

Ivane Javakhishvili Tbilisi State University



Giorgi Lomidze

Mathematical modeling of low-energy proton tomograph and creation of a stand for studying calorimeter elements

Faculty of Exact and Natural Sciences

Master's program - applied physics. Specialization module - radiation safety and nuclear medical physics

The master's thesis was completed for the award of the academic degree of
Master of Physics

Academic supervisor: Revaz Shanidze

TSU - associate professor

thesis supervisors:

Mirian Tabidze - TSU, Main scientific of the

high energy physics institute

Edisher Tskhadadze - TSU, Director of the high energy

physics institute's laboratory

Tbilisi, 2023

ივანე ჯავახიშვილის სახელობის თბილისის სახელმწიფო უნივერსიტეტი



გიორგი ლომიძე

**დაბალენერგეტიკული პროტონული ტომოგრაფის მათემატიკური მოდელირება და
კალორიმეტრის ელემენტების შესასწავლი სტენდის შექმნა**

ზუსტ და საბუნებისმეტყველო მეცნიერებათა ფაკულტეტი

**სამაგისტრო პროგრამა - გამოყენებითი ფიზიკა. სასპეციალიზაციო მოდული - რადიაციული
უსაფრთხოება და ბირთვული სამედიცინო ფიზიკა**

**სამაგისტრო ნაშრომი შესრულებულია ფიზიკის მაგისტრის აკადემიური ხარისხის
მისანიჭებლად**

აკადემიური ხელმძღვანელი: რევაზ შანიძე

თსუ - ასოცირებული პროფესორი

ხელმძღვანელები:

**მირიან ტაბიძე - თსუ, მაღალი ენერგიების ფიზიკის
ინსტიტუტის მთავარი მეცნიერ - თანამშრომელი**

**ედიშერ ცხადაძე - თსუ, მაღალი ენერგიების ფიზიკის
ინსტიტუტის ლაბორატორიის გამგე**

თბილისი, 2023 წელი

სარჩევი

ანოტაცია	4
Annotation	6
შესავალი	7
თავი I სხივური თერაპიის და დიაგნოსტიკის თანამედროვე მეთოდები და გამოწვევები.....	10
1.1 რენტგენის სხივების გამოყენება სხივურ თერაპიასა და მედიცინაში	10
1.2 ფოტონების ურთიერთქმედება ნივთიერებასთან	12
1.3 ფოტოეფექტი.....	14
1.4 კომპტონის ეფექტი	15
1.5 წყვილების დაბადება.....	16
1.6 დამუხტული ნაწილაკების გავლა ნივთიერებაში.....	17
1.7 პროტონული თერაპიის უპირატესობები.....	19
1.8 დიაგნოსტიკა პროტონებით - პროტონული ტომოგრაფი (სკანერი).....	20
თავი II დაბალენერგეტიკული პროტონული ტომოგრაფის ძირითადი კომპონენტების აღწერა და მოდელირება GEANT4 პაკეტის გამოყენებით	21
2.1 პროტონული ტომოგრაფის მუშაობის პრინციპი.....	21
2.2 სცინტილატორული დეტექტორების მუშაობის პრინციპი.....	25
2.3 GEANT4 – ის სტრუქტურა და კალორიმეტრში მიმდინარე პროცესების მოდელირება.....	26
თავი III დაბალენერგეტიკული ადრონული კალორიმეტრის სატესტო მოდელის ელემენტების პარამეტრების შესწავლა კოსმოსურ სხივებზე.....	30
3.1 კვლევისათვის საჭირო სტენდის შემადგენელი ელემენტები	30
3.2 მონაცემთა შეგროვებისა და ანალიზის სისტემა	33
3.3 კვლევის მიმდინარეობა	34
3.4 სცინტილატორული დეტექტორი N1-ის პარამეტრების კვლევისას მიღებული შედეგები	36
3.5 სცინტილატორული დეტექტორი N2-ის პარამეტრების კვლევისას მიღებული შედეგები	39
დასკვნა.....	42
გამოყენებული ლიტერატურა	44

ანოტაცია

დღეისათვის, მსოფლიოს მასშტაბით არაერთი სამეცნიერო ჯგუფი მუშაობს პროტონული ტომოგრაფის შექმნასა და დახვეწაზე, რაც გარკვეულ სირთულეებთან და მატერიალურ-ტექნიკური რესურსების მობილიზებასთან არის დაკავშირებული.

მე-20 საუკუნის მეორე ნახევარსა და 21-ე საუკუნეში მნიშვნელოვნად დაიხვეწა სხივური დიაგნოსტიკისა და თერაპიის მეთოდები. დღეს ყველა საშუალო და მაღალი დონის სამედიცინო დაწესებულება აღჭურვილია დიაგნოსტიკის ისეთი აპარატურით, როგორებიცაა: რენტგენის აპარატი (XR), კომპიუტერული ტომოგრაფი (CT), მაგნიტურ-რეზონანსული ტომოგრაფი (MRI), პოზიტრონ-ემისიური ტომოგრაფი (PET). სხივური თერაპიის ცენტრებში განთავსებულია წრფივი ამაჩქარებლები, რომელთა საშუალებითაც ხდება პაციენტთა სიმსივნური წარმონაქმნების დასხივება მაღალი ენერგიის ფოტონებით, რაც ამ სფეროში მკურნალობის ერთ-ერთ ძირითად საშუალებას წარმოადგენს (აღნიშნული ამაჩქარებლები საკმაო რაოდენობითაა საქართველოშიც, რამდენიმე სამედიცინო ცენტრში). ბოლო წლებში, მსოფლიოში გაჩნდა სხივური თერაპიის ახალი საშუალება - თერაპია ადრონებით. მისი უპირატესობა ფოტონებით თერაპიასთან შედარებით ისაა, რომ ფოტონები ორგანიზმში შეღწევისას და ქსოვილის ატომებთან ურთიერთქმედებისას ატომთა იონიზაციისათვის საკმარის ენერგიას გადასცემენ, მათ შორის ჯანმრთელი ქსოვილის ატომებსაც. ამავდროულად, ფოტონები საკმაოდ განიბნევიან ატომებზე და განჭოლავენ სამიზნე მოცულობასთან შედარებით მნიშვნელოვნად მეტ მოცულობას. ადრონებით (მაგალითად, პროტონებით) თერაპიის შემთხვევაში, ნივთიერებაში გავლისას, მათთვის დამახასიათებელი ენერგიის სპეციფიკური კარგვის თვისების გამო, ენერგიის უდიდეს ნაწილს ტოვებენ ორგანიზმის კონკრეტულ არეალში, რაც შესაძლებელს ხდის მაქსიმალური დოზით დასხივდეს პათოლოგიური წარმონაქმნი, ხოლო ორგანიზმის ჯანმრთელმა ქსოვილმა მიიღოს დასხივების მინიმალური დოზა.

ადრონების ამგვარი თვისების გამო, დღეისათვის, მსოფლიოში არაერთი სამეცნიერო ჯგუფი ცდილობს გამოიყენოს ისინი სხივურ დიაგნოსტიკაშიც - შეიქმნას პროტონული ტომოგრაფი, რომლის მიერ ჩატარებული დიაგნოსტიკური კვლევის ხარისხი შედარებით ხელსაყრელი იქნება ადრონული თერაპიისთვის. ამასთან, მოსალოდნელია, რომ პროტონული ტომოგრაფის მიერ უარყოფითი ზემოქმედება ორგანიზმის ქსოვილებზე იქნება გაცილებით

ნაკლები, ვიდრე რენტგენის სხივების ზემოქმედებაა. შესაბამისად, პროტონული ტომოგრაფით დიაგნოსტიკური კვლევა გაცილებით მრავალჯერ იქნება შესაძლებელი, ვიდრე ეს შესაძლებელია რენტგენოდიასგოსტიკით, რაც დინამიკაში მკურნალობის პროცესის დაკვირვების უნიკალური საშუალებას მოგვცემს.

2022 წლიდან, თსუ-მალალი ენერჯიების ფიზიკის ინსტიტუტის სამეცნიერო ჯგუფმა დაიწყო მუშაობა დაბალენერგეტიკული ადრონული კალორიმეტრის შექმნაზე, რომელიც პროტონული ტომოგრაფის ერთ-ერთი მნიშვნელოვანი ნაწილია.

წინამდებარე ნაშრომში მოცემულია კალორიმეტრის სატესტო მოდელის ელემენტების პარამეტრების შესწავლის გზები და მეთოდები. კოსმოსური სხივების საშუალებით შესწავლილ იქნა კალორიმეტრის ძირითადი ელემენტის, სცინტილატორული დეტექტორების პარამეტრები, რომელთა მთავარი ელემენტებია სინათლის წყარო (სცინტილატორი) და სინათლის მიმღები (ფოტოგამამრავლებელი). მონაცემების დამუშავების შედეგად დადგინდა დეტექტორების მუშაობისათვის ოპტიმალური სამუშაო ძაბვა, რომლის დროსაც მიღებულ მონაცემებში ფონური სიგნალების წილი მინიმალურია, ხოლო დეტექტორების მიერ რეალური სიგნალების აღრიცხვის ეფექტურობა - მაქსიმალური. კვლევის ფარგლებში გაიმართა დეტექტორებიდან მონაცემების მიღება-დამუშავების სისტემა, რაც მომავალში გამოყენებული იქნება ადრონული კალორიმეტრის სცინტილატორული დეტექტორების პასპორტიზაციისათვის.

Annotation

Currently, worldwide many laboratories are striving to develop and enhance computer tomography systems. However, this endeavor is not without its challenges, including issues related to material resources and the high costs involved.

Between the latter half of the 20th century and the 21st century, there have been significant advancements in radiation therapy planning and treatment methods. Today, all high and mid-level clinics are equipped with screening technologies such as X-ray, computer tomography, magnetic resonance imaging, and positron emission tomography, etc al . Radiation therapy centers also utilize linear accelerators, which produce high energy photons to destroy cancerous cells in patients. Such accelerators are installed and are in use in several clinics in Georgia.

In recent years, there has been active development and research into radiation therapy using hadrons. Compared to photon radiation, hadron therapy has several advantages. When photons enter a patient's body, healthy cells also receive enough energy for ionization, and due to photon scattering on atoms, a much larger volume than the cancerous volume is irradiated. In contrast, hadrons lose energy in a specific way when they enter matter, allowing for the delivery of most of their energy to the patient's pathological tissues while sparing healthy tissue from damage.

Due to the unique properties of hadrons, many laboratories are exploring the use of protons also for diagnostic purposes through proton tomography. This imaging technique can provide more useful information for hadron therapy. Additionally, patients receive a lower dose of radiation with proton tomography compared to X-ray screening, allowing for more frequent screenings, which will give us a unique opportunity to observe the treatment process in dynamics.

At the end of 2022 TSU – High energy physics institute research group began developing a low energy hadron calorimeter, a vital component of the proton thomography, which will give us a unique opportunity to observe the treatment process in dynamics.

In this master thesis, the methods used to investigate the parameters of the components of a test model of a calorimeter are presented. Using cosmic radiation, the properties of scintillator detectors were examined. By analyzing the data, the optimal working voltage at which background signal is minimized and true signal is maximized was determined. Furthermore, as part of this study, a system for reading and analyzing data was developed, which is also presented in the thesis.

შესავალი

სხივური დიაგნოსტიკა და სხივური თერაპია მეცნიერების თანამედროვე დარგის, სამედიცინო რადიოლოგიის ორი ძირითადი დისციპლინაა. სამედიცინო რადიოლოგია მედიცინის სფეროა, რომელიც სწავლობს სხვადასხვა ბუნების და თვისებების მქონე სხივებს და შეიმუშავებს მათი გამოყენების გზებს სამედიცინო მიზნებისთვის.

სხივური დიაგნოსტიკა წარმოადგენს მეცნიერებას სხვადასხვა ბუნებისა და თვისებების მქონე სხივების შესახებ, რომლებსაც იყენებენ ადამიანის ორგანოების ანატომიური, ტოპოგრაფიული და ფუნქციური მდგომარეობის შესასწავლად, ნორმისა და პათოლოგიის დროს. სხივური დიაგნოსტიკა მოიცავს:

- რენტგენოდიაგნოსტიკას (XR, CT);
- რადიონუკლიდურ დიაგნოსტიკას;
- მაგნიტურ - რეზონანსულ ტომოგრაფიას (MRI);
- პოზიტრონ - ემისიურ ტომოგრაფიას (PET);
- პროტონულ ტომოგრაფიას.

თითოეული ზემოთ ჩამოთვლილი მეთოდი ხასიათდება მიღებული შედეგების მრავალფეროვნებით, ინფორმაციულობით, მათთვის დამახასიათებელი ვიზუალური გამოსახულებით და სხვა. არის შემთხვევები, როდესაც შესაძლებელია ერთი კონკრეტული კვლევისას მიღებული ინფორმაცია არ აღმოჩნდეს საკმარისი დიაგნოზისათვის. ასეთ დროს მიმართავენ დამატებით დიაგნოსტიკურ მეთოდებს - იყენებენ მეთოდთა კომპლექსს.

სხივური თერაპია წარმოადგენს მეცნიერებას რომელშიც შეისწავლება სხვადასხვა ბუნების მაიონებული სხივების თვისებები და მოქმედება ბიოლოგიურ ობიექტზე, მკურნალობის მიზნით.

სხივური თერაპიის ტიპებია:

- თერაპია ელექტრონებით;
- თერაპია ფოტონებით;
- ადრონული თერაპია.

სხივური თერაპიის ჩატარებას ყოველთვის წინ უსწრებს სხივური დიაგნოსტიკა, რის შედეგადაც დგინდება დასასხივებელი ობიექტის ადგილმდებარეობა და საზღვრები. შემდეგ განისაზღვრება დასასხივებელი ენერგიის დოზა და ფრაქციების რაოდენობა. ამის საფუძველზე კი სამედიცინო ფიზიკოსის მიერ შემუშავდება დასხივების გეგმა.

სხივური თერაპიისა და ზოგადად, მკურნალობის დროს მნიშვნელოვანია პროცესის მინდინარეობის კონტროლი, რაც რათქმაუნდა ხშირ დიაგნოსტიკასთანაა დაკავშირებული. მეტი სიზუსტისა და ხელმისაწვდომობის გამო თანამედროვე სამედიცინო დაწესებულებები ძირითადად აღჭურვილია CT აპარატურით, რომლის მუშაობის ძირითად პრინციპს რენტგენის სხივების ნივთიერებასთან ურთიერთქმედება წარმოადგენს. სწორედ იმიტომ, რომ რენტგენის გამოსხივება მაიონებელია, მას შეუძლია დიაგნოსტიკასთან ერთად მავნე ზეგავლენა მოახდინოს ორგანიზმის ჯანმრთელ ქსოვილებზე, რის გამოც კომპიუტერული ტომოგრაფიის ხშირად გამოყენება რეკომენდირებული არ არის. ეს კი მნიშვნელოვნად აფერხებს მკურნალობის მონიტორინგის პროცესს.

თანამედროვე კვლევები აჩვენებს, რომ რენტგენულ ტომოგრაფებთან შედარებით პროტონული ტომოგრაფის მიერ ორგანიზმის ქსოვილების დამაზიანებელი ეფექტი დაახლოებით 50-ჯერ ნაკლები იქნება, რაც საშუალებას იძლევა პაციენტის დიაგნოსტიკა ჩატარდეს უფრო დიდი სიხშირით. ამავდროულად, პროტონული ტომოგრაფის კალორიმეტრის მაღალი სიზუსტე განაპირობებს ორგანიზმში პათოლოგიური წარმონაქმნების (სიმსივნეების) საზღვრების ზუსტ დადგენას (CT, PET და MRI -სთან შედარებით), რაც ზრდის პროტონული ტომოგრაფის გამოყენების უპირატესობას.

პროტონული ტომოგრაფის შექმნაზე დღეისათვის მრავალი სამეცნიერო ჯგუფი მუშაობს (მაგალითად, ერთ - ერთი დიდი კოლაბორაცია, რომელიც იკვლევს პროტონული სკანერის აგების შესაძლებლობებს არის: Bergen pCT collaboration, <https://www.uib.no/en/ift/142356/medical-physics-bergen-pct-project> კოლაბორაციაში შედის მრავალი ქვეყნის უნივერსიტეტი და კვლევითი ცენტრი), მათ შორის, 2022 წლის ბოლოდან პროტონული ტომოგრაფის კალორიმეტრის სატესტო პროტოტიპის შექმნაზე კვლევები დაიწყო თსუ-ს მაღალი ენერგიების ფიზიკის ინსტიტუტში, რის ფარგლებშიც პირველ რიგში უნდა მოხდეს კალორიმეტრში ენერგეტიკული კარგვების პროცესის მოდელირება, GEANT4-ის პაკეტის საფუძველზე.

პირველ ეტაპზე, მიზანს წარმოადგენდა კალორიმეტრის სცინტილატორული დეტექტორების პარამეტრების შესასწავლი (პასპორტიზაციისათვის საჭირო) მონაცემთა მიღება-დამუშავების სისტემის გამართვა და სატესტო სტენდის შექმნა. აღნიშნული მიზნის მისაღწევად დაიგეგმა და კოსმოსური სხივების გამოყენებით შესწავლილ იქნა კალორიმეტრის სატესტო ელემენტების (სცინტილატორი + ფოტოგამამრავლებელი) პარამეტრები, რითაც, ფაქტობრივად გაიტესტა კალორიმეტრის ფუნქციონირებისათვის საჭირო მიმღები ელექტრონიკაც და პროგრამული ნაწილიც. კვლევისთვის გამოყენებული იყო ორი სცინტილატორული დეტექტორი. თითოეული მათგანის მიერ კოსმოსური სხივების რეგისტრირების ეფექტურობა შემოწმდა სხვადასხვა სამუშაო ძაბვაზე. თითოეული სამუშაო ძაბვის დროს, მონაცემთა მიღება-დამუშავების სისტემის საშუალებით ხდებოდა ელექტრონიკის ზღურბლური ძაბვის ისეთნაირად შერჩევა, რომ ერთის მხრივ არ შემცირებულიყო სცინტილატორული დეტექტორების მიერ კოსმოსური ნაწილაკების აღრიცხვის ეფექტურობა, მეორეს მხრივ - მაქსიმალურად გამორიცხულიყო ფონური სიგნალები.

აღნიშნული სამუშაოების ჩატარების შემდეგ შესაძლებელია შევისწავლოთ დაბალენერგეტიკული ადრონული კალორიმეტრის სცინტილატორული დეტექტორების პარამეტრები და განხორციელდეს მათი პასპორტიზაცია, რაც მთავარი პირობაა კალორიმეტრის შექმნისათვის. სწორედ ეს უკანასკნელი კვლევაა წარმოდგენილი წინამდებარე ნაშრომში, რომელიც ასევე გვიჩვენებს პრობლემის აქტუალურობასაც - სხივური თერაპიისა და დიაგნოსტიკის თანამედროვე მეთოდებსა და გამოწვევებს, პროტონული ტომოგრაფის უპირატესობებსა და მისი მუშაობის პრინციპს.

თავი I სხივური თერაპიის და დიაგნოსტიკის თანამედროვე მეთოდები და გამოწვევები

1.1 რენტგენის სხივების გამოყენება სხივურ თერაპიასა და მედიცინაში

მე-20 საუკუნის მეორე ნახევრისა და 21-ე საუკუნის ტექნოლოგიურმა პროგრესმა მნიშვნელოვნად დახვეწა სამედიცინო დიაგნოსტიკის მეთოდები და განავითარა სხივური თერაპიის მიმართულება, რომელიც საშუალებას იძლევა სამედიცინო ჩარევა (მაგ., პათოლოგიური წარმონაქმნების განადგურება) გამხდარიყო შედარებით ეფექტური, უსაფრთხო და კომფორტული.

სამედიცინო საქმიანობაში დიაგნოსტიკას წამყვანი როლი აქვს. უძველესი დროიდან დღემდე ვითარდება მისი მეთოდები და შეიძლება ითქვას, რომ აღნიშნული სფერო კვლავ გამოწვევებითაა სავსე. ერთის მხრივ, გამოწვევაა დიაგნოზის სიზუსტე, რომელიც 21-ე საუკუნეში, თანამედროვე ტექნოლოგიების გამოყენებით საკმაოდ დახვეწილია (თუმცა, მაინც განვითარებადია), მეორეს მხრივ გამოწვევაა უსაფრთხო დიაგნოსტიკაც, რაც გულისხმობს დიაგნოსტიკის პროცესში ორგანიზმის ჯანსაღ ნაწილზე მინიმალურ ზემოქმედებას.

სამედიცინო დიაგნოსტიკას და თერაპიას, რომელიც ეფუძნება ელექტრომაგნიტურ გამოსხივებას საფუძველი დაუდო 1895 წელს ვილჰელმ კონრად რენტგენის მიერ X სხივების აღმოჩენამ. აღნიშნულ სხივებს (შემდგომში რენტგენის სხივებს) აღმოაჩნდათ ნივთიერებაში ღრმად შეღწევის უნარი.

რენტგენის მიერ ამ სხივების აღმოჩენამ ზოგადად მეცნიერებაში და მედიცინაში რევოლუციური ცვლილებები გამოიწვია და დიდი საფუძველი ჩაუყარა ინტერდისციპლინარულ მიმართულებას, სამედიცინო ფიზიკას.

გამოარჩევნ რენტგენის სხივებს ენერგიის მიხედვით:

- 0.1–20 კეე დაბალი ენერგიის ანუ რბილი რენტგენის სხივები;
- 20–120 კეე სადიაგნოსტიკო რენტგენის სხივები;
- 120–300 კეე ორთოვოლტური რენტგენის სხივები;
- 300 kV–1 მეე საშუალო ენერგიის რენტგენის სხივები;
- 1 მეე მაღალი ენერგიის ანუ მეგავოლტური რენტგენის სხივები.

თანამედროვე დიაგნოსტიკისა და სხივური თერაპიების აპარატურიდან დიდი ნაწილი (CT, PET/CT) სწორედ რენტგენის გამოსხივებას იყენებს. აღნიშნული გამოსხივება მაიონებელ გამოსხივებას მიეკუთვნება, რაც იმას ნიშნავს, რომ მისი ურთიერთქმედება ორგანიზმთან იწვევს ორგანიზმის ატომების იონიზაციას. ეს ერთის მხრივ კარგია, როდესაც საქმე გვაქვს სიმსივნური წარმონაქმნის დასხივებასთან (სხივური თერაპია), მეორეს მხრივ - ზიანდება ჯანსაღი უჯრედებიც.

არა მხოლოდ სხივური დიაგნოსტიკა, არამედ სხივური თერაპიაც ეფუძნება ელექტრომაგნიტური გამოსხივების ნივთიერებასთან ურთიერთქმედებას, კერძოდ, წრფივი ამაჩქარებლები, ბრაქითერაპია და ა.შ. იყენებენ მაღალი ენერჯის რენტგენის სხივებსა და რადიოაქტიური გამოსხივების გამა კვანტებს პათოლოგიური წარმონაქმნების (სიმსივნური უჯრედების) გასანადგურებლად.

გასული საუკუნის 50-იანი წლებიდან მოყოლებული განვითარდა სხივური თერაპიის მეთოდები, რომლებშიც სიმსივნური წარმონაქმნების დასხივება მიმდინარეობს ელექტრონებითა და ფოტონებით. თითოეულ შემთხვევაში რადიაციის წყარო შესაძლებელია სხვადასხვაგვარი იყოს, შესაბამისად, სხვადასხვაგვარია თერაპიის დანადგარები, რომლებიც ამ გამოსხივებას იძლევა.

დღეისათვის ერთ-ერთი ყველაზე გამოყენებადი წრფივი ამაჩქარებლები და ბრაქითერაპიის დანადგარები.

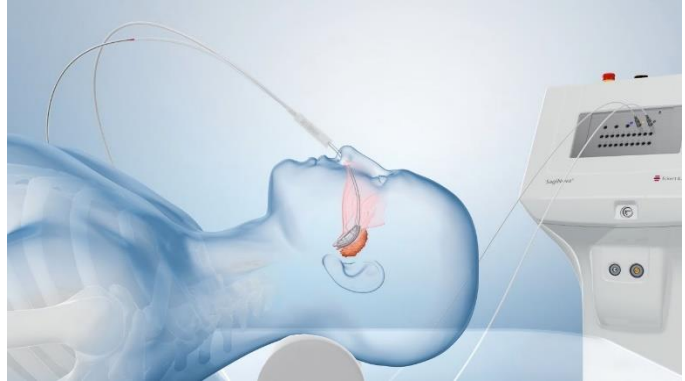
წრფივ ამაჩქარებლებში ხდება დამუხტული ნაწილაკების (ელექტრონების) აჩქარება 5-დან 16 მეგ ენერჯამდე, შემდეგ, ელექტრონები მუხრუჭდება მძიმე ელემენტის (ვოლფრამის) სამიზნეში და გამოასხივებს ფოტონების სპექტრს, რომელშიც ენერჯის მაქსიმალური მნიშვნელობა 16 მეგ-ია. მიღებულ გამოსხივებას ხშირად გამოსხივების ველს უწოდებენ. მიღებული ველის ინტენსივობის ცვლილებით, ფორმირებითა და



სურ.1 - ამაჩქარებელი სხივური თერაპიისთვის

დასხივების დროის ცვლილებით შესაძლებელია მივიღოთ სასურველი შედეგი ორგანიზმში პათოლოგიური წარმონაქმნების გასანადგურებლად (სურათი 1).

სხივური თერაპიის ერთ-ერთი ტექნოლოგიური მიღწევაა ბრაქიტერაპია, რომელიც საშუალებას იძლევა რადიოაქტიური ნივთიერებების დაშლის შედეგად მიღებული გამა კვანტებით გავანადგუროთ სიმსივნური წარმონაქმნები. ეს მეთოდი შედარებით ეფექტურია ჯანმრთელი უჯრედების გამოსხივებისგან დაცვის კუთხით, ვინაიდან ბრაქიტერაპიის დროს საშუალება გვაქვს გამოსხივების წყარო - რადიოაქტიური პრეპარატი - უშუალოდ წარმონაქმნთან მოვათავსოთ (სურათი 2). დასხივების ასეთ გზას აპლიკაციურ მეთოდს უწოდებენ. ამ დროს აპარატიდან სპეციალურ არხებში გამოდის რადიოაქტიური პრეპარატის გარკვეული ულუფა, რომელიც ფაქტობრივად ზედ ედება სიმსივნურ წარმონაქმნს. ეს კი საშუალებას იძლევა გამოსხივების ყველაზე დიდი დოზა მივიტანოთ უშუალოდ პათოლოგიურ კერასთან. ცხადია, ამ დროსაც გვაქვს რადიაცია, რომელიც აზიანებს ჯანმრთელ უჯრედებს.



სურ.2 - ბრაქიტერაპიის პროცესის ანიმაცია

ვინაიდან სამედიცინო რადიოლოგია (დიაგნოსტიკაც და თერაპიაც) აქტიურად იყენებს ელექტრომაგნიტურ გამოსხივებას, უფრო დეტალურად განვიხილოთ მაღალენერგეტიკული ფოტონების (1 კევ-ზე მეტი და 1 მევ-ზე ნაკლები ენერგიის ფოტონებს რენტგენის სხივებს უწოდებენ) ურთიერთქმედება ნივთიერებასთან (ორგანიზმის ქსოვილთან).

1.2 ფოტონების ურთიერთქმედება ნივთიერებასთან

ფოტონებს არ აქვთ ელექტრული მუხტი, ამიტომ ფოტონების ნივთიერებაში გავლის პროცესი რადიკალურად განსხვავებულია დამუხტული ნაწილაკების ნივთიერებაში გავლის პროცესისგან. აქედან გამომდინარე, ფოტონების დეტექტირება მხოლოდ არაპირდაპირი გზით - მათი ნივთიერებაში გავლისას გამოწვეული იონიზაციით არის შესაძლებელი. ფოტონი დამუხტული ნაწილაკების მსგავსად, ვერ შევა ურთიერთქმედებაში ტრაექტორიის მახლობელ ყველა ელექტრონთან ან/და ატომბირთვთან, შესაბამისად, უწყვეტად ვერ დაკარგავს ენერგიას, მანამ, სანამ არ მოხდება ნივთიერების ერთ რომელიმე კონკრეტულ

ატომთან მისი ურთიერთქმედება. როდესაც ფოტონი შეაღწევს ნივთიერებაში და ურთიერთქმედებს მის ატომებთან, შესაძლებელია განვითარდეს სამი ძირითადი სცენარი:

1. ფოტოეფექტი;
2. კომპტონის გაბნევა;
3. ელექტრონ-პოზიტრონის წყვილის დაბადება.

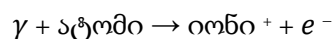
ამ პროცესებში ფოტონი ან შთანთქმება (ფოტოეფექტი და პოზიტრონ-ელექტრონის წყვილების დაბადება), ან შედარებით დიდ კუთხეზე გაიბნევა (კომპტონის გაბნევა). გაბნევა და შთანთქმა სტატისტიკური პროცესებია, ამიტომ, შეუძლებელია ფოტონებისათვის თავისუფალი განარბენის ცნების განსაზღვრება. ზემოთ ჩამოთვლილი სამი პროცესის კვეთა (შესაბამისად, ალბათობაც) ბევრად მცირეა, ვიდრე, მაგალითად, ელექტრონების არადრეკადი გაბნევის კვეთა. შესაბამისად, ფოტონებს ნივთიერების განჭოლვის მეტი უნარი გააჩნიათ, ვიდრე, მაგალითად, ელექტრონებს. ამასთან, როდესაც ფოტონების ნაკადი ნივთიერებას განჭოლავს, ფოტოეფექტისას და პოზიტრონ-ელექტრონის წყვილების დაბადებისას ფოტონების ნაკადში რომელი ფოტონებიც არ შთანთქმულა, მათი ენერგია არ იცვლება. ცალკეული ფოტონების შთანთქმის გამო ნაკადის ენერგია (ინტენსივობა), ცხადია, მცირდება ექსპონენციალურად. იგივე ხდება კომპტონის გაბნევის პროცესში, ფოტონების დიდ კუთხეზე გაბნევის გამო.

$$N(x) = N(0) \cdot e^{-\mu x} \quad (1)$$

ფორმულაში μ შთანთქმის კოეფიციენტია. შთანთქმის კოეფიციენტისა და ფოტონების ნივთიერებასთან ურთიერთქმედების კვეთის ურთიერთდაკავშირება შესაძლებელია ფორმულით:

$$\mu = \frac{N_A}{A} \sum_i \sigma_i \quad (2)$$

რომელშიც σ_i შესაბამისი პროცესის კვეთაა, A ნივთიერების ატომური ნომერია, N_A - კი ავოგადროს რიცხვია. შთანთქმის კოეფიციენტი μ მნიშვნელოვნადაა დამოკიდებული ფოტონის ენერგიაზე. დაბალ ენერგიაზე (ატომთა იონიზაციის ენერგიიდან 100 კეე-მდე) უფრო დიდი ალბათობით მიმდინარეობს ფოტოეფექტი:



საშუალო ენერგიებზე (1 მევ-ის რიგის) უფრო დიდი ალბათობით მოსალოდნელია კომპტონის ეფექტი - ფოტონის კვაზითავისუფალ ბირთვზე გაბნევის პროცესი:

$$\gamma + e^- \rightarrow \gamma + e^-,$$

უფრო მაღალ ენერგიებზე, როცა ფოტონის ენერგია აღემატება ელექტრონის მასის გაორმაგებულ მნიშვნელობას, ყველაზე დიდი კვეთა (ალბათობა) აქვს პოზიტრონ-ელექტრონის წყვილების დაბადების პროცესს:

$$\gamma + \text{ატომი} \rightarrow e^+ + e^- + \text{ატომი}$$

ყველა განხილული შემთხვევაში ფოტონების ნივთიერებაში გავრცელება სწორხაზოვანი არ არის და ადგილი აქვს მის „მიმოფანტვას“;

განვიხილოთ ეს პროცესები შედარებით დაწვრილებით:

1.3 ფოტოეფექტი

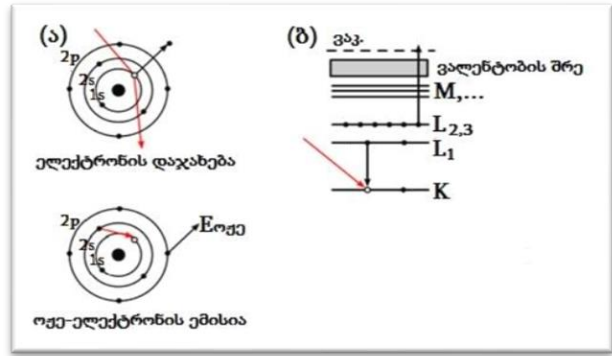
ენერგიისა და იმპულსის შენახვის კანონიდან გამომდინარე, თავისუფალ ელექტრონს არ შეუძლია ფოტონის შთანთქმა, თუმცა ატომში ბმულ ელექტრონს შეუძლია შთანთქმოს ფოტონი და გადავიდეს უფრო მაღალ ენერგეტიკულ დონეზე, ან მოწყდეს ატომს და გადავიდეს თავისუფალ მდგომარეობაში (ფოტოელექტრონი), იმ შემთხვევაში, თუ შთანთქმული ენერგია აღემატება ატომში ელექტრონის ბმის ენერგიას. ამ მოვლენას ფოტოეფექტი ეწოდება (მოვლენა ახსნა ალბერტ აინშტაინმა, რის გამოც მას ნობელის პრემია მიანიჭეს).

ყველაზე ხშირ შემთხვევაში ფოტოეფექტი ხდება ბირთვთან ყველაზე ახლოს მყოფი K შრიდან. ფოტოელექტრონების კინეტიკური ენერგია მოიცემა ფორმულით

$$E = h\omega - E_{\text{ბმის}} \quad (3)$$

სადაც $E_{\text{ბმის}}$ ატომში ელექტრონის ბირთვთან ბმის ენერგიაა, $h\omega$ - კი ბირთვის მიერ შთანთქმული ფოტონის ენერგია. ატომში, (ფოტოელექტრონის გამოსვლის შემდეგ) ჩნდება

ელექტრონის ვაკანსია. ატომის ეს მდგომარეობა არასტაბილურია. ამ დროს ელექტრონი გადადის უფრო მაღალი ენერგეტიკული დონიდან დაბალ ენერგეტიკულ დონეზე და ავსებს ფოტოეფექტისას წარმოქმნილ ვაკანსიას, რა დროსაც გამოსხივდება ერთი ან რამდენიმე რენტგენის კვანტი, ან ზედმეტი ენერგია გადაეხემა იმავე ატომის სხვა ელექტრონს. ამ დროს შესაძლოა ამოვარდეს მეორე ელექტრონიც, რომელიც გააჩენს კიდევ ერთ ვაკანსიას. ასეთ ელექტრონებს ოჟე (Auger) ელექტრონებს უწოდებენ. სქემატურად ეს პროცესი ნაჩვენებია **სურათ 3-ზე**. თუ ელექტრონის ატომთან ბმის ენერგია არ აღემატება 1 კევ-ს, მაშინ პირველი პროცესი უფრო ალბათურია. მსუბუქი ატომების შემთხვევაში, რომლებშიც ელექტრონის ბმის ენერგია 1 კევ-ზე ნაკლებია, სურათზე ნაჩვენები მეორე (ბ) პროცესი იქნება უფრო ალბათური.



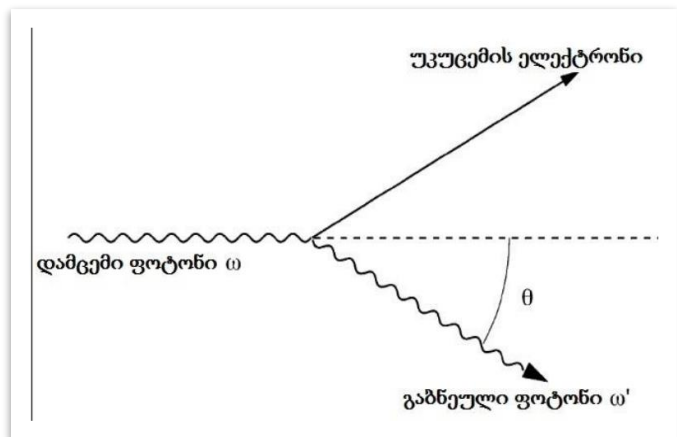
სურ. 3 - ფოტოეფექტის სქემატური გამოსახულება

1.4 კომპტონის ეფექტი

კომპტონის ეფექტი არის ფოტონის ელექტრონზე დრეკადი გაბნევის პროცესი და მისი აღწერა შესაძლებელია მხოლოდ კვანტური მექანიკის ფარგლებში. სქემატურად გაბნევის პროცესი მოცემულია **სურათ 4-ზე**.

$h\omega$ ენერგიის ფოტონს აქვს $h\omega/c$ იმპულსი. ენერგია-იმპულსის შენახვის კანონზე დაყრდნობით, თუ მხედველობაში არ მივიღებთ ატომში ელექტრონის ბმის ენერგიას (ან თუ დამცემი ფოტონის ენერგია ბევრად აღემატება ელექტრონის ბირთვთან ბმის ენერგიას), გაბნეული ფოტონის ენერგია შეიძლება გამოითვალოს ფორმულით:

$$h\omega' = \frac{h\omega}{(1 + \frac{h\omega}{m_e c^2}(1 - \cos \theta))} \quad (5)$$

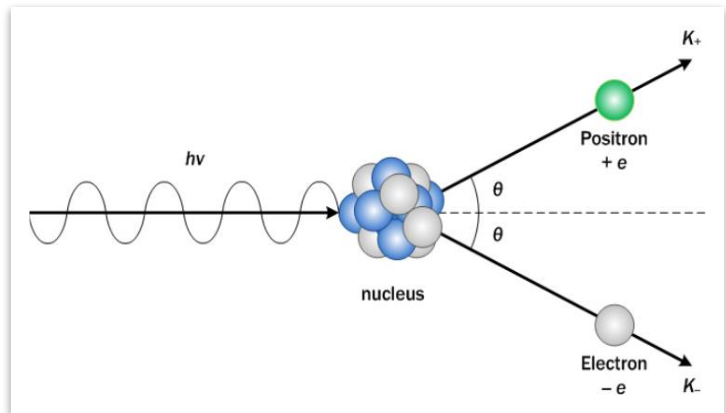


სურ. 4 - ფოტონის გაბნევა ელექტრონზე

შედარებით მცირე ენერგიის ფოტონების შემთხვევაში უფრო ალბათურია, რომ ფოტონის ელექტრონთან ურთიერთქმედების დროს აღიგზნას ელექტრონი, დარჩეს იგი ატომთან ბმული, ამ დროს კი ფოტონის მთელი ენერგია და იმპულსი მთლიანად გადაეცემა ატომს. ამ ტიპის გაბნევას კოჰერენტულ კომპტონის გაბნევას ან სხვანაირად, რელეის (Rayleigh) გაბნევის უწოდებენ. კომპტონის გაბნევის ქვეშ უფრო ხშირად გულისხმობენ არაკოჰერენტულ გაბნევას, რომელსაც თან ახლავს ელექტრონის ამოგდება ატომიდან.

1.5 წყვილების დაბადება

როგორც ზემოთ აღვნიშნეთ, ფოტონის ენერგიებზე, რომელიც აღემატება ელექტრონის მასის გაორმაგებულ მნიშვნელობას, ყველაზე ალბათურია ელექტრონ-პოზიტრონული წყვილების დაბადების პროცესი. ენერგია-იმპულსის შენახვის გამო ეს პროცესი ვერ მოხდება სიცარიელეში.



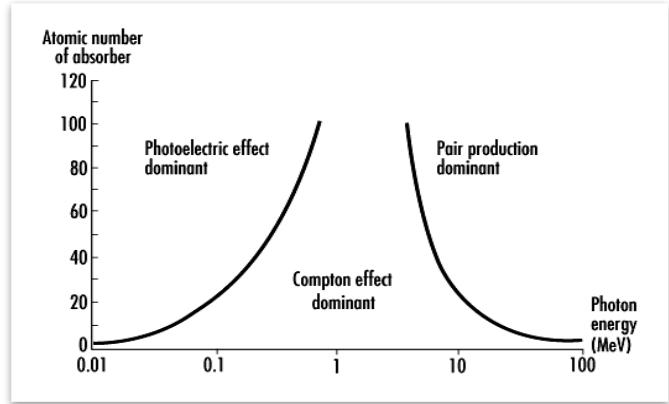
სურ. 5 - ელექტრონ - პოზიტრონის წყვილის წარმოქმნა

მართლაც, ამ შემთხვევაში დაბადებული წყვილის ჯამური იმპულსი მასათა ცენტრის სისტემაში ნულის ტოლია, შესაბამისად ფოტონის ენერგია და იმპულსიც ნულის ტოლი გამოვა. პროცესი შესაძლებელია მხოლოდ იმ შემთხვევაში, თუ ფოტონი ენერგიის გარკვეულ ნაწილს გადასცემს რაიმე ობიექტს, მაგალითად ატომს. სქემატურად ეს პროცესი ნაჩვენებია **სურათ 5-ზე**.

მაღალენერგიული ფოტონების 54% შეიძლება შთაინთქას მათი ნივთიერებაში გავლისას ელექტრონ-პოზიტრონულ წყვილების წარმოქმნის გზით, ამასთან დომინირებადია წყვილების გაჩენა ბირთვის ველში. დაბადებულ ელექტრონებსა და პოზიტრონებს დაახლოებით ტოლი ენერგიები აქვთ, თუმცა ბირთვის ველში წყვილების დაბადებისას ბირთვის დადებითი მუხტის გამო, ხდება ელექტრონის აჩქარება და პოზიტრონის შენელება. შედეგად ელექტრონსა და პოზიტრონს განსხვავებული ენერგიები მიაქვთ. ეს ეფექტი მით უფრო დიდია, რაც უფრო დიდია ბირთვის მუხტი (Z_{nucl}) და მცირეა ფოტონის ენერგია. რაც შეეხება კუთხურ განაწილებას, ფოტონის მაღალ ენერგიებზე განაწილებები მკვეთრად

ანიზოტროპიულია, რადგან წყვილების დაბადება ძირითადად ფოტონის მოძრაობის მიმართულებით ხდება. ენერგიის შემცირებით განაწილებების ანიზოტროპიულობა მნიშვნელოვნად მცირდება.

სურ. 6-ზე ნაჩვენებია ფოტოეფექტის, კომპტონის გაბნევისა და ელექტონ - პოზიტრონის წყვილის წარმოქმნისთვის ატომური ნომრის დამოკიდებულება ფოტონის ენერგიაზე.



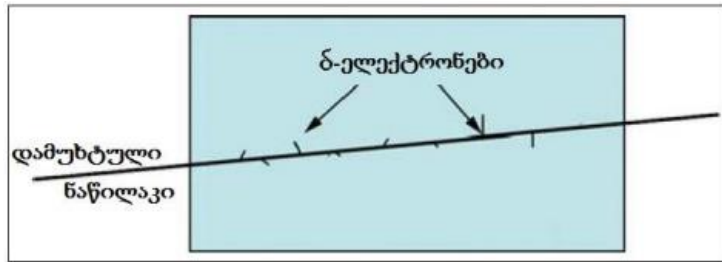
სურ. 6 - ფოტოეფექტის, კომპრონეფექტისა და წყვილების წარმოქმნის ალბათობები სხვადასხვა ენერგიის ფოტონის სხვადასხვა ატომური ნომრის მქონე ნივთიერებასთან ურთიერთქმედებისას.

ყველა ზემოთგანხილული პროცესები გვიჩვენებს, თუ როგორ შეიძლება წარიმართოს ფოტონის ნივთიერებასთან ურთიერთქმედება. სხივურ დიაგნოსტიკაში (XR, CT, PET/CT) გამოყენებული ფოტონების შემთხვევაში ძირითადად საქმე გვაქვს კომპტონის გაბნევისთან ან ფოტოეფექტთან. რენტგენის სხივებით დიაგნოსტიკის პრინციპი მთლიანად ეფუძნება ორგანიზმის მიერ ფოტონების შთანთქმას. სხვადასხვა სიმკვრივის ქსოვილი სხვადასხვანაირად შთანთქმავს მასში გამავალი ფოტონების ნაკადს, რაც საშუალებას გვაძლევს აღვადგინოთ ორგანიზმში სიმკვრივეების განაწილების სურათი - შედეგად მივიღებთ ორგანიზმის ანატომიურ სურათს. მნიშვნელოვანია ვიცოდეთ ფოტონების და დამუხტული ნაწილაკების მიერ ნივთიერების განჭოლვისას გამოყოფილი ენერგიის დამოკიდებულება გავლილ მანძილზე.

1.6 დამუხტული ნაწილაკების გავლა ნივთიერებაში

როდესაც რადიაციის ბიოლოგიურ ორგანიზმზე მოქმედების ეფექტზეა საუბარი ხშირად ხმარობენ ტერმინს „ენერგიის წრფივი გადაცემა“ (LET – Linear Energy Transfer), რომელიც განისაზღვრება, როგორც ტრეკის (ნაწილაკის მიერ დატოვებული კვალი) სიგრძის ერთეულზე ნაწილაკის ტრეკტორიის უშუალო სიახლოვეს ნივთიერებაში გამოყოფილი ენერგია. მძიმე ან ნელი ნაწილაკებისთვის სიგრძის ერთეულზე ენერგიის დანაკარგი და LET ერთიდაიგივე სიდიდეა, მაგრამ ელექტრონებისთვის ან ჩქარი ნაწილაკებისთვის, ასევე γ - კვანტებისათვის,

ეს ორი სიდიდე მნიშვნელოვნად განსხვავდება ერთმანეთისაგან. ამას აქვს ორი ძირითადი მიზეზი, პირველი მიზეზი არის დამუხრუჭებითი გამოსხივების გამო დაბადებული ფოტონები, რომლებსაც ენერგიის დეპოზიტი შეუძლიათ ტრეკიდან მხოლოდ გარკვეულ მანძილზე ფრენის შემდეგ, მეორე მიზეზი კი არის

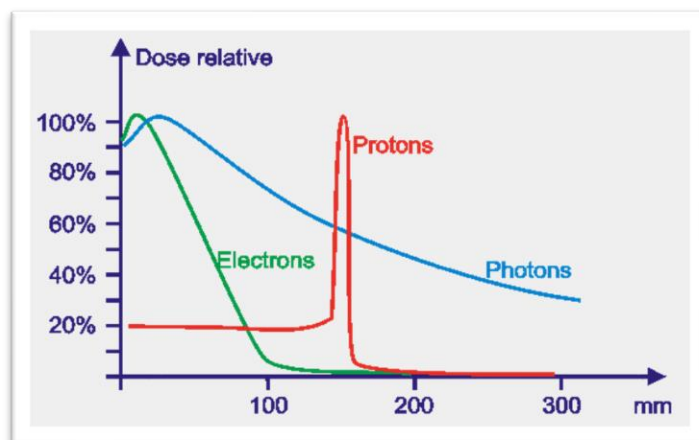


სურ. 7 - დამუხრუჭებული ნაწილაკის გავლა ნივთიერებაში

იონიზაციის პროცესში ატომებიდან ენერგიული ე.წ. δ-ელექტრონების ამოგდება. δ ელექტრონებს შეუძლიათ ნაწილაკის ტრეკიდან მაკროსკოპულ მანძილებზე ფრენა და მათ მიერ ენერგიის გამოყოფა არ ხდება ტრეკტორიის უშუალო სიახლოვეს, თუმცა აქვთ საკმაო ენერგია, რათა გამოიწვიონ გარემოს შემდგომი იონიზაცია, რაც კარგად ჩანს ფოტოემულსიებსა და ბუმტოვან კამერებში. სქემატურად ეს პროცესი ნაჩვენებია **სურათ 7-ზე**.

უნდა აღინიშნოს, რომ იმ ენერგიებზე, რომლებიც გამოიყენება მედიცინაში, პროტონისა და სხვა მძიმე ბირთვებისათვის სიგრძის ერთეულზე ენერგიის დანაკარგი და LET ერთი და იგივე სიდიდეა.

როდესაც დამუხრუჭებული ნაწილაკი (ადრონი) გადის ნივთიერებაში, ენერგიის კარგვის გამო მისი ენერგია და შესაბამისად სიჩქარეც სულ უფრო მცირდება, იზრდება ენერგეტიკული კარგვები სიგრძის ერთეულზე. მძიმე ნაწილაკებისა და ბირთვებისთვის ენერგეტიკული კარგვების მანძილზე დამოკიდებულებაში ნაწილაკის ტრეკტორიის ბოლოს ენერგეტიკული კარგვები აღწევს მაქსიმუმს და შემდეგ მკვეთრად ეცემა ნულამდე. ლიტერატურაში ამ მაქსიმუმს უწოდებენ „ბრეგის იონიზაციურ პიკს“ და ამ მოვლენას იყენებენ ონკოლოგიაში, კერძოდ



სურ. 8 - წყალში პროტონის ელექტრონისა და ფოტონის მიერ გამოყოფილი ენერგიის დოზის დამოკიდებულება გველილ მანძილზე

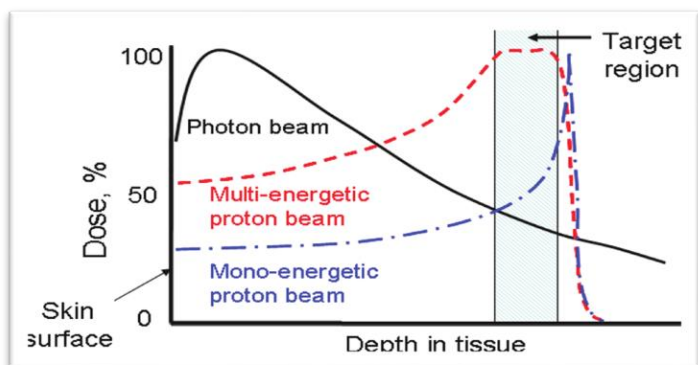
ადრონულ თერაპიაში. სურათ 8-ზე მოყვანილია წყალში პროტონის ელექტრონისა და ფოტონის მიერ გამოყოფილი ენერჯის დოზის დამოკიდებულება გავლილ მანძილზე. წითელი მრუდით კარგად ჩანს ბრეგის პიკი პროტონისთვის, რომლის მიერ გამოყოფილი ენერჯია ტრეპტორიის ბოლოს ეცემა ნულამდე. ელექტრონისა და ფოტონისთვის კი ნათლად ჩანს, რომ მათი ნივთიერებაში გავლისას ენერჯის დანაკარგები მაქსიმუმს აღწევს ნივთიერებაში შესვლისთანავე ახლო მანძილებზე, შემდეგ კი თანდათან კლებულობს. ამასთან, ფოტონები და ელექტრონები ენერჯიას კარგავენ ფართო ლოკაციაზე, ხოლო პროტონები ენერჯიის ძირითად ნაწილს კარგავენ ერთ კონკრეტულ ლოკაციაზე, კონკრეტულ სიღრმეზე (უნდა აღინიშნოს, რომ პროტონების მსგავსად მკვეთრად გამოხატული ბრეგის პიკი ახასიათებს სხვა ადრონებსაც).

სწორედ პროტონების ამ თვისების გამო გაჩნდა იდეა გამოეყენებინათ იგი დიაგნოსტიკასა და თერაპიაში.

1.7 პროტონული თერაპიის უპირატესობები

- ელექტრონებისა და ფოტონებისაგან განსხვავებით პროტონები ნივთიერებაში გავლისას ენერჯიის დიდ დოზას ტოვებს ნივთიერების კონკრეტულ სიღრმეში (ბრეგის პიკი), რაც ამარტივებს ნივთიერების სიღრმეებში ენერჯიის დოზების ისე მიწოდებას, რომ მანამდე არსებული ჯანმრთელი ქსოვილები ნაკლებად დაზიანდეს, ხოლო ენერჯიის უდიდესი ნაწილი კონცენტრირდეს პათოლოგიურ კერასთან (ბრეგის პიკი დავამთხვიოთ სიმსივნურ წარმონაქმნს);

- იმ შემთხვევაში, თუ სიმსივნური წარმონაქმნი დიდი მოცულობისაა, პროტონების ნაკადის საწყისი ენერჯიების სხვადასხვა მნიშვნელობების მიღწევით შესაძლებელია შეიქმნას ეგრეთწოდებული პლატო, რომელიც მიგვითითებს, რომ პროტონების ენერჯიის მაქსიმალური მნიშვნელობა



სურ. 9 - სხვადასხვა ენერჯიის პროტონების ნივთიერებაში გავლა - ბრეგის პლატო

შთაინთქმება სწორედ იმ არეალში, რომელშიც პათოლოგიური წარმონაქმნია მოთავსებული (სურათი 9).

- ელექტრონებისა და ფოტონებისაგან განსხვავებით პროტონები ნივთიერებაში (ბრეგის პიკის მიღწევამდე) თითქმის არ განიბნევა, რაც ამარტივებს სამიზნე მოცულობაში დოზის სიმძლავრის ძირითადი ნაწილის კონცენტრირებასა და ჯანმრთელი ქსოვილების მაქსიმალურად დაცვას.
- ზემოთჩამოთვლილი ორი პუნქტის გათვალისწინებით შესაძლებელი ხდება პროტონული თერაპიის სიხშირის გაზრდა - თერაპიის პროცედურების მეტი სიხშირით წარმართვა.

1.8 დიაგნოსტიკა პროტონებით - პროტონული ტომოგრაფი (სკანერი)

პროტონული სკანერი არის მოწყობილობა, რომლის მოქმედების პრინციპიც დაფუძნებულია პროტონების ნივთიერებასთან ურთიერთქმედებაზე. იგი დღესდღეისობით წარმოადგენს პერსპექტიულ მოწყობილობას, რომელსაც, როგორც მსოფლიოში მიმდინარე კვლევები აჩვენებს, შეეძლება მნიშვნელოვანი უპირატესობით ისარგებლოს თანამედროვე დიაგნოსტიკურ მოწყობილობებთან (CT, PET, PET/CT, MRI) შედარებით.

პროტონულ ტომოგრაფს მაღალი ენერგეტიკული გარჩევისუნარიანობის მქონე ადრონული კალორიმეტრით გააჩნია მრავალი უპირატესობა არსებულ ტომოგრაფებთან შედარებით, მათ შორის განსაკუთრებით აღსანიშნავია შემდეგი:

- ტომოგრაფის კალორიმეტრის მაღალი სიზუსტე განაპირობებს სიმსივნური ქსოვილების სამგანზომილებიანი საზღვრების ზუსტ დადგენას (CT, PET და MRI სკანერებთან შედარებით), რაც კრიტიკულად მნიშვნელოვანია ადრონული თერაპიისთვის.
- რენტგენული ტომოგრაფიისგან განსხვავებით პროტონული ტომოგრაფის ბიოლოგიური დამაზიანებელი ეფექტი 50-ჯერ ნაკლებია, რაც იძლევა საშუალებას მკურნალობის პროცესის მონიტორინგისათვის სკანირება ჩატარდეს მრავალჯერ (რენტგენის სხივებით ხშირი სკანირება დაუშვებელია). ეს საშუალებას იძლევა მკურნალობის პროცესს დავაკვირდეთ დინამიკაში.
- ბიოფიზიკურ ექსპერიმენტებში კალორიმეტრით ზუსტად განისაზღვრება დასხივების დოზა ცოცხალ ორგანიზმში და შესაბამისად RBE (relative biological effectiveness) პარამეტრის ენერგიაზე დამოკიდებულება.

- კალორიმეტრი საშუალებას იძლევა შევაფასოთ იონური ნაკადების პროფილი და ენერგეტიკული სპექტრი გაგანიერებული ბრეგის პიკის (SOBP, spread out bragg peak) პირობებში.

ამრიგად, რადიაციის ნივთიერებასთან ურთიერთქმედების შედეგები გვაჩვენებს, რომ პროტონული სკანირება და პროტონული თერაპია წარმოადგენს შედარებით უსაფრთხო და ზუსტ საშუალებას თანამედროვე რადიოლოგიაში.

თავი II დაბალენერგეტიკული პროტონული ტომოგრაფის ძირითადი კომპონენტების აღწერა და მოდელირება GEANT4 პაკეტის გამოყენებით

2.1 პროტონული ტომოგრაფის მუშაობის პრინციპი

2022 წლის დეკემბერში თსუ-ს მაღალი ენერგიების ინსტიტუტმა მიიღო მხარდაჭერა რუსთაველის ეროვნული სამეცნიერო ფონდიდან და დაიწყო სამუშაოები პროტონული ტომოგრაფის ერთ-ერთი ძირითადი ელემენტის, ადრონული კალორიმეტრის შესაქმნელად. მუშაობა მიდის ორი მიმართულებით, კალორიმეტრში ენერგეტიკული კარგების მოდელირება, სიმულაცია და ინსტიტუტში არსებული 3 მმ სცინტილატორული ფილების საშუალებით კალორიმეტრის პროტოტიპის შექმნა. ამ თემატიკაზე მსოფლიოს მასშტაბით დღეისათვის რამდენიმე სამეცნიერო ჯგუფი მუშაობს.

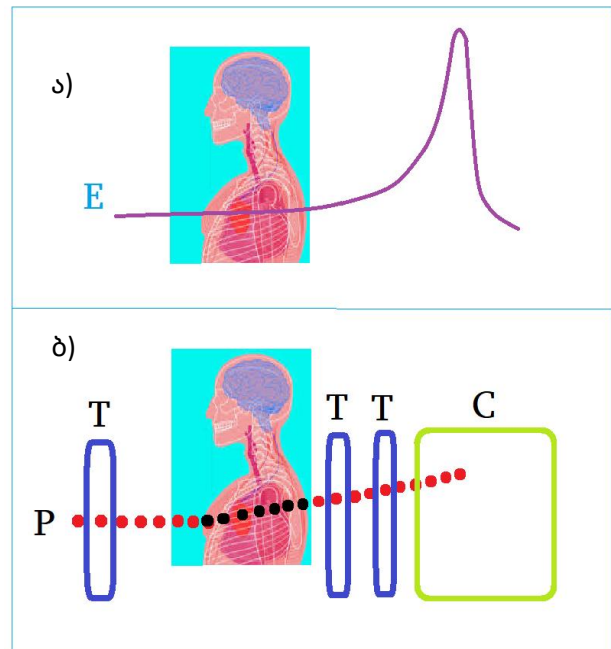
პროტონების ნაკადი, რომელიც ადრონული თერაპიის დროს სამკურნალოდ გამოიყენება, შესაძლებელია გამოყენებულ იქნას კომპიუტერულ ტომოგრაფიაში, რენტგენული სხივების ნაცვლად.

პროტონული თერაპიისას შეირჩევა ნაკადის ისეთი ენერგიები, რომლის დროსაც პროტონები ენერგიას სრულად კარგავენ ორგანიზმის შიგნით, პათოლოგიურ წარმონაქმნთან (ბრეგის პიკი ემთხვევა სიმსივნურ კერას). თუ შევარჩევთ პროტონების ისეთ ენერგიას, რომ ორგანიზმმა ვერ შესძლოს პროტონების შეკავება, სხეული განიჭოლება ამ ნაწილაკებით იმგვარად, რომ ქსოვილებში დაკარგული ენერგია იწვევს მათ მცირე დაზიანებას. ამ შემთხვევაში პროტონების ნაკადისთვის ბრეგის პიკი იქნება ორგანიზმის გარეთ. სამაგიეროდ, ენერგეტიკული დანაკარგების გაზომვა, პროტონების გაზნევისთან ერთად „მოგვეცემს“

ინფორმაციას პროტონების მიერ განვლილ არეში არსებული ქსოვილების სიმკვრივეების შესახებ.

განვიხილოთ პროტონული ტომოგრაფის მუშაობის პრინციპი: **სურათ 10ა**-ზე ჩანს, რომ პროტონები განჭოლავენ სხეულს. მათი საწყისი ენერგია (E) შერჩეულია ისე, რომ ისინი სრულად გაივლიან ორგანიზმს, ბრეგის პიკი და პროტონების გაჩერება მოხდება სხეულის გარეთ. სხეულში გვაქვს მხოლოდ ნაწილაკების გავლა, ენერგიის კარგვა სიმკვრივის მიხედვით და გაბნევა მკვრივ ქსოვილებზე.

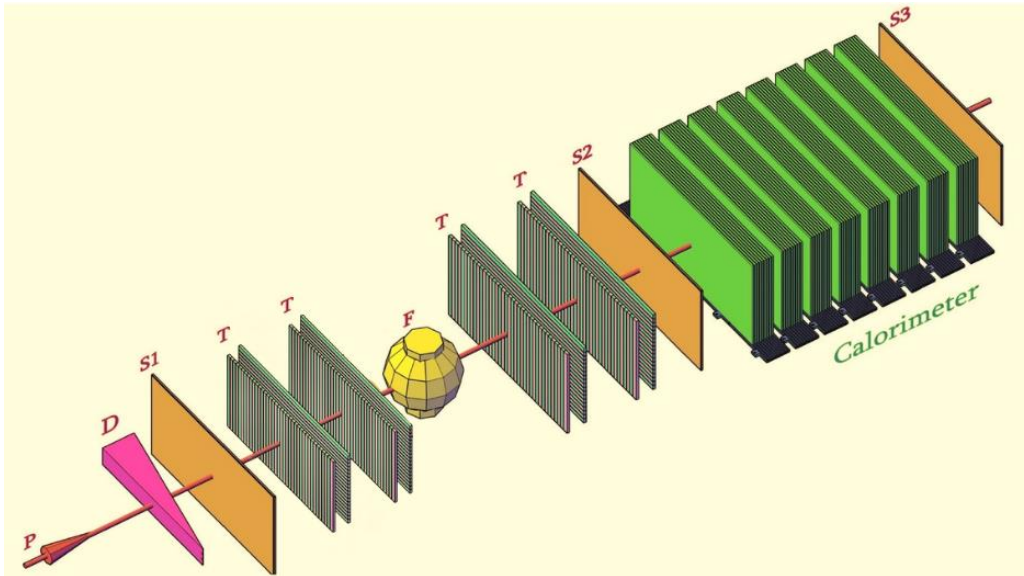
სურათ 10ბ-ზე წარმოდგენილია გეგმა, თუ როგორ შეიძლება პროტონების ნაკადის ენერგიის დანაკარგისა და მათი გაბნევის ადგილმდებარეობის განსაზღვრა: კოორდინატული ტრეკერების საშუალებით (T) განისაზღვრება პროტონების (P) გაბნევა, შესაბამისად, განისაზღვრება ორგანიზმში მათი გადახრის ადგილი. კალორიმეტრით (C) გამოითვლება ორგანიზმში გავლისას პროტონების ენერგეტიკული დანაკარგები, რითაც განისაზღვრება ქსოვილების სიმკვრივე.



სურ. 10 - პროტონული ტომოგრაფის მუშაობის პრინციპი

აღნიშნულის საშუალებით შესაძლებელი იქნება ორგანიზმის 3D კოორდინატული და სიმკვრივეული სურათის აღდგენა.

წინასწარი მონაცემებით, რენტგენულ ტომოგრაფიასთან შედარებით პროტონული ტომოგრაფის კოორდინატული სიზუსტე გაიზრდება 2.5-ჯერ, ხოლო დასხივების დოზა 50-ჯერ უფრო ნაკლები იქნება.



სურ. 11 - პროტონული ტომოგრაფის ძირითადი ელემენტები და სტრუქტურა

განვიხილოთ პროტონული ტომოგრაფის სქემა და აღვწეროთ მისი ძირითადი კომპონენტები:

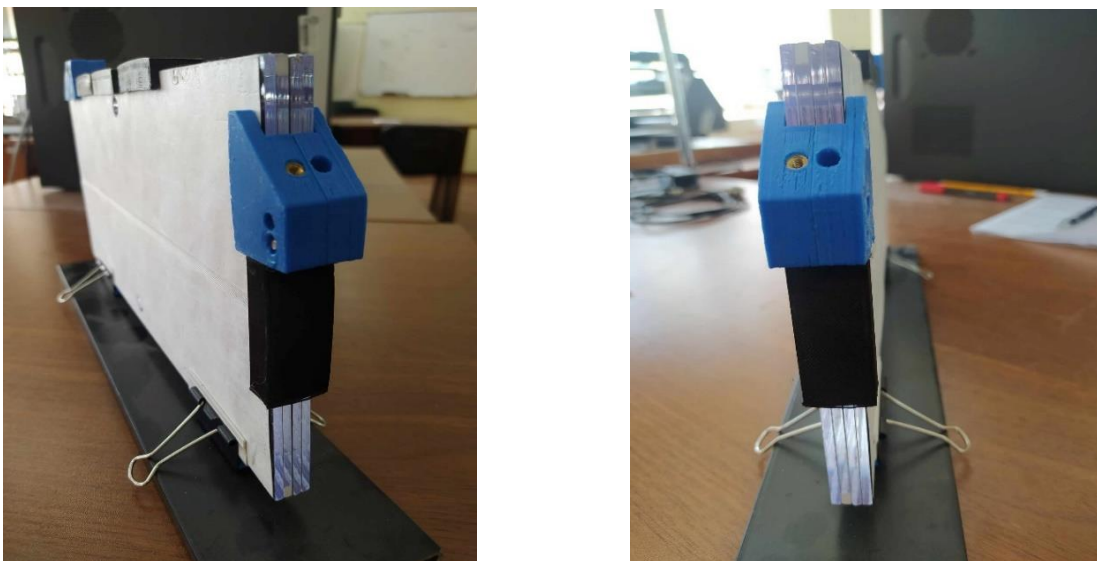
სურათ 11-ზე წარმოდგენილია საკვლევი ობიექტი (F) რომელსაც განჭოლავს პროტონების სხივი (P). სხივი საკვლევ ობიექტამდეც და ობიექტის განჭოლვის შემდეგაც გადის რამდენიმე დეტექტორს, რომელთაც სხვადასხვა ფუნქცია აქვთ:

ა) ტრიგერული სცინტილატორები (s_1 , s_2 და s_3) - მათი ფუნქციაა, დავრწმუნდეთ, რომ პროტონებმა ნამდვილად გაიარეს საკვლევი ობიექტი და გაჩერდნენ კალორიმეტრში. შესაბამისად, როდესაც პროტონების ნაკადი საკვლევი ობიექტისკენ მიემართება, პირველად მას აღრიცხავს s_1 ტრიგერული სცინტილატორი (მოგვცემს სიგნალს). თუ მეორე s_2 ტრიგერულმა სცინტილატორმაც მოგვცა სიგნალი, ნიშნავს, რომ პროტონები ნივთიერებაში არ შთაინთქა. ვინაიდან ტომოგრაფის ფუნქციონირება ეფუძნება ორგანიზმში პროტონების ენერგეტიკული დანაკარგების განსაზღვრას, ნაკადი მთლიანად უნდა გაჩერდეს კალორიმეტრში, რაც უნდა დადასტურდეს იმით, რომ s_3 ტრიგერულმა სცინტილატორმა სიგნალი არ უნდა მოგვცეს.

ბ) კოორდინატული ტრეკერები (სურათ 11-ზე, T-თია აღნიშნული)- მათი ფუნქციაა პროტონების ტრეკტორიის აღდგენა და, შესაბამისად, იმის განსაზღვრა, თუ ორგანიზმის რა ადგილზე მოხდა პროტონების ნაკადის გაბნევა (გადახრა). ვიდრე პროტონების ნაკადი შევა საკვლევ ობიექტში, ჯერ ის გაივლის ორ კოორდინატულ ტრეკერს. ისინი აღრიცხავენ პროტონების კოორდინატებს და აიგება საწყისი ნაკადის ტრეკტორია. ორგანიზმის მკვრივ ქსოვილთან ურთიერთქმედების შედეგად გადახრილი ნაკადი გაივლის კვლავ ორ ტრეკერში. როდესაც ისინიც დააფიქსირებენ საკვლევ ობიექტიდან გამოსული ნაკადის მიმართულებას (რადგან საკვლევ ობიექტიდან გამოსვლის შემდეგ ვიცით ორი წერტილის კოორდინატი, რომელშიც პროტონებმა გაიარეს), შესაძლებელია აღვადგინოთ სურათი, თუ რა ტრეკტორია ჰქონდა ნაკადს და რა ადგილზე მოხდა მისი გადახრა.

გ) სცინტილატორული კალორიმეტრი - სცინტილატორებისაგან შედგენილი სისტემა, რომელშიც მოხდება პროტონების ბრეგის პიკი და, შესაბამისად, მასში გაჩერდება ყველა პროტონი. პროტონების მიერ კალორიმეტრში გამოყოფილი ენერგიის განსაზღვრით (პროტონების ნაკადის საწყისი ენერგია ცნობილია, ამას გამომსხივებელი ამაჩქარებელი არეგულირებს) შესაძლებელია დავადგინოთ, რა ენერგია შთაინთქა ორგანიზმში, შესაბამისად - დავადგინოთ ქსოვილის სიმკვრივე შთანთქმის ადგილზე.

პროექტის ფარგლებში დაგეგმილია კალორიმეტრის შექმნა რომელიც წარმოდგენილი იქნება 3 მმ-იანი სისქის 100-მდე სცინტილატორის ფილისგან. **სურათ 12-ზე** წარმოდგენილია



სურ. 12 - სცინტილატორული ფილები, 3 მმ - იანი. ადრონული კალორიმეტრის ძირითადი ელემენტი

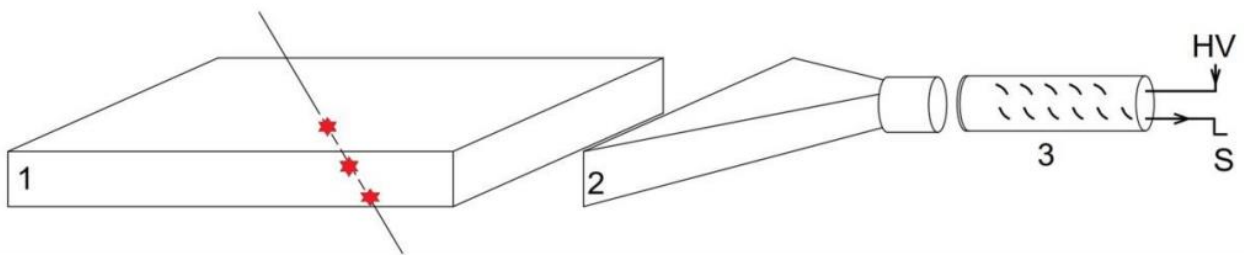
სწორედ ასეთი 4 სცინტილატორის ფილის შეერთება. თითოეულ ფილას ერთ-ერთ კუთხეში დაუყენდება სილიკონური ფოტოგამამრავლებელი, იგივე SiPM - იგი არის ნახევარგამტარული ფოტო-დეტექტორი, რომლის მუშაობის პრინციპი დაფუძნებულია ნახევარგამტარული დიოდის, ტრანზისტორის და ინტეგრირებული სქემების გამოყენებაზე. SiPM საშუალებას იძლევა სიგნალის გენერირება მოხდეს დინამიურ დიაპაზონში, 1 ფოტონიდან 1000 ფოტონამდე ერთი კვადრატული მილიმეტრის არეალში.

უფრო დეტალურად განვიხილოთ სცინტილატორული დეტექტორების მიერ პროტონების და ზოგადად, ელემენტარული ნაწილაკების რეგისტრირების პროცესი, როდესაც სინათლის მიმღებს წარმოადგენს ფოტოგამამრავლებელი მილაკი.

2.2 სცინტილატორული დეტექტორების მუშაობის პრინციპი

სცინტილატორული დეტექტორის (მთვლელის) ძირითადი ელემენტებია სცინტილატორი, შუქგამომყვანი ფილები ან ბოჭკოები, შუქის მიმღები ელემენტი (ფოტოგამამრავლებელი მილაკი, სილიკონური ფოტოგამამრავლებელი).

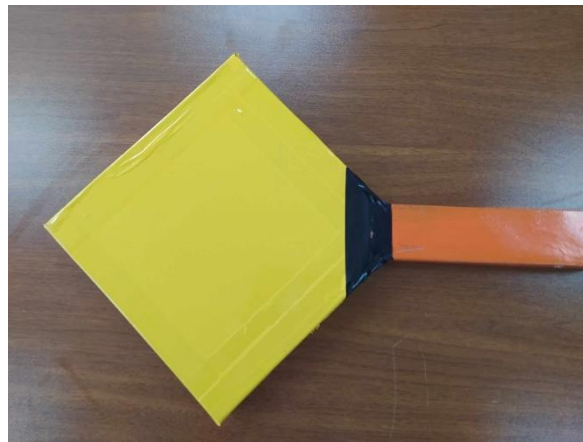
დამუხტული ნაწილაკი, გაივლის რა სცინტილატორული დეტექტორის აქტიურ ელემენტში (სცინტილატორში), იწვევს სცინტილაციის მოვლენას (სურათი 13) - ამ დროს



სურ. 13 - სცინტილატორული დეტექტორის სქემა

აღიზნება სცინტილატორის ატომი, რის შემდეგაც, ელექტრონის საწყის, სტაციონალურ მდგომარეობაში დაბრუნების მომენტში გამოსხივდება სცინტილატორის ნივთიერებისათვის დამახასიათებელი სიხშირის ფოტონი. ეს ფოტონები მიიმართება სინათლის მიმღები ელემენტისაკენ, რომელიც ამ ფოტონების მიღების საფუძველზე ელექტრული იმპულსის სახით გვაძლევს ინფორმაციას საძებნი ნაწილაკის გავლაზე. ამისათვის სცინტილატორული ფილის ბოლოზე წებდება შუქგამტარი (სცინტილატორული ფილის დანარჩენი ნაწილი

დაფარულია სინათლის ამრეკლი შრით - ალუმინის ფირით, რათა არ გვქონდეს სცინტილატორში გაჩენილი ფოტონების დანაკარგი), შუქგამტარის მეორე მხარეს - ფოტოგამამრავლებლის ფანჯარაა. ფოტოგამამრავლებლის ფანჯარა და მისი სცინტილატორის ფილასთან შემაწებელი სილიკონური საცხი შეირჩევა იმდაგვარად, რომ მათი გარდატეხის მაჩვენებლები ახლოს იყვნენ ერთმანეთთან, რათა ფოტონები სცინტილატორის ფილიდან გადავიდნენ ფოტოგამამრავლებელში და არ მოხდეს მათი სრული შინაგანი არეკვლა. ლაბორატორიის პირობებში შექმნილი პლასტიკური სცინტილატორული მთვლეელი (სურათი 14) შავი ქაღალდითა და გაუმჭვირვალე წებოვანი ლენტით დაფარული ელემენტია, რომელზეც დამცავ კორპუსში ჩამალული ფოტომიმდებია მიერთებული.



სურ. 14 - სცინტილატორული დეტექტორი

2.3 GEANT4 – ის სტრუქტურა და კალორიმეტრში მიმდინარე პროცესების მოდელირება

პროგრამირების პაკეტი Geant4 წარმატებით გამოიყენება ფიზიკის სხვადასხვა დარგებში: კოსმოსური სხივების ფიზიკაში, სამედიცინო ფიზიკაში, რადიაციულ თერაპიაში და სხვა. იგი შეიცავს ფიზიკურ მოდელებს და შესაბამის ბიბლოთეკებს. Geant4-ით შესაძლებელია ნაწილაკების ნივთიერებასთან ურთიერთქმედების და მათი შემდგომი „ქცევის“ მოდელირება. პაკეტში ჩაშენებულია სხვადასხვა გარემოს თვისებები, მახასიათებელი პარამეტრები. ასევე შესაძლო საკვლევი ობიექტების ფიზიკური პარამეტრები.

GEANT4 გვაძლევს:

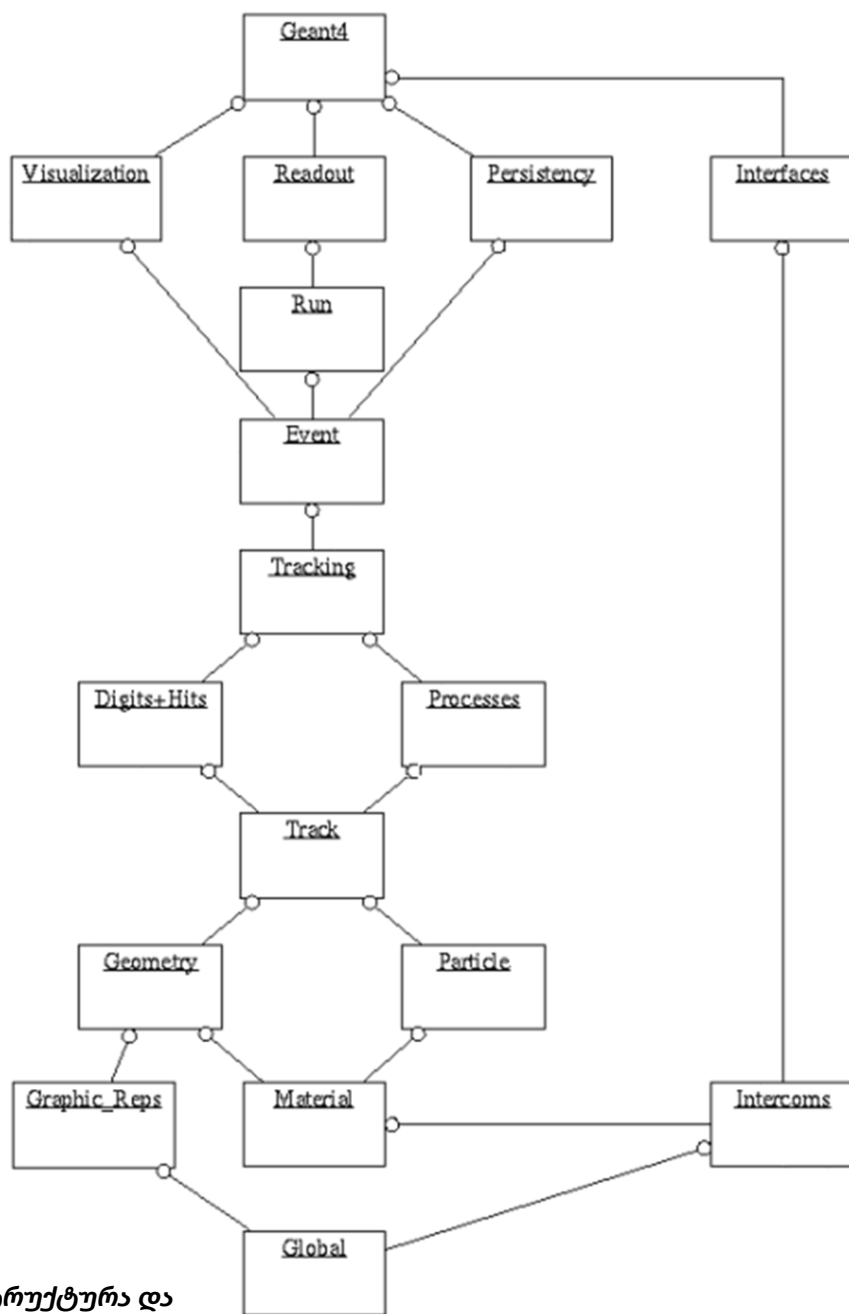
- ✓ საჭირო პარამეტრების შერჩევის შესაძლებლობას;

- ✓ მონაცემთა გრაფიკული ანალიზის შესაძლებლობას;
- ✓ სხვადასხვა გეომეტრიული ფორმის საკვლევი ობიექტის შემოტანისა და მისი პარამეტრების შერჩევის შესაძლებლობას;
- ✓ სხვადასხვა მასალების, ნივთიერებების შემოტანისა და მათი თვისებების შერჩევის შესაძლებლობას;
- ✓ ნაწილაკების, როგორც ნივთიერებაში, ასევე ელექტრულ და მაგნიტურ ველებში მოძრაობის შესაძლებლობას;
- ✓ სხვადასხვა ტიპის ნაწილაკების ნაკადებს;
- ✓ დეტექტორებში ნაწილაკების ურთიერთქმედებით გამოწვეული სიგნალების მოდელირების შესაძლებლობას;
- ✓ პროცესების სიმულაციის შესაძლებლობას, რომლებშიც ნაწილაკები ურთიერთქმედებენ ნივთიერებასთან; შემთხვევების გენერირებისა და მონაცემების შენახვის შესაძლებლობას
- ✓ დეტექტორების ვიზუალიზაციის შესაძლებლობას; ნაწილაკების ტრაექტორიის ვიზუალიზაციის შესაძლებლობას;

Geant4-პაკეტით შეისწავლება ნაწილაკების ურთიერთქმედება, როდესაც მათი ენერგიები ელექტრონვოლტის რიგიდან ტერაელექტრონვოლტამდეა. მასში ჩაშენებულია ინფორმაცია ნაწილაკების ურთიერთქმედების შესახებ. ცხადია, ეს ინფორმაცია სისტემატიურად განიცდის განახლებას.

Geant4 დაწერილია C++ ენაზე. მკვლევარს შეუძლია შეცვალოს ამოცანის მრავალი პარამეტრი და ნაწილაკის ნივთიერებასთან ურთიერთქმედების მახასიათებლები.

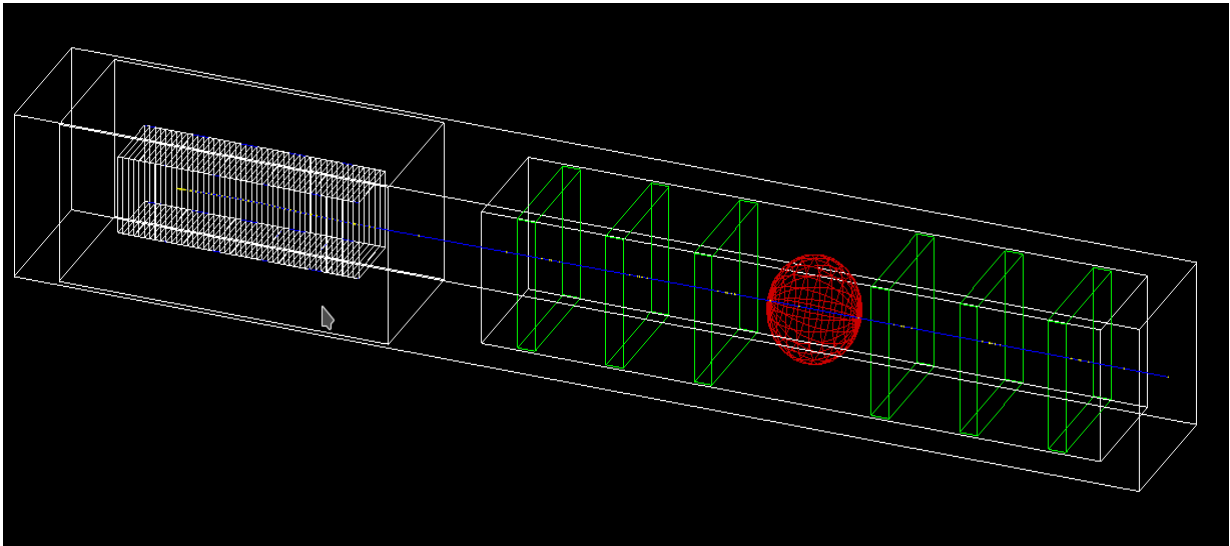
სურათ 15-ზე სქემატურადაა გამოსახული GEANT4-ის პაკეტის სტრუქტურა. პროტონული ტომოგრაფის მუშაობის ზემოთაღწერილი პრინციპისა და მასში მიმდინარე პროცესების მოდელირება განხორცილდა GEANT4-ის პაკეტის გამოყენებით.



სურ. 15 – GEANT4 - ის სტრუქტურა და ფუნქციები

სურათ 16-ზე ჩანს პროტონების ნაკადი, რომელიც გადის კოორდინატულ ტრეკერებს, შემდეგ საკვლევ ობიექტს, შემდეგ კვლავ კოორდინატულ ტრეკერებს, შემდეგ კი შედის კალორიმეტრში სადაც სრულად კარგავს თავის ენერგიას და შთაინთქმება.

მოდელირებამ აჩვენა, რომ დაბალენერგეტიკული (250 მევ-ზე ნაკლები ენერგიის მქონე) პროტონების ნაკადის შემთხვევაში საკვლევ ობიექტში (ფანტომში) დაკარგული ენერგია უმნიშვნელო არ არის, აქვს საკმაო ფლუქტუაციები, შედეგად კალორიმეტრში შთაინთქმული პროტონის ენერგია მნიშვნელოვნად განსხვავდება დამცემი პროტონის ენერგიისაგან, რაც იმას მიანიშნებს, რომ ენერგიის გარჩევისუნარიანობა დაბალია და სკანირებისთვის უნდა გამოიყენებოდეს შედარებით მაღალი ენერგიის პროტონების ნაკადი (დაახლოებით 400-500 მევ ენერგიის).



სურ. 16 - პროტონულ ტომოგრაფში მიმდინარე პროცესის სიმულაცია GEANT4 პაკეტით. ლურჯი ფერით ჩანს 230-მევიანი შემავალი პროტონული ტრეკი, რომელიც გადაკვეთს დრეიფულ კამერებს (მწვანე ფერი), ფაიტომს (წითელი ფერი) და ჩერდება ადრონულ კალორიმეტრში (თეთრი ფერი)

თავი III დაბალენერგეტიკული ადრონული კალორიმეტრის სატესტო მოდელის ელემენტების პარამეტრების შესწავლა კოსმოსურ სხივებზე

3.1 კვლევისათვის საჭირო სტენდის შემადგენელი ელემენტები

სატესტო სცინტილატორული დეტექტორების პარამეტრების შესწავლისა და მონაცემთა მიღება-დამუშავების სისტემის გატესტვა-გამართვის მიზნით დაიგეგმა ექსპერიმენტი, ლაბორატორიაში შექმნილი სტენდის (სურ. 17) გამოყენებით.



სურ. 17 - ელექტრონიკის სტენდი



სურ. 18 – 3-არხიანი მაღლი ძაბვის კვების ბლოკი

სტენდის მთავარი ელემენტებია:

- სცინტილატორული დეტექტორის ფოტოგამამრავლებლის კვების ბლოკი სამი არხით (სურ 18), რომელსაც აქვს ორი არხი [0-2000] ვ მუდმივი ძაბვის დიაპაზონით. კვების ბლოკით საშუალება გვაქვს მასთან მიერთებული სცინტილატორების ფოტოგამამრავლებლებზე ვარეგულიროთ ძაბვა სასურველ დიაპაზონში.
- ორი ორგანული სცინტილატორი 30 მმ სისქის და 30X30 სმ² ფართობის მქონე ზედაპირით (სურ. 19). სცინტილატორებზე გარედან შემოხვეულია ალუმინიზირებული ფოლგის თხელი ფირი, რომელიც უზრუნველყოფს სცინტილატორში წარმოქმნილი ფოტონების სრულ არეკვლას, რის გამოც სცინტილატორებიდან ფოტონები გარეთ ვერ გაიფანტებიან. ალუმინის ფირზე მჭიდროდ დახვეულია ყვითელი საიზოლაციო ლენტი. ეს უზრუნველყოფს, რომ გარემოს ფოტონებმა ვერ შეაღწიონ სცინტილატორში. სცინტილატორის ფილას ერთი კუთხე

აქვს წაკვეთილი, რომელზეც სპეციალური სილიკონური საცხით მიმაგრებული აქვს ფოტოგამამრავლებელი.



სურ. 19 - სცინტილატორული დეტექტორები

➤ ფოტოგამამრავლებელი PMT 84-3 (სურ. 20). იგი უზრუნველყოფს სცინტილატორში წარმოქმნილი ფოტონების ელექტრულ იმპულსად გარდაქმნას. კერძოდ, როდესაც ფოტოგამამრავლებელში შედის ფოტონი, იგი იწვევს ფოტოგამამრავლებელის პირველი დინოდიდან ელექტრონის ემისიას. ფოტოგამამრავლებლის დინოდებზე მოდებული პოტენციალთა სხვაობების საშუალებით ემისირებული ელექტრონი მომდევნო დინოდებიდან აგრეთვე იწვევს ელექტრონების ემისიას, რაც საბოლოო ჯამში ზვავური ეფექტით, ფოტოგამამრავლებლის გამომყვანთან გვაძლევს ელექტრულ იმპულსს.



**სურ. 20 -
ფოტოგამამრავლებელი
PMT 84-3**

➤ NIM კრეიტი, რომელშიც განთავსებულია ელექტრონიკის ბლოკები (სურ 21):

ა) თანხვედრის სქემა - გამოიყენება სცინტილატორებზე მოსული ნაწილაკების ზუსტი აღრიცხვისთვის. თუ ერთმანეთზე დადებული ორი სცინტილატორიდან ორივე მათგანი დროის კონკრეტულ ინტერვალში (რა დროც სჭირდება ნაწილაკს ერთი დეტექტორიდან მეორემდე მისასვლელად) მოგვცემს სიგნალს, ნიშნავს, რომ ნაწილაკი დანამდვილებით

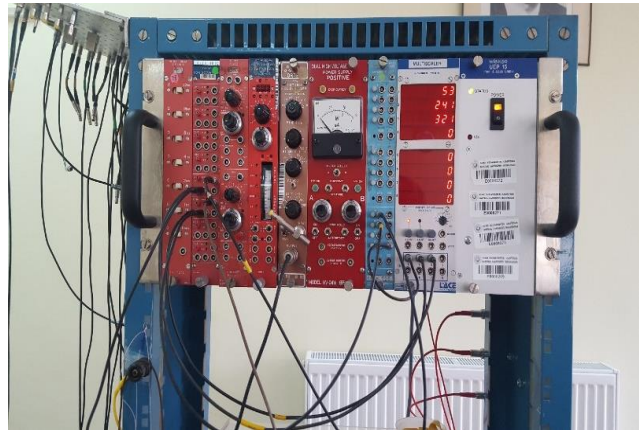
აღირიცხა. ამ დროს გამოირიცხება ფონური (არაკოსმოსური ნაწილაკებიდან მიღებული) სიგნალები.

ბ) დისკრიმინატორი - მისი ძირითადი ფუნქციაა სიგნალის ფორმირება. სიგნალს აძლევს მართკუთხა იმპულსის ფორმას და ანალოგურიდან გადაჰყავს ციფრულში. დისკრიმინატორით შესაძლებელია დავაყენოთ ელექტრონიკის ზღურბლი, რომლითაც შევძლებთ სასურველი ამპლიტურის იმპულსის გამოყოფას.

გ) გადამთვლელი - საშუალებას გვაძლევს ანალოგური სახით ეკრანზე დავინახოთ თითოეული დეტექტორიდან მოსული იმპულსების რიცხვი და აღვრიცხოთ მათი რაოდენობა;

დ) Timing filter - შესაძლებლობას გვაძლევს ვცვალოთ სიგნალების ამპლიტუდა და სიგანე.

ე) მიკროპროცესორული ბლოკი RED Pitaya (სურათი 22). გამოყენებულ იქნა ღია ელექტრონიკის ტიპის Red Pitaya STEMLab 125-14 დაფა, რომელიც აერთიანებს ციფრულ ოსცილოგრაფსა და სიგნალების გენერატორს. გააჩნია FPGA ბირთვი და ARM პროცესორი და მუშაობს ლინუქსის ოპერაციულ სისტემაზე. დაფას გააჩნია ქსელთან კავშირი და შესაძლებელია კომპიუტერიდან მისი მართვა ლოკალური ქსელის გამოყენებით. Red Pitaya -ს თავად გააჩნია ვებ აპლიკაციები მისი სხვადასხვა მიზნებისათვის გამოსაყენებლად. მისი ხელახლა დაპროგრამება შესაძლებელია სხვადასხვა მოწყობილობებზე. RED Pitaya - ს აქვს USB (2.0) პორტი. იგი შესაძლებელია გამოყენებულ იქნას როგორც პროგრამულად უზრუნველყოფილი მიმღები და გადამცემი სხვადასხვა რადიოსიხშირულ აპლიკაციებში.



სურ. 21 – NIM კრეიტი და ელექტრონიკის ბლოკები



სურ. 22 - მიკროპროცესორული ბლოკი RED Pitaya

3.2 მონაცემთა შეგროვებისა და ანალიზის სისტემა

მონაცემთა ანალიზის სისტემით შესაძლებელია ნაწილაკთა დეტექტორის მიერ სხვადასხვა ფორმის და დროში შემთხვევითად განაწილებული არაპერიოდული სიგნალების დაფიქსირება და მათი ანალიზი. ასევე შემთხვევების შეგროვება შემდგომი ანალიზისათვის. პროგრამული უზრუნველყოფა შედგება ორი ნაწილისაგან:

I) მონაცემთა სერვერი - დაფუძნებულია C პროგრამირების ენაზე და იყენებს Red Pitaya-ს სისტემურ რესურსებს, აკონტროლებს FPGA ბირთვის და მართავს მონაცემთა შეგროვების სისტემას;

II) კლიენტი - რომელიც დაშენებულია CERN ROOT-ის გარემოზე (C++), უკავშირდება მონაცემთა სერვერს, აწვდის მონაცემთა შეგროვების პარამეტრებს და პასუხად იღებს ამ პარამეტრებით შეგროვებულ დაუმუშავებელ ინფორმაციას, რომელსაც შემდგომ ამუშავებენ სხვადასხვა ანალიზის კლასები.

კლიენტის გაშვება შესაძლებელია ნებისმიერ კომპიუტერზე (მხოლოდ ლინუქსის ოპერაციული სისტემით), რომელსაც ლოკალური ქსელით წვდომა აქვს Red Pitaya დაფაზე გაშვებულ მონაცემთა სერვერთან.

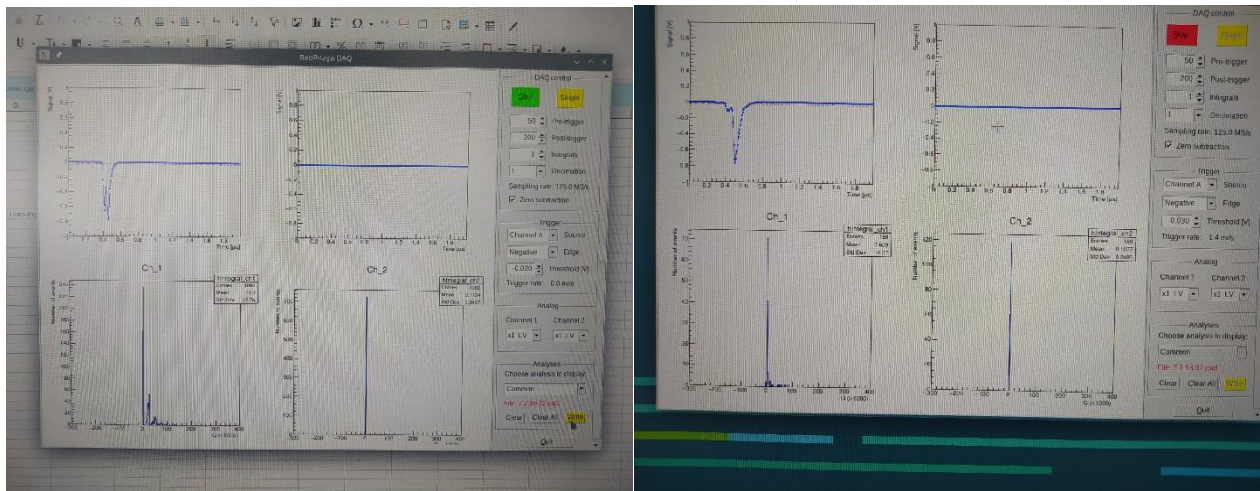
Red Pitaya-ს კლიენტის ნაწილი შედგება შემდეგი კლასებისაგან:

ა) RPreader - პროგრამული უზრუნველყოფის ძირითადი ნაწილი. მასში განსაზღვრულია ყველა ის ძირითადი ფუნქცია, რაც საჭიროა მონაცემთა შეგროვების სისტემის აპარატურულ მხარესთან დასაკავშირებლად და პარამეტრების გადასაცემად. ასევე, აქ ხდება მიღებული მონაცემების პირველადი დამუშავება - მონაცემების დაკალიბრება ძაბვის ერთეულებში და დროითი შკალის ფორმირება.

ბ) RPconfig - მონაცემთა შეგროვების სისტემის კონფიგურაციის კლასი. გამოიყენება მუშაობის პროცესში პარამეტრების სამართავად. პროგრამის გათიშვისას ხდება პარამეტრების კონფიგურაციის ფაილში ავტომატურად შენახვა, ხოლო ხელახალი გაშვებისას - ამ პარამეტრების უკან ამოკითხვა და აპარატურული ნაწილისათვის გაგზავნა. შესაბამისად, პროგრამის ყოველი გაშვებისას არ არის საჭირო ყველა პარამეტრის თავიდან მითითება.

გ) RPanalysis - მარტივი ანალიზის კლასი, რომელიც ახდენს თითოეული არხის სიგნალების ფორმისა და მათი ამპლიტუდური განაწილებების ვიზუალიზაციას RPreaderGui-ის ძირითად ფანჯარაში. იგი წარმოადგენს ანალიზების ძირითად კლასს, რომლის გამოყენებაც შესაძლებელია სხვა კომპლექსური ანალიზის მემკვიდრე კლასების შესაქმნელად.

დ) RPreaderGui - წარმოადგენს RPreader-ის გრაფიკულ გარსს (სურათი 23). მასში რეალიზებულია სხვადასხვა პარამეტრების მითითების შესაძლებლობა.



სურ. 23 - RPreader-ის გრაფიკულ გარსი. მონაცემების აღების პროცესი.

ე) PAvShape - RPanalysis-ის მემკვიდრე ანალიზის კლასი, რომელიც ძირითადი ანალიზისაგან განსხვავებით ახდენს სიგნალის ფორმების გასაშუალებას. მოსახერხებელია ხმაურთან სიგნალთან სამუშაოდ.

ვ) RPshape2D - აგებს სიგნალის ფორმის ორგანოზომილებიან ჰისტოგრამას შემთხვევების მიხედვით. მოსახერხებელია სიგნალების სტანდარტული ყოფაქცევიდან მცირედი შემთხვევითი გადახრების მარტივად დასაფიქსირებლად.

ზ) RPtrewriter - RPanalysis-ის მემკვიდრე ანალიზის კლასი, რომლის დანიშნულებაა დაფიქსირებული შემთხვევების შესაბამისი სიგნალის ამპლიტუდების ROOT ფაილში ჩაწერა ხის (tree) სტრუქტურით. მოსახერხებელია ჩაწერილი მონაცემების შემდგომი (offline) ანალიზისათვის. შექმნილმა მონაცემთა შეგროვების სისტემამ ფართო გამოიყენება ჰპოვა.

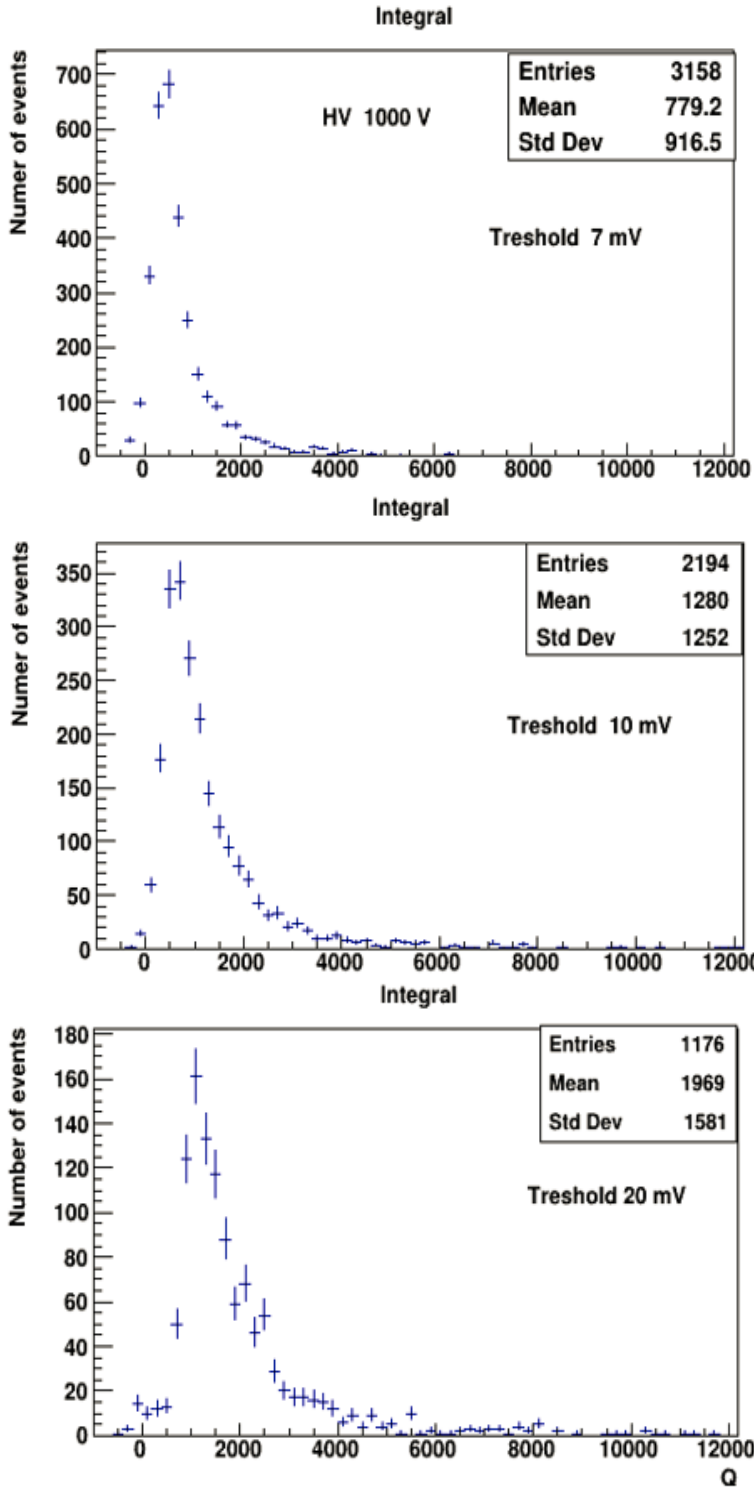
3.3 კვლევის მიმდინარეობა

საბოლოოდ, ექსპერიმენტის მიმდინარეობა არის შემდეგი: მაღალი ძაბვის ბლოკით ძაბვა მიეწოდება ფოტოგამამრავლებელ მილაკს. კოსმოსური სხივები სცინტილატორში იძლევა სიგნალს, რომელიც ფოტოგამამრავლებელის გავლით მიემართება მიკროპროცესორულ ბლოკ - RED Pitaya - ში. RED Pitaya- ს LAN-გამოსასვლელიდან სპეციალური კაბელით ინფორმაცია გადადის კომპიუტერში, რომელშიც C++ ენაზე დაწერილი სპეციალური კოდის საშუალებით (იხილეთ პარაგრაფი 3.2) ხდება მონაცემთა მიღება, ჩაწერა და დამუშავება (სურ. 23) (კოდის

ავტორია ფიზიკის დოქტორი დავით მჭედლიშვილი). სამუშაოები შესრულდა ორ სცინტილატორულ დეტექტორზე.

თავდაპირველად, პირველ დეტექტორზე კოსმოსური სხივები აღირიცხა მის ფოტოგამამრავლებელზე მოდებული ძაბვის სამი სხვადასხვა მნიშვნელობისთვის (1000 ვ, 1200 ვ, 1400 ვ). თითოეულ შემთხვევაში აიგება ფოტოგამამრავლებლის გამოსავალზე (ბოლო დინოდზე) მოსული მუხტის (უფრო სწორად, მუხტის პროპორციული სიდიდის) მასზე მოდებულ ძაბვაზე დამოკიდებულების გრაფიკი (ფოტოგამამრავლებლის ბოლო დინოდზე მოსული მუხტი პროპორციულია მასზე მოსული ელექტრონების რაოდენობის). იდეა მდგომარეობს იმაში, რომ უნდა შეირჩეს მოცემული სცინტილატორული დეტექტორისთვის სამუშაო ოპტიმალური ძაბვა და ამავდროულად გაიმართოს მონაცემების მიღება - დამუშავების სისტემა. ცხადია, რაც უფრო მაღალ ძაბვას მოვდებთ ფოტოგამამრავლებელზე, მით უფრო ძლიერდება სიგნალი მასში, ფოტოგამამრავლებლის დინოდებიდან ემისირებული ელექტრონების რაოდენობის ზრდის ხარჯზე, თუმცა ფოტოგამამრავლებელზე მოდებული ძაბვის ზრდის პროცესში ძლიერდება ფონური სიგნალებიც (ეგრეთწოდებული „ხმაური“). სწორედ, ფონური სიგნალების გამორიცხვის მიზნით, ფოტოგამამრავლებელზე მოდებული ძაბვის თითოეული მნიშვნელობის (1000 ვ, 1200 ვ, 1400 ვ) დროს ასევე ხდებოდა ელექტრონიკის ზღურბლის (ზღურბლური ძაბვის) მნიშვნელობის ცვლილება. გაიტესტა ზღურბლის ხუთი სხვადასