

ივანე ჯავახიშვილის სახელობის თბილისის
სახელმწიფო უნივერსიტეტი

ზუსტ და საბუნებისმეტყველო მეცნიერებათა ფაკულტეტი



პროტონული და ფოტონური თერაპიის შესწავლა matRad -ის საშუალებით

სამაგისტრო ნაშრომი

სტუდენტი: გურამ ჩეჩელაშვილი

ხელმძღვანელი:

დოქტორი რევაზ შანიძე - თბილისის სახელმწიფო უნივერსიტეტის ასოცირებული
პროფესორი

დოქტორი ლევან კანკაძე - ქუთაისის საერთაშორისო უნივერსიტეტის მკვლევარი

სარჩევი

აბსტრაქტი	4
Abstract	4
შესავალი	4
matRad.....	6
ტპს.....	7
პროტოკოლები და გაიდლაინები	8
პროტონების ურთიერთქმედების მექანიზმები	11
ენერჯის დაკარგვის მაჩვენებელი.....	14
ფოტონების ურთიერთქმედება	15
ფოტოელექტრული შთანთქმა	16
კომპტონის ეფექტი	17
წყვილების წარმოქმნა.....	19
მკურნალობის ტექნიკები	19
IMRT	19
პროტონები	20
3D კონფორმული რადიოთერაპია	21
დაგეგმარების პროცესსა და მკურნალობის პროცესში გამოყენებული ტერმინოლოგია	22
GTV სიმსივნის მთლიანი მოცულობა	22
Ctv კლინიკური სამიზნე მოცულობა.....	23
PTV დაგეგმარების სამიზნე მოცულობა	23
(OAR) რისკის ქვეშ მყოფი ორგანოები.....	23
Irradiated volume დასხივებული მოცულობა.....	24
Treated volume დამუშავებული მოცულობა	24
დაგეგმარებისათვის საჭირო გამოსახულები.....	24
CT	24
MRI.....	26
განსხვავება CT - სა და MRI - ის შორის სხივური თერაპიის დაგეგმარების დროს	26
მკურნალობის დაგეგმარების პროცესი.....	27
BEV	28

სურათის სეგმენტაცია.....	29
ველის სიმრავლე და კოლიმაცია.....	32
გეგმის ოპტიმიზაცია და შეფასება	33
იზოდოზის მრუდები და ზედაპირები.....	33
დოზა მოცულობის ჰისტოგრამა.....	35
დოზის სიღრმეში განაწილება	37
matRad -ის გამოყენებით მიღებული დოზა მოცულობის ჰისტოგრამები.....	38
დასკვნა.....	42
ბიბლიოგრაფია	43
სურათების სარჩევი	44
დიაგრამების სარჩევი	45
ფორმულების სარჩევი.....	45
ცხრილების სარჩევი.....	45

აბსტრაქტი

ნაშრომში განხილულია რადიაციული თერაპიის დაგეგმარების მაგალითები. მოყვანილია პროტონებისა და ფოტონების გამოყენებით შექმნილი სამკურნალო გეგმები, რომლების შემუშავებულა ყველასთვის ყელმისაწვდომი უფასო პროგრამის საშუალებით matRad.

Abstract

Examples of radiation therapy planning are discussed in this work. Here are proton and photon treatment plans developed through the free matRad software available to everyone. The type of therapy and duration of treatment depends on the size of the cancer. Therapy can be performed both for radical and palliative purposes. The choice of the type of therapy and technique depends on various factors and is chosen based on the individual case.

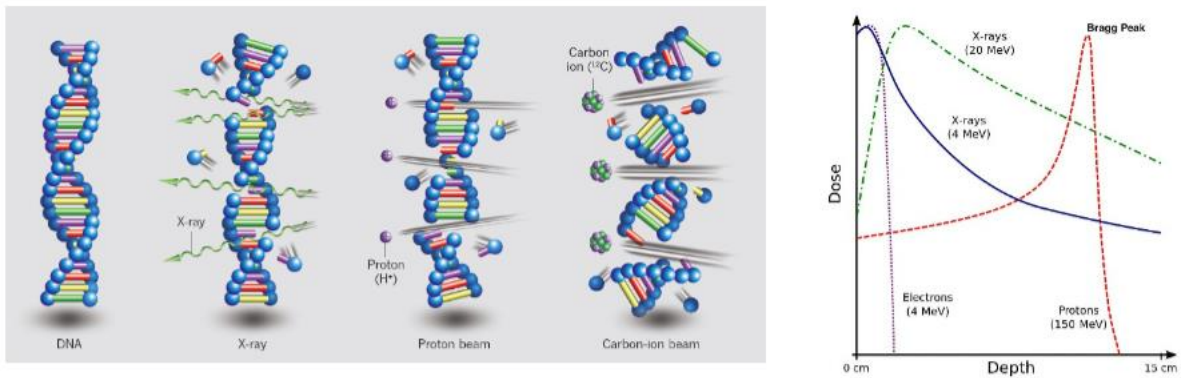
შესავალი

კიბოს მკურნალობა XXI საუკუნის ერთ-ერთი ყველაზე დიდი გამოწვევაა. კიბოს არსებობისას, დაავადებული უჯრედები აგრესიულად და უკონტროლოდ მრავლდებიან. რადიაციული თერაპიით კი შესაძლებელია კიბოს უჯრედების დაზიანება და მათი განადგურება. თანდათან აქტუალური ხდება ადრონული თერაპია(შედარებით ახალი და დიდი პერსპექტივების მქონე მეთოდი), რომელშიც როგორც წესი, გამოიყენება 70-230 მეგ ენერჯის პროტონების ნაკადი.

რადიოთერაპია არის სწრაფად მზარდი დისციპლინა, რომელიც მთავარ როლს თამაშობს კიბოს მკურნალობაში. უსაფრთხო და ეფექტური რადიოთერაპია მოითხოვს

რადიაციული ონკოლოგიების, რადიაციული თერაპიის ტექნიკოსებისა და სამედიცინო ფიზიკოსების მჭიდრო თანამშრომლობას და ერთმანეთის დისციპინების გაგებას.

ადრონული თერაპია, იძლევა საშუალებას (X და γ სხივებზე მეტად) მოვახდინოთ რადიაციული ველის სიმსივნეზე კონცენტრაცია და შესაბამისად ჯანმრთელი უჯრედები ნაკლებად დაზიანდნენ. ადრონულ თერაპიაში ვიყენებთ მძიმე დამუხტული ნაწილაკების (ბირთვებ, პროტონები) ენერგიას, რომელიც სიჩქარის კვადრატის უკუპროპორციულია და მაქსიმუმს აღწევს მოძრაობის ბოლოს, გაჩერებამდე. ამ მაქსიმუმს ბრეგის პიკი ეწოდება და უზრუნველყოფს კიბოს უჯრედების მაქსიმალურ განადგურებას ჯანსაღი უჯრედების მაქსიმალური დაცვის პირობებში.

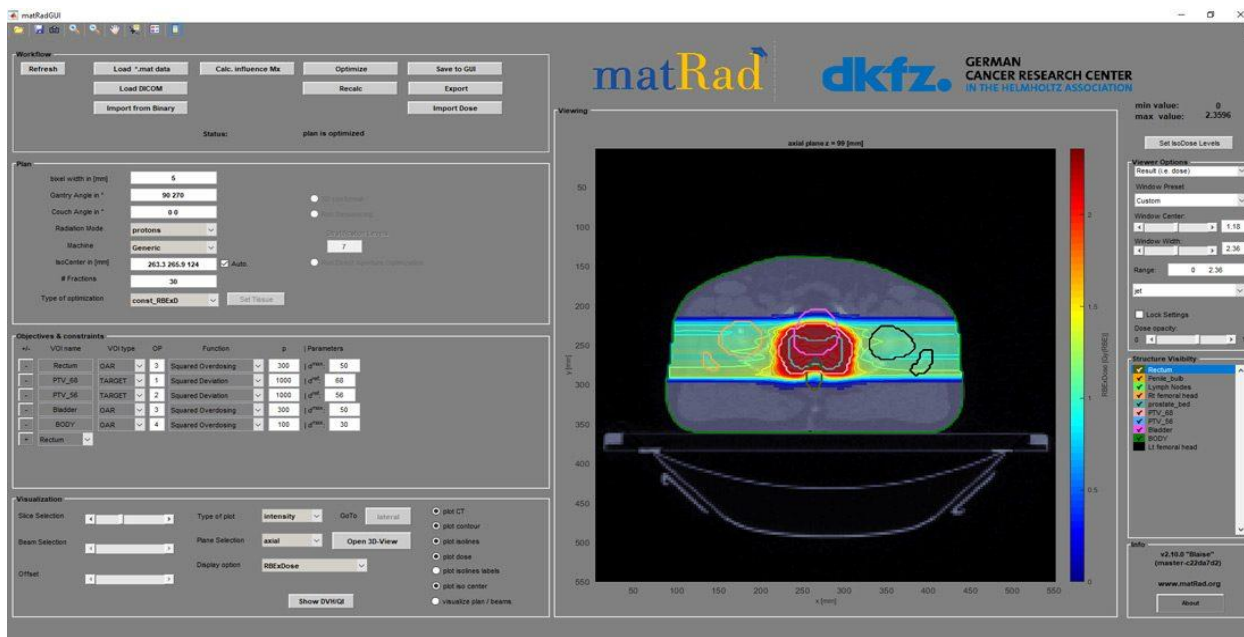


სურათი 1. პირველ სურათზე ასახულია თუ როგორ აზიანებს რადიაცია დნმ-ს და იწვევს უჯრედის განადგურებას, ხოლო მეორე სურათზე ნაჩვენებია სხვადასხვა ტიპის რადიაციის ენერგიის დანაკარგები ნივთიერებაში.

ეფექტური მკურნალობისათვის საჭიროა სამიზნე მოცულობაზე მიწოდდეს დოზის მაქსიმალურად დასაშვები რაოდენობა, ხოლო ჯანსაღი ქსოვილები იყოს მაქსიმალურად დაცული. პროტონული თერაპიის აშკარა უპირატესობის მიუხედავად, არსებობს საჭირო ენერგიების (70-230 მევ) მიღების სირთულე. პროტონული თერაპიისათვის საჭირო ენერგიების მიღება კი მხოლოდ ამაჩქარებლების, ციკლოტრონისა და სინქროტრონის საშუალებითაა შესაძლებელი. ამიტომაც ადრონული თერაპია დღესდღეობით მხოლოდ მაღალგანვითარებულ ქვეყნებში გვხვდება. საბედნიეროდ საქართველოშიც იგეგმება ადრონული თერაპიის ცენტრის გახსნა, ქუთაისის საერთაშორისო უნივერსიტეტში.

matRad

matRad არის რადიაციული თერაპიის დაგეგმარების პროგრამა და მისი საშუალებით შესაძლებელია ფოტონების და პროტონების და ნახშირბადის იონების გამოყენებით სამგანზომილებიანი რადიაციული თერაპიების დაგეგმვა, ანუ შესაძლებელია რადიაციული დოზების გამოთვლა, თერაპიის გეგმის ვიზუალიზაცია და შეფასება. სახელი მიიღო ორი სიტყვის კომბინაციის Matlab და Radiation შერწყმის შედეგად. პროგრამა შექმნილია გერმანიის კიბოს კვლევის ცენტრში. იმის გამო, რომ matRad დაწერილია მათლაბში, მკვლევარებს შეუძლიათ ადვილად შეცვალონ კოდი და მიიღონ ახალი ალგორითმები. matRad -ში შესაძლებელია სწრაფად და მარტივად შეიქმნას და დამუშავდეს პაციენტის მკურნალობის კლინიკური გეგმები. სამუშაო პროცესი დაფუძნებულია სეგმენტირებული პაციენტის CT-ზე. პაციენტის მონაცემები, ისევე როგორც საბაზისო მონაცემები ყველა საჭირო გამოთვლისთვის შედის matRad- ში. გამოთვლის დრო 60-400 წამია რეალური პაციენტის შემთხვევისას, ამ დროში შედის ფოტონების დოზის გამოთვლა და ნაკადის ოპტიმიზაცია. matRad- ში თავიდანვე ჩაშენებული ოთხი სავარჯიშო მემვეობით სტუდენტებს შეუძლიათ დაინახონ დოზიმეტრული განსხვავებები ფოტონის IMRT და პროტონის pencil beam scanning (PBS) გეგმებს შორის.



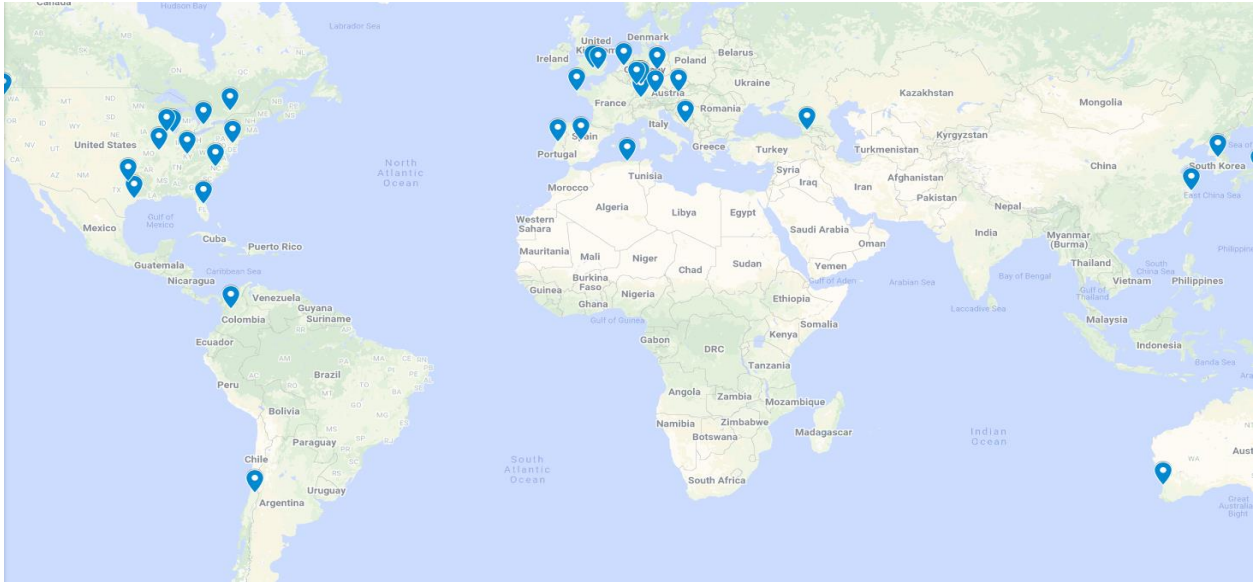
სურათი 2. მათრადის ინტერფეისი პროსტატის კიბოს სამკურნალო გეგმის გაკეთების დროს, გამოყენებულია ორი საპირისპირო პროტონების ველი.

როგორც ყველა პროგრამას matRad -საც აქვს რეკომენდირებული სისტემური მოთხოვნები. იმისათვის რომ გავუშვათ პროგრამა, რეკომენდირებულია 64-bit processor with 1 GHz, 4 GB RAM and 100 MB hard disk space.

ტპს

მკურნალობის დაგეგმვის სისტემა, ანუ TPS, არის სპეციალური ტიპის პროგრამული უზრუნველყოფა, რომელიც სპეციალურად შექმნილია რადიოთერაპიის მკურნალობის შესაქმნელად, შეფასებისთვის, ადმინისტრირებისთვის და დაარქივებისთვის. ნებისმიერი TPS-ის ძირითადი მახასიათებელია პაციენტის CT-ზე დოზის სამგანზომილებიანი განაწილების გამოთვლის შესაძლებლობა და გეგმის ოპტიმიზაციის შესაძლებლობა ონკოლოგის დანიშნულებისამებრ. TPS-მა უნდა გაიაროს საფუძვლიანი დაკალიბრება და შემოწმება, სანამ ის გახდება შესაფერისი კლინიკური გამოყენებისთვის. კომერციულ TPS-ს აქვს დახურული არქიტექტურა. გარდა ამისა, ინტელექტუალური საკუთრების დაცვის გამო, ამ სისტემების წყაროს კოდი იშვიათად არის გამჟღავნებული. ამის გამო, კომერციული TPS არც ფართოდ არის ხელმისაწვდომი და არც ადვილად ხელმისაწვდომია კლინიკური გარემოს გარეთ, რაც ზღუდავს მკურნალობის დაგეგმვის შესახებ განათლების შეთავაზების შესაძლებლობებს მოსწავლეებისათვის.

მათრადი არ გამოიყენება მხოლოდ კვლევებში, იგი შეიძლება გამოიყენებოდეს როგორც სასწავლო პროგრამა. მაგალითად Heidelberg University - ში სტუდენტები მათრადს იყენებენ სხივური თერაპიის მკურნალობის დაგეგმარების სასწავლად. matRad მნიშვნელოვან როლს ასრულებს იმაში, რომ სტუდენტებს აძლევს საშუალებას გამოიკვლიონ, თუ როგორ მოქმედებს სხვადასხვა სამედიცინო გადაწყვეტილებები, პაციენტის მდგომარეობა და აპარატის შესაძლებლობები მკურნალობის დაგეგმვაზე. matRad არის უფასო და ხელმისაწვდომი პროგრამა და მსგავსია ისეთი ფასიანი პროგრამებისა როგორც Eclipse(Varyan), Monaco(Electa), RayStation.



სურათი 3. მათრადის გამომყენებელი დაწესებულებები, რომლებიც მონიშნულნი არიან google map ზე.

პროტოკოლები და გაიდლაინები

დიდ ბრიტანეთში გავრცელდა მითითებები, გაიდლაინები და პროტოკოლები კიბოს მართვისთვის. ზოგიერთ მათგანს, როგორცაა შედეგების გაუმჯობესების სახელმძღვანელო (IOG) და ჯანმრთელობისა და კლინიკური ხარისხის ეროვნული ინსტიტუტის (NICE) გადაწყვეტილებებს, აქვთ სავალდებულო ელემენტები, რომლებიც უზრუნველყოფენ კარგი შედეგის მიღებას. მკურნალობის ეფექტურობის მისაღწევად ყველაზე კარგი გადაწყვეტილებების მიღების საფუძველი არის უკვე შემუშავებულ რანდომიზებული კლინიკური კვლევების (RCTs) გათვალისწინება.

