.ე., 160 კ.ე. და 50 კ.ე.

ექსპერიმენტულად დადგინდა, რომ არაკიბოვან ქსოვილის შემთხვევაში განჭოლვადობის მაქსიმალური მნიშვნელობის დამოკიდებულება ქსოვილის სისქისაგან წრფივია. მე-14 სურათზე ნაჩვენებია ეს დამოკიდებულება კეთილთვისებიანი ჰიპერპლაზიური პროსტატის ქსოვილებსათვის.



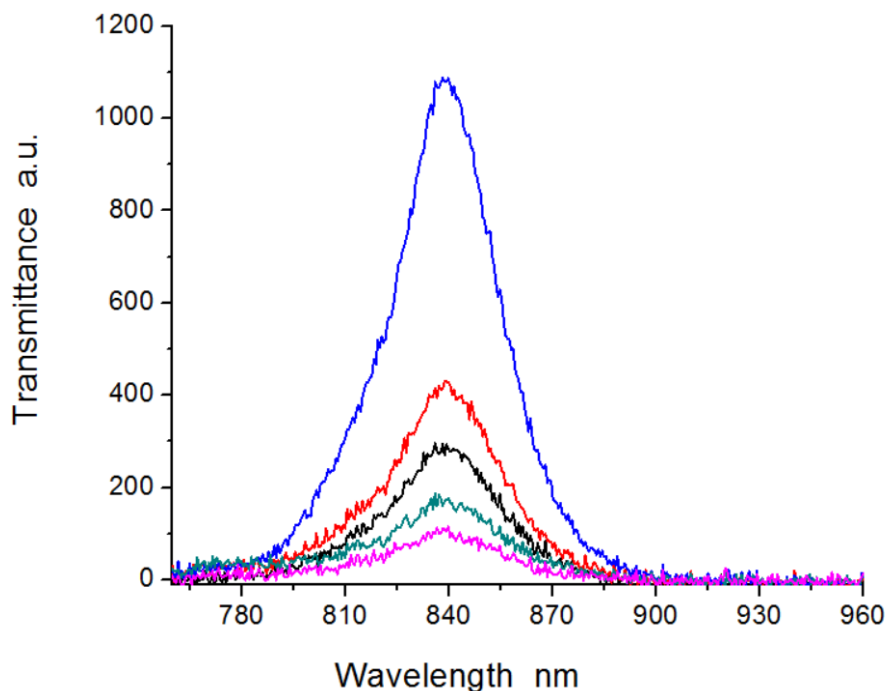
სურათი 14. განჭოლვადობის დამოკიდებულება ქსოვილის სისქისგან. გრაფიკის შესაბამისი ქსოვილები არაკიბოვანებია, (კეთილთვისებიანი ჰიპერპლაზიური) . ღია მწვანე გრაფიკის შეესაბამება 5 მმ სისქის ქსოვილს, განჭოლვის მაქსიმალური მნიშვნელობა 320 პ.ე. ცისფერი გრაფიკის შეესაბამება 10 მმ სისქის ქსოვილს, განჭოლვის მაქსიმალური მნიშვნელობა 220პ.ე, მუქი მწვანე შეესაბამება 15 მმ სისქის ქსოვილს, განჭოლვის მაქსიმალური მნიშვნელობა 170 პ.ე, იისფერი გრაფიკი შეესაბამება 20 მმ ქსოვილს, განჭოლვის მაქსიმალური მნიშვნელობა 100 პ.ე. ყველა შემთხვევაში მაქსიმალური განჭოლვა დაიმზირება 840 ნ-ზე. აბსცისათა ღერძზე მოცემულია გამოსხივების ტალღის სიგრძე ნმ, ორდინატთა ღერძზე - განჭოლვადობა პ.ე.

განჭოლვადობის მაქსიმალური მნიშვნელობის ქსოვილს სისქისაგან დამოკიდებულება ამ შემთხვევაში დაახლოებით წრფივია, მსგავსად ჯანმრთელი ქსოვილისა. კიბოვანი პროსტატის ქსოვილისათვის ზემოთაღნიშნული დამოკიდებულება არაა წრფივი. მე-15-ე სურათზე ნაჩვენებია კიბოვანი ქსოვილების განჭოლვადობის დამოკიდებულება ქსოვილის სისქისაგან.



სურათი 15. განჭოლვადობის დამოკიდებულება ქსოვილის სისქისაგან კიბოვან პროსტატის ქსოვილებისათვის. იისფერი გრაფიკი შეესაბამება 2 მმ სისქის ქსოვილის განჭოლვადობას, ღია მწვანე გრაფიკი შეესაბამება 4 მმ სისქის ქსოვილს, მუქი მწვანე გრაფიკი შეესაბამება 6 მმ ქსოვილს, ცისფერი გრაფიკი შეესაბამება 10 მმ სისქის ქსოვილს. თიეთეული გრაფიკის შესაბამისი მაქსიმალური განჭოლვადობა არის 280 პ.ე, 240 პ.ე., 185 პ.ე და 90 პ.ე შესაბამისად.

შესწავლილ იქნა განჭოლვადობის დამოკიდებულება ინფრაწითელი წყაროს გამოსხივების ინტენსივობაზე. ამ მიზნით ესპერიმენტებში გამოიყენებოდა სხვადასხვა სიძლავრის გამომსხივებლები, ხოლო გამოსხივებული ინფრაწითელი ტალღის სიგრძე და ქსოვილს სისქე მუდმივი იყო. მე-16-ე სურათზე მოცემულია ამ დამოკიდებულების ერთი მაგალითი.



სურათი 16. განჭოლვადობის დამოკიდებულება წყაროს მიერ გამოსხივებულ ინტენსივობასა და ტალღის სიგრძეზე. ყველა შემთხვევაში განჭოლვის მაქსიმუმი დაინიშნებოდა 840 ნმ ტალღის სიგრძეზე. ლურჯი გრაფიკი შეესაბამება ისეთ წყაროს შემთხვევას, როდესაც გამოსხივების მაქსიმალური ინტენსივობა 160 მვტ/სტერადიან-ის ტოლია. წითელი გრაფიკი შეესაბამება წყაროს ინტენსივობას 35 მვტ/სტერადიანზე. მუქი მწვანე გრაფიკი შეესაბამება წყაროს სიმძლავრეს 25 მვტ/სტერადიანზე, ღია მწვანე გრაფიკი შეესაბამება წყაროს სიმძლავრეს 10 მვტ/სტერადიანზე, იისფერი შეესაბამება წყაროს სიმძლავრეს 4 მვტ/სტერადიანზე.

ამრიგად ექსპერიმენტებმა გვიჩვენეს, რომ ინფრაწითელი გამოსხივება კარგად განჭოლავს პროსტატის ქსოვილს. მაქსიმალური განჭოლვადობა დაინიშნება 840-860 ნმ ტალღის სიგრძეების ინტერვალში. კიბოვანი, არაკიბოვანი და ჯანმრთელი ქსოვილების განჭოლვადობები სხვადასხვაა: ყველაზე მაღალი განჭოლვადობით ხასიათდება ჯანმრთელი ქსოვილი. კიბოვანი ქსოვილის განჭოლვადობა მინიმალურია. განჭოლვადობის მართვა შესაძლებელია შესრულდეს გამომსხივებელი წყაროს გამოსხივების ინტენსივობის რეგულირებით. განჭოლვის დამოკიდებულება ქსოვილს სისქისაგან წრფივია ჯანმრთელი ქსოვილსათვის და მკვეთრად არა წრფივი კიბოვანი ქსოვილისათვის.

სხვადასხვა სახის ქირურგიული ოპერაციები შეესაბამებოდა სხვადასხვა დიაგნოზს. ასე მაგალითად რადიკალური პროსტატექტომია სრულდებოდა პროსტატის კიბოს დიაგნოზის შემთხვევაში. თუ პაციენტის დიაგნოზი კეთილთვისებიანი ჰიპერპლაზია იყო მას უკეთდებოდა ტრანსვეზიკულარული პროსტატექტომია. შარდის

გაუვალობის სამკურნალოდ გამოიყენებოდა ტრანს ურეთრალური რესექცია. თითოეული ოპერაციის შემდეგ ხდებოდა პროსტატის ქსოვილის ინფრაწითელი გამოსახულებების შესწავლა.

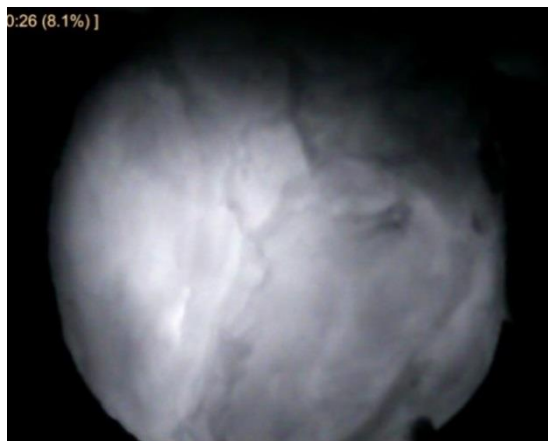
ინფრაწითელი სხივები გადის პროსტატის პერიფერიულ და შედის CCD კამერაში, რომელიც მიერთებულია კომპიუტერთან. აღნიშნულიდან გამომდინარე, პროსტატის განათების რეგულირებას უადრესად დიდი მნიშვნელობა აქვს მის ინფრაწითელი გამოსახულების ფორმირებაში და შესაბამისად ამ გამოსახულების დამუშავებაში. ამიტომ, შესწავლილ იქნა განათებულობის გავლენა პროსტატის ინფრაწითელ გამოსახულების ჩამოყალიბებაზე. ექსპერიმენტებში გამოყენებულ იქნა სხვადასხვა ინტენსივობების გამოსხივების მქონე და სხვადასხვა კუთხით გამომსხივებელი ფოტოდიოდები. გამოსხივებული ოპტიკური ენერგიის კონცენტრაცია მეტია იმ ფოტოდიოდში, რომლის გამოსხივების კუთხე ნაკლებია და პირიქით, როდესაც გამოსხივების სიმძლავრე ერთიდაიგივეა. აქედან გამომდინარე, ოპტიმალური ინფრაწითელი გამოსახულება მიიღებოდა შედარებით ფართო გამოსხივების კუთხის მქონე ფოტოდიოდების გამოყენების შემთხვევაში. მე-17-ე სურათზე ნაჩვენებია ერთი და იგივე პროსტატის ინფრაწითელი გამოსახულებები მიღებული სხვადასხვა კუთხის გამოსხივების მქონე ფოტოდიოდებით განათებისას.



სურათი 17. მარცხენა სურათზე ნაჩვენებია არაკიბოვანი პროსტატის ინფრაწითელი გამოსახულება მისი 15° გამოსხივების კუთხის მქონე ფოტოდიოდით განათების შემთხვევაში. მარჯვენა სურათზე - იგივე პროსტატის ინფრაწითელ გამოსახულება 45° გამოსხივების კუთხის მქონე იგივე სიმძლავრის ფოტოდიოდით განათების პირობებში. შედარება საშუალებას გვაძლევს დავასკვნათ, რომ ფართო კუთხიანი ფოტოდიოდით შესაძლებელია თითქმის მთელი პროსტატის ქსოვილის დანახვა, მაშინ როცა ვიწროკუთხიანი ფოტოდიოდი საშუალებას იძლევა მხოლოდ ნაწილი გამოსახულების ხილვისა. სურათების ქვეშ მოცემულია 1 სანტიმეტრის სიგრძის კალიბრება.

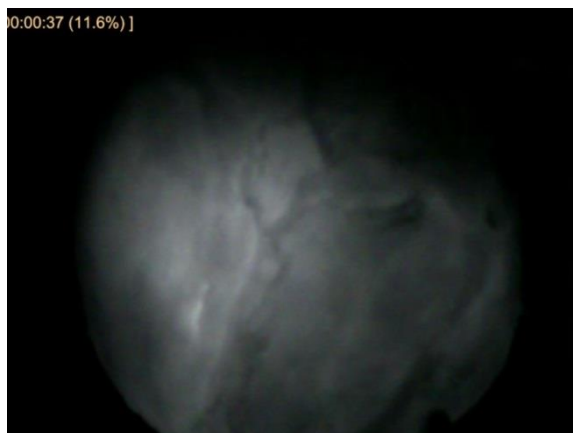
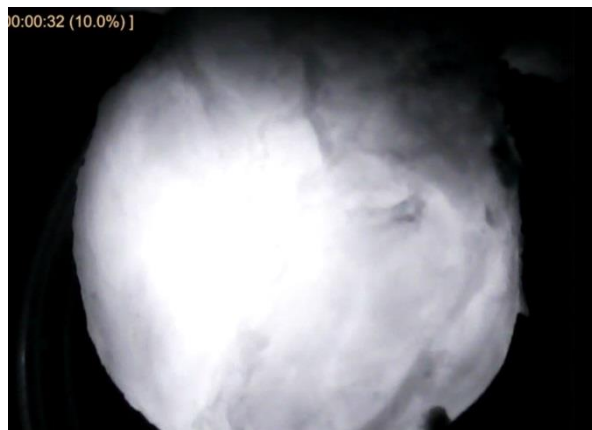
ფოტოდიოდები, რომლების გამოსხივების კუთხე საკამოდ ფართეა (დაახლოებით 150°), მოიცავენ პროსტატის გარეთა არეებსაც. კვლევებმა გვაჩვენეს, რომ ოპტიმალურია ფოტოდიოდები 90° -იანი გამოსხივების კუთხით.

დადგენილ იქნა, რომ ინფრაწითელი გამოსხივების ხარისხი დმოკიდებულია ფოტოდიოდის მიერ გამოსხივებულ ენერგიაზე. ენერგიის ოპტიმალურად შერჩევა საშუალებას იძლევა მივიღოთ მთელი პროსტატის ხარისხიანი ინფრაწითელი გამოსხივლება, რაც მე-18-ე სურათზეა ილუსტრირებული.



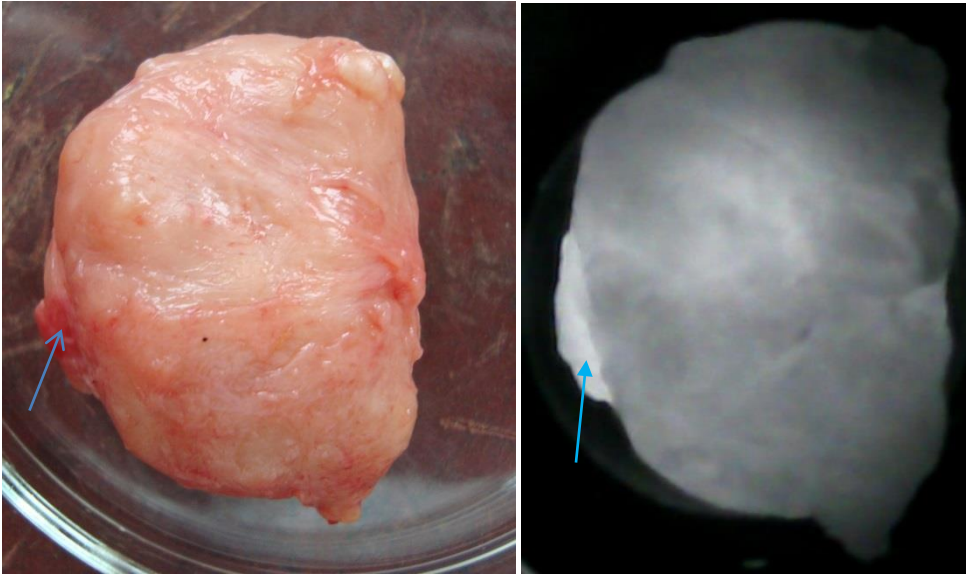
სურათი 18. პროსტატის ინფრაწითელი გამოსახულება. ფოტოდიოდის გამოსხივებული ენერგია არის 90 მვატ/სტერადიანზე. ამ ფოტოდიოდის გამოსხივების კუთხე 90° ტოლია. გამოსახულება დაიმზირება რექტუმის მხარედან.

თუ გამომსხივებელი ფოტოდიოდის ენერგია ნაკლებია ვიდრე ოპტიმალური მნიშვნელობა, ასეთ შემთხვევაში საშუალება გვეძლევა დავაკვირდეთ პროსტატის მხოლოდ ნაწილის ინფრაწითელ გამოსახულებას- სურათი 19.



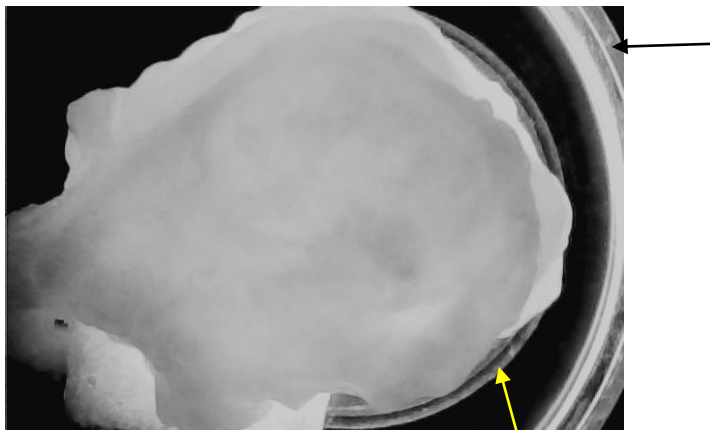
სურათი 19. ნაჩვენებია არაკიბოვანი პროსტატის ინფრაწითელი გამოსხულებები სხვადასხვა გამოსხივების სიმძლავრის მქონე ფოტოდოდიტის გამოყენების პირობებში. მარცხნივ- სურათზე ვხედავთ პროსტატის ინფრაწითელ გამოსახულებას, როდესაც იგი ნათდებოდა 130 მვატ/სტერადიანზე სიმძლავრის ფოტოდოდიტით. მარჯვენა სურათი მიღებულია ამ პროსტატის 30 მვატ/სტერადიან სიმძლავრის ფოტოდოდიტით განათების პირობებში.

როდესაც ინფრაწითელი სინათლის ფოტონი შედის ბიოლოგიურ ქსოვილში და კერძოდ პროსტატის ქსოვილში, იგი განიცდის მრავალჯერად გაბნევას. ნაწილი ფოტონებისა შთაინთქმება ქსოვილის მიერ, ხოლო ნაწილი განჰოლავს ქსოვილს და გამოდის გარეთ. აქედან გამომდინარე, პროსტატის ინფრაწითელი გამოსახულების განათებულობა (სიკაშკაშე) დამოკიდებულია ქსოვილის სისქეზე, ანუ პროსტატის ზომაზე. რაც ნაკლებია პროსტატის ქსოვილის სისქე მოცემულ ადგილას, მით მეტია CCD კამერისაკენ ექსპოზირებული მისი ზედაპირის განათებულობა ინფრაწითელ გამოსახულებაში და პირიქით. მაშასადამე, ინფრაწითელი გამოსახულების განათებულობა დამოკიდებულია იმ გზის სიგრძეზე, რომელსაც გადის ფოტონი; რაც მოკლეა ეს მანძილი მით მეტია განთებულობა, რადგანაც მით ნაკლებია ფოტონის შთანთქმის ალბათობა. ამრიგად, თუ პროსტატის მოცემული ადგილის სისქე თანაბარია, ეს განაპირობებს ამ ადგილის შესაბამისი ინფრაწითელი გამოსახულების განათებულობის ჰომოგენურობას. განათებულობის დამოკიდებულება პროსტატის ქსოვილის სისქეზე ნაჩვენებია 20-ე სურათზე.



სურათი 20. პროსტატის ქსოვილის სხვადასხვა სისქის ეფექტი ინფრაწითელ გამოსახულებაზე. (არაკიბოვანი პროსტატა). მარცხნივ ნაჩვენებია პროსტატის ფოტო სურათი, რომელიც გადაღებულია დღის სინათლეზე. მარჯვნივ ვხედავთ ამ პროსტატის ინფრაწითელ გამოსახულებას. ამ გამოსახულების განთქმულობა მთელ ზედაპირზე ჰომოგენურია. გამონაკლისია მხოლოდ ისრით ნაჩვენები მცირე უბანი. იგი შეესაბამება ფოტოსურათზე ისრით ნაჩვენებ ადგილს. ადვილია შემჩვვა, რომ ამ ადგილზე პროსტატის სისქე ნაკლებია ვიდრე დანარჩენ არეებში.

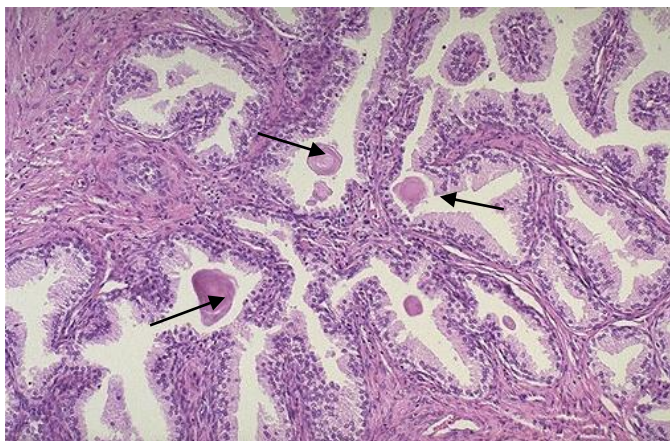
შემდეგ სურათზე ნაჩვენებია მთლიანად ჰომოგენური ინფრაწითელი გამოსახულება, რომელიც შეესაბამება კეთლთვისებიანი ჰიპერპლაზიის დიაგნოზის მქონე პროსტატას.



სურათი 21. კეთილთვისებიანი ჰიპერპლაზიის მქონე პროსტატის ინფრაწითელი გამოსახულება. განათებულობა მთლიანად ჰომოგენურია. ისრებით ნაჩვენებია პერტის ჭურჭლის კიდეები.

ინფრაწითელი სხივებით გამოკვლევის შემდეგ თითოეული პროსტატა შეისწავლებოდა ჰისტო მორფოლოგიური მეთოდით. ამ მიზნით ინფრაწითელ სხივებში გამოკვლევის შემდეგ პროსტატა მუშავდება ფორმალინში და გამოიკვლევა ჰისტო მორფოლოგიურად. ეს საშუალებას იძლევა დავადგინოთ კიბოვანი წარმონაქმნის როგორც პროსტატის ქსოვილში განაწილება, ასევე მისი აგრესიულობის ხარისხი.

22-ე სურათზე ნაჩვენებია ამ პროსტატის ქსოვილის ერთერთი ანათლის ჰისტო მორფოლოგიური სრტუქტურა.



სურათი 22. კეთილთვისებიანი ჰიპერპლაზიური პროსტატის ქსოვილის ჰისტო მორფოლოგიური გამოსახულება. ქსოვილი კარგად დიფერენცირებადია, შეინიშნება ინტერვენციული სტრომა, მცირე ზომის შესქელებები ჯირკვლოვან ლუმენში, მითითებულია ისრებით.

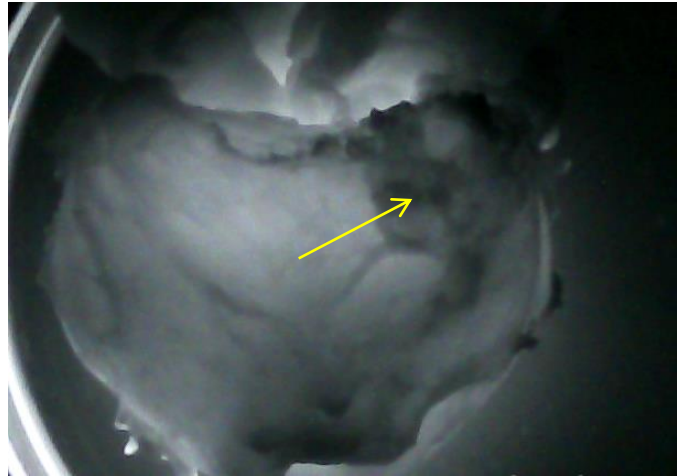
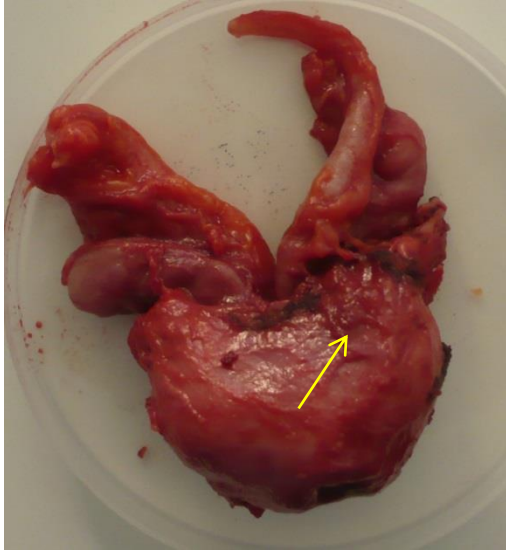
ექსპერიმენტები ტარდებოდა აგრეთვე ტრანსურეტრალური რესექციის ოპერაციების შედეგად მიღებულ პროსტატის ქსოვილებზე. ეს ქსოვილები არაკიბოვანი ქსოვილებია. 23-ე სურათზე ნაჩვენებია ერთერთი ასეთი ქსოვილი და მისი ინფრაწითელი გამოსახულება.



სურათი 23. მარცხნივ- ტრანსურეტრალური რესექციით მიღებული პროსტატის ქსოვილის ფოტოსურათი. მარჯვნივ- ამ ქსოვილის ინფრაწითელი გამოსახულება. განთქმულობის ინტენსივობა კომოგენურია.

პროექტის საბოლოო მიზნის -პროსტატის კიბოს ვიზიალიზაციის ხელსაწყო პროტოტიპის შექმნის- მისაღწევად საჭირო იყო კიბოვანი პროსტატების ინფრაწითელი გამოსახულებების შესწავლა. ექსპერიმენტის ქარგა შემდეგია: პაციენტს არსებული დიაგნოსტიკური მეთოდებიდ უდგინდება პროსტატის კიბოს დიაგნოზი. შემდეგ მას უტარდება რადიკალური პროსტატექტომია. ამ ოპერაციის შედეგად მიღებული მასლა გადაეცემა ოპტიკური კვლევის ჯგუფს ინფრაწითელი გამოსახულების მისაღებად და დასამუშავებლად. შემდეგი ეტაპი არის პროსტატის ჰისტო-მორფოლოგიური გამოკვლევა. ბოლოს, ჰისტო მორფოლოგიური კვლევის შედეგად დადგენილი კიბოვანი წარმონაქმნის მდებარეობის შედარება ინფრაწითელი დამუშავების შედეგად დადგენილ კიბოს მდებარეობასთან.

ექსპერიმენტებმა აჩვენეს, რომ კიბოვანი პროსტატის ინფრაწითელი გამოსახულება მნიშვნელოვნად განსხვავდება არაკიბოვანი პროსტატის ინფრაწითელი გამოსახულებისაგან. თვით ამ გამოსახულების სახე დამოკიდებულია კიბოს აგრესიულობაზე. 24-ე სურათზე ნაჩვენებია ერთერთი კიბოვანი პროსტატის ინფრაწითელი გამოსახულება. ამ შემთხვევაში კიბოვანი წარმონაქმნი ოდნავაა გამოსული კაფსულიდან. ფოტო სურათზე იგი მითითებულია ისრით. ინფრაწითელ გამოსახულებაში ზემოთაღნიშნული კიბოვანი წარმონაქმნი საზღვრითაა გამოყოფილი დანარჩენი ჯანმრთელი ქსოვილისაგან.

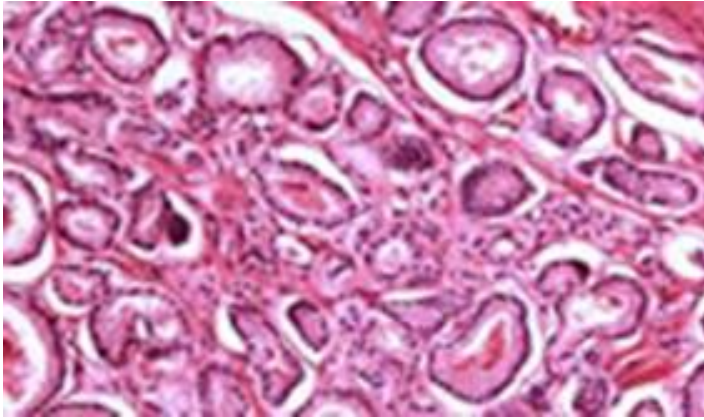


ა

ბ

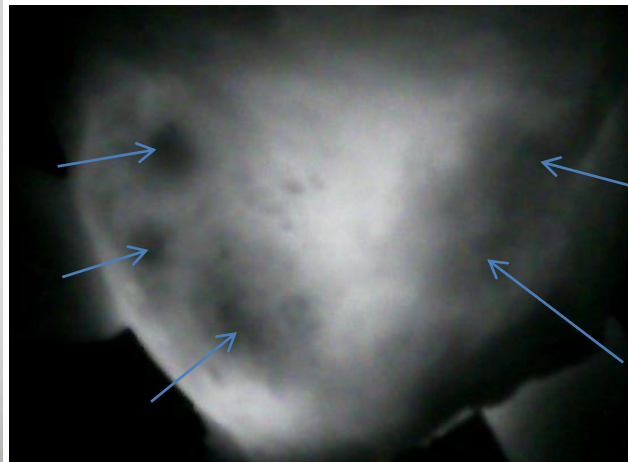
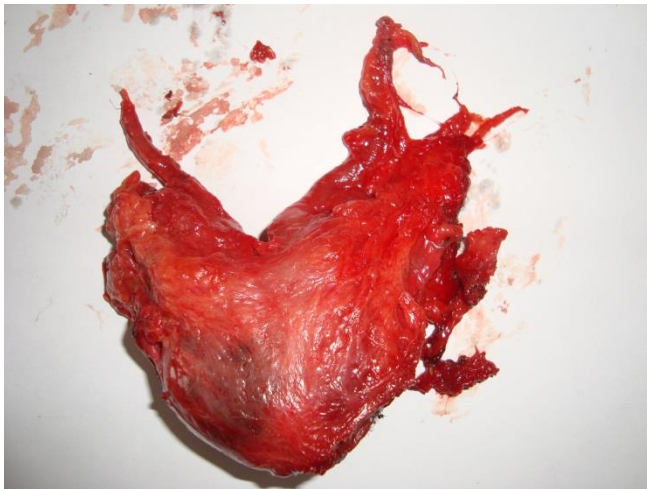
სურათი 24. ა) კიბოვანი პროსტატის ფოტოსურათი. ბ) იგივე პროსტატის ინფრაწითელი გამოსახულება. ფოტოსურათზე და ინფრაწითელ გამოსახულებაზე კიბოზე საეჭვო ერთი და იგივე ადგილები მითითებულია ისრებით. ორივე გამოსახულება გადაღებული რექტუმის მხრიდან.

ამ შემთხვევის ინფრაწითელი გამოკვლევის შემდგომი ჰისტომორფოლოგიური გამოკვლევების შედეგი მოცემულია 25-ე სურათზე.



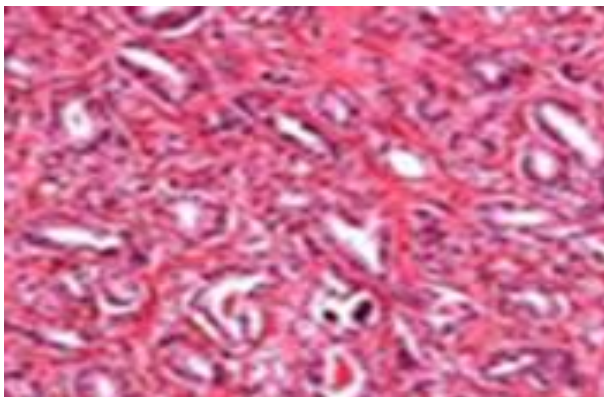
სურათი 25. კიბოვანი წარმონაქმნის ჰისტომორფოლოგიური გამოსახულება. კიბო წარმოადგენს სხვადასხვა ზომის აცინუსებს, რომლებიც პროსტატის ქსოვილში არის განაწილებული.

თუ კიბო არ არღვევს პროსტატის კაფსულას, მისი შემჩნევა იზოლორებულ პროსტატაზე ჩვეულებრივ სინათლეზე შეუძლებელია. 26-ე სურათზე ნაჩვენებია სხვა კიბოვანი პროსტატის როგორც ფოტოსურათი, ისევე მისი ინფრაწითელი გამოსახულება. პროსტატის ფოტოსურათზე ვიზუალურად სიმსივნე არ შეინიშნება. ეს იმითაა განპირობებული, რომ ამ შემთხვევაში სიმსივნე არ არღვევს პროსტატის კაფსულას და არ გამოდის მის გარეთ. მარჯვნივ ნაჩვენებია ამ პროსტატის ინფრაწითელი გამოსახულება. ამ გამოსახულებაში დაიმზირება მუქი, მაღალი ოპტიკური სიმკვრივის მქონე არეები, რომლებიც ისრებითაა ნაჩვენები.



სურათი 26. მარცხნივ პროსტატის ფოტოსურათი. მარჯვნივ იგივე პროსტატის ინფრაწითელი გამოსახულება. კიბოვანი არეები ისრებითაა ნაჩვენები.

ჰისტო მორფოლოგიური გამოკვლევის შედეგი მოცემულა 27-ე სურათზე.

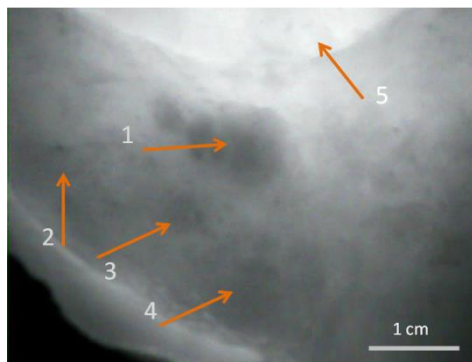
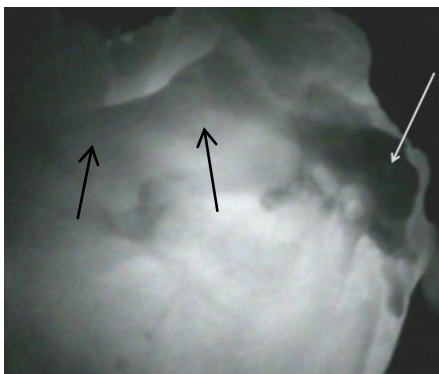


სურათი 27. კიბოვანი წარმონაქმნი შედეგა კომპლექსული ბადისებური ურთიერთ შეზრდილი სტრუქტურებისაგან. სტრომასთან შეზრდა არ დაიმზირება.

პროსტატის კიბო ხასიათდება სხვადასხვა აგრესიულობით, რომელსაც გლისონის თანრიგით განსაზღვრავენ. მე-5-ს ზევით თანრიგები განსაკუთრებით საშიშია, რადგან სიმსივნის ზრდა სწრაფად ხდება, დიდია მისი კაფსულიდან გამოსვლის ალბათობა და შემდგომი მიგრაცია მეტასტაზების გაჩენით.

გამოკვლეულ იქნა პროსტატები, რომელშიც ნანახი იყო სხვადასხვა აგრესიულობის მქონე კიბოვანი წარმონაქმნები.

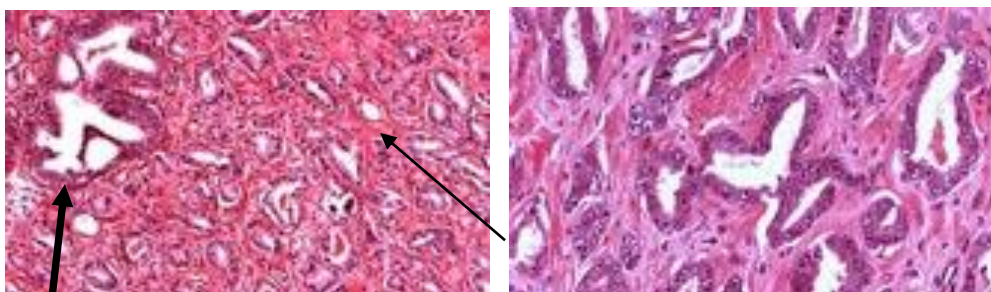
28-ე სურათზე ნაჩვენებია ორი კიბოვანი პროსტატა სხვადასხვა აგრესიულობის სიმსივნეებით.



სურათი 28. მარცხნივ- კიბოვანი პროსტატის ინფრაწითელი გამოსახულება. შავი ისრებით მონიშნულ ადგილებში აღმოჩნდა კიბოვანი წარმონაქმნი - გლისონის თანრიგი 6 ტოლია. თეთრი ისრით მითითებულ ადგილზე აღმოჩნდა სიმსივნური წარმონაქმნი- გლისონის თანრიგით 8.

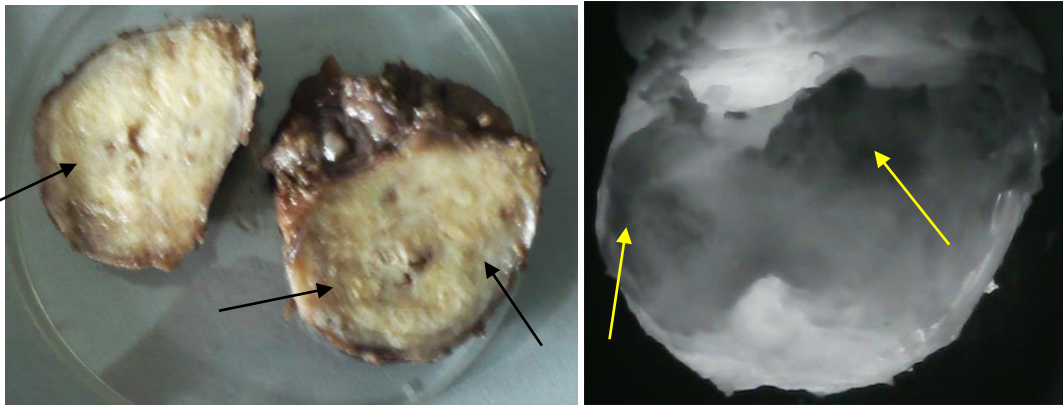
მარჯვნივ - სხვა კიბოვანი პროსტატის ინფრაწითელი გამოსახულება. კიბოვანი წარმონაქმნები გაბნეულია პროსტატაში მცირე ზომის აცინუსების სახით. მითითებულია ისრებით 1-4. აღსანიშნავია რომ ეს აცინუსები ზომით რამოდენიმე მილიმეტრისაა (შედარება 1 სანტიმეტრიან სკალასთან). მე-5 ისრით ნაჩვენებია შედრებით მაღალი ინტენსივობის არე, რაც გამოწვეულია ამ ადგილის შედარებით მცირე სისქის გამო და სათანადოდ მეტი ინტენსივობის გამოსხივების გასვლით პროსტატის ქსოვილში.

ექსპერიმენტებმა აჩვენეს, რომ რაც მაღალია აგრესიულობა მით უფრო მუქია კიბოვანი წარმონაქმნის ინფრაწითელი გამოსახულება და პირიქით. აღსანიშნავია ის გარემოება, რომ მარჯვენა სურათზე დამზერილი 5 მმ ზომის მქონე კიბოვანი აცინუსები ინფრაწითელი მეთოდის უპირატესობაზე მიუთითებს სხვა იმიჯინგის მეთოდებთან შედარებით. 29-ე სურათზე მოცემულია ამ პროსტატების ჰისტო მორფოლოგიური გამოსახულებები.



სურათი 29. კიბოვანი პროსტატების ჰისტო მორფოლოგიური გამოსახულებები. მარცხენა სურათზე ვხედავთ წინა სურათზე მარცხნივ ნაჩვენები პროსტატის ქსოვილის ჰისტო მორფოლოგიურ გამოსახულებას; გლისონის თანრიგი იყო 8 (4+4). მარჯვენა სურათზე ნაჩვენებია გლისონ 5 -ის შესაბამისი ჰისტო მორფოლოგიური გამოსახულება. კიბოვანი წარმონაქმნი შედგება სხვა და სხვა ზომის ინფლიტრაციული კვანძებისაგან. ეს წარმონაქმნები ინფილტრირებული არიან ჯანმრთელ კვანძებთან.

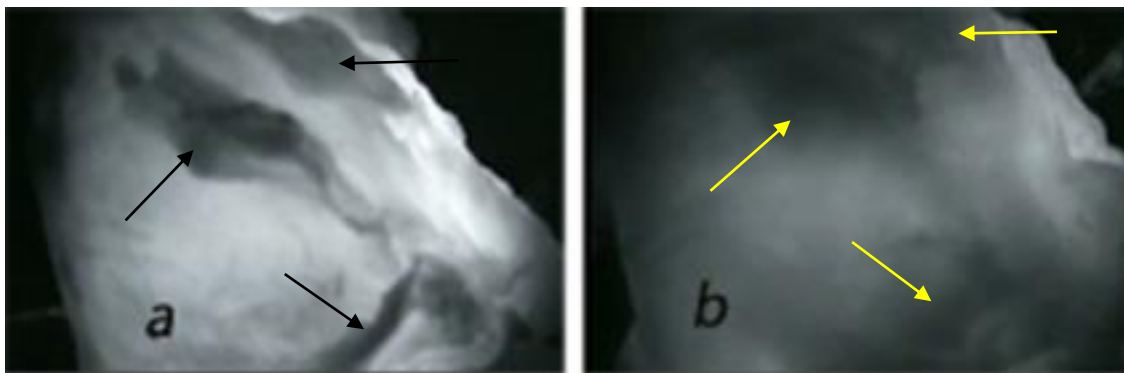
ზოგ შემთხვევაში ქირურგიული ოპერაციის ხანგრძლივობა დიდი იყო, გამომდინარე მისი სირთულიდან და პროსტატის ინფრაწითელი მეთოდით გამოკვლევა ხდებოდა მომდევნო დღეს. ამიტომ ოპერაციის შემდეგ პროსტატა მუშავდებოდა ფორმალინში. დაისვა კითხვა, ხომ არ მოქმედებს ფორმალინი პროსტატის ინფრაწითელ გამოსახულებაზე. 30-ე სურათზე ნაჩვენებია ერთერთი ასეთი პროსტატა და მისი ინფრაწითელი გამოსახულება.



სურათი 30. მარცხნივ ნაჩვენებია ფორმალინში დამუშავებული პროსტატის ფოტო სურათი. პროსტატა გაჭრილია და კიბოვანი წარმონაქმნები მითითებულია ისრებით. მარჯვენა სურათზე მოცმულია ამ პროსტატის ინფრაწითელი გამოსახულება. ინფრაწითელ გამოსახულებაზე კიბოვანი წარმონაქმნები ისრებითაა მინიშნებული.

აშკარაა, რომ კიბოვანი წარმონაქმნები კარგად დაიმზირება ფორმალინ-დამუშავებულ პროსტატაში. ამრიგად, ეს დამუშავება არ წარმოადგენს რაიმე წინააღმდეგობას კიბოვანი წარმონაქმნის ინფრაწითელი გამოსახულების მისაღებად.

რეალურ სიტუაციაში პროსტატიდან გამოსული ინფრაწითელი სხივები გაივლიან რექტუმის კედელის და ცხიმოვან წარმონაქმნების ქსოვილებს. დაისვა საკითხი ასეთი სცენარის მოდელირების შესახებ და ამ პირობებში პროსტატის ინფრაწითელი გამოსახულების შესწავლისა. 31-ე სურათზე ნაჩვენებია ერთერთი ასეთი ექსპერიმენტის შედეგი.

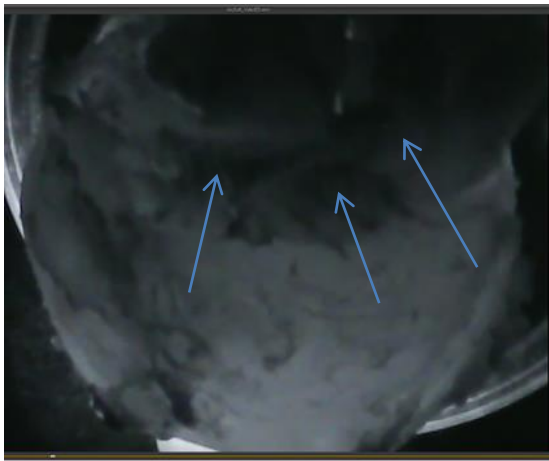


სურათი 31. მარცხენა სურათზე ვხედავთ კიბოვანი პროსტატის ინფრაწითელ გამოსახულებას. კიბოვანი წარმონაქმნები, ისევე როგორც სხვა შემთხვევებში დაიმზირება, როგორც მუქი არეები ნათელ ფონზე - ნაჩვენებია ისრებითა. აღნიშნულ პროსტატას გადავაფარეთ სწორი ნაწლავის ქსოვილი. (ქსოვილი აღებულ ქნა ღორის სწორი ნაწლავიდან). მარჯვენა სურათზე ვხედავთ ნაწლავის ქსოვილ-გადაფარებული იგივე პროსტატის ინფრაწითელ გამოსახულებას. მაღლი ოპტიკური სიმკვრივის მქონე, კიბოვანი არეების შესაბამისი ადგილები აქაც მუქი ლაქების სახით დაიმზირება. ნაჩვენებია ისრებით.

ამრიგად, რეალურ სიტაციაში რექტუმის კედელი ხელს არ შეუშლის ინფრაწითელ გამოსახულებების ფორმირებას.

ლიტერატურული მონაცემებიდან ირკვევა, რომ პროსტატის კიბო 80% შემთხვევაში ჩნდება პერიფერიულ ზონაში, რომელიც ურეტრალური არხსა და რექტუმს კედელს შუაა მოთავსებული. ამას ადასტურებს ის გარემოებაც, რომ პროსტატის კიბოს დეტექტირების ერთერთი მეთოდი- „თითით გასინჯვა“ მოიცავს მხოლოდ პერიფერიულ ზონას. აქედან გამომდინარე, მომავალი ხელსაწყო გამოყენების ძირითადი სცენარი გულისხმობს ინფრაწითელი განათების წყაროს მოთავსებას პროსტატის ურეტრალურ არხში. ჩატარებულ იქნა გამოკვლევები პროსტატის ინფრაწითელი გამოსახულებების მიღებისა და დამუშავებისა, როდესაც განათების წყარო მოთავსებულია ურეტრალურ არხში.

ურეტრალური არხიდან განათება საშუალებას იძლევა მიღებულ იქნას უფრო მკაფიო ინფრაწითელი გამოსახულება. 32-ე სურათზე ვხედავთ კიბოვანი პროსტატის ორ ინფრაწითელ გამოსახულებას, რომლებიც მიღებულია განათების ორი მეთოდით.



a



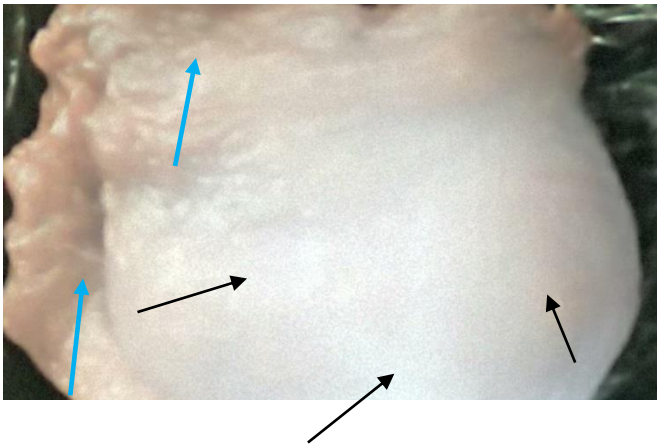
b

სურათი 32. კიბოვანი პროსტატის ინფრაწითელი გამოსახულებები. მარცხენა გამოსახულება მიღებულია ინფრაწითელი ფოტოდიოდის პროსტატის ქვემოდან მოთავსების პრობებში, მარჯვენა გამოსახულება მიღებულია ინფრაწითელი გამოსხივების ფოტოდიოდის მოთავსებით უშუალოდ პროსტატის ურეტრალურ არხში. ისრებით ნაჩვენებია კიბოვანი წარმონაქმნები.

ამრიგად, ექსპერიმენტებმა გვიჩვენეს, რომ ურეტრალური არხიდან განათება უპირატესია უფრო მაღალი ხარისხის ინფრაწითელი გამოსახულებების მიღების თვალსაზრისით.

პროსტატის ინფრაწითელი განათების ერთერთი შესაძლო სცენარი გულისხმობს სიტუაციას, როდესაც გამანათებელი წყარო და მადექტირებელი CCD კამერა ერთად არის მოთვსებული. ამ მიზნით ჩატარებული იქნა ექსპერიმენტების სერია. ინფრაწითელი გამოსახულების მისაღებად გამოყენებულ იქნა უკუგაბნეული სხივები.

33-ე სურთზე ნაჩვენებია ერთერთი არაკიბოვანი პროსტატის ინფრაწითელი გამოსახულება უკუგაბნეულ სხივებში.

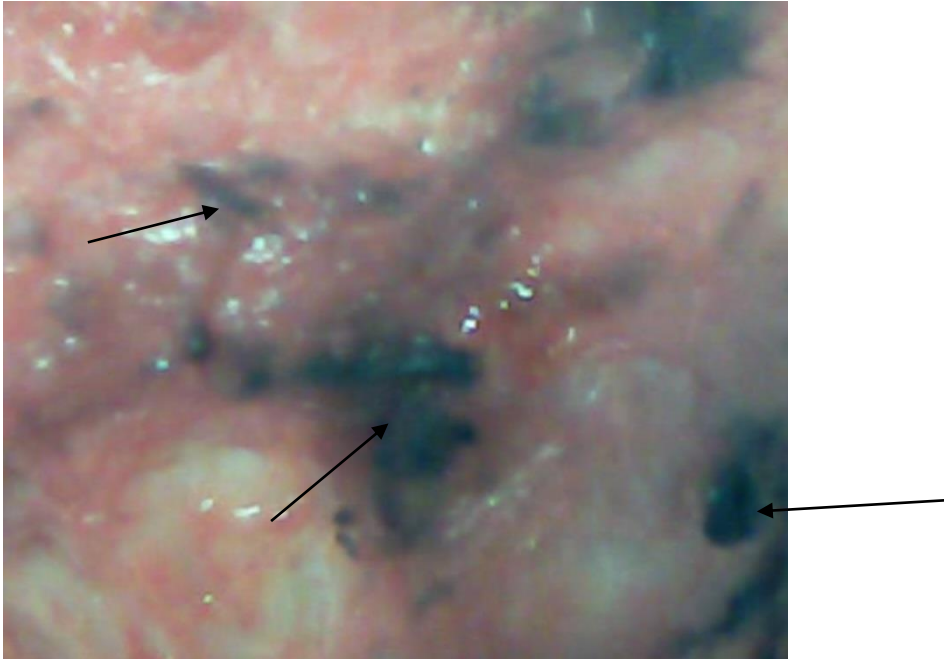


სურათი 33. არაკიბოვანი პროსტატის ინფრაწითელი გამოსახულება უკუგაბნეულ სხივებში. სხვადასხვა ადგილებში ინფრაწითელის სხივების შეღწევის სიღრმე პროსტატის ქსოვილში სხვადასხვაა. ცისფერი ისრებით ნაჩვენებ ადგილებში უკუგაბნევა თითქმის არ შეინიშნება, ხოლო შავი ისრებით ნაჩვენებ არეებში დაიმზირება უკუგაბნევა.

33-ე სურთზე მიღებული შედეგი შემდეგნაირდ შეიძლება აიხსნას: ცისფერი ისრებით ნაჩვენებ ადგილებში პროსტატის სისქე ბევრად ნაკლებია, ვიდრე შავი ისრებით ნაჩვენებ არეებში. ცისფერ ისრებიან არეებში პროსტატაში შესული ინფრაწითელი სხივები მთლიანად განჭოლავენ ამ ადგილზე პროსტატის ქსოვილს და ამიტომ თითქმის

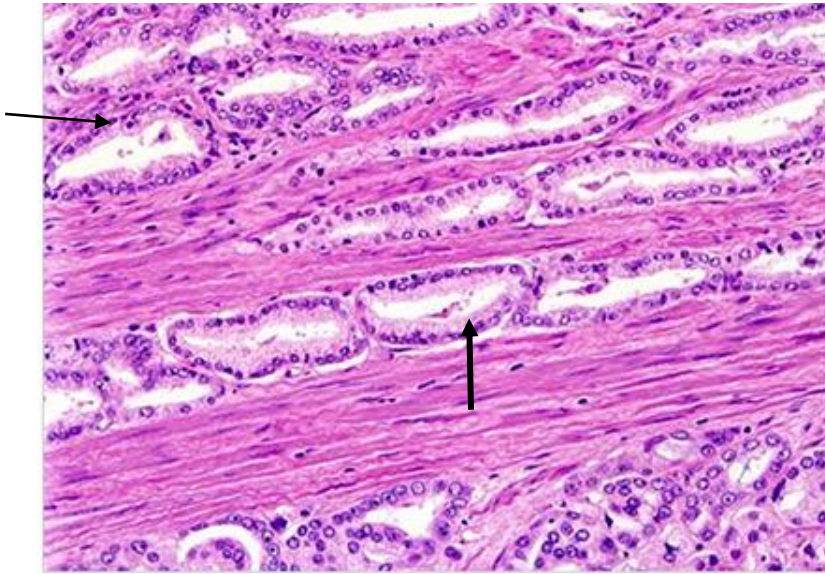
არ ხდება უკუგაბნევა. შავი ისრებით ნაჩვენებ არეზში პროსტატის ქსოვილი შედარებით მეტი სისქისა. ამიტომ: ნაწილი სხივებისა აირეკლება პროსტატის ზედაპირიდან, ნაწილი შედის რა პროსტატაში შათინთქმება, ნაწილი გადის პროსტატის მეორე მხარეს, ხოლო ნაწილი მარავალჯერადი გაბნევის შემდეგ ბრუნდება უკან და დეტექტირდება CCD კამერის მიერ. ცდებმა გვიჩვენეს, რომ იქ სადაც პროსტატის ქსოვილის სისქე შედარებით თანაბარია უკუგაბნეული ინფრაწითელი გამოსახულება ხასიათდება თანაბარი განათებულობით.

ექსპერიმენტებმა აჩვენეს, რომ ისევე როგორც გამავალი სხივების შემთხვევაში, უკუგაბნეულ შემთხვევაშიც კიბოვანი და არაკიბოვანი პროსტატების ინფრაწითელი გამოსახულებები ერთმანეთისაგან განსხვავდებიან. 34-ე სურათზე ნაჩვენებია კიბოვანი პროსტატის ინფრაწითელი გამოსახულება უკუგაბნეულ სხივებში.



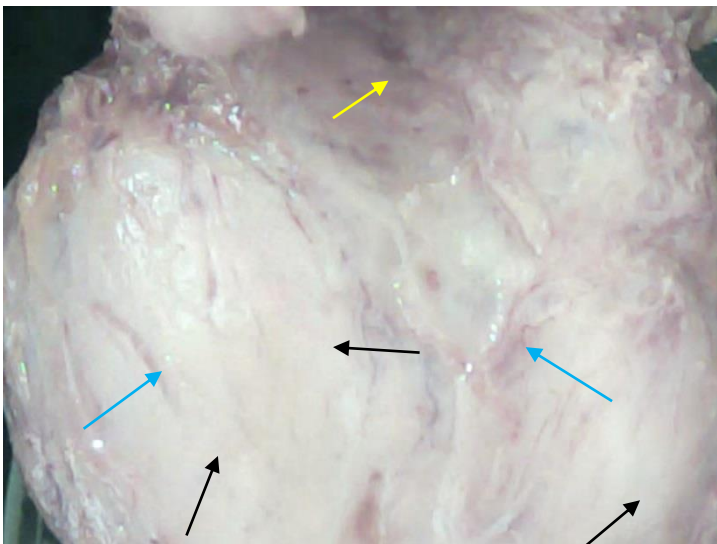
სურათი 34. კიბოვანი პროსტატის ინფრაწითელი გამოსახულება უკუგაბნეულ სხივებში. ისრებით მინიშნებულია კიბოვანი წარმონაქმნების შესაბამისი ადგილები.

ამ პროსტატის ჰისტო მორფოლოგიურმა გამოკვლევებმა აჩვენეს, რომ ადგილი ჰქონდა კიბოს გლისონის თანრიგით 7- სურათი 35.



სურათი 35. პროსტატის ნორმალური აცინუსები განლაგებული არიან ცალკეულ უბნების სახით ნაჩვენებია თხელი ისრით, კიბოვანი აცინუსები ინფილტრირებული არიან ფიბროკუნთოვან სტრომაში - სქელი ისარი.

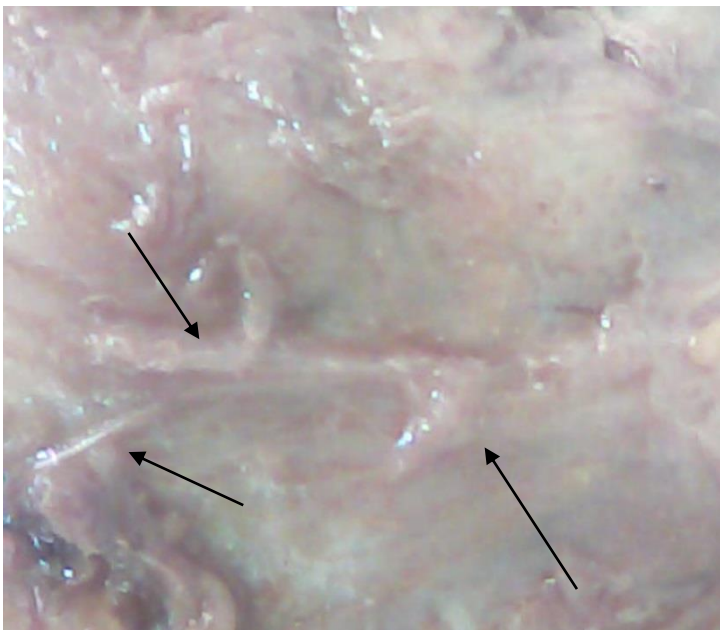
ექსპერიმენტებმა ცხადყვეს, რომ: 1) თუ კიბოვანი წარმონაქმნი იმყოფება ინფრაწითელი გამანათებლის მხარეს მყოფ ზედაპირის მახლობლობაში, ასეთი წარმონაქმნი დეტექტირდება უკუგაბნეულ ინფრაწითელ სხივების მიერ, 2) თუ კიბოვანი წარმონაქმნი იმყოფება ზემოთ აღნიშნული ზედაპირიდან ღრმა ფენებში მაშინ მისი დეტექტირება უკუგაბნეული ინფრაწითელი სხივებით პრაქტიკულად არ ხდება. ამის ილუსტრაცია მოცემულია 36-ე სურათზე.



სურათი 36. კიბოვანი პროსტატის ინფრაწითელი გამოსახულება უკუგაბნეულ სხივებში. განსხვავება შავი და ცისფერი ისრებით ნაჩვენებ არეების შორის არ შეინიშნება.

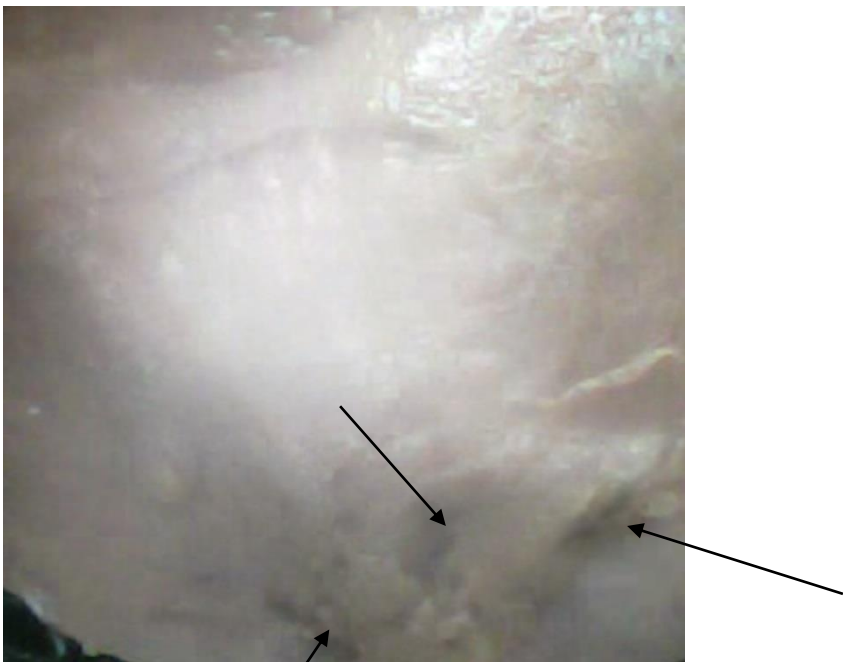
ჰისტო მორფოლოგიურმა გამოკვლევამ აჩვენა, რომ ყვითელი სისრით ნაჩვენებ ადგილას კიბოვანი წარმონაქმნი თითქმის ზედაპირთან იყო. შავი ისრებით ნაჩვენებ ადგილებში კი 2-3 სმ სიღრმეზე აღმოჩნდა აცინუსის ტიპის კიბოვანი წარმონაქმნები. გლისონის თანრიგით 6. ცისფერი ისრებით მინიშნებული არეების წარმოშობა გაუგებარი დარჩა.

კიბოვანი წამონაქმნების დეტექტირება სიღრმისეული ფენებიდან ვერ მოხერხდა ვერც უფრო მაღალი გლისონის თანრიგის მქონე კიბოვანი წარმონაქმნების შემთხვევაში. 37-ე სურათზე ნაჩვენებია კიბოვანი პროსტატის ინფრაწითელი გამოსახულება უკუგაბნეულ სხივებში, როდესაც გლისონის თანრიგი 8-ის ტოლია. კიბოვანი წარმონაქმნი იყო სიღრმეში ურეტრალურ არხის მიდამოში, თუმცა უკუგაბნეულ სხივებში მისი დეტექტირება ვერ მოხერხდა.



სურათი 37. კიბოვანი პროსტატის ინფრაჩითელი გამოსახულება უკუგაბნეულ სხივებში. ისრებით ნაჩვენებია პროსტატის ზედაპირის არაჰომოგენურობა.

დაისვა საკითხი, ხომ არ არის დეტექტირების გამწვანების მიზეზი პროსტატის ქსოვილში წყლის შემცველობა. ამ კითხვაზე პასუხის გასაცემად ჩატარებულ იქნა ცდები ფორმალინში დამუშავებულ პროსტატებზე. ცნობილია, რომ ფორმალინი იწვევს წყლის მოცილებას პროსტატის ქსოვილიდან. ერთერთი ცდის შედეგი ნაჩვენებია 38-ე სურათზე.

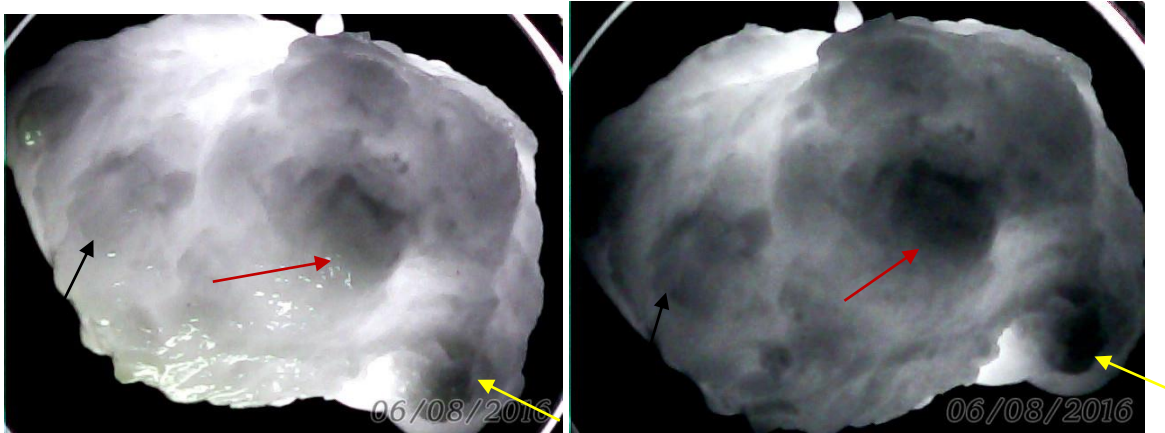


სურათი 38. ფორმალინში დამუშავებული პროსტატის ინფრაწითელი გამოსახულება უკუგაბნეულ სხივებში. ისრებით ნაჩვენებების კიბოზე საეჭვო ადგილები. ინფრაწითელი გამოსახულება ხასიათდება განათებულიობების არათანაბრობით. მარჯვენა ქვედა არეში შეინიშნება მაღალი ოპტიკური სიმკვრივის არეები.

ჰისტო მორფოლოგიურმა გამიკვლევამ გამოააშკარავა, რომ აღნიშნულ მაღალი ოპტიკური სიმკვრივის შესაბამის არეებში აღმოჩნდა კიბო გლისონის თანრიგით 6. თუმცა ასეთივე აგრესიულობის კიბოვანი აცინუსები ნაპოვნი იქნა ცენტრალურ არეშიც 3 სმ სიღრმეზე, რაც ინფრაწითელ გამოსახულებაზე არ არის დეტექტირებული. აქედან გამომდინარე, წყლის როლი დეტერექტირების სიძნელეში გამორიცხულ უნდა იქნას.

ამრიგად ექსპერიმენტებმა აჩვენეს, რომ უკუგაბნეული სინათლე არა ინფორმაციულია პროსტატის კიბოს დეტექტირებისათვის.

პროექტის ამოცანები გულისხმობს პროსტატის ინფრაწითელი გამოსახულებების გამოკვლევას პოლარიზებული სხივების საშუალებით. 39-ე სურათზე შედარებულია არა პოლარიზებული ინფრაწითელი სხივებით და პოლარიზებული ინფრაწითელი სხივებით მიღებულ კიბოვანი პროსტატის გამოსახულებები.

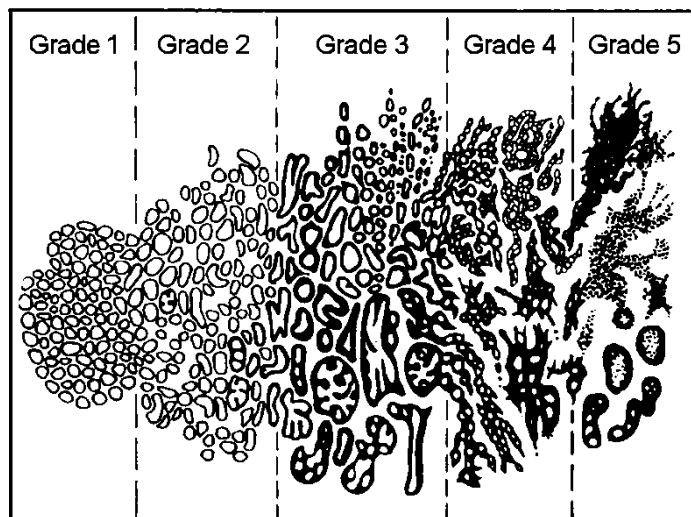


სურათი 39. ერთიდაიგივე კიბოვანი პროსტატის ინფრაწითელი გამოსახულებები. მარცხენა სურათზე ნაჩვენებ შემთხვევაში ინფრაწითელი ფოტოდიოდი მოთვსებულია პროსტატის ქვემოდან. მარცხენა სურათზე ნაჩვენებია ინფრაწითელი გამოსახულება მიღებული არაპოლარიზებული ინფრაწითელი გამოსხივებით. მარჯვენა მხარეს ნაჩვენებია იგივე პროსტატის ინფრაწითელი გამოსახულება პოლარიზებულ სინათლეში. კიბოვანი წარმონაქმნების შესაბამისი არეები ორივე სურათზე ნაჩვენებია ერთი და იგივე ფერის ისრებით.

პოლარიზაციული გამოსახულებების მისაღებად პოლარიზაციული ფირები მოთავსებული იყვნენ: ერთერთი ფოტოდიოდსა და პროსტატს შუა, ხოლო მეორე CCD კამერასთან, პროსტატის ზემოთ. ფირების პოლარიზაციის მიმართულებები ურთიერთ მართობულია, რის შედეგადაც CCD კამერაში შესული ინტენსივობა ნულის ტოლია თუ პოლარიზაციულ ფირებს შორის რაიმე ობიექტი არ არის მოთავსებული. თუ პოლარიზაციულ ფირებს შორის მოთავსდა პროსტატა, პოლარიზებული სხივები, გადიან რა პროსტატის ქსოვილში, ხდება პოლარიზაციის კუთხის მობრუნება და მაშასადამე გამოსახულების გაჩენა. გამანათებელი ფოტო დიოდი იყო ერთი და იგივე ორივე შემთხვევაში, ე.ი. ერთი და იგივე ინფრაწითელი სხივების ინტენსივობა. შეინიშნება, რომ პოლარიზებული სხივებით მიღებულ გამოსახულებას გააჩნია ნაკლები სიკაშკაშე. ეს იმითაა განპირობებული, რომ პოლარიზების შემთხვევაში პოლარიზატორები უშვებენ მხოლოდ სხივების ნაწილს. ამასთანავე შეინიშნება, რომ პოლარიზებული სხივებით მიღებული გამოსახულება ხასიათდება მეტი სიმკვეთრით. პოლარიზებულმა სხივებმა მოგვცეს საშუალება კიბოვანი ქსოვილების მეტი სტრუქტურების დანახვისა.

როგორც ექსპერიმენტებმა გვიჩვენეს, კიბოვანი წარმონაქმნები ინფრაწითელ გამოსახულებაში დაიმზირებიან როგორც მუქი ფერის არეები, რომლების შემოსაზღვრული არიან შედარებით ნათელი ფონით. ამ ნათელ ფონს შეესაბამება პროსტატის ქსოვილის არაკიბოვანი ადგილები. ამავე დროს, არაკიბოვანი პროსტატის ინფრაწითელი გამოსახულების განათებულობა ჰომოგენურა. ყოველივე ეს გამოწვეულია იმით, რომ კიბოვანი წარმონაქმნის ოპტიკური სიმკვრივე ინფრაწითელ არეში გაცილებით მეტია,

ვიდრე ჯანმრთელი ქსოვილისა. ნათქვამის დასადასტურებლად შეიძლება შემდეგი მსჯელობის განხილვა: 40-ე სურათზე მოცემულია ლიტერატურიდან მოძიებული პროსტატის კიბოვანი უჯრედების სქემატური გამოსახულებები სხვადასხვა აგრესიულობის დროს.



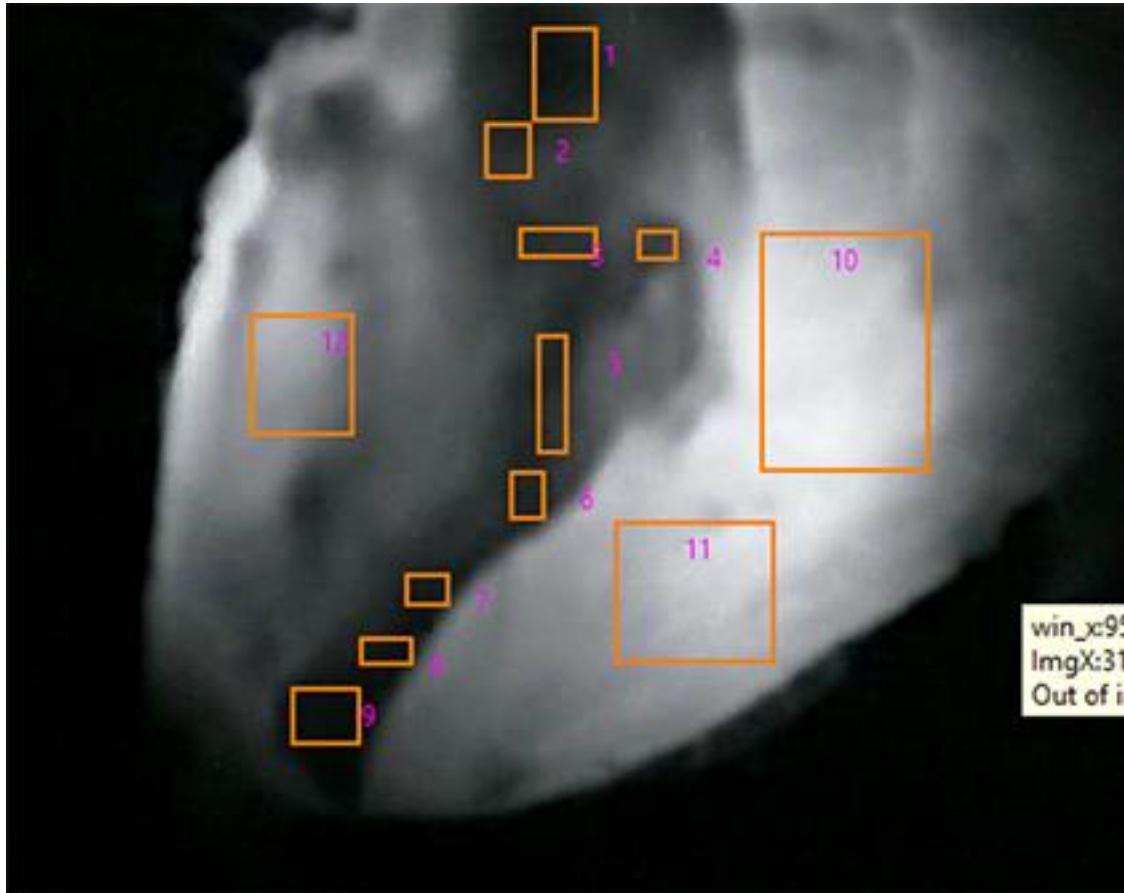
სურათი 40. (ლიტერატურიდან) . მოცემულია პროსტატის კიბოვანი უჯრედების სქემატური გამოსახულება რომლებიც შეესაბამებიან გლისონის თანრიგებს 5-დან 10-მდე (1-5). გლისონის თანრიგის მატებასთან ერთად უჯრედების მომრგვალებური ფორმა გადადის უცნაური ფორმებში, გამოსახულება მუქდება და უჯრედები გუმჭვრი ხდებიან.

საზოგადოდ მიკროსკოპში (ხილულ სინათლეში) დამზერილი კიბოვანი უჯრედების განსხვავება ჯანმრთელი უჯრედებისაგან შემდეგია: ჯანმრთელ უჯრედში არის ერთი ბირთვი და ერთი ბირთვაკი. კიბოვან უჯრედებში ბირთვები და ბირთვაკები ერთზე მეტია (რამოდენიმეა). ამასთანავე განსხვავებულია მათი დაყოფის დინამიკა. მათი აგებულებიდან გამომდინარე, მეტი აგრესიულობის ხარისხის მქონე კიბოვანი უჯრედები ნაკლებად გამჭვირვლეა სინათლისათვის ჯანმრთელ უჯრედებთან შედარებით. ეს მსჯელობა სამართლიანია სპექტრის ინფრაწითელი (თვალთ უხილავი) არისათვისაც და განაპირობებს პროსტატის კიბოვანი ქსოვილის მაღალ ოპტიკურ სიმკვრივეს ჯანმრთელ ქსოვილებთან შედარებით.

ამკარაა, რომ განათებულობის ინტენსივობის აღქმა სუბიექტურია. სუბიექტურობის თავიდან ასაცილებლად მიერ შექმნილ იქნა კომპიუტერული პროგრამა პროსტატის კიბოს ავტომატურ რეჟიმში დეტექტირებისათვის.

CCD კამერიდან გამოსულ ინფორმაციას განათებულობათა ინტენსივობების შესახებ პროგრამა ჰყოფს 256 სხვადასხვა დონედ განათებულობის (სიკაშკაშს) მიხედვით. 0-ვანი თანრიგი მიენიჭება სრულიად „ბნელ“ გამოსახულებას - ეს შეესაბამება სიტუაციას, როდესაც ინფრაწითელი სხივები სრულიად შთაინთქმება პროსტატის ქსოვილის მიერ

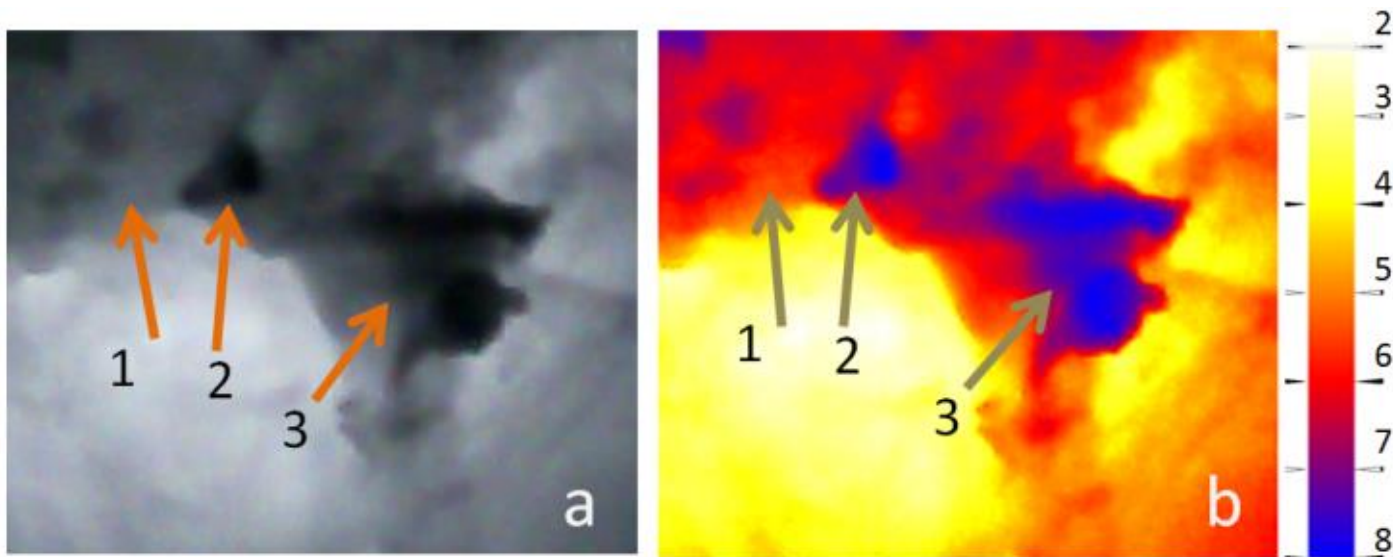
და CCD კამერაში არ შედის იგი. პირიქით, თანრიგი 255 შეესაბამება სიტუაციას, როდესაც პროსტატა სრულიად არ შთანთქავს გამოსხივებას და წყაროდან წამოსული ინფრაწითელი სინათლე მთლიანად შედის CCD კამერაში. როდესაც კომპიუტერის ეკრანზე დაიშვრება პროსტატის ინფრაწითელი გამოსახულება, პროგრამა კიბოზე საექვო ადგილებს მონიშნავს და ხდება სათანადო კოდის მინიჭება. ასევე ხდება ჯანმრთელი ადგილების მონიშვნა, რასაც მიენიჭება სხვა კოდი. 41-ე სურათზე ვხედავთ კომპიუტერულ დამუშავებაში მყოფი ერთერთი პროსტატის ინფრაწითელ გამოსახულებას და მასზე მონიშნულ ადგილებს.



სურათი 41. კიბოვანი პროსტატის ინფრაწითელი გამოსახულება. მონიშვნები 1-9 შეესაბამება კიბოვან წარმონაქმნს. მონიშვნები 10-12 პროსტატის ჯანმრთელ ქსოვილებს.

ამის შემდეგ პროგრამა ავტომატურად გამოითვლის მონიშნული უბნის თითოეული წერტილის შესაბამის ინტენსივობას, გამოიანაგარიშებს მათ საშუალო მნიშვნელობას. იგივე მეორდება ჯანმრთელი ქსოვილის მონიშნული არეების მიმართაც. შემდეგ პროგრამა იძლევა ამ საშუალო ინტენსივობათა ფარდობას. მოცემული პროცედურა

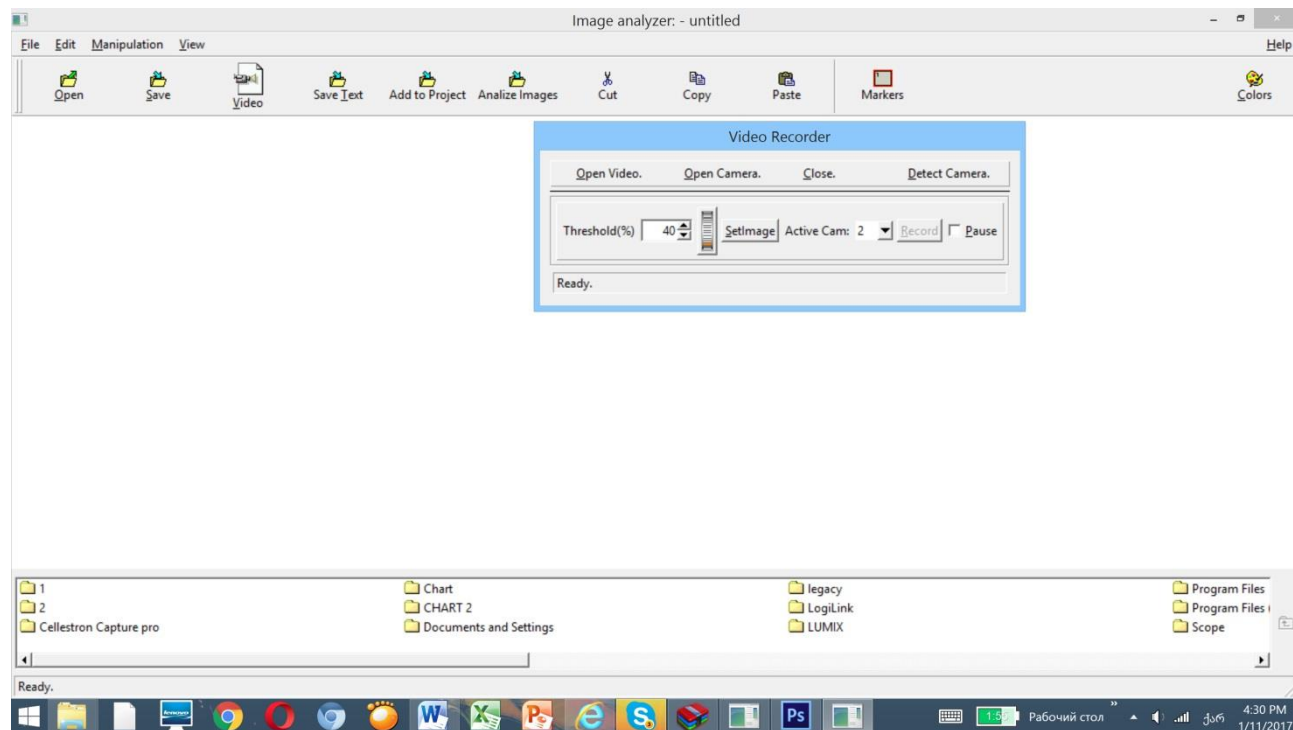
მეორდება ყოველი მომდევნო პროსტატისათვის, რის შედეგადაც პროგრამის მეხსიერებაში გროვდება ექსპერიმენტების რაოდენობის ტოლი რაოდენობის განათებულიობათა ინტენსივობების ფარდობები. შემდეგ, პროგრამა გამოითვლის ე.წ. 90, 95 და 99 პროცენტის ნდობის ინტერვალებს. ესაა ამ ფარდობათა მნიშვნელობების ინტერვალები. თუ მომდევნო ახალი პროსტატა, წინასწარ უცნობი დიაგნოზით, შემოწმდება ინფრაწითელი მეთოდით, პროგრამა ისევ გამოითვლის ამ ახალი პროსტატისათვის ინტენსივობათა ფარდობას. თუ კი მიღებული რიცხვი აღმოჩნდება („ჩავარდება“), ვთქვათ 95%-იან ნდობის ინტერვალში, მაშინ ამ ახალი უცნობი პროსტატის კიბოვანობის ალბათობა 95%-ის ტოლია. უნდა აღინიშნოს, რომ ჰისტო მორფოლოგიური შედეგები მთლიანად ადასტურებენ კომპიუტერული პროგრამით მიღებულ შედეგებს. გარდა ასეთი დამუშავებისა, პროგრამა საშუალებას იძლევა პროსტატის ინფრაწითელი გამოსახულება დამუშავდეს ფერადი რეჟიმითაც. კერძოდ, პროგრამა სხვადასხვა აგრესიულობის მქონე ინტენსივობებს მიანიჭებს სხვადასხვა ფერს, რაც 42-ე სურათზეა ილუსტრირებული.



სურათი 42. კიბოვანი პროსტატის ფრაგმენტი რუხ (მრცხნივ) და ფერად (მარჯვნივ) დამუშავებაში.

ისარი 1 ორივე სურათზე მიგვანიშნებს კიბოვან წარმონაქმნს რომლის გლისონის თანრიგი არის 5, ხოლო, ისრები 2 და 3 მიანიშნებენ კიბოვან წარმონაქმნს გლისონის თანრიგით 8. მარჯვენა მხარეს მოცემულია ფერადი სკალა სადაც ლურჯი ფერი შეესაბამება გლისონის თანრიგს 8, წითელი -6, ყვითელი -4, ხოლო თეთრს -2.

43-ე სურათზე მოცემულია კომპიუტერული პროგრამის ინტერფეისის გამოსახულება.

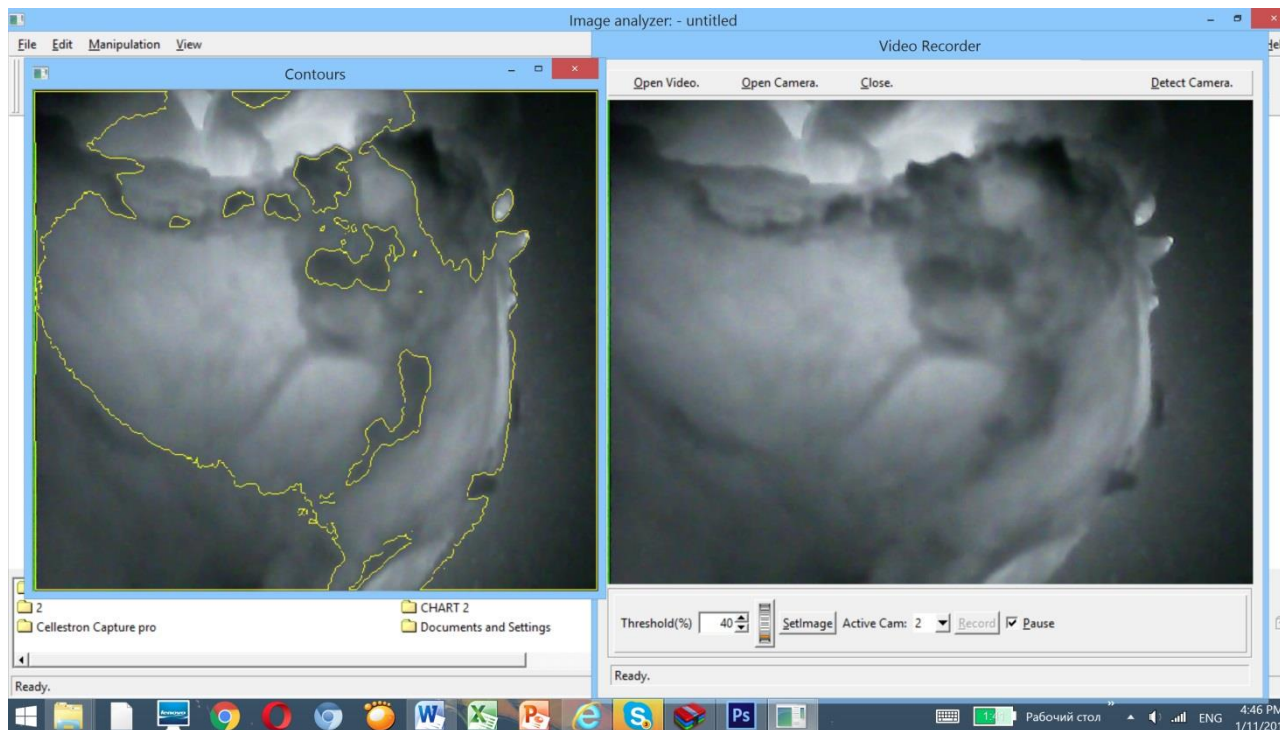


სურათი 43. კომპიუტერული პროგრამის ინტერფეისის სურათი.

პროგრამას გააჩნია სხვადასხვა ოპციები. იგი საშუალებას იძლევა დავა მივიღოთ და დავამუშავოთ ინფრაწითელი გამოსახულება და როგორც „ლაივ“ რეჟიმში, ასევე „ოფლაინ“ რეჟიმში. ამისათვის გამოიყენება ან “open camera” ან “open video” შესაბამისად.

პროგრამას აქვს საშუალება გაარჩიოს მაღალი ოპტიკური სიმკვრივის არეები ნაკლები ოპტიკური სიმკვრივის მქონე არეებიდან. პროგრამა შემოსაზღვრავს აღნიშნულ არეებს.

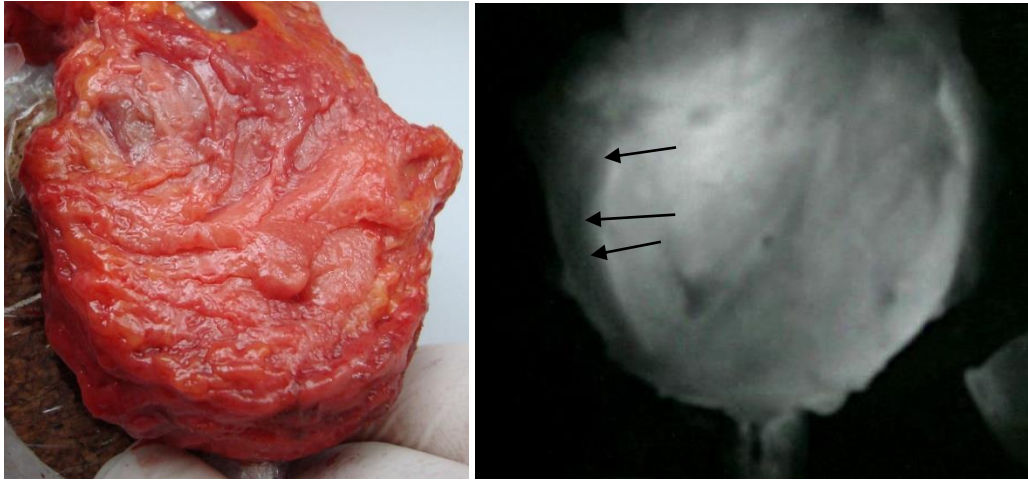
44-ე სურათზე ვხედავთ პროგრამის მიერ მონიშნულ კიბოვან არეებს.



სურათი 44. პროგრამა მუშაობის რეჟიმში. მარჯვენა მხარს პროგრამა იძლევა „ლაივში“ მიმდინარე სურათს. მარცხენა გამოსახულებაზე პროგრამა მაღალი ოპტიკური სიმკვრივის არეებს გამოყოფს დაბალი ოპტიკური სიმკვრივის არეებიდან საზღვრებით.

საშარდის კიბოს დიაგნოზის შემთხვევაში ხდება როგორც თვით საშარდის ასევე პროსტატის ამოკვეთაც მიუხედავად იმისა რომ პროსტატის კიბო დადგენილი არაა. ინფრაწითელ გამოკვლევას ასეთ პროსტატებსაც ვუტარებდით.

45-ე სურათზე ნაჩვენებია ერთერთი ასეთი პროსტატა და მისი ინფრაწითელი გამოსახულება. პროსტატა არ განიხილებოდა როგორც კიბოვანი, რადგანაც პაციენტის PSA 2,4 ტოლი იყო.



სურათი 45. მარცხნივ - პროსტატის ფოტოსურათი. მარჯვნივ - ამ პროსტატის ინფრაწითელი გამოსახულება. ამ გამოსახულების მარცხენა განაპირა არეში შეინიშნება მაღალი ოპტიკური სიმკვრივის მუქი არე- ისრებითაა მინიშნებული.

ინფრაწითელი გამოკვლევის შემდეგ შემჩნეულ იქნა ოპტიკურად მკვრივი არე პროსტატის მარცხენა მხარეს. საჭირო გახდა ჰისტომორფოლოგიური გამოკვლევა, რის შემდეგაც დადგინდა, რომ პროსტატის მარცხენა წილში ნანახია აცინური და წვრილაცინური ადენოკარცინომა გლისონის თანრიგით 6 [G's 6 (3+3)] . ამრიგად, ჰისტომორფოლოგიურმა გამოკვლევამ დაადასტურა ინფრაწითელი მეთოდით დადგენილი დიაგნოზი. აღსანიშნავია, რომ ჩვენ შეგვხვდა რამოდენიმე ასეთი შემთხვევა.

როგორც ცნობილია თითოეული პროსტატის ჰისტო მორფოლოგიური კვლევებისათვის საჭიროა დამზადდეს ანათლებიანი სასაგნე მინები, რომელთა რიცხვი რამოდენიმე ათეულია. ანათლების დამზადების შემდეგ შემდეგ ხდება მიკროსკოპიული გამოკვლევა. ცხადია ეს სამუშაო უაღრესად შრომატევადია და მითხოვს დიდი დროს. მიღებული შედეგები , საშუალებას იძლევა, რომ შემცირებულ იქნას როგორც გამისაკვლევი მასალის (სასაგნე მინების) რაოდენობა, ასევე გამოკვლევის დროც, რადგან ინფრაწითელ გამოსახულებაზე უშუალოდ ხდება კიბოვანი წარმონაქნის ადგილების მინიშება. ამრიგად, ინფრაწითელი მეთოდით პროტატის გამოკვლევას შეუძლია დახმარება გაუწიოს ასევე ვჰისტომორფოლოგიურ კვლევებსაც.

ექსპერიმენტების შედეგები საფუძვლად დაედო პროსტატის კიბოს დიაგნოზირების მოწყობილობის პროტოტიპის შემუშავებას. პროსტატის კიბოს დიაგნოზირების მოწყობილობის პროტოტიპი შედგება: ინფრაწითელი სხივების მგრძნობიარე მოწყობილობისაგან, გამანათებელი სისტემისაგან, კომპიუტერული პროგრამისაგან და კომპიუტერისაგან.

დამუშავებულ და განხორციელებული იქნა ამ პროტოტიპის ინფრაწითელი სხივების მადეტექტირებელი მოწყობილობის ორი ვერსია. ერთერთი მათგანის ფოტო სურათი მოცემულია 46-ე სურათზე.



სურათი 46. პროსტატის კიბოს დეტექტირების მოწყობილობის პროტოტიპის ფოტოსურათი. ყვითელი ისრით ნაჩვენებია ფანჯარა, რომლის ქვეშ მოთავსებულია სათანადო CCD მატრიცა და ლინზათა სისტემა. წითელი ისრით ნაჩვენებია კამერის გამოსავალი, რომელიც უშუალოდ კომპიუტერს უერთდება.

მოწყობილობის ზომებია: დიამეტრი 19 მმ, სიგრძე 170 მმ.

მოცემული პროტოტიპის ლინზათა სისტემის ფოკუსური მანძილი 7 მმ-ია. აქედან გამომდინარე, პროსტატის ზედაპირის ფართობი, რომელიც დეტექტირდება ამ პროტოტიპით შეადგენს 10მმx10მმ.

მეორე დამუშავებული პროტოტიპის ფორმა ნაკარნახევია “digital rectal examination” მეთოდით. შევეცადეთ მოწყობილობისათვის მიგვეცა მოხრილი თითის ფორმა. ამასთანავე, ლინზათა სისტემის ფოკუსური მანძილი 25 მმ-ია. გამომდინარე აქედან, პროსტატის ზედაპირის ფართობი, რომელიც დეტექტირდება ამ პროტოტიპით ტოლია 2სმ x 2სმ. შესაბამისად,



სურათი 47. პროსტატის კიბოს დიაგნოზირების მოწყობილობის პროტოტიპი. შავი ისრით ნაჩვენებია თაურა, რომელშიც მოთავსებულია CCD მატრიცა და ლინზათა სისტემა. ყვითელი ისრით ნაჩვენებია ხელსაწყო სახელური.

ამ ხელსაწყოს ზომებია: თაურას დიამეტრი -23 მმ, თაურას სიგრძე 33 მმ. ზომები ოდნავ აღემატება ადამიანის თითის საშუალო ზომებს. თაურას ზომები განაპირობა მასში მოთვსებული CCD მატრიცის ზომებმა.

სახელურის ზომები სიგრე 10 სმ დიამეტრი 2,4 სმ. მომავალში დაგეგმილია ამ პროტოტიპების გამოცდა უშუალოდ პაციენტებზე და მოხდება მათი ფორმების შემდგომი დამუშავება ოპტიმალური ფორმის და ზომების, ლინზების ფოკუსური მანძილის შერჩევის მიზნით.

გამანათებლები: განათების იმ სცენარისათვის, როდესაც პროსტატის განათება უნდა მოხდეს ურეტრალური არხის საშუალებით, შევქმენით მინატურული ზომის გამანათებელი. იგი მოთავსდება სტერილური კატეტერში, რომელის შეყვანილ იქნება პროსტატის ურეტრალურ არხში. კატეტერი ერთჯერადი გამოყენებისაა. გამანათებელის ზომებია დიამეტრი 1,4 მმ, სიგრძე 20 მმ. კვება მუდმივი დენით, ძაბვა 9ვ. კატეტერის გარეთა დიამეტრი არ აღემატება 3,5 მმ.

48- სურათზე ნაჩვენებია ეს გამანათებელი, რომელიც ახივებს ინფრაწითელ სინათლეს.



სურათი 48. ურეტრალური არხის გასანათებელი მოწყობილობა. შედგება ინფრაწითელი ფოტოდიოდისაგან.

განათების მეორე სცენარისათვის, როდესაც ინფრაწითელი გამანათებელი უნდა მოთავსდეს პაციენტის მუცელთან, დამუშავებული ინფრაწითელი სხივების წყარო, ნაჩვენებია სურათზე 49.



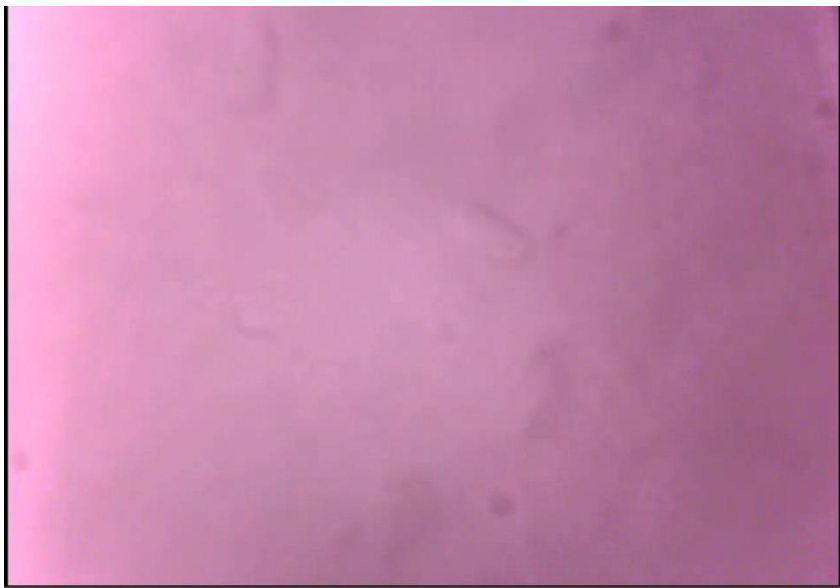
სურათი 49. 60 ვატი სიმძლავრის ინფრაწითელი გამანათებელი.

ჩატარებულ იქნა მუშა პროტოტიპების სადიაგნოსტიკო ტესტირების ექსპერიმენტების სერია. ამ ექსპერიმენტებში მოცემული ხელსაწყოების საშუალებით ხდებოდა კიბოვანი წარმონაქმნების დეტექტირება. 50-ე სურათზე ნაჩვენებია ხელსაწყო და პროსტატა. პროსტატის სკანირება ხდება ამ ხელსაწყოს მეშვეობით.



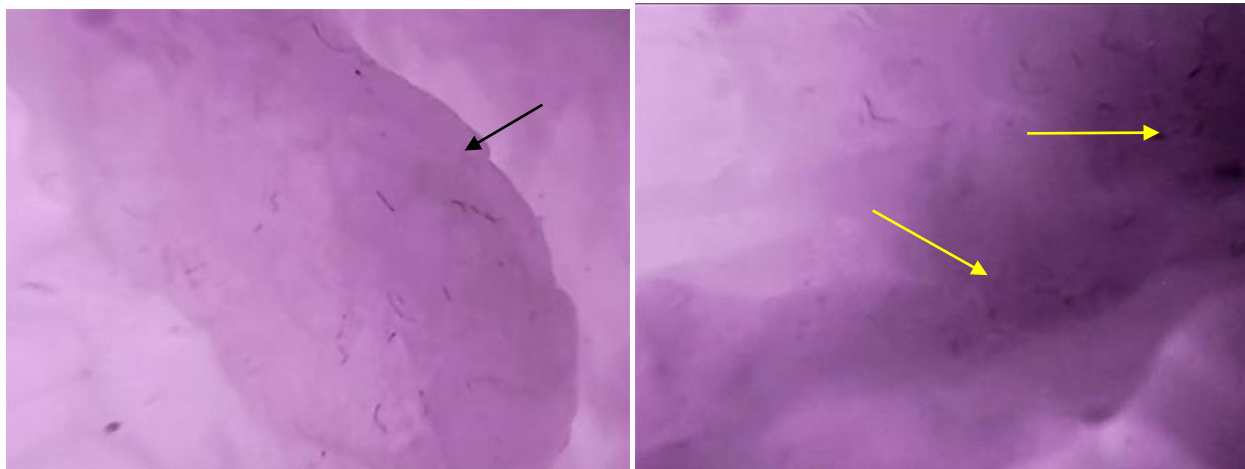
სურათი 50. ხელსაწყო (ნაჩვენებია ისრით) და პროსტატა.

51-ე სურათზე ნაჩვენებია ხელსაწყოს საშუალებით მიღებული არაკიბოვანი პროსტატის ინფრაწითელი გამოსახულება, ურეტრალური არხის განათების პირობებში.



სურათი 51. დამუშავებული ხელსაწყოთა საშუალებით მიღებული არაკიბოვანი პროსტატის ინფრაწითელი გამოსახულება. გამოსახულების განათებულიობა ჰომოგენურია, რადგან არ შეიცავს კიბოვან წარმონაქმნებს.

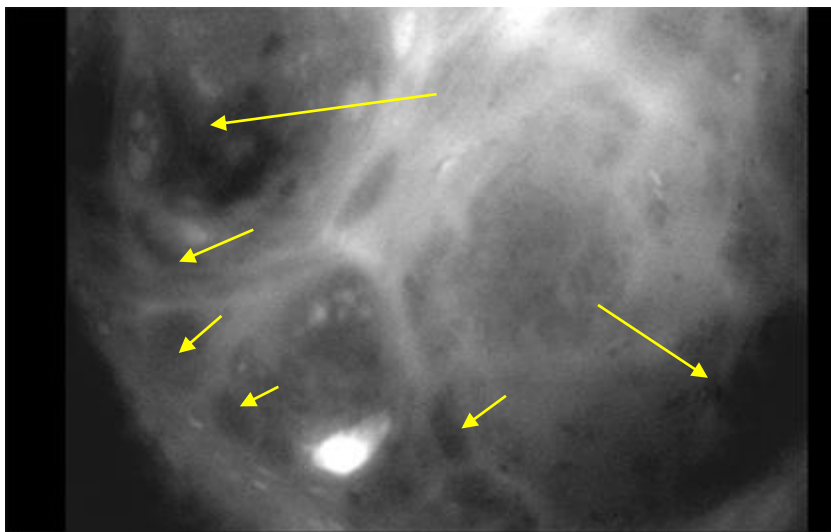
52-ე სურათზე ნაჩვენებია ამ ხელსაწყოთა საშუალებით დეტექტირებული კიბოვანი წარმონაქმნების ინფრაწითელი გამოსახულებები.



სურათი 52. კიბოვანი პროსტატის ფრაგმენტები. ისრებით ნაჩვენებია მაღალი ოპტიკური სიმკვრივის არეები, რაც კიბოვან ქსოვილებს შეესაბამება.

შემდგომი ჰისტომორფოლოგიური კვლევებით დადგინდა, რომ ეს ადგილები შეესაბამებოდა კიბოვან წარმონაქმნებს: მარცხენა სურათზე - გლისონის თანრიგით 6, ხოლო მარჯვენაზე - გლისონის თანრიგით 8.

53-ე სურათზე მოცემულია მეორე ხელსაწყოს საშუალებით დეტექტირებული კიბოვანი წარმონაქმნები.



სურათი 53. მეორე დამუშავებული ხელსაწყოთი დეტექტირებული კიბოვანი წარმონაქმნები, რომელთა ნაწილი ნაჩვენებია ისრებით.

მოცემული პროტოტიპის ლინზათა სისტემის შედარებით გრძელი ფოკუსური მანძილი საშუალებას იძლევა ერთოვლად დანახულ იქნას პროსტატის ზედაპირის საკმარისად დიდი ფართობი. შემდგომმა ჰისტო მორფოლოგიურმა გამოკვლევებმა აჩვენეს, რომ ისეებით ნაჩვენები არეები შესაბამებოდნენ სხვადასხვა აგრესიულობის მქონე კიბოვან წარმონაქმნებს. შესაბამისი გლისონის თანრიგები იყო 6-8.

დასკვნები:

- პროსტატის ქსოვილი გამჭოლვადია ინფრაწითელი გამოსხივებისათვის და მაქსიმალური განჭოლვადობა დაიმზირება 840-860 ნმ ტალღის სიგრძეებზე.
- პროსტატის არაკიბოვან ქსოვილის გაჭოლვადობა ინფრაწითელი სხივების მიმართ გაცილებით მაღალია კიბოვანი ქსოვილის განჭოლვადობასთან შედარებით.

- გამჭოლი გამოსხივების ინტენსივობის რეგულირება შესაძლებელია გამანათებელი წყაროს ინტენსივობის ცვალებადობით.
- ჯანმრთელი და კეთილთვისებიანი ჰიპერპლაზიური პროსტატების ქსოვილებში განჭოლვილი ინფრაწითელი გამოსხივების ინტენსივობა უკუ პროპორციულია პროსტატის ქსოვილის სისქისა. ეს დამოკიდებულება წრფივია.
- კიბოვანი პროსტატის ქსოვილისათვის განჭოლვილი ინფრაწითელი გამოსხივების ინტენსივობის დამოკიდებულება ქსოვილის სისქეზე არაწრფივია.
- არაკიბოვანი პროსტატის განათებულობა მასში ინფრაწითელი სხივების გავლისას ჰომოგენურია.
- კიბოვანი პროსტატის განათებულობა მასში ინფრაწითელის სხივების გავლისას უაღრესად არაჰომოგენურია. კიბოვანი არეების შესბამისი ადგილები ინფრაწითელ გამოსხივებაში ხასიათდება მაღალი ოპტიკური სიმკვრივით.
- პროსტატის კიბოვანი წარმონაქნების შესაბამისი არეების ოპტიკური სიმკვრივე ინფრაწითელ გამოსახულებებში დამოკიდებულია სიმსივნის აგრესიულობის ხარისხზე. რაც მაღალია აგრესიულობა მიტ მეტია ოპტიკური სიმკვრივე.
- უკუგაბნეული სხივები არ გამოდგება პროსტატის კიბოს დეტექტირებისა და ვიზუალიზაციისათვის.
- ფორმალინში დამუშავება არ წარმოადგენს წინააღმდეგობას პროსტატის კიბოს ინფრაწითელი გამოსახულების მისაღებად.
- დამუშავებული კომპიუტერული პროგრამა საშუალებას იძლევა მივიღოთ და დავამუშავოთ პროსტატის კიბოს ინფრაწითელი გამოსახულება როგორც „ონლაინ“ რეჟიმში, ისევე „ოფლაინ“ რეჟიმში.
- პროგრამა გამოითვლის ნდობის ინტეგრალს და საშუალებას იძლევა დავადგინოთ უცნობი პროსტატის კიბოვანობა არანაკლებ 95%-იანი ალბათობით.
- შექმნილია პროსტატის კიბოს დიაგნოზირების მოწყობილობის მუშა პროტოტიპი კიბოს დეტექტირებისათვის.
- ხელსაწყო საშუალებას იძლევა დეტექტირდეს მცირე ზომის კიბოვანი წარმონაქმნები.
- სამომავლო რეკომენდაციები;

მოცემული ხელსაწყოს შესაძლებლობები არ შემოიფარგლება მხოლოდ პროსტატის კიბოს ვიზუალიზაციით. პერსპექტივაში იგი შეიძლება გამოყენებულ იქნას ადამიანის სხვაკიბოვანი წარმონაქმნების დიაგნოსტიკისთვისაც, რომლებიც დაფარულ არეებშია მოთავსებული. კერძოდ, ზოგჯერ ქალებს საშვილოსნოს კედელზე უნვითარდებათ კისტები. ხშირ შემთხვევებში კისტა ღრმადაა ჩაზრდილი საშვილოსნოს კედელში და წარმოქმნის კიბოვან წარმონაქმნს, რომლის ვიზუალურად დეტექტირება შეუძლებელია. ქირურგიულ ჩარევა კისტის მოცილების მიზნით გულისხმობს კისტების მოცილებას ე.წ. „ჩამოფხეკის“ გზით. ამ დროს იკვეთება კისტის მხოლოდ ის ნაწილი. რომელიც ზედაპირის ზემოთაა, ხოლო საშვილოსნოს კედელში ჩაზრდილი კიბოვანი წარმონაქმნი რჩება. ასეთი ქირურგიული ჩარევა, როგორც წესი, იწვევს კიბოვანი პროცესების გამწვავებას. დამუშავებული ხელსაწყო საშუალებით შესაძლებელია საშვილოსნოს კედლების ინფრაწითელი მეთოდით შემოწმება და კიბოვანი წარმონაქმნების აღმოჩენა.

ხელსაწყო ასევე შეიძლება მოდიფიცირდეს სხვა დაფარულ ადგილებში კიბოვანი წარმონაქმნების დეტექტირებისათვის.

- დანართები (ასეთის არსებობის შემთხვევაში);

7. დამატებითი ინფორმაცია, რომლის გაზიარებაც გსურთ ფონდისათვის

კარგი იქნება თუ ფონდი შევა საკანონმდებლო ინიციატივით, რომლის თანახმადაც შესაძლებელი გახდება შესყიდვები პირდაპირი გზით, ტენდერის გარეშე.

8. დანართები

გამოქვეყნებული სტატია პდფ ფორმატში.
 გამოსაქვეყნებლად მოღებული სტატია პდფ ფორმეტში და მიღების დასტური.
 საერთაშორისო კონფერენციის თეზისები-(ლონდონი).
 საერთაშორისო კონფერენციის თეზისები-(რომი).
 ვიდეო რგოლი

შენიშვნა: საბოლოო ანგარიშში ასახული მასალები დანართის სახით წარმოდგენილი უნდა იყოს ელექტრონული ან/და ნაბეჭდი სახით.

პროექტის სამეცნიერო ხელმძღვანელის ხელმოწერა

წამყვანი ორგანიზაციის ხელმძღვანელის ხელმოწერა და ბეჭედი

ბ.ა.

თარიღი: _____