Critical Structure	Dose/fx	Volume	Dose	Max Dose	Protocol	Treated organ
Anus	2 Gy	50%	30 Gy		630	Sarcoma
Bladder	1.8 Gy	60%	50 Gy		621	Prostate
Bladder*	1.8 Gy	70%	40 Gy		534	Postop prostate
Bladder	1.8 Gy	55%	50 Gy		PMID 18947938	RTOG Prostate Group Consensus 2009
Bladder	1.8 Gy	50%	35 Gy		529	Anus
Bladder	1.8 Gy	50%	65 Gy		415	Prostate
Bladder	1.8 Gy	40%	40 Gy		822	Rectum
Bladder*	1.8 Gy	50%	65 Gy		534	Postop prostate
Bladder	1.8 Gy	40%	66.6 Gy		621	Prostate
Bladder	1.8 Gy	35%	40 Gy		529	Anus
Bladder	1.8 Gy	35%	45 Gy		418	Endometrial
Bladder	1.8 Gy	35%	70 Gy		415	Prostate
Bladder	1.8 Gy	30%	70 Gy		PMID 18947938	RTOG Prostate Group Consensus 2009
Bladder	1.8 Gy	25%	75 Gy		415	Prostate
Bladder	1.8 Gy	15%	45 Gy		822	Rectum
Bladder	1.8 Gy	15%	80 Gy		415	Prostate
Bladder	1.8 Gy	5%	50 Gy		529	Anus
Bladder	1.8 Gy			50 Gy	822	Rectum
Bone, weightbearing	2 Gy	50%	50 Gy		630	Sarcoma
Brachial Plexus	2 Gy	5%	60 Gy		619	Postop H&N
Brachial Plexus	2 Gy			60 Gy	522	Definitive H&N
Brachial Plexus	2 Gy			66 Gy	0619, 0617, 0615	Postop H&N, lung, nasopharynx
Brachial Plexus	3 Gy			36 Gy	937	Lung
Brachial Plexus	4 Gy			30 Gy	937	Lung
Brachial Plexus	10-12 Gy x5	3 cc	6 Gy/fx		813	Lung SBRT
Brachial Plexus	10-12 Gy x5			6.4 Gy/fx	813	Lung SBRT
Brachial Plexus	20 Gy x3			8 Gy/fx	618	Lung SBRT
Brachial Plexus	16 Gy x1	3cc	14 Gy		631	Spine SBRT
Brachial Plexus	16 Gy x1			17.5 Gy	631	Spine SBRT
Brainstem	1.8-2 Gy	0.03 cc		55 Gy (0.03 cc)	539	Intermediate risk meningioma
Brainstem	33 fxs			54 Gy	615	Nasopharynx
Brainstem	1.8-2 Gy			60 Gy (0.03 cc)	0539, 0825	High risk meningioma, Glioblastoma
Brainstem PRV	2 Gy			52 Gy (0.03 cc)	1016	Oropharynx
Bronchus/Trachea	10-12 Gy x5	4cc	3.6 Gy/fx	105% PTV	813	Lung SBRT
Bronchus/Trachea	10-12 Gy x5			105% PTV	813	Lung SBRT
Bronchus/Trachea	20 Gy x3			8 Gy/fx	618	Lung SBRT
Cauda Equina	16 Gy x1	5cc	14 Gy		631	Spine SBRT
Cauda Equina	16 Gy x1			16 Gy	631	Spine SBRT
Cochlea	33 fxs	5%	55 Gy		615	Nasopharynx
Colon	16 Gy x1	20 cc	14.3 Gy		631	Spine SBRT
Colon	16 Gy x1			18.4 Gy	631	Spine SBRT
Duodenum	16 Gy x1	10 cc	11.2 Gy		631	Spine SBRT
Duodenum	16 Gy x1			16 Gy	631	Spine SBRT
External genitalia	1.8 Gy	50%	20 Gy		529	Anus
External genitalia	1.8 Gy	35%	30 Gy		529	Anus
External genitalia	1.8 Gy	5%	40 Gy		529	Anus
Esophagus	1.8 Gy	Mean	34 Gy		0623, 0617	Lung
Esophagus	1.8 Gy	10 cm	60 Gy		623	Lung
Esophagus, cervical	2 Gy	Mean	30 Gy		1016	Oropharynx

Esophagus, nonadjacent wall	10-12 Gy x5	5 cc	5.5 Gy/fx		813	Lung SBRT
Esophagus, nonadjacent wall	10-12 Gy x5			105% PTV	813	Lung SBRT
Esophagus	20 Gy x3			9 Gy/fx	618	Lung SBRT
Esophagus	16 Gy x1	5cc	11.9 Gy		631	Spine SBRT
Esophagus	16 Gy x1			16 Gy	631	Spine SBRT
Femoral Head	1.8 Gy	50%	30 Gy		529	Anus
Femoral Head	1.8 Gy	15%	30 Gy		418	Endometrial
Femoral Head	1.8 Gy	40%	40 Gy		822	Rectum
Femoral Head	1.8 Gy	35%	40 Gy		529	Anus
Femoral Head	1.8 Gy	25%	45 Gy		822	Rectum
Femoral Head*	1.8 Gy	10%	50 Gy		534	Postop prostate
Femoral Head	1.8 Gy	5%	44 Gy		529	Anus
Femoral Head	1.8 Gy	5%	50 Gy		PMID 18947938	RTOG Prostate Group Consensus 2009
Femoral Head	2 Gy	5%	60 Gy		630	Sarcoma
Femoral Head	1.8 Gy		50 Gy		822	Rectum
Femoral Head	1.8 Gy		45 Gy		712	Bladder
Great Vessels	10-12 Gy x5	10 cc	9.4 Gy/fx		813	Lung SBRT
Great Vessels	10-12 Gy x5			105% PTV	813	Lung SBRT
Great Vessels	16 Gy x1	10 cc	31 Gy		631	Spine SBRT
Great Vessels	16 Gy x1			37 Gy	631	Spine SBRT
Heart	10-12 Gy x5	15 cc	5.5 Gy/fx		813	Lung SBRT
Heart	10-12 Gy x5			105% PTV	813	Lung SBRT
Heart	1.8 Gy	33%	60 Gy		0623, 0617	Lung
Heart	1.8 Gy	33%	50 Gy		436	Esophagus
Heart	1.8 Gy	67%	45 Gy		0623, 0617, 0436	Lung, esophagus
Heart	1.8 Gy	100%	40 Gy		0623, 0617, 0436	Lung, esophagus
Heart	3 Gy			47 Gy	937	Lung
Heart	3 Gy	V45	<30%		937	Lung
Heart	20 Gy x3			8 Gy/fx	618	Lung SBRT
Heart	16 Gy x1	15 cc	16 Gy		631	Spine SBRT
Heart	16 Gy x1			22 Gy	631	Spine SBRT
Iliac crests	1.8 Gy	50%	30 Gy		529	Anus
Iliac crests	1.8 Gy	35%	40 Gy		529	Anus
Iliac crests	1.8 Gy	5%	50 Gy		529	Anus
Jejunum/ileum	16 Gy x1	5cc	11.9 Gy		631	Spine SBRT
Jejunum/ileum	16 Gy x1			15.4 Gy	631	Spine SBRT
Joints	2 Gy	50%	50 Gy		630	Sarcoma
Kidney	1.8 Gy	100%	23 Gy		436	Esophagus
Kidney	1.8 Gy	67%	30 Gy		436	Esophagus
Kidney	1.8 Gy	33%	50 Gy		436	Esophagus
Kidney	2 Gy	50%	14 Gy		630	Sarcoma
Kidney	3 Gy	V18	< 25%		937	Lung
Kidney (cortex)	16 Gy x1	200 cc	8.4 Gy		631	Spine SBRT
Kidney (hilum)	16 Gy x1	2/3 volume	10.6 Gy		631	Spine SBRT
Large Bowel	1.8 Gy	50%	35 Gy		529	Anus
Large Bowel	1.8 Gy	35%	40 Gy		529	Anus
Large Bowel	1.8 Gy	5%	50 Gy		529	Anus
Larynx, glottic	mean	20 Gy			1016	Oropharynx
Larynx	2 Gy			45 Gy	0619, 0615, 0522	Postop H&N, definitive H&N, nasopharynx
Liver	3 Gy	>700 cc	<18 Gy		937	Lung
Lung, single	2 Gy	3 cm CW to field			413	Breast
Lungs, total	2 Gy	V20	20%		630	Sarcoma
Lungs, total	2 Gy	V20	37%		0617, 0623	Lung
Lungs, total	2 Gy	Mean	20 Gy		617	Lung
Lungs, total	3 Gy	Mean	20 Gy		937	Lung
Lungs, total	3 Gy	V20	<= 30%		937	Lung
Lungs, total	10-12 Gy x5	1500 cc	2.5 Gy/fx		813	Lung SBRT
Lungs, total	10-12 Gy x5	1000 cc	2.7 Gy/fx		813	Lung SBRT
Lungs, total	20 Gy x3	V20	10%	8 Gy/fx	618	Lung SBRT
Lungs, total	16 Gy x1	1000 cc	7.4 Gy		631	Spine SBRT
Mandible/TM joint	2 Gy			66 Gy	1016	Oropharynx
Mandible/TM joint	33 fxs	1 cc	75 Gy		615	Nasopharynx
Mandible/TM joint	33 fxs			70 Gy	615	Nasopharynx
Optic chiasm	33 fxs			50 Gy	615	Nasopharynx
Optic chiasm	1.8-2 Gy			54 Gy (0.03 cc)	539	Intermediate risk meningioma
Optic chiasm	1.8-2 Gy			56 Gy (0.03 cc)	0539, 0825	High risk meningioma, Glioblastoma
Optic nerve	1.8-2 Gy			50 Gy (0.03 cc)	0539, 0615	Intermediate risk meningioma, nasopharynx
Optic nerve	1.8-2 Gy			55 Gy (0.03 cc)	0539, 0825	High risk meningioma, Glioblastoma
Oral cavity	33 fxs	Mean	<40 Gy		615	Nasopharynx
Oral cavity (non-involved)	2 Gy	Mean	<30 Gy	60 Gy	1016	Oropharynx
Parotid Glands	2 Gy	Mean one gland	<26 Gy		0619, 0522, 1016	Postop H&N, Definitive H&N, Oropharynx
Parotid Glands	2 Gy	D50 one gland	<30 Gy		0619, 0522	Postop H&N, definitive H&N
Parotid Glands	2 Gy	Combined 20 cc	<20 Gy		0619, 0522	Postop H&N, definitive H&N
Pharynx, postcricoid	33 fxs			45 Gy	615	Nasopharynx
Pharynx, posterior wall	2 Gy	33%	50Gy		1016	Oropharynx
Pharynx, posterior wall	2 Gy	15%	60Gy		1016	Oropharynx
Pharynx, posterior wall	2 Gy	Mean	45Gy		1016	Oropharynx
Penile Bulb	1.8 Gy	Mean	51 Gy		415	Prostate
Rectum	1.8 Gy	60%	30 Gy		418	Endometrial
Rectum	1.8-2 Gy	50%	55 Gy		712	Bladder
Rectum	1.8 Gy	50%	50 Gy		0621, PMID 18947938	Prostate
Rectum	1.8 Gy	50%	60 Gy		415	Prostate
Rectum	1.8 Gy	35%	65 Gy		415	Prostate
Rectum	1.8 Gy	25%	66.8 Gy		621	Prostate
Rectum	1.8 Gy	25%	70 Gy		415	Prostate
Rectum	1.8 Gy	15%	75 Gy		415	Prostate
Rectum*	1.8 Gy	55%	40 Gy		534	Postop prostate
Rectum*	1.8 Gy	35%	65 Gy		534	Postop prostate
Rectum	1.8 Gy	20%	70 Gy		PMID 18947938	RTOG Prostate Group Consensus 2009
Rectum	16 Gy x1	20 cc	14.3 Gy		631	Spine SBRT
Rectum	16 Gy x1			18.4 Gy	631	Spine SBRT
Retina	1.8-2 Gy			45 Gy (0.03 cc)	539	Intermediate risk meningioma
Retina	1.8-2 Gy			50 Gy (0.03 cc)	0539, 0825, 0615	High risk meningioma, glioblastoma, nasopharynx
Sacral Plexus	16 Gy x1	5cc	14.4 Gy		631	Spine SBRT
Sacral Plexus			18 Gy		631	Spine SBRT
Small Bowel	1.8 Gy	200 cc	30 Gy		529	Anus
Small Bowel	1.8 Gy	150 cc	35 Gy		529	Anus
Small Bowel	1.8 Gy	180 cc	35 Gy		822	Rectum
Small Bowel	1.8 Gy	100 cc	40 Gy		822	Rectum
Small Bowel	1.8 Gy	20 cc	45 Gy		529	Anus
Small Bowel	1.8 Gy	65 cc	45 Gy		822	Rectum

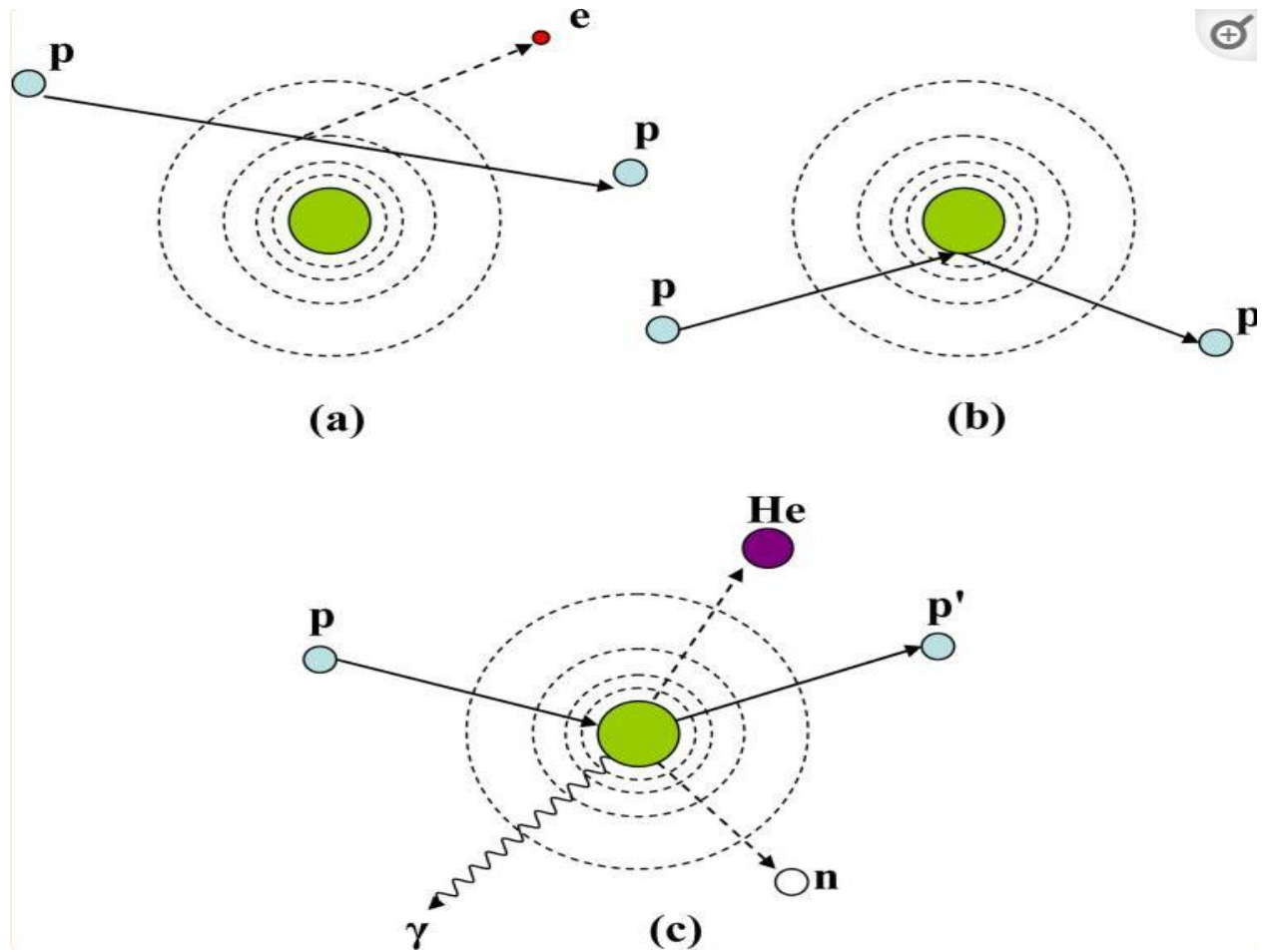
Small Bowel	1.8 Gy	180 cc	35 Gy		822	Rectum
Small Bowel	1.8 Gy	100 cc	40 Gy		822	Rectum
Small Bowel	1.8 Gy	20 cc	45 Gy		529	Anus
Small Bowel	1.8 Gy	65 cc	45 Gy		822	Rectum
Small Bowel	1.8 Gy			50 Gy	0822, 0529	Rectum, anus
Small Bowel	1.8 Gy			52 Gy	PMID 18947938	RTOG Prostate Group Consensus 2009
Small Bowel	1.8 Gy	30%	40 Gy		418	Endometrial
Small Bowel	3 Gy	150 cc	30 Gy		937	Lung
Small Bowel	3 Gy	100 cc	35 Gy		937	Lung
Small Bowel	3 Gy	50 cc	40 Gy		937	Lung
Small Bowel	3 Gy	1 cc	45 Gy		937	Lung
Small Bowel	4 Gy	100 cc	30 Gy		937	Lung
Small Bowel	4 Gy	50 cc	35 Gy		937	Lung
Small Bowel	4 Gy	1 cc	40 Gy		937	Lung
Skin	10-12 Gy x5	10 cc	6 Gy/fx		813	Lung SBRT
Skin	10-12 Gy x5			6.4 Gy/fx	813	Lung SBRT
Skin	20 Gy x3			8 Gy/fx	618	Lung SBRT
Skin	16 Gy x1	10 cc	23 Gy		631	Spine SBRT
Skin	16 Gy x1			26 Gy	631	Spine SBRT
Skin, longitudinal	2 Gy	50%	20 Gy		630	Sarcoma
Spinal Cord	1.8 Gy			45 Gy	0623, 0615	Lung, Nasopharynx
Spinal Cord	2 Gy			48 Gy (0.03 cc)	0619, 0522	Postop H&N, definitive H&N
Spinal Cord	2 Gy			50.5	617	Lung
Spinal Cord	1.8 Gy	10 cm	50 Gy		436	Esophagus
Spinal Cord	1.8 Gy	20 cm	47 Gy		436	Esophagus
Spinal cord	3 Gy			36 Gy	937	Lung
Spinal cord	4 Gy			30 Gy	937	Lung
Spinal cord PRV	2 Gy	0.03	48 Gy		1016	Oropharynx
Spinal Cord	10-12 Gy x5	0.25 cc	4.5 Gy/fx		813	Lung SBRT
Spinal Cord	10-12 Gy x5	0.5 cc	2.7 Gy/fx		813	Lung SBRT
Spinal Cord	10-12 Gy x5			6 Gy/fx	813	Lung SBRT
Spinal Cord	12 Gy x4	0.35 cc	5.2 Gy/fx		915	Lung SBRT
Spinal Cord	12 Gy x4	1.2 cc	3.4 Gy/fx		915	Lung SBRT
Spinal Cord	20 Gy x3			6 Gy/fx	618	Lung SBRT
Spinal Cord*	16 Gy x1	1.2 cc	7 Gy		631	Spine SBRT
Spinal Cord*	16 Gy x1	10%	10 Gy		631	Spine SBRT
Spinal Cord	16 Gy x1	0.35 cc	10 Gy		631	Spine SBRT
Stomach	16 Gy x1	10 cc	11.2 Gy		631	Spine SBRT
Stomach	16 Gy x1			16 Gy	631	Spine SBRT
Submandibular Gland	2 Gy	mean	<39 Gy		1016	Oropharynx
Testis	2 Gy	50%	3 Gy		630	Sarcoma
Trachea/Larynx	16 Gy x1			20.2 Gy	631	Spine SBRT
Trachea/Larynx	16 Gy x1	5cc	11.9 Gy		631	Spine SBRT
Vulva	2 Gy	50%	30 Gy		630	Sarcoma

ცხრილი 1. RTOG OAR

პროტონების ურთიერთქმედების მექანიზმები

სურათ 4 -ზე ასახულია რამდენიმე მექანიზმს, რომლითაც პროტონი ურთიერთქმედებს ატომთან ან ბირთვთან: კულონური ურთიერთქმედება ატომურ ელექტრონებთან, კულონური ურთიერთქმედება ატომის ბირთვთან, ბირთვული რეაქციები და ბრემსშტრაულინგი. პირველი რიგის მიახლოებით, პროტონები განუწყვეტლივ კარგავენ კინეტიკურ ენერგიას ატომურ ელექტრონებთან ხშირი არაელასტიური კულონური ურთიერთქმედების გამო. პროტონების უმეტესობა მოძრაობს თითქმის სწორ ხაზზე, რადგან პროტონის მასა 1832 -ჯერ აღემატება ელექტრონის მასას. პროტონი , რომელიც გადის ატომის ბირთვთან ახლოს, განიცდის ელასტიურ კულონურ ურთიერთქმედებას, რომელიც, ბირთვის დიდი მასის გამო,

გადახრის პროტონს მისი თავდაპირველი ტრაექტორიიდან. პროტონების და ატომის ბირთვის შორის არაელასტიური ბირთვული რეაქციები ნაკლებად ხშირია, მაგრამ ინდივიდუალური პროტონის შემთხვევაში, ბევრად უფრო ღრმა ეფექტი აქვს. ბირთვული რეაქციის დროს პროტონი შედის ბირთვში; ბირთვიდან შეიძლება ამოვარდეს პროტონი, დეიტრონი, ტრიტონი ან უფრო მზიმე იონი ან ერთი ან მეტი იონი. პროტონის ბრემშტრაუინგი შესაძლებელია, მაგრამ პროტონის თერაპიული სხივის ენეგიაზე ეს ეფექტი უმნიშვნელოა (Wayne D Newhauser, 2015).



სურათი 4. პროტონების ურთიერთქმედების მექანიზმი.

Interaction Type	Interaction Target	Principal Ejectiles	Influence on Projectile	Dosimetric Manifestation
Inelastic Coulomb scattering	Atomic electrons	Primary proton, ionization electrons	Quasi-continuous energy loss	Energy loss determines range in patient
Elastic Coulomb scattering	Atomic nucleus	Primary proton, recoil nucleus	Change in trajectory	Determines lateral penumbral sharpness
Non-elastic nuclear reactions	Atomic nucleus	Secondary protons and heavier ions, neutrons, and gamma rays	Removal of primary proton from beam	Primary fluence, generation of stray neutrons, generation of prompt gammas for <i>in vivo</i> interrogation
Bremsstrahlung	Atomic nucleus	Primary proton, Bremsstrahlung photon	Energy loss, change in trajectory	Negligible

(Wayne D Newhauser, 2015)

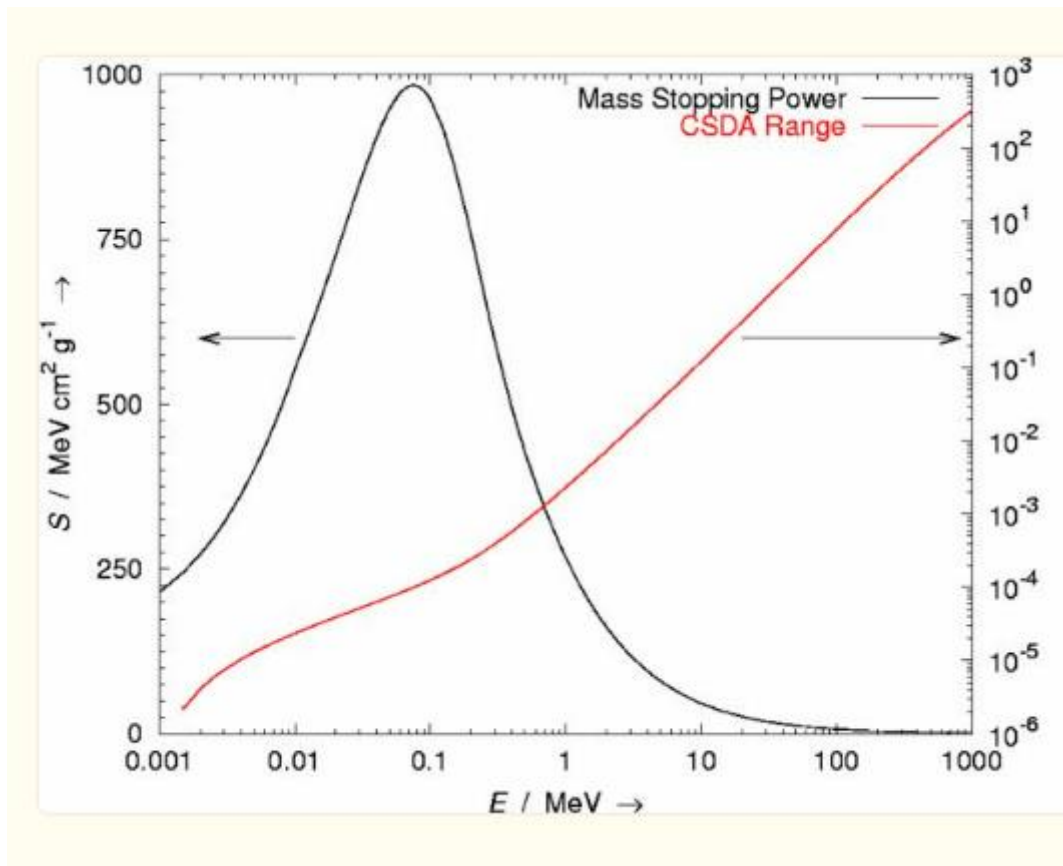
ცხრილი 2. პროტონების ურთიერთქმედების ტიპების, სამიზნეების, ამოვარდნის, შერჩეული დოზიმეტრული გამოვლინებების შეჯამება.

ენერჯის დაკარგვის მაჩვენებელი

იონების ენერჯის დაკარგვის სიჩქარე, ან ხაზოვანი გაჩერების ძალა, განისაზღვრება dE და dx კოეფიციენტებით, სადაც E არის ენერჯია ხოლო X მანძილი.

$$\frac{S}{\rho} = -\frac{dE}{\rho dx},$$

(Wayne D Newhauser, 2015)

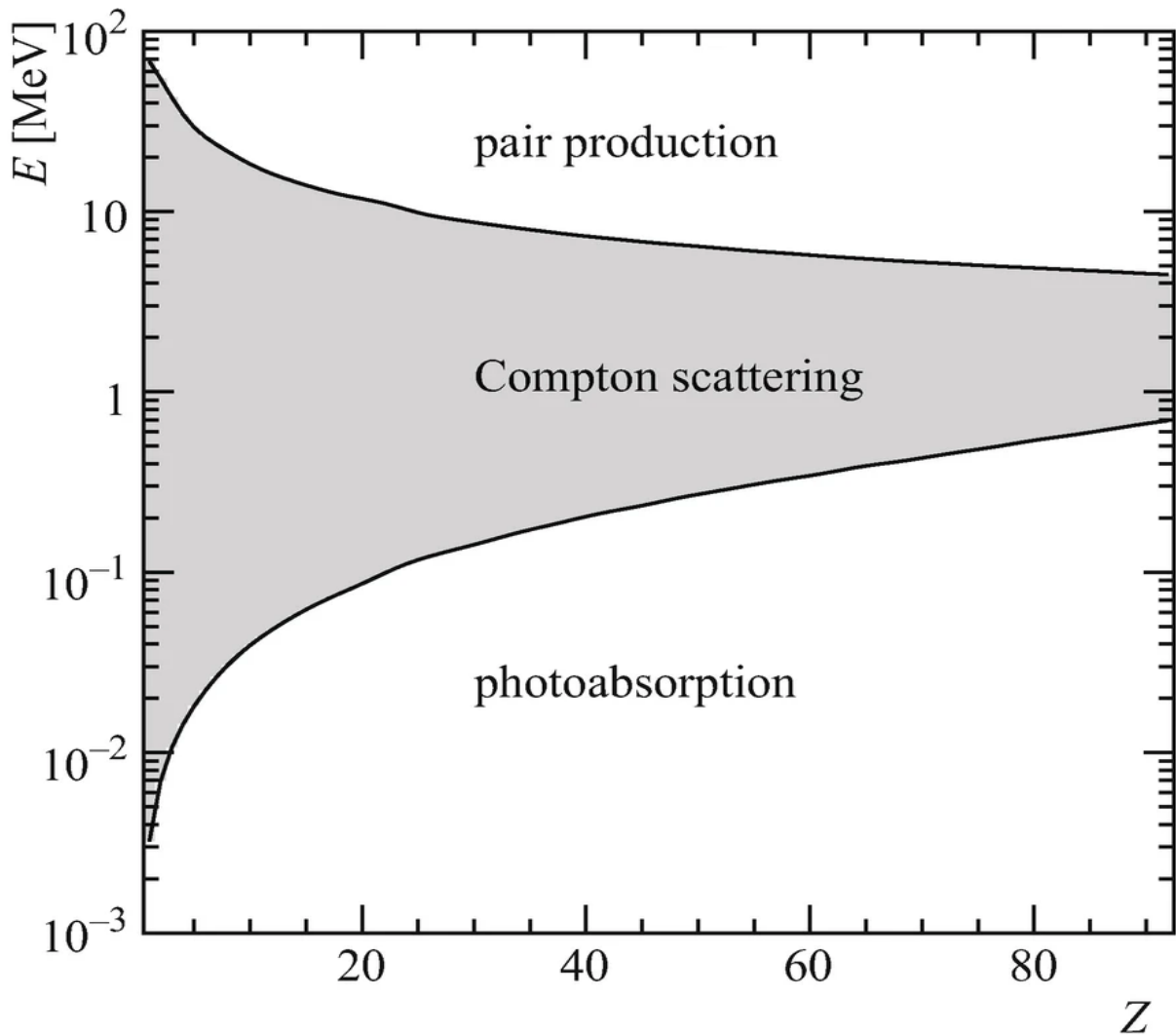


ფორმულა 1. მასის შეჩერების ძალა. ρ არის შთანთქმელების მასის სიმკვრივე (გაჩერების ძალა განისაზღვრება სხივისთვის და არა ნაწილაკისთვის).

დიაგრამა 1. მასის შეჩერების ძალა (S) იონური ენერჯის (E) პროტონებისთვის თხევად წყალში. შესაბამისი დიაპაზონი (R), გამოთვლილი S მნიშვნელობების გამოყენებით და უწყვეტი შენელების მიახლოებით ($CSDA$).

ფოტონების ურთიერთქმედება

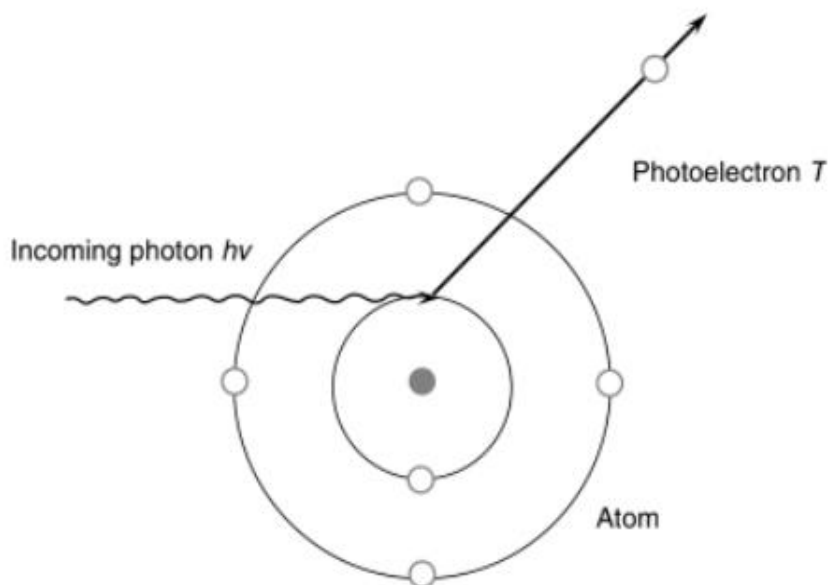
ფოტონები ურთიერთქმედებენ მატერიასთან მთელი რიგი მექანიზმების მეშვეობით, რომლებიც შეიძლება კლასიფიცირდეს სამიზნის ტიპისა და ურთიერთქმედების ეფექტის მიხედვით. ულტრაიისფერი დიაპაზონის მიღმა ენერგიებში დომინანტური პროცესებია ფოტოელექტრული შთანთქმა, კომპტონის გაბნევა და წყვილების წარმოქმნა. როგორც დიაგრამა 2-ზე ჩანს, ფოტონის დაბალი ენერგიების დროს ყველაზე ხშირია შთანთქმა, მაღალი ენერგიების დროს წყვილების წარმოქმნა და შუალედურ ენერგეტიკულ დიაპაზონში კომპტონის გაბნევა დომინირებს.



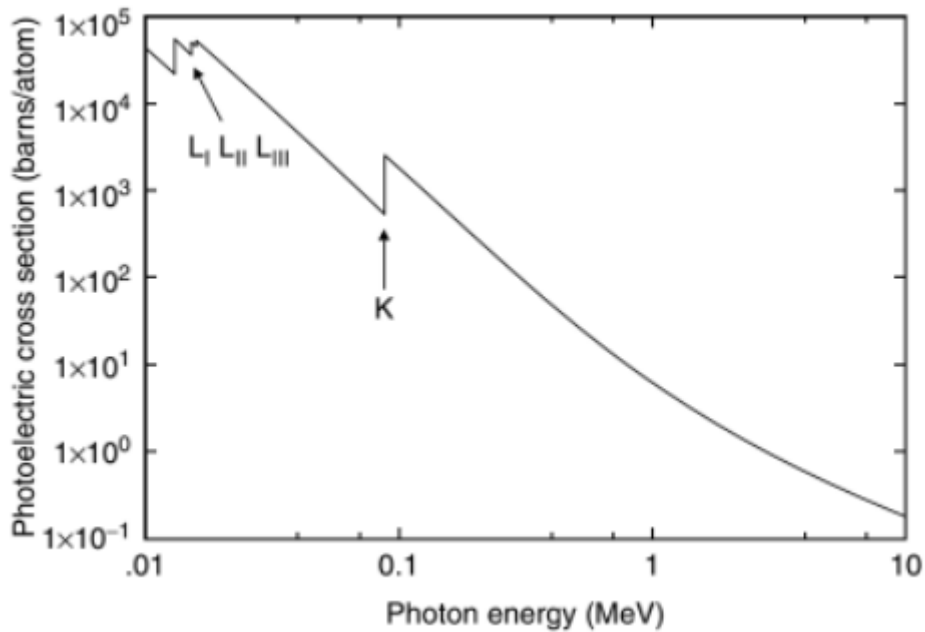
დიაგრამა 2. Z მშთანთქმელის ატომური ნომერია, ხოლო E ფოტონის ენერგია.

ფოტოელექტრული შთანთქმა

ფოტოელექტრული შთანთქმა ნაჩვენებია სურათ 5- ზე. ამ პროცესისას შემომავალი ფოტონი ურთიერთქმედებს ატომთან და შთაინთქმება. ატომის ელექტრონი გამოიდევენება T კინეტიკური ენერგიით ერთ-ერთი ატომური შრიდან. მისი კინეტიკური ენერგია მოცემულია ფორმულით $T = h\nu - E_B$. ფორმულაში $h\nu$ არის ურთიერთქმედი ფოტონის ენერგია, ხოლო E_B არის ბმის ენერგია. პროცესი არ შეიძლება მოხდეს თავისუფალი ელექტრონით. ატომი საჭიროა იმპულსის შესანარჩუნებლად. ბირთვის მძიმე მასის გამო, ატომზე გადაცემული ენერგია უმნიშვნელოა.



სურათი 5. ფოტონი ენერგიით $h\nu$ ურთიერთქმედებს ატომთან და ამოაგდებს ფოტოელექტრონს ენერგიით T .



სურათი 6. ტყვიის მთლიანი ფოტოელექტრული შთანთქმის კვეთა, როგორც ფოტონის ენერჯიის ფუნქცია. ენერჯიის დიაპაზონია 10 კევიდან 10 მეგაბდე. მითითებულია L_I, L_{II}, L_{III} და K შთანთქმის კიდეების პოზიციები. (მონაცემები აღებულია Berger, M. J. and Hubbell, J. H., XCOM: Photon Cross Sections on a Personal Computer, 87–3597, NBS, Washington, DC, 1987.)

ზოგადად ფოტოელექტრული შთანთქმის კვეთა σ_{pe} მკვეთრად იზრდება ფოტონის ენერჯიის შემცირებით.

ფოტოელექტრული შთანთქმის ურთიერთქმედებისას, შემხვედრი ფოტონი ქრება და მისი ენერჯია გადაეცემა სამიზნე ატომს (ან ატომების ჯგუფს). E ენერჯიის მქონე ფოტონების მონოქრომატული სხივის I ინტენსივობა ექსპონენტურად მცირდება მასალაში შეღწევის სიღრმის x ფუნქციის მიხედვით: $I(x) = I_0 e^{-\mu x}$ (Hans Bihel, 2020) სადაც μ არის წრფივი შესუსტების კოეფიციენტი.

კომპტონის ეფექტი

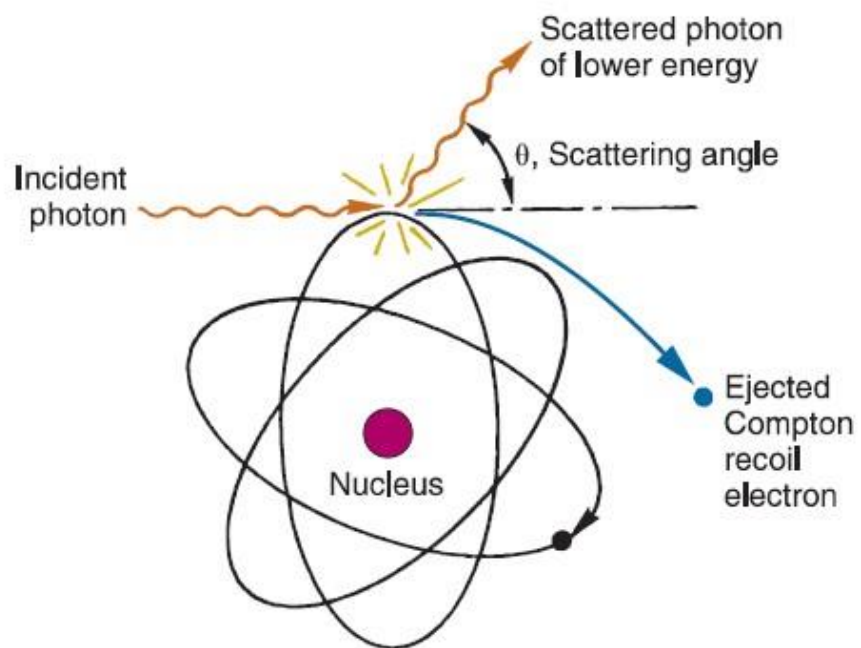
კომპტონის გაბნევა გულისხმობს ფოტონის შეჯახებას სუსტად ბმულ ელექტრონთან, რის შედეგადაც ფოტონი თავისი ენერჯიის ნაწილს ელექტრონს გადასცემს და გადახრილია გავრცელების თავდაპირველი მიმართულებიდან. ენერჯიის hw ფოტონს აქვს hw/c იმპულსი. ენერჯია-იმპულსის შენახვის კანონზე დაყრდნობით, თუ მხედველობაში არ მივიღებთ ატომში ელექტრონის ბმის ენერჯიას, გაბნეული ფოტონის

ენერგია შეიძლება გამოითვალოს ფორმულით: $\hbar\omega' = \frac{\hbar\omega}{(1 + \frac{\hbar\omega}{m_e c^2}(1 - \cos\theta))}$ (ედიშერ,

2018) , სადაც $\hbar\omega$ ფოტონის თავდაპირველი ენერგიაა, ხოლო θ გაბნევის კუთხე.

ელექტრონის ენერგია $T = E - E'$ მინიმალურია 180 გრადუსზე და მაქსიმალური ენერგია გამოიხატება ფორმულით:

$$E_e^{max} = E_0 - E_1^{min} = E_0 - \frac{E_0}{1 + \frac{2E_0}{m}} = \frac{E_0^2}{E_0 + \frac{m}{2}}$$



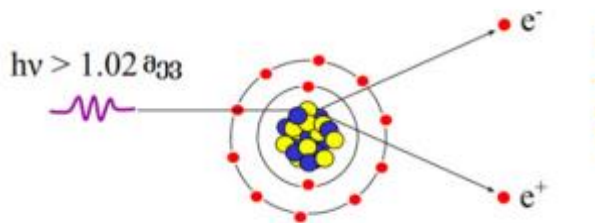
სურათი 7. კომპტონის გაბნევა

ფორმულა 2.

გაბნეული ელექტრონის მაქსიმალური ენერგია.

წყვილების წარმოქმნა

ფოტონის ენერგიებზე, რომელიც აღემატება ელექტრონის მასის გაორმაგებულ მნიშვნელობას ($2mc^2$), ყველაზე ალბათურია ფოტონის გაქრობა და ელექტრონ-პოზიტრონული წყვილების დაბადება, რომელთა ჯამური ენერგია უდრის ფოტონის E ენერგიას. ელექტრონი და პოზიტრონი ნივთიერებაში ენერგიას კარგავენ და ჩერდებიან. პოზიტრონის ელექტრონთან ურთიერთქმედება იწვევს ამ ნაწილაკების გაქრობას (ანიჰილაციას), რომლის დროს მათი ენერგია ორი ფოტონის კინეტიკურ ენერგიაში გადადის



სურათი 8. ელექტრონულ-პოზიტრონული წყვილების წარმოქმნა.

მკურნალობის ტექნიკები

IMRT

IMRT - ის პროცნციპია პაციენტოს მკურნალობა სხვადასხვა მიმართულებიდან (ან უწყვეტი ბრუნით) არაერთგვაროვანი ფლუენსით (ნაწილაკების ნაკადი რომელიც კვეთს ერთეულ ფართობს), რომელიც ოპტიმიზირებულია მაღალი დოზის მისაღებად სამიზნე მოცულობასა და მის მიმდებარე ნორმალურ სტრუქტურების რაც შეიძლება დაბალი დოზით დასასხივებლად. მკურნალობის დაგეგმვის პროგრამა თითოეულ სხივს ჰყოფს დიდი რაოდენობის პატარა სხივებად და განსაზღვრავს მათი ფლუენსის ან წონის ოპტიმალურ განლაგებას. ოპტიმიზაციის პროცესი მოიცავს ინვერსიულ დაგეგმარვას,

რომელშიც სხივის წონა ან ინტენსივობა რეგულირდება გეგმის წინასწარ განსაზღვრული დოზის კრიტერიუმების დასაკმაყოფილებლად. როდესაც სიმსივნე კარგად არ არის გამოყოფილი რისკის ქვეშ მყოფი მიმდებარე ორგანოებისგან, შეიძლება არ არსებობდეს ერთიანი ინტენსივობის სხივების პრაქტიკული კომბინაცია, რომელიც უსაფრთხოდ მკურნალობს სიმსივნეს და დაზოგავს ჯანსაღ ორგანოებს. ასეთ შემთხვევებში, IMRT-ის დამატება სხივის ფორმირებაში იძლევა საშუალებას მიზნის მისაღწევად . IMRT მოითხოვს ათიათასობით ინდივიდუალური სხივის ინტენსივობის დაყენებას. ამ ამოცანის შესრულება შეუძლებელია ხელით და მოითხოვს მრავალფოთლიანი კოლიმატორის გამოყენებას (MLC) და კომპიუტერის დახმარებით ოპტიმიზაციის სპეციალიზებული მეთოდების გამოყენებას. IMRT არის ძალიან სასარგებლო ინსტრუმენტი რთული პრობლემების მოსაგვარებლად, რომლებიც დოზიმეტრულად ვერ გადაიჭრებოდა წინა IMRT ეპოქაში.

რადიაციული მკურნალობის მოწინავე ტექნოლოგიები, როგორცაა IMRT, მოითხოვს პაციენტის იმობილიზაციისა და გამოსახულებით ხელმძღვანელობის გაუმჯობესებულ ტექნიკას. არსებობს კამათი იმიას შესახებ, თუ რომელი გამოსახულებით ხელმძღვანელობა უკეთესი IMRT-ით ზუსტი სარგებლობისათვის.

პროტონები

ზოგიერთი რადიაციული ონკოლოგი მიიჩნევს, რომ IMRT- ის უკეთესი შედეგის მიღწევა შესაძლებელია პროტონების დოზის განაწილების მეშვეობით. არსებობს რამდენიმე ქიისი სადაც პროტონების სამკურნალოდ გამოყენების უპირატესობა აშკარაა (ზოგიერთი პედიატრიული და თავის ქალაზე დაფუძნებული სიმსივნე და რადიორეზისტენტული სიმსივნეები რთულ ადგილებში, როგორცაა ხერხემლის ქონდროსარკომა). ამჟამად პროტონული საშუალებების დაყენების ღირებულება ამცირებს პროტონოთერაპიის გამოყენებას, მაგრამ გაიდლაინები შემუშავებულია.

3D კონფორმული რადიოთერაპია

სამგანზომილებიანი კონფორმული თერაპიაში იგულისხმება მკურნალობა, რომელიც დაფუძნებულია 3 -D ანატომიური ინფორმაციაზე და გამოყენებულია მკურნალობის ველები, რომლებიც მაქსიმალურად შეესაბამება სიმსივნის სამიზნე მოცულობას ადექვატური დოზის მიწოდების მიზნით და ჯანსაღ ქსოვილზე მოსული შესაძლო მინიმალური დოზით. გაფართოვდა კონფორმული დოზის განაწილების კონცეფცია და საშუალებას იძლევა სიმსივნის კონტროლის ალბათობის მაქსიმალურ გაზრდას (TCP) და ნორმალური ქსოვილების გართულების ალბათობის შემცირებას (NTCP). ამრიგად, 3 -D CRT ტექნიკა მოიცავს ფიზიკურ და ბიოლოგიურ რაციონალებს სასურველი კლინიკური შედეგების მისაღწევად.

მიუხედავად იმისა, რომ 3 -D CRT მოითხოვს დოზის ოპტიმალურ განაწილებას, ამ მიზნების მისაღწევად მრავალი წინააღმდეგობა არსებობს. ყველაზე მთავარი შეზღუდვა არის სიმსივნის მასშტაბის ცოდნა. გამოსახულების თანამედროვე მიღწევების მიუხედავად, კლინიკური სამიზნე მოცულობა (CTV) ხშირად ბოლომდე არ არის შესამჩნები. დაავადების ინვაზიური შესაძლებლობებიდან გამომდინარე, ის, რაც იმიჯირებულია, ჩვეულებრივ არ არის CTV. ეს შეიძლება იყოს რასაც უწოდებენ სიმსივნის მთლიან მოცულობას (GTV). ამგვარად, თუ cross section- ზე დახატული CTV გამოსახულებები სრულად არ მოიცავს დაავადების მიკროსკოპულ გავრცელებას, 3-D CRT კარგავს კონფორმულობის მნიშვნელობას. თუ დაავადებული ქსოვილის რომელიმე ნაწილი გამოტოვებულია ან არასაკმარისად არის დოზირებული, ეს აუცილებლად გამოიწვევს წარუმატებლობას, მიუხედავად მთელი ზრუნვისა და ძალისხმევისა, რომელიც დახარჯულია მკურნალობის დაგეგმვის, მკურნალობის მიწოდებისა და ხარისხის უზრუნველყოფის დროს. TCP-ის თვალსაზრისით, CTV-ის ლოკალიზაციის სიზუსტე უფრო კრიტიკულია 3-D CRT-ში, ვიდრე იმ ტექნიკაში, რომლებიც იყენებენ მორგებულ ფართო ველებს სიმსივნის ლოკალიზაციის გაურკვევლობის კომპენსაციისთვის.

CTV-ის შეფასებასა და ლოკალიზაციაში არსებული სირთულეების გარდა, არის სხვა პოტენციური შეცდომები, რომლებიც გასათვალისწინებელია 3-D CRT-ის დაგეგმვამდე. პაციენტის მოძრაობამ, მათ შორის სიმსივნის მოცულობის, კრიტიკული ორგანოებისა და გარე ფიდუციალური ნიშნების (სიმსივნის მოცულობის მეტალის

მარკერებით მონიშვნა) გამოსახულების, სიმულაციისა და მკურნალობის დროს, შეიძლება გამოიწვიოს სისტემატური და შემთხვევითი შეცდომები, რომლებიც უნდა იყოს გათვალისწინებული სამიზნე მოცულობის დაგეგმვისას (PTV). საკმარისი საზღვრების დაშვების შემდეგ PTV-ის ლოკალიზაციისას, სხივის დიაფრაგმა ყალიბდება, რათა შეესაბამებოდეს და ადეკვატურად დაფაროს PTV (მაგ., 95%-დან 105%-მდე იზოდოზის ზედაპირზე დანიშნულ დოზასთან შედარებით). ამიტომ, საკმარისი ზღვარი უნდა იყოს მინიჭებული PTV მონახაზსა და ველის ზღვარს შორის რათა PTV-იმ მიიღოს ადეკვატური დოზა ყოველ მკურნალობის სესიაზე. საბოლოო PTV უნდა ეფუძნებოდეს არა მხოლოდ მოცემულ ვიზუალიზაციის მონაცემებს და სხვა დიაგნოსტიკურ კვლევებს, არამედ კლინიკურ გამოცდილებას, რომელიც მიღებულ იქნა ამ დაავადების მართვაში.

მაშინაც კი, თუ ველები ოპტიმალურად არის შემუშავებული, სიმსივნის ბიოლოგიური პასუხი და ნორმალური ქსოვილები უნდა იქნას გათვალისწინებული 3-D CRT მიზნების მისაღწევად. მკურნალობის გეგმის ოპტიმიზაცია არა მხოლოდ დოზის განაწილებით უნდა შეფასდეს(დოზა მოცულობის ჰისტოგრამა DVH), არამედ მოცემული დაავადების და დასხივებულ ნორმალური ქსოვილებზე მოსულ დოზაზე შესაბამისი რეაქციის მახასიათებლის თვალსაზრისით.

დაგეგმარების პროცესსა და მკურნალობის პროცესში გამოყენებული ტერმინოლოგია

GTV სიმსივნის მთლიანი მოცულობა

სიმსივნის მთლიანი მოცულობა (GTV) არის პირველადი სიმსივნე ან სხვა სიმსივნური მასა, რომელიც ნაჩვენებია კლინიკური გამოკვლევით. GTV არის რეალური კონტური და შეიძლება შეიცავდეს პირველად სიმსივნეს (GTV-T) და/ან მეტასტაზური ლიმფადენოპათიას (GTV-N) ან შორეული მეტასტაზებს (GTV-M). GTV ყოველთვის

შეიცავს სიმსივნური უჯრედების უმაღლეს სიმკვრივეს. GTV აღარ გვაქვს სრული ქირურგიული რეზექციის შემდეგ.

CTV კლინიკური სამიზნე მოცულობა

კლინიკური სამიზნე მოცულობა CTV არის უბანი, რომელიც გარს ეკვრის სიმსივნურ უბანს და გვიჩვენებს სიმსივნის ალბათურ გავრცელებას. მასში შეიძლება მოიაზრობდეს სიმსივნის მახლობლად არსებული ლიმფური კვანძები, რომლებიც შეიძლება იყვნენ დაავადებულნი და საჭიროებდნენ მკურნალობას. CTV -ის კონტურიებისას დიდი მნიშვნელობა აქვს სამიზნის მდებარეობას, ლოკალიზაციას, იმას თუ როგორაა იგი განლაგებული რისკ ორგანოებთან. თანამედროვე კვლევითი მოწყობილობების მეშვეობით უკვე შესაძლებელია სიმსივნის სამიზნე მოცულობის ზუსტი ინდენტიფიცირება.

PTV დაგეგმარების სამიზნე მოცულობა

PTV არის კონტური, რომელიც დაგეგმარების დროს დასასხივებელ უბანად მონიშნება. მკურნალობისას პაციენტი შეიძლება გაინძრეს ან შინაგანმა ორგანოებმა ფორმა ან ზომა შეიცვალოს, ასევე შესაძლებელია კლინიკური სამიზნე მოცულობის ადგილმდებარეობის ცვლილება. იმისათვის, რომ უზრუნველყოფილი იყოს CTV- ზე ერთგვაროვანი დოზის მიცობა დასხივების ფრაქციული კურსის განმავლობაში, საჭიროა დაემატოს მარჯნები CTV-ის გარშემო. ამ საზღვრებზე შემოსაზღვრულ კონტურს კი PTV ეწოდება.

(OAR) რისკის ქვეშ მყოფი ორგანოები

დასასხივებელ უბანთან ახლოს შეიძლება იყოს მგრძობიარე ჯანსაღი ქსოვილები, რომელთა რადიაციისადმი მგრძობიარეობამ შეიძლება მნიშვნელოვნად იმოქმედოს მკურნალობის დაგეგმვასა და დანიშნულ დოზაზე

Irradiated volume დასხივებული მოცულობა

ეს არის ქსოვილის მოცულობა, რომელიც დასხივებულია იმ დოზამდე, რომელიც ითვლება მნიშვნელოვანად ნორმალური ქსოვილის ტოლერანტობის თვალსაზრისით და დამოკიდებულია გამოყენებული მკურნალობის ტექნიკაზე.

Treated volume დამუშავებული მოცულობა

ეს არის ქსოვილის მოცულობა, რომელიც დაგეგმილია განსაზღვრული დოზის მისაღებად და შემოიფარგლება ამ დოზის დონის შესაბამისი იზოდოზის ზედაპირით, მაგ. 95 პროცენტი.

დაგეგმარებისათვის საჭირო გამოსახულები

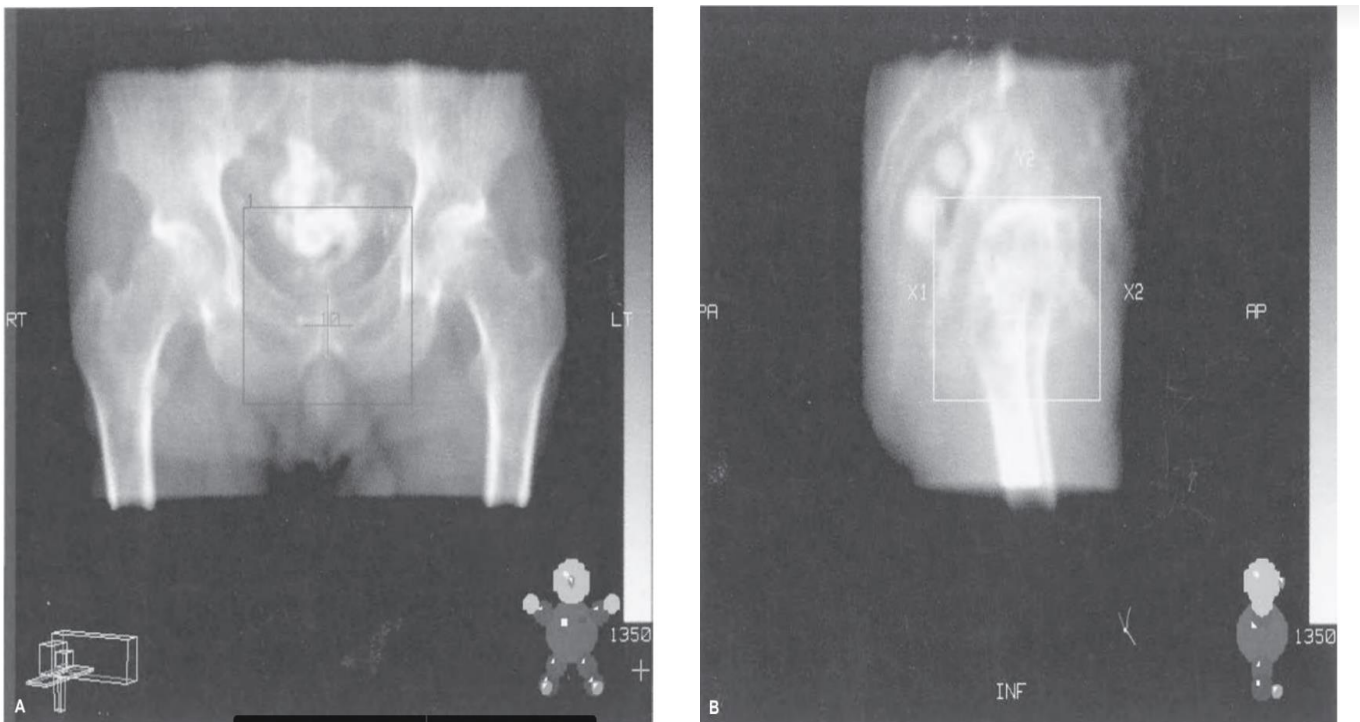
მაღალი ხარისხის ანატომიურ სურათებები საჭირონი არიან რათა აკურატულად განვასხვავოთ სამიზნე მოცულობები ნორმალურ ქსოვილებსგან. მკურნალობის დაგეგმვის თანამედროვე ვიზუალიზაციის მეთოდები მოიცავს კომპიუტერულ ტომოგრაფიას (CT), მაგნიტუ რეზონანსულ გამოსახულებას (MRI), ულტრაბგერას(US), პოზიტრონ-ემისიურ ტომოგრაფიას(PET) და ფოტონ-ემისიურ ტომოგრაფიას(SPECT). CT და MRI ყველაზე ხშირად გამოყენებული პროცედურებია.

CT

CT გამოსახულება რეკონსტრუირებულია შესაბამისი წრფივი შესუსტების კოეფიციენტების მატრიციდან და CT სკანერის მეშვეობით იზომება. მატრიცა, როგორც წესი შედგება 512×512 სურათის ელემენტებისგან, რომლებსაც პიქსელები ეწოდებათ. CT სკანერში გამოყენებული სკანირების სხივების წრფივი შესუსტების კოეფიციენტების ზომებით შეიძლება შესაბამისი პიქსელების ჩაწერა. ქსოვილის შემცვლელი ფანტომების

გამოყენებით შესაძლებელია CT სკანერის კალიბრაცია. შესაძლებელია დადგინდეს კავშირი პიქსელის მნიშვნელობასა ესოვილის სიმკვრივეს შორის. ეს საშუალებას იძლევა პიქსელ-პიქსელ კორექციას ესოვილის არაჰომოგენურობისთვის დოზის განაწილების გამოთვლაში.

3 - D მკურნალობის დროს ერთ-ერთი მნიშვნელოვანი მახასიათებელია გამოსახულების რეკონსტრუქციის შესაძლებლობა ორიგინალური განივი გამოსახულების გარდა სხვა სიბრტყეში. მათ უწოდებენ ციფრულად რეკონსტრუქტირებულ რენტგენოგრაფიას(DRR).



სურათი 9. A- Frontal, B- Latera. (Faizer M. Khan).

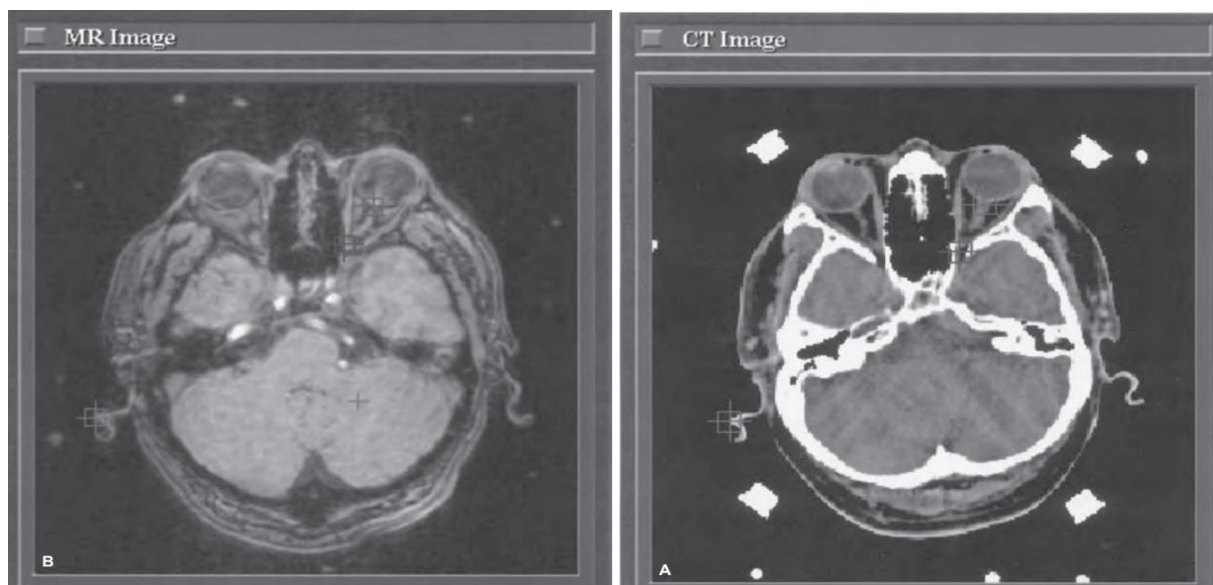
მაღალი ხარისხი DRR ის მისაღებათ არა მხოლოდ მაღალი კონტრასტის და კარგი გარჩევადობაა საჭირო, არამედ ნაჭრების სისქე უნდა იყოს საკმარისად პატარა. საჭიროებიდან გამომდინარე, ჩვეულებრივ გამოიყენება 2-დან 10 მმ-დე. მაგალითად, უფრო თხელი ნაჭრები ან მაღალი ხარისხის DRR-ები გამოიყენება სიმსივნის ლოკალიზაციისთვის ხოლო უფრო შედარებით სქელი ნაჭრები სიმსივნის მოცულობის გარე რეგიონებისთვის.

MRI

MRI გამოსახულებები შეიძლება გამოყენებული იყოს ცალკე ან CT სურათებთან ერთად. ზოგადად, MRI - ის აქვს უპირატესობა CTს -თან შედარებით როდესაც რბილ ქსოვილების აღქმასთან გვაქვს საქმე. მაგალითად: ცენტრალური ნერვული სისტემის სიმსივნეების დროა და ანომალიების დროს ტვინში. ასევე MRI შესაფერისია თავის დაკისრის კიბოს, სარკომების, პროსტატოს ჯირკვლისა და ლიმფური კვანძების გამოსახულების მისაღებად. მეორეს მხრივ, ის არ არის მგრძობიარე ძვლის სტრუქტურების მიმართ, ხოლო CT საუკეთესოა ამ მხრივ.

განსხვავება CT - სა და MRI - ის შორის სხივური თერაპიის დაგეგმარების დროს

ერთ-ერთი განსხვავება CT -სა MRI -ის შორის არის ის, რომ პირველი დაკავშირებულია ელექტრონის სიმკვრივესთან და ატომურ რიცხვთან (ფაქტობრივად წარმოადგენს რენტგენის ხაზოვანი შესუსტების კოეფიციენტებს), ხოლო MRI აჩვენებს პროტონის სიმკვრივის განაწილებას. მიუხედავად იმისა, რომ ორივე მოდალობის საუკეთესო სივრცითი გარჩევადობა მსგავსია (~ 1 მმ), MRI -ის გაცილებით მეტი დრო სჭირდება და შესაბამისად, პაციენტს უჭირს უმოძრაოდ წოლა. ამიტომ მკურნალობის დაგეგმარების პროცესში შედარებით არაეფექტურია. CT ასევე უზრუნველყოფს საუკეთესო გეომეტრულ სიზუსტეს და შესაბამისად, CT უპირატესობით სარგებლობს სხვა მოდალურ სურათებთან შედარებით.





სურათი 10. სურათის რეგისტრაცია. (Faizer M. Khan)

ტერმინი რეგისტრაცია, რომელიც გამოიყენება სურათებზე, გულისხმობს სხვადასხვა სურათების მონაცემთა ნაკრების კორელაციის პროცესს შესაბამისი სტრუქტურებუს ან რეგიონების იდენტიფიცირებისთვის. სურათის რეგისტრაცია ხელს უწყობს სურათების შედარებას ერთი გამოკვლევიდან მეორეზე და აერთიანებს მათ მონაცემთა ერთ ნაკრებში, რომელიც შეიძლება გამოყენებულ იქნას მკურნალობის დაგეგმვისთვის. მაგალითად, ახლა ხელმისაწვდომია კომპიუტერული პროგრამები, რომლებიც გამოსახულების შერწყმის საშუალებას იძლევა. მაგალითად MRI -ზე დანახული სტრუქტურების გადატანა შესაძლებელია CT სურათებზე. რეგისტრაციის სხვადასხვა ტექნიკა მოიცავს წერტილიდან წერტილამდე მორგებას, სურათების ინტერაქტიულად გადანაწილებას მონაცემთა ორ ნაკრებში, და ზედაპირის ან ტოპოგრაფიის დამთხვევით.

მკურნალობის დაგეგმარების პროცესი

მთავარი განსხვავება 3-D CRT-სა და ჩვეულებრივი სხივური თერაპიის მკურნალობის დაგეგმვას შორის არის ის, რომ პირველი მოითხოვს 3-D ანატომიური ინფორმაციის ხელმისაწვდომობას და მკურნალობის დაგეგმვის სისტემას, რომელსაც

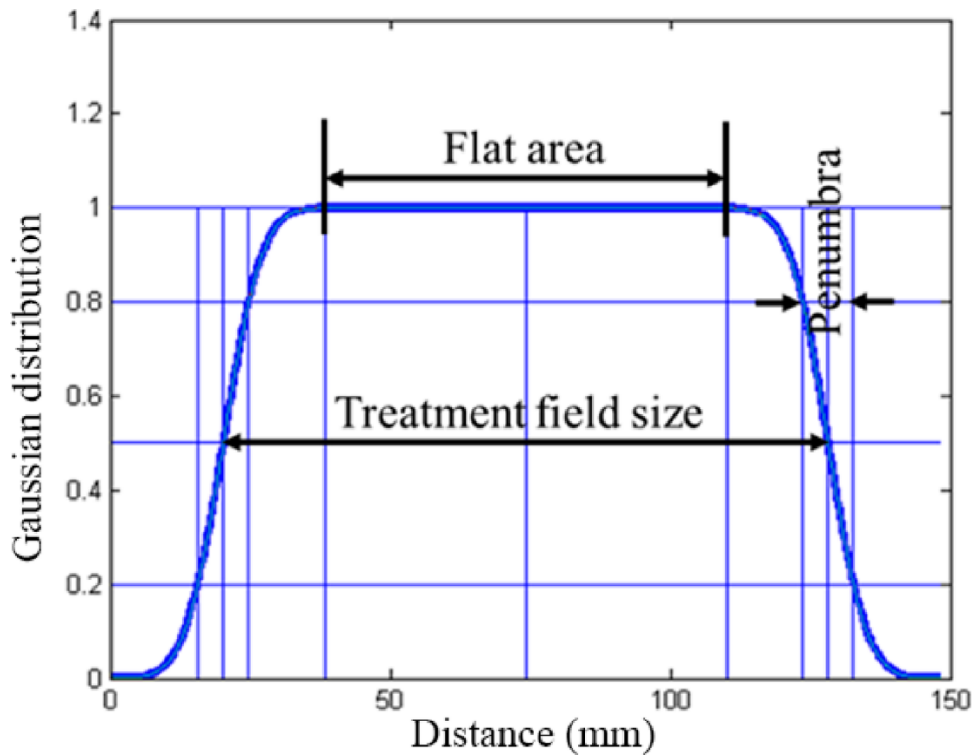
შეუძლია გამოთვალოს 3-D დოზის განაწილება და დოზა-მოცულობის სტატისტიკა კონტურული სტრუქტურებისთვის. ანატომიური ინფორმაცია, როგორც წესი, მიიღება მჭიდროდ განლაგებული განივი გამოსახულების სახით, რომელიც შეიძლება დამუშავდეს ანატომიის აღსადგენად ნებისმიერ სიბრტყეში, ან სამ განზომილებაში. ვიზუალიზაციის მოდალობიდან გამომდინარე, ხილული სიმსივნე, კრიტიკული სტრუქტურები და სხვა შესაბამისი მნიშვნელოვანი წერტილები მოხაზულია დამგეგმავის მიერ ნაწილ-ნაწილ. რადიაციული ონკოლოგი ხაზავს სამიზნე მოცულობებს თითოეულ სლაისზე შესაბამისი ზღვრებით, რათა მოიცვას ხილული სიმსივნე, სავარაუდო სიმსივნის გავრცელება და პაციენტის მოძრაობის გაურკვევლობა. სამიზნეების და შესაბამისი ანატომიური სტრუქტურების განსაზღვრის ამ პროცესს სეგმენტაცია ეწოდება.

შემდეგი ნაბიჯია სამკურანლო ველებისა და სხივების მოწყობა კომპიუტერული გრაფიკის დახმარებით, რომელიც სისტემის ერთ-ერთი სასარგებლო მახასიათებელია და საშუალებას იძლევა სხივის თვალით ვიზუალიზაციის აღნიშნული სამიზნეებისა და სხვა სტრუქტურების შესახებ. (beam's-eye-view BEV) .

BEV

ტერმინი BEV აღნიშნავს სეგმენტირებული სამიძნისა და ნორმალური სტრუქტურების ჩვენებას სხივის ხენტრალური ღერძის პერპენიკულარულ სიბრტყეში. BEV ის გამოყენებით, ველის მარჯნები შეიძლება დაყენდეს ისე რომ დოზიმეტრულად იფარებოდეს PTV(მაგ, დადგენილი დოზის $\geq 95\%$). როგორც წესი, ველის ზღვარი დაახლოებით 2 სანტიმეტრია და ითვლება საკმარისად ამ მიზნის მისაღწევად, მაგრამ მას შეიძლება დასჭირდეს შემდგომი კორექტირება, რაც დამოკიდებულია სხივის მოცემულ პროფილზე და PTV-ის სიახლოვეს კრიტიკული სტრუქტურების არსებობაზე.

ასევე მნიშვნელოვანია გვახსოვდეს, რომ თითოეულ სხივს აქვს ფიზიკური ნახევარჩრდილი, სადაც დოზა სწრაფად იცვლება და დოზა ველის კიდეზე არის ველის ცენტრში დოზის დაახლოებით 50 % ია.



სურათი 11.

PTV -ის ერთგვაროვანი და ადეკვატური დასხივებისთვის, ველის ნახევარჩრდილი უნდა იყოს საკმარისად გარეთ PTV -იდან, რათა თავიდან იყოს აცილებული ნებისმიერი გაურკვეველობა PTV -ში.

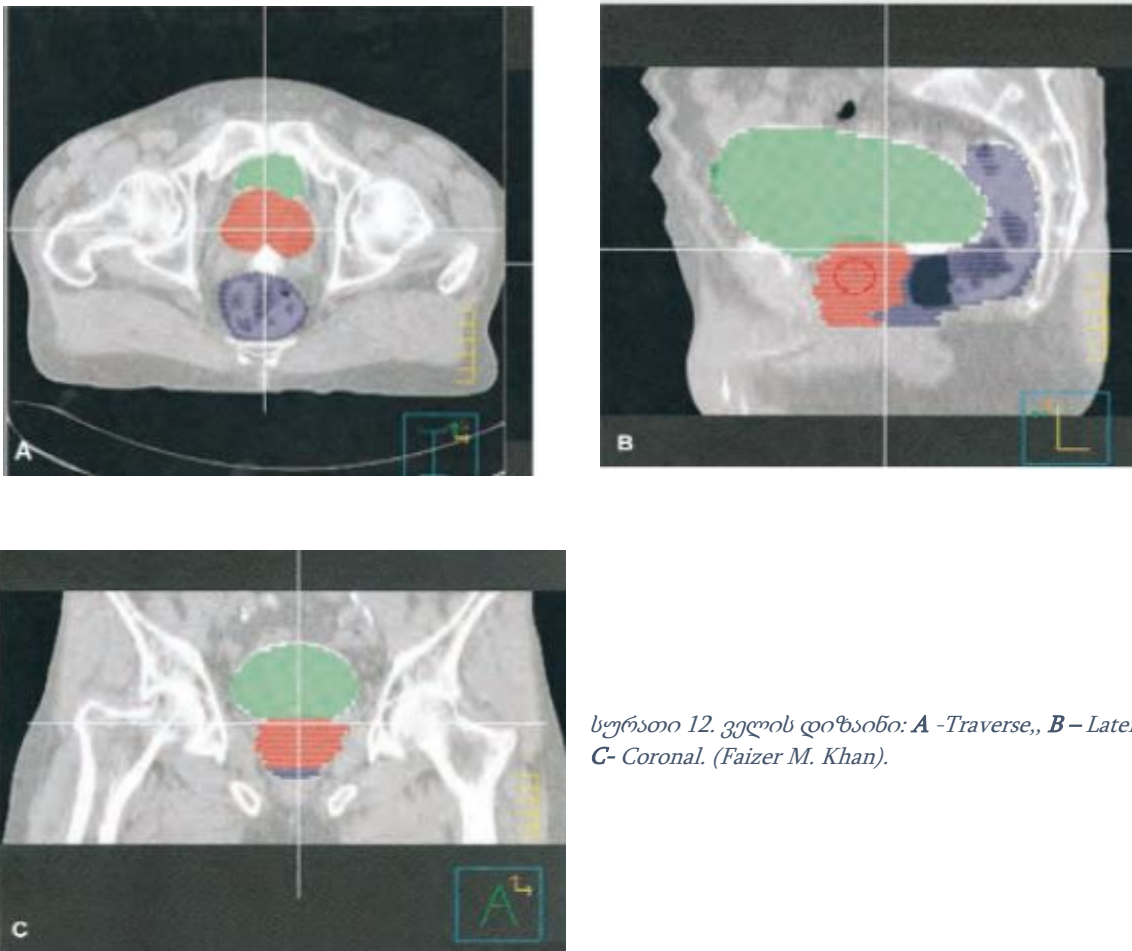
3-D CRT მკურნალობის დაგეგმვისთვის საჭირო დრო დამოკიდებულია მოცემული შემთხვევის სირთულეზე, მკურნალობა-დაგეგმვის გუნდის გამოცდილებაზე და მკურნალობა-დაგეგმვის სისტემის სიჩქარეზე. საბოლოო პროდუქტი, მკურნალობის გეგმა, ისეთივე კარგია, როგორც მისი ცალკეული კომპონენტები, კერძოდ პაციენტის მონაცემების შეყვანის ხარისხი, სურათის სეგმენტაცია, სურათის რეგისტრაცია, ველის დიამეტრი, დოზის გამოთვლა, გეგმის შეფასება და გეგმის ოპტიმიზაცია.

სურათის სეგმენტაცია

ტერმინი გამოსახულების სეგმენტაცია მკურნალობის დაგეგმვის დროს აღნიშნავს ანატომიური ინტერესის ზონების ნაჭრებად აღნიშვნას, მაგალითად, გარე კონტურები, სამიზნე, კრიტიკულ ნორმალურ სტრუქტურები, ანატომიურ ნიშნულები და ა.შ.

ხილული იყოს BEV კონფიგურაციაში ან სხვა სიბრტყეებში DRR-ების გამოყენებით. სეგმენტაცია ასევე აუცილებელია დოზა-მოცულობის ჰისტოგრამების (DVHs) გამოსათვლელად შერჩეული ინტერესის რეგიონებისთვის.

გამოსახულების სეგმენტაცია მკურნალობის დაგეგმვის ერთ-ერთი ყველაზე შრომატევადი, მაგრამ მნიშვნელოვანი პროცესია. მიუხედავად იმისა, რომ პროცესს შეიძლება დაეხმაროს კონტრასტის საფუძველზე სტრუქტურების ავტომატური განმსაზღვრელი, სამიზნის განსაზღვრა მოითხოვს კლინიკურ შეფასებას, რომელიც არ შეიძლება იყოს ავტომატიზირებული ან მთლიანად სურათზე დაფუძნებული. ასევე არ უნდა იყოს დელიგირებული სხვა პერსონალზე, გარდა საქმეზე პასუხისმგებელი ექიმისა, რადიაციული ონკოლოგისა.

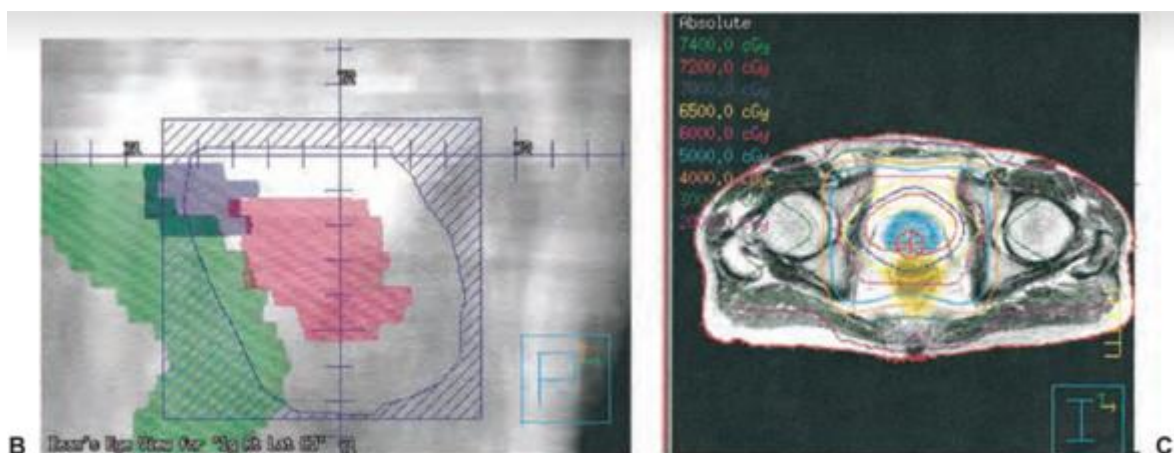


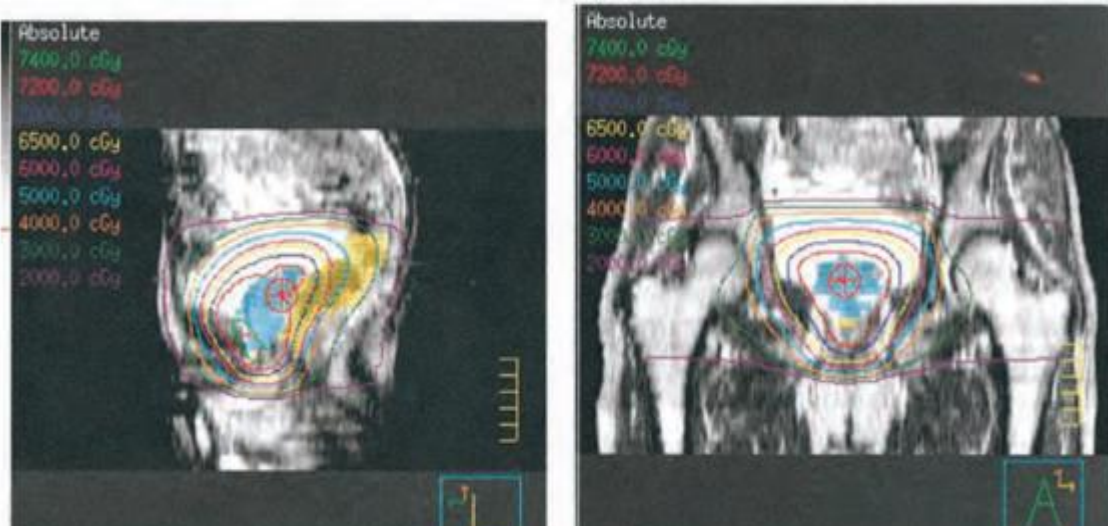
სურათი 12. ველის დიზაინი: **A** - Traverse, **B** - Lateral, **C** - Coronal. (Faizer M. Khan).

სურათების სეგმენტაციის შემდეგ, გეგმის გამკეთებელმა უნდა აურჩიოს სხივის მიმართულება და დაგეგმოს სხივის ფორმა, რასაც ხელს უწყობს 3 - D მკურნალობის დადგენის სისტემის BEV შესაძლებლობები. სამიზნეები და კრიტიკული ნორმალური

სტრუქტურები, რომლებიც ხილული ხდება სეგმენტაციის საშუალებით, შეიძლება იქნას დანახული სხვადასხვა მიმართულებიდან. DRR - თან კომბინირებული BEV შესაძლებლობა ძლიერი ინსტრუმენტია სხივის მიმალულების შერჩევისა და სამიზნის ირგვლივ ველების ფორმირებისთვის.

სხივის ფორმა შეიძლება დაპროექტდეს ხელით ან ავტომატურად, რაც დამოკიდებულია კრიტიკული სტრუქტურებისა სიახლოვესა და CTV -სა და PTV- ის შორის დაშვებულ მარჯნებში არსებული გაურკვევლობის გამო. დაგეგმვის პროგრამული უზრუნველყოფის მიხედვით, მომხმარებლებს შეუძლიათ დააყენონ ერთნაირი ან განსხვავებული მარჯნები PTV -ის ირგვლივ, ხელით ან ავტომატურად. მნიშვნელოვანი გადაწყვეტილებებია მისაღები სასამიზნის დაფარვასა და კრიტიკული სტრუქტურების დაზოგვას შორის იმ შემთხვევაში, როდესაც სამიზნე და კრიტიკულ სტრუქტურებს შორის სივრცეები მჭიდროა, რაც მოითხოვს სხივის დიაფრაგმების ხელით დიზაინს. უფრო მარტივ შემთხვევებში, ავტომატური მარჯნები შეიძლება დაყენდეს PTV -ისა და ველის კიდეებს შორის, ველის ნახევარჩრდილისა და PTV -ის მინიმალური იზოდოზის დაფარვის გათვალისწინებით. ზოგადად, 2 სმ ზღვარი PTV -სა და ველის კიდეს შორის უზრუნველყოფს PTV -ის 95% -ზე უკეთეს იზოდოზის დაფარვას, მაგრამ ეს უნდა დადგინდეს დოზის განაწილების რეალური გამოთვლით.





სურათი 13. (Faizer M. Khan).

სურათზე ჩანს სხივის დიაფრაგმების BEV-ს მაგალითები და დოზის განაწილება განივ, საგიტალურ და კორონალურ სიბრტყეებში. საგიტალური და კორონალური გამოსახულებები მიღებულია DRR -ებიდან.

ველის სიმრავლე და კოლიმაცია

მკურნალობის სამგანზომილებიანი დაგეგმვა ხელს უწყობს მრავალი ველის გამოყენებას, რადგან სამიზნეები და კრიტიკული სტრუქტურები შეიძლება გამოჩნდეს BEV კონფიგურაციაში თითოეული ველისთვის ინდივიდუალურად. ველების სიმრავლე ასევე ხსნის ულტრამალაი ენერჯის სხივების გამოყენების აუცილებლობას (>10 MV), რაც საჭიროა გულმკერდის ან მენჯის სიმსივნეების მკურნალობისას მხოლოდ ორი პარალელური საპირისპირო ველით. ზოგადად, რაც მეტია ველების რაოდენობა, მით ნაკლებია მოთხოვნა სხივის ენერჯიაზე, რადგან PTV -ის გარეთ დოზა ნაწილდება უფრო დიდ მოცულობაზე.

ველის ფორმის მისაცემად და სამიზნეზე მოსარგებად დღევანდელ დღეს მოსახერხებელია MLC- ებისა (multileaf collimator) და ჯოლების გამოყენება.

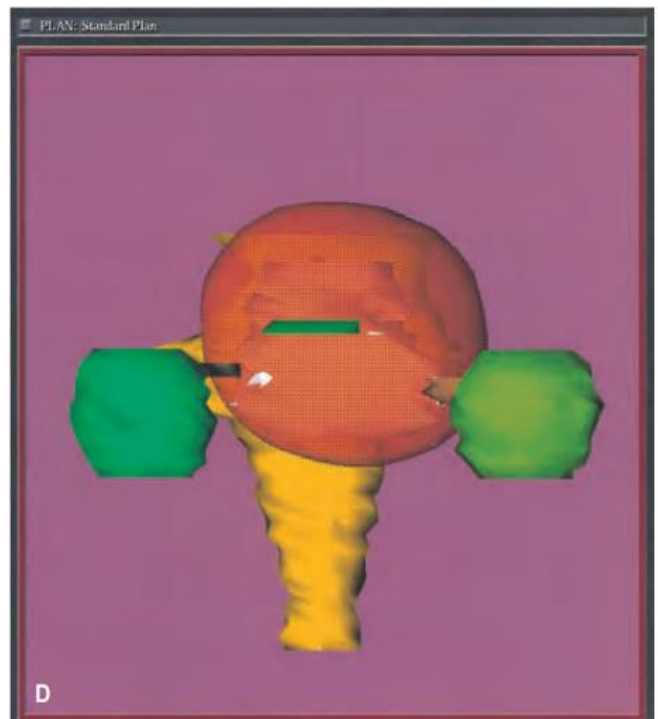
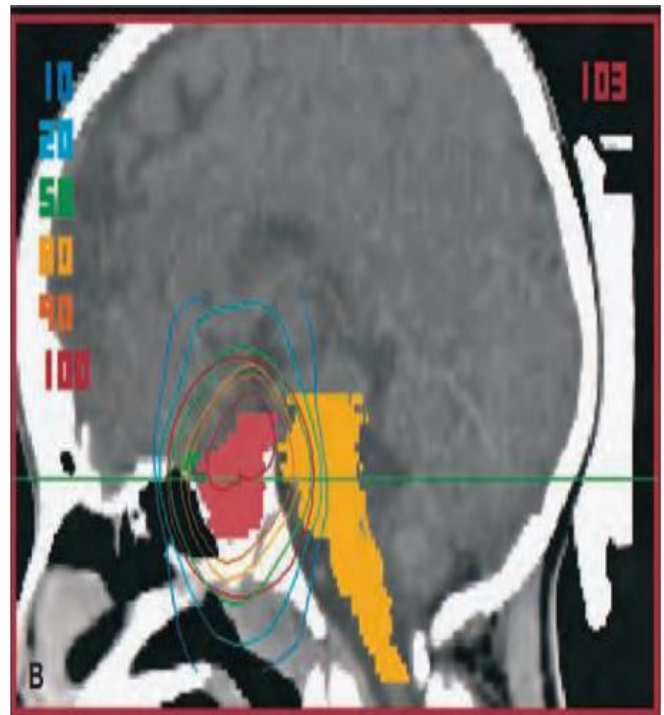
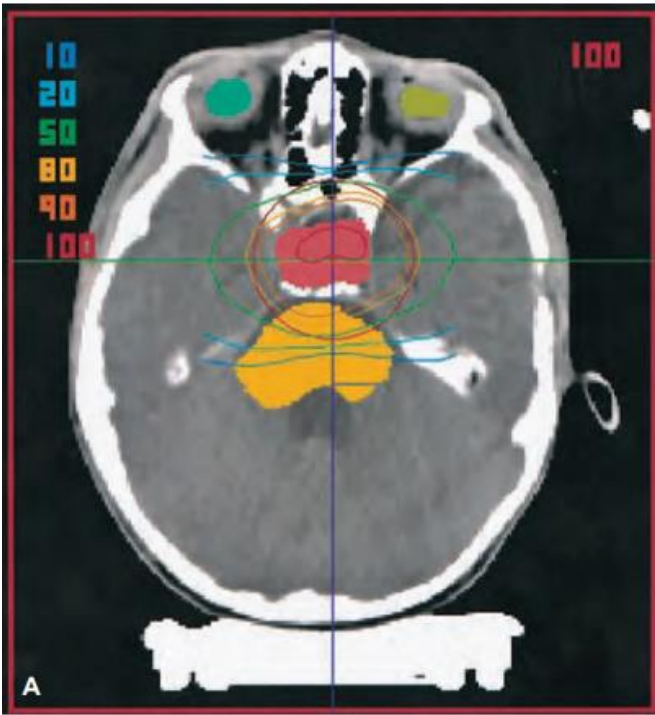
გეგმის ოპტიმიზაცია და შეფასება

ოპტიმალური გეგმის კრიტერიუმები მოიცავს რადიაციული ონკოლოგიის როგორც ბიოლოგიურ ასევე ფიზიკურ ასპექტებს. ანუ სამიზნე ქსოვილს უნდა მივაწოდოთ დოზის საჭირო მაქსიმუმი ისე რომ მაქსიმალურად დაიზოგოს ნორმალური ქსოვილები. ამ დასახული მიზნის ბოლომდე მიღწევა შეუძლებელია. სამიზნე წერტილის მისაღწევად შემუშავებულია ბიოლოგიური ინდეგსები TCP და ნორმალური ქსოვილის გართულების ალბათობა. გეგმის შეფასება ხორციელდება სამიზნე მოცულობასა და კრიტიკულ ორგანოებზე დოზის განაწილების მიხედვით.

იზოდოზის მრუდები და ზედაპირები

მკურნალობის გეგმები ხშირად მეორედ არიან ოპტიმიზირებულნი მრავალი ველის, სხივის მოდიფიკატორების (მაგ: სოლი), სხივების წონების და შესაბამისი სხივის მიმართულებების გამოყენებით. გეგმაში დოზის განაწილება ფასდება იზოდოზის მრუდების ცალკეულ ჭრილებში, ორთოგონალურ სიბრტყეებზე (გაბივი, საგიტალური და კორონალური) ან 3-D იზოდოზური ზედაპირების დათვალიერებით. ეს უკანასკნელი წარმოადგენს განსაზღვრული დოზის მნიშვნელობის ზედაპირებს, რომელიც ფარავს მოცულობას. იზოდოზის ზედაპირი შეიძლება შებრუნდეს მოცულობითი დოზის დაფარვის შესაფასებლად სხვადასხვა კუთხით.

სურათ 14-ზე ორთოგონალურ სიბრტყეებზე გამოსახული იზოდოზის მრუდების მაგალითი და იზოდოზის ზედაპირი, რომელიც მხოლოდ სამიზნე მოცულობას ფარავს.

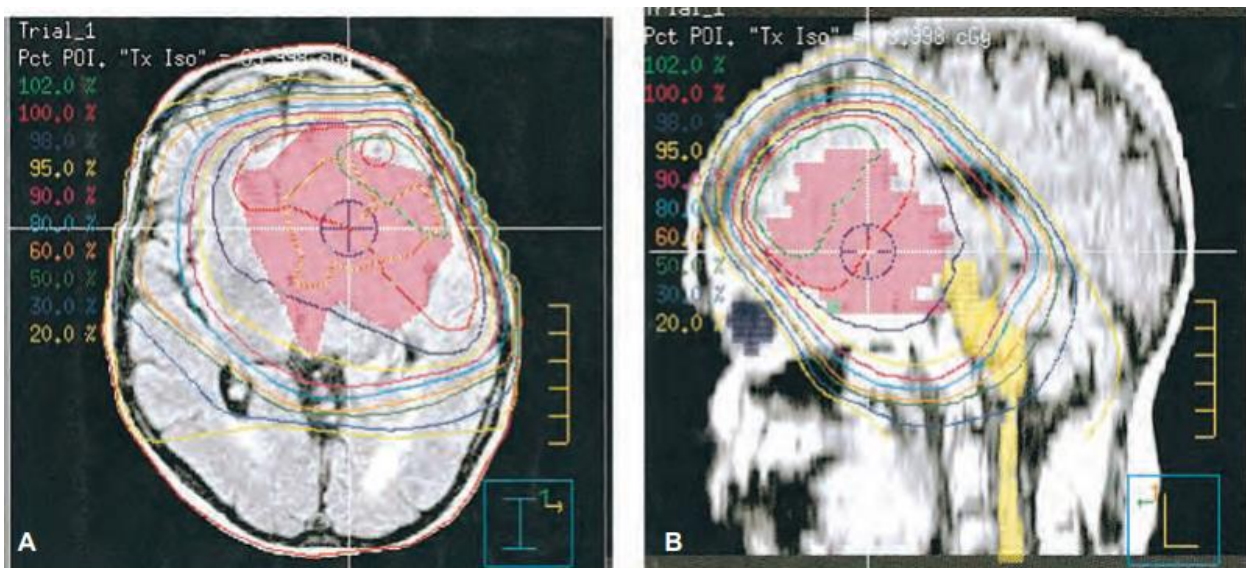


სურათი 14. იზოდოზის მრუდების მაგალითი და იზოდოზის ზედაპირი, რომელიც მხოლოდ სამიზნე მოცულობას ფარავს.

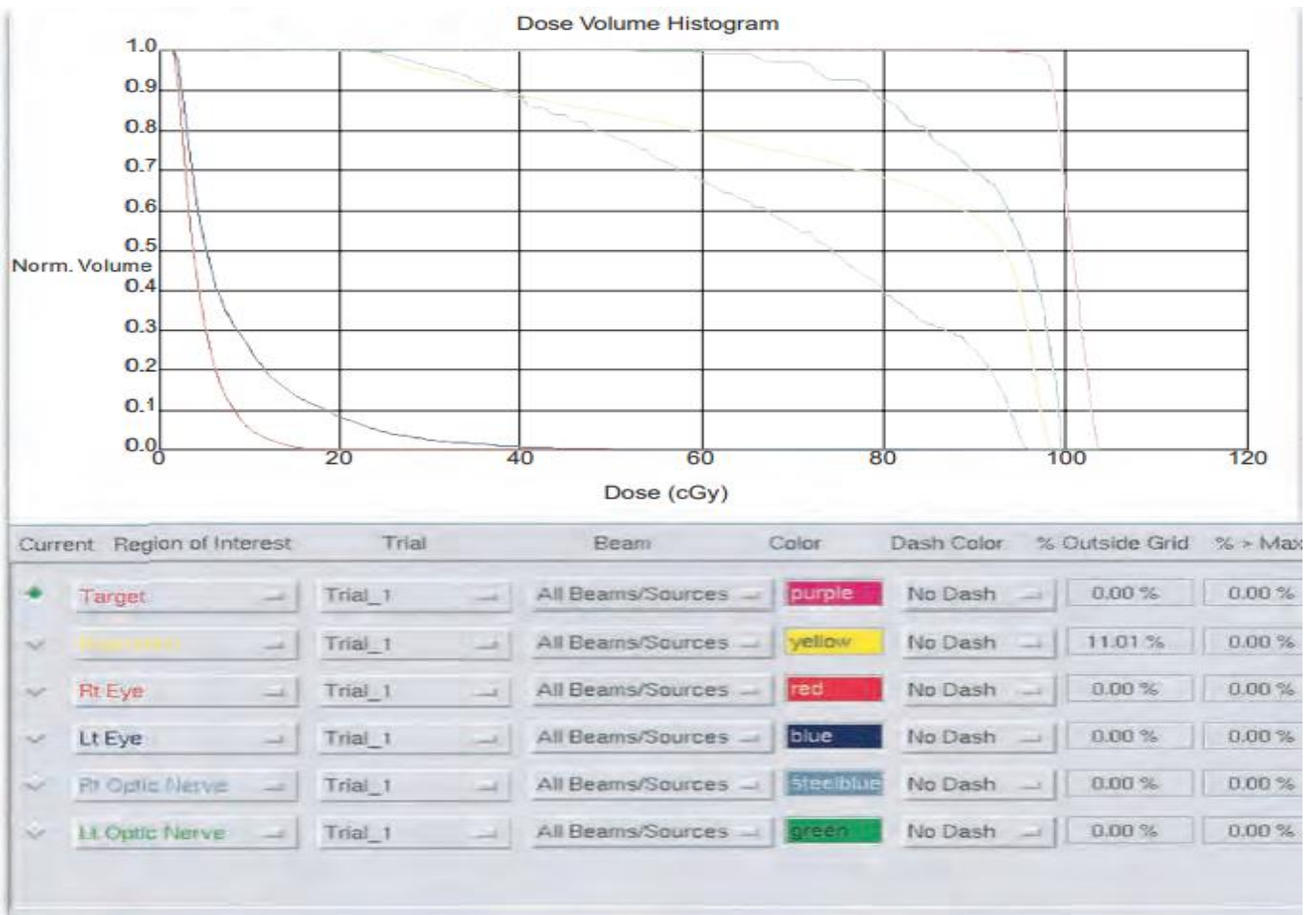
დოზა მოცულობის ჰისტოგრამა

დოზის განაწილების ჩვენება იზოდოზის მრუდების ან ზედაპირების სახით სასარგებლოა, რადგან ის გვიჩვენებს არა მხოლოდ ერთნაირი დოზის, მაღალი დოზის ან დაბალი დოზის რეგიონებს, არამედ მათ ანატომიურ მდებარეობას და ზომას. DVH არა მხოლოდ იძლევა რაოდენობრივ ინფორმაციას იმის შესახებ, თუ რა დოზა შეიწოვება რა რაოდენობით, არამედ აჯამებს დოზის მთელ განაწილებას ერთ მრუდში თითოეული საინტერესო ანატომიური სტრუქტურისთვის. ამრიგად DVH შესანიშნავი ინსტრუმენტია მოცემული გეგმის შესაფასებლად ან კონკურენტ გეგმასთან შესადარებლად.

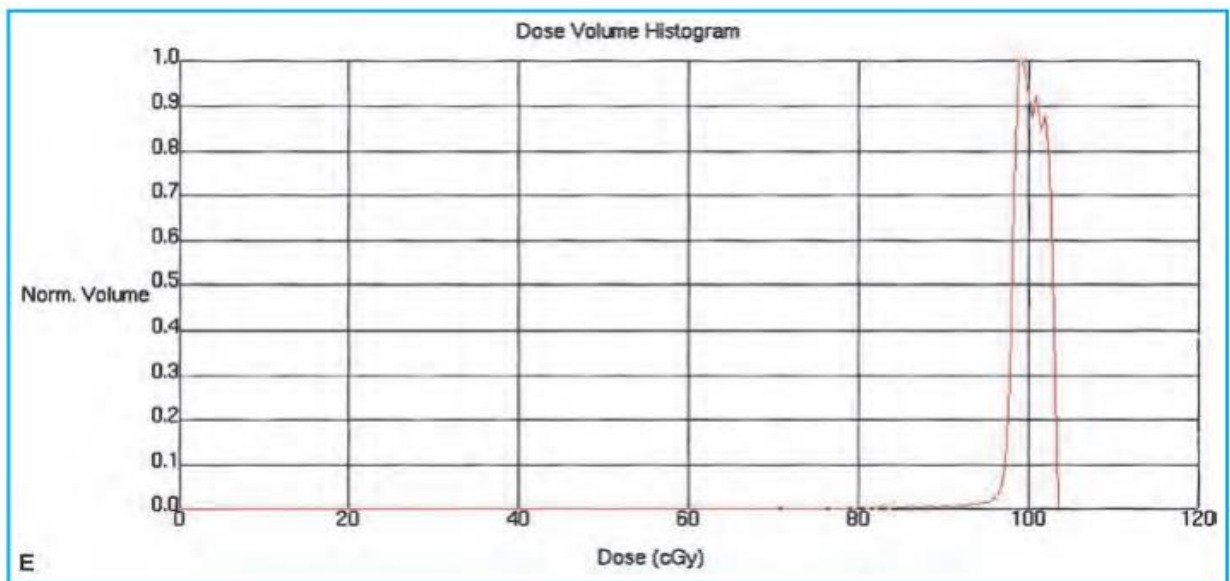
DVH შეიძლება წარმოდგენილი იყოს ორი ფორმით: კომულაციური DVH და დიფერენციალური DVH. კომულაციური DVH არის მოცემული სტრუქტურის მოცულობის დიაგრამა, რომელიც იღებს გარკვეულ დოზას ან უფრო მაღალ დოზას, როგორც დოზის ფუნქცია (სურათი16).



სურათი 15. ნაჩვენებია გლობლასტომის მკურნალობის სამგანზომილებიანი გეგმა. იზოდოზის მრუდები **A** - განივი და **B** - გვერდითი ჭრილებიდან. (Faizer M. Khan).



სურათი 16. კომპლექსური DVH.



სურათი 17. DVH ის დიფერენციალური ფორმა.

როგორც სურათ 17 ზე ჩანს , DVH ის დიფერენციალური ფორმა აჩვენებს დოზის ცვალებადობას მოცემულ სტრუქტურაში. DVH- ის ორი ფორმიდან, კომულაციური DVH აღმოჩნდა უფრო სასარგებლო და უფრო ხშირად გამოიყენება ციდრე დიფერენციალური ფორმა.

დოზის სიღრმეში განაწილება

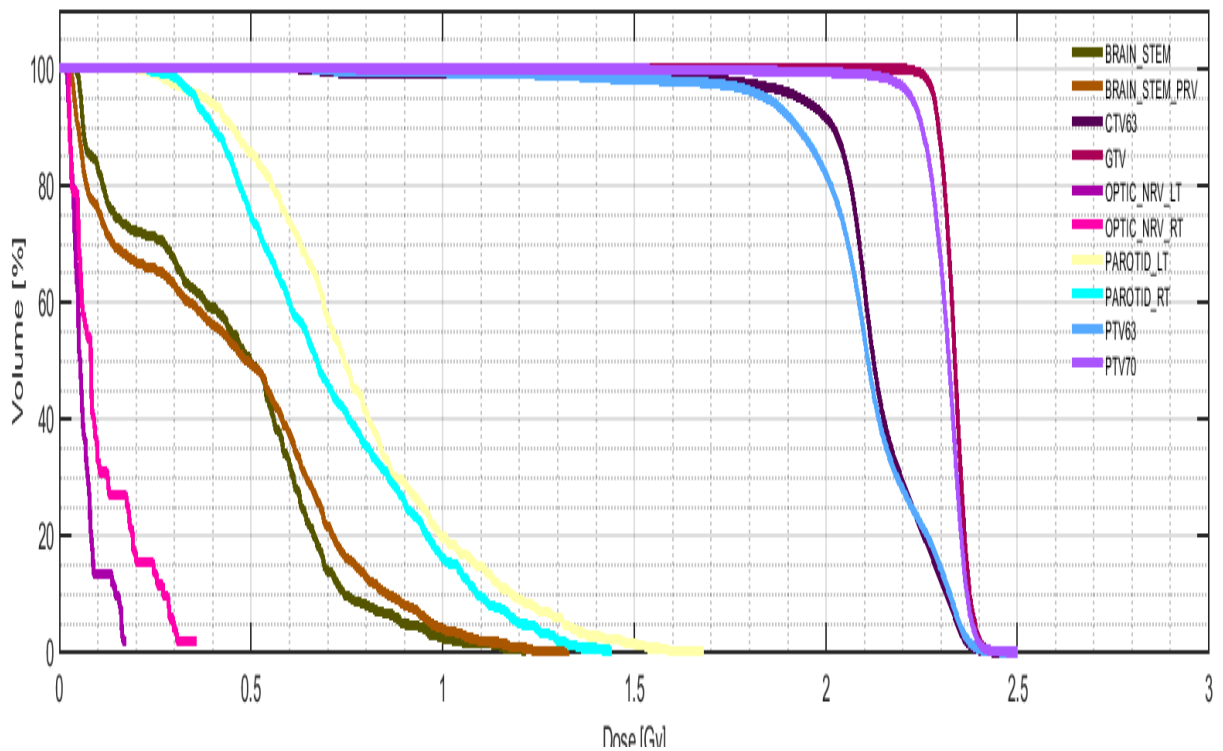
როდესაც სხივი ეცემა პაციენტს (ან ფანტომს), პაციენტში აბსორბირებული დოზა იცვლება სიღრმის მიხედვით. ეს ცვალებადობა დამოკიდებულია ბევრ პირობაზე: სხივის ენერგია, სიღრმე, ველის ზომა, მანძილი წყაროდან და სხივის კოლიმაციის სისტემა. ამრიგად, პაციენტში დოზის განაგარიშება მოიცავს ამ და სხვა პარამეტრებს, რადგან ისინი გავლენას ახდენენ დოზის სიღრმეზე. დოზის გამოთვლისას მნიშვნელოვანია დოზის სიღრმის ცვალებადობის დადგენა სხივის ცენტრალური ღერძის გასწვრივ. ეს რაოდენობები ჩვეულებრივ განისაზღვრება წყლის ფანტომებში გაკეთებული გაზომვების მეშვეობით.

დოზის სიღრმეში განაწილების პროცენტული მაჩვენებელი შეიძლება განისაზღვროს ფორმულით

$$P = \frac{D_d}{D_{d_0}} \times 100\%$$

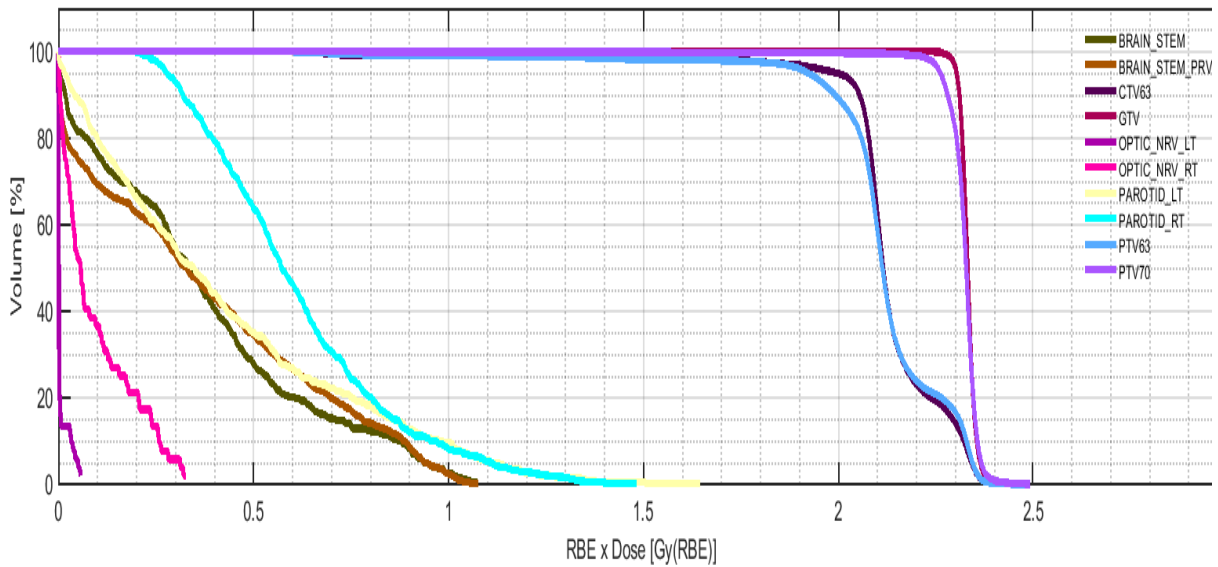
სადაც $D_0 = 0$

matRad -ის გამოყენებით მიღებული დოზა მოცულობის ჰისტოგრამები



	mean	std	max	min	D_2	D_5	D_50	D_95	D_98	V_0Gy	V_0.5Gy	V_1Gy	V_1.5Gy	V_2Gy	V_2.5Gy
BRAIN_STEM	0.4454	0.2762	1.2196	0.0416	1.0177	0.8907	0.4988	0.0569	0.0517	1	0.4988	0.0263	0	0	0
BRAIN_STEM_PRV	0.4481	0.3171	1.3333	0.0270	1.0926	0.9677	0.4839	0.0400	0.0341	1	0.4940	0.0404	0	0	0
CTV63	2.1267	0.1921	2.4904	0.5514	2.3648	2.3427	2.1245	1.9275	1.6795	1	1	0.9914	0.9841	0.9147	0
GTV	2.3356	0.0335	2.4996	2.1106	2.4017	2.3888	2.3367	2.2823	2.2644	1	1	1	1	1	0
OPTIC_NRV_LT	0.0668	0.0407	0.1750	0.0212	0.1653	0.1619	0.0550	0.0248	0.0233	1	0	0	0	0	0
OPTIC_NRV_RT	0.1120	0.0908	0.3613	0.0252	0.3067	0.2928	0.0835	0.0264	0.0258	1	0	0	0	0	0
PAROTID_LT	0.7821	0.2788	1.6839	0.2059	1.4610	1.3150	0.7431	0.3832	0.2831	1	0.8536	0.1959	0.0135	0	0
PAROTID_RT	0.7163	0.2653	1.4434	0.2288	1.2882	1.1967	0.6729	0.3558	0.3120	1	0.7488	0.1633	0	0	0
PTV63	2.1027	0.2063	2.5013	0.5418	2.3717	2.3483	2.1097	1.8396	1.5148	1	1	0.9924	0.9805	0.8182	4.3260e-05
PTV70	2.3095	0.0836	2.4996	0.7538	2.3957	2.3812	2.3210	2.2236	2.1694	1	1	0.9990	0.9985	0.9928	0

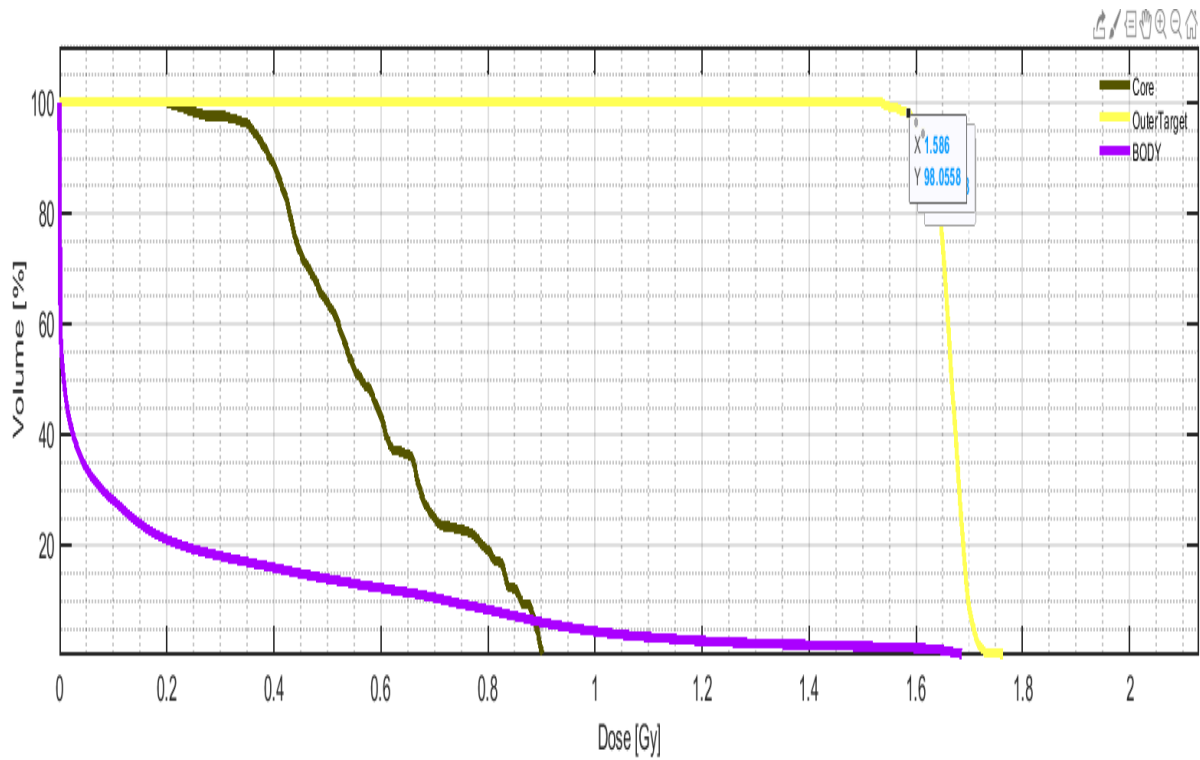
სურათი 18. პროტონოთერაპიის გამოყენებისას თავ-კისრის შემთხვევა.



	mean	std	max	min	D_2	D_5	D_50	D_95	D_98	V_0Gy	V_0.4Gy	V_0.9Gy	V_1.4Gy	V_1.9Gy	V_2.4Gy
BRAIN_STEM	0.3712	0.2922	1.0791	1.7940e-04	1.0143	0.9387	0.3361	0.0043	9.6693e-04	1	0.4057	0.0835	0	0	0
BRAIN_STEM_PRV	0.3758	0.3207	1.0791	0	1.0080	0.9386	0.3279	8.5714e-05	0	1	0.4306	0.0874	0	0	0
CTV63	2.1257	0.1874	2.4932	0.5357	2.3574	2.3415	2.1151	1.9949	1.7101	1	1	0.9914	0.9858	0.9676	0.0029
GTV	2.3323	0.0197	2.4763	2.2191	2.3748	2.3641	2.3317	2.3035	2.2926	1	1	1	1	1	0.0046
OPTIC_NRV_LT	0.0066	0.0157	0.0595	0	0.0556	0.0478	0	0	0	1	0	0	0	0	0
OPTIC_NRV_RT	0.0978	0.0997	0.3301	0.0026	0.3203	0.2956	0.0574	0.0033	0.0029	1	0	0	0	0	0
PAROTID_LT	0.4272	0.3517	1.6460	2.5563e-05	1.2361	1.1099	0.3486	0.0168	0.0025	1	0.4414	0.1261	0.0045	0	0
PAROTID_RT	0.6130	0.2474	1.4841	0.1985	1.2490	1.1065	0.5720	0.2780	0.2472	1	0.7928	0.1209	0.0031	0	0
PTV63	2.1160	0.2005	2.4932	0.3147	2.3585	2.3439	2.1131	1.9212	1.6233	1	0.9999	0.9909	0.9834	0.9599	0.0022
PTV70	2.3202	0.0691	2.4932	0.7601	2.3810	2.3688	2.3283	2.2621	2.2340	1	1	0.9990	0.9990	0.9967	0.0086

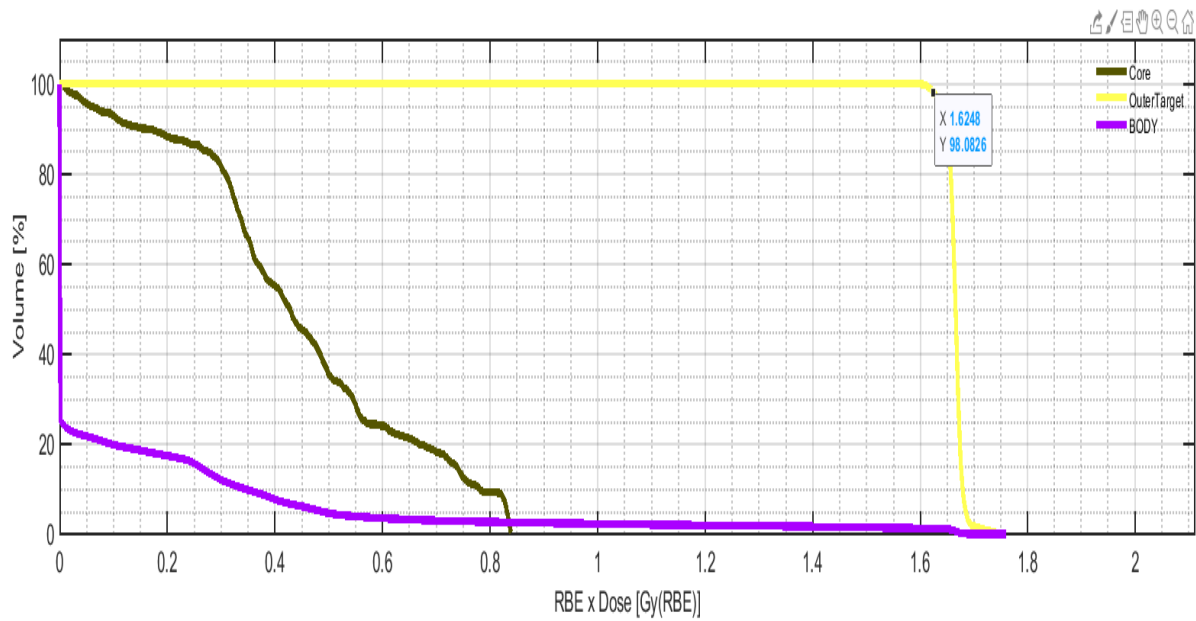
სურათი 19. პროტონოთერაპიის გამოყენებისას თავ-კისრის შემთხვევა.

ზემოთ მოყვანილია პროტონებისა და ფოტონების გამოყენებით შექმნილი სამკურნალო გეგმების დოზა-მოცულობის ჰისტოგრამები(სურათი 18, 19). გეგმები შექმნილია ერთი და იგივე ქეისის შემთხვევაში და გამოყენებულია გენტორისა(180, 220, 260, 300, 340) და ქაუჩის(20) ერთიდაიმავე მნიშვნელობები, სამკურნალო ფრაქციათა რაოდენობა კი 30 -ია. დოზა მოცულობის ჰისტოგრამების გაცნობის შემდეგ, შეგვიძლია დავრწმუნდეთ, რომ პროტონების გამოყენება უკეთესი შედეგის მიღების საშუალებას იძლევა. მაგალითისთვის მარცხენა ოპტიკური ნერვის შემთხვევაში, რომელიც რისკ ორგანოებში შედის და სასურველია რაც შეიძლება ნაკლებად დასხივდეს, საშუალო დოზა ფოტონების გამოყენებისას 0.0668 გრეია, ხოლო პროტონების გამოყენებისას 0.0068 გრეია. BRAIN_STEM – შემთხვევაში კი საშუალო დოზა 0.3712 გრეია პროტონების შემთხვევაში, ფოტონების გამოყენებისას 0.4454 გრეი.



	mean	std	max	min	D_2	D_5	D_50	D_95	D_98
Core	0.5900	0.1744	0.9063	0.1950	0.8987	0.8911	0.5640	0.3603	0.2603
OuterTarget	1.6645	0.0311	1.7753	1.5280	1.7180	1.7081	1.6668	1.6111	1.5873
BODY	0.1737	0.3465	1.7753	0	1.3802	0.9595	0.0078	0	0

სურათი 20. TG119 ის შემთხვევაში ფოტონების გამოყენებით მიღებული გეგმის დოზა-მოცულობის ჰისტოგრამა.



	mean	std	max	min	D_2	D_5	D_50	D_95	D_98
Core	0.4516	0.2159	0.8406	0.0057	0.8367	0.8317	0.4282	0.0589	0.0230
OuterTarget	1.6653	0.0152	1.7607	1.5637	1.6952	1.6849	1.6659	1.6418	1.6255
BODY	0.0982	0.2634	1.7607	0	1.1577	0.4878	0	0	0

სურათი 21. TG119 ის შემთხვევაში პროტონების გამოყენებით მიღებული გეგმის დოზა-მოცულობის ჰისტოგრამა.

TG119 ფანტომის შემთხვევაში, ფოტონების გამოყენებისას სამიზნე მოცულობის დაახლოებით 98 პროცენტი იფარება სამკურნალო დოზის 95.2 პროცენტით, ხოლო პროტონებით დასხივებისას დაახლოებით დოზის 97 პროცენტით. Core, რისკ ორგანოზე მოსული საშუალო დოზა პროტონების შემთხვევაში 0.4516 გრეია ხოლო ფოტონების გამოყენებისას 0.59 გრეია.

დასკვნა

ოცდამეერთე საუკუნის უდიდესი გამოწვევის, კიბოს მკურნალობისთვის გამოყენებულია პროტონო და ფოტონოთერაპიები. ფოტონოთერაპიისა და პროტონოთერაპიის დაგეგმარება ხდება მკურნალობის დაგეგმარების სისტემების (TPS) -ის გამოყენებით. TPS ესების უმეტესობა არაა მარტივად ხელმისაწვდომი. matRad -ი ერთ-ერთი TPS -ია, რომელიც ხელმისაწვდომია და შექმნილია გერმანიის კიბოს კვლევის ცენტრში. მკურნალობის დაგეგმარება ხდება პაციენტის CT გამოსახულებაზე. ექიმი ნიშნავს სამკურნალო დოზას და დაკონტურირებული გამოსახულება და დანიშნული დოზა გადაეცემა სამედიცინო ფიზიკოსს, რომელიც ექიმთან შეთანხმებით ირჩევს სამკურნალო ტექნიკას და ცდილობს მიიღოს საუკეთესო გეგმა.

მკურნალობის პროცესი შეიცავს გარკვეულ პროცედურებს: CT სკანირება, კონტურირება, CT ვირტუალური სიმულაცია, მკურნალობის ტექნიკის არჩევა, დოზის განაწილების შეფასება დოზა მოცულობის ჰისტოგრამების მეშვეობით...

ნაშრომში მოყვანილია ფოტონების და პროტონების გამოყენებით შექმნილი სამკურნალო გეგმების დოზა-მოცულობის ჰისტოგრამები (DVH), რომლებიც მიღებულია matRad-ის გამოყენებით. აღნიშნული DVH ების გაანალიზების შემდეგ შეგვიძლია დავრწმუნდეთ პროტონოთერაპიის უპირატესობაში. სამწუხაროდ პროტონოთერაპიის გამოყენება საკმაოდ ძვირი ჯდება, ამიტომ მისით სარგებლობა რთულდება.

მიუხედავად გამოყენების სირთულეებისა, პროტონების სხივები განასაკუთრებით ეფექტურია კიბოს მკურნალობაში, რადგან მათი დოზა მკვეთრად იზრდება შეღწევადობის დიაპაზონის ბოლოს (ბრეგის პიკი) და სწრაფად ეცემა ნულამდე დიაპაზონს მიღმა; ეს თვისება კი საშუალებას აძლევს კრიტიკულ ჯანსაღ ქსოვილს ნაკლებად მიიღოს რადიაციის დოზა. ამრიგად, ამ მახასიათებლის ცვლილებით (ბრეგის პიკის მოდულირება), პროტონოთერაპიით შესაძლებელია დოზის უკეთესი განაწილება ფოტონოთერაპიისთან შედარებით.

პროტონების უპირატესობას ამყარებს ნაშრომში მოყვანილი თავ-კისრისა და TG119 ფანტომის შემთხვევები. ორივე შემთხვევაში პროტონების გამოყენება უკეთესია და სამიზნე მოცულობის უკეთესი დაფარვის საშუალებასა და რისკ ორგანოების ნაკლებად დასხივების შესაძლებლობას იძლევა.

ბიბლიოგრაფია

1. Developing matRad, an Open-Source Dose Calculation and Optimization Toolkit for Radiation Therapy Planning
2. Handbook of Radiotherapy Physics: Theory and Practice. P. Mayles, A. Nahum, J. C. Rosenwald, 2007
3. Practical Radiotherapy Planning; Ann, M.D. Barrette, Jane Dobbs, Stephen Morris, Tom Roques, fourth edition, 2009
4. Lecture Note on Photon interactions and Cross Sections
5. Teaching treatment planning for protons with educational open-source software: experience with FoCa and matRad
6. MATRAD - AN OPEN-SOURCE TREATMENT PLANNING TOOLKIT FOR EDUCATIONAL PURPOSES
7. RADIATION DOSIMETRY, Instrumentation and Methods Second Edition, Gad Shani, Department of Nuclear and Biomedical Engineering, Ben Gurion University, Beer Sheva, Israel
8. Diagnostic radiology physics: a handbook for teachers and students. Vienna: International Atomic Energy Agency, 2014.
9. Simon R. Cherry, James A. Sorenson, Michael E. Phelps, Physics in Nuclear Medicine, Saunders; 4 edition
10. KHAN'S, The Physics of Radiation Therapy, Fifth edition
11. matRad
12. RADIOTHERAPY IN CANCER CARE: FACING THE GLOBAL CHALLENGE, Printed by the IAEA in Austria June 2017
13. ელემენტარულ ნაწილაკთა დეტექტორები, ედიშერ ცხადაძე, 2018 წ
14. The Interaction of Radiation with Matter

სურათების სარჩევი

სურათი 1. პირველ სურათზე ასახულია თუ როგორ აზიანებს რადიაცია დნმ-ს და იწვევს უჯრედის განადგურებას, ხოლო მეორე სურათზე ნაჩვენებია სხვადასხვა ტიპის რადიაციის ენერჯის დანაკარგები ნივთიერებაში.	5
სურათი 2. მათრადის ინტერფეისი პროსტატის კიბოს სამკურნალო გეგმის გაკეთების დროს, გამოყენებულია ორი საპირისპირო პროტონების ველი.	6
სურათი 3. მათრადის გამოყენებელი დაწესებულებები, რომელებიც მონიშნულნი არიან google map ზე.	8
სურათი 4. პროტონების ურთიერთქმედების მექანიზმი.	12
სურათი 5. ფოტონი ენერჯით $h\nu$ ურთიერთქმედებს ატომთან და ამოაგდებს ფოტოელექტრონს ენერჯით T.	16
სურათი 6. ტყვიის მთლიანი ფოტოელექტრული შთანთქმის კვეთა, როგორც ფოტონის ენერჯის ფუნქცია. ენერჯის დიაპაზონია 10 კევიდან 10 მევამდე. მითითებულია L1, L2, L3 და K შთანთქმის კიდების პოზიციები. (მონაცემები აღებულია Berger, M. J. and Hubbell, J. H., XCOM: Photon Cross Sections on a Personal Computer, 87–3597, NBS, Washington, DC, 1987.)	17
სურათი 7. კომპტონის გაბნევა	18
სურათი 8. ელექტრონულ-პოზიტრონული წყვილების წარმოქმნა.	19
სურათი 9. A- Frontal, B- Latera. (Faizer M. Khan).	25
სურათი 10. სურათის რეგისტრაცია. (Faizer M. Khan)	27
სურათი 11.	29
სურათი 12. ველის დიზაინი: A -Traverse,, B – Lateral, C- Coronal. (Faizer M. Khan).	30
სურათი 13. (Faizer M. Khan).	32
სურათი 14. იზოდოზის მრუდების მაგალითი და იზოდოზის ზედაპირი, რომელიც მხოლოდ სამიზნე მოცულობას ფარავს.	34
სურათი 15. ნაჩვენებია გლიობლასტომის მკურნალობის სამგანზომილებიანი გეგმა. იზოდოზის მრუდები A - განივი და B - გვერდითი ჰრილებიდან. (Faizer M. Khan).	35
სურათი 16. კომულაციური DVH.	36
სურათი 17. DVH ის დიფერენციალური ფორმა.	36
სურათი 18. პროტონოთერაპიის გამოყენებისას თავ-კისრის შემთხვევა.	38
სურათი 19. პროტონოთერაპიის გამოყენებისას თავ-კისრის შემთხვევა.	39
სურათი 20. TG119 ის შემთხვევაში ფოტონების გამოყენებით მიღებული გეგმის დოზა-მოცულობის ჰისტოგრამა.	40
სურათი 21 . TG119 ის შემთხვევაში პროტონების გამოყენებით მიღებული გეგმის დოზა-მოცულობის ჰისტოგრამა.	41

დიაგრამების სარჩევი

დიაგრამა 1. მასის შეჩერების ძალა (S) იონური ენერჯის (E) პროტონებისთვის თხევად წყალში. შესაბამისი დიაპაზონი (R), გამოთვლილი S მნიშვნელობების გამოყენებით და უწყვეტი შენელების მიახლოებით (CSDA).....	14
დიაგრამა 2. Z მშთანთქმელის ატომური ნომერია, ხოლო E ფოტონის ენერჯია.	15

ფორმულების სარჩევი

ფორმულა 1. მასის შეჩერების ძალა. ρ არის მშთანთქმელის მასის სიმკვრივე (გაჩერების ძალა განისაზღვრება სხივისთვის და არა ნაწილაკისთვის).....	14
ფორმულა 2.....	18

ცხრილების სარჩევი

ცხრილი 1. RTOG OAR.....	11
ცხრილი 2. პროტონების ურთიერთქმედების ტიპების, სამიზნეების, ამოვარდნის, შერჩეული დოზიმეტრული გამოვლინებების შეჯამება.	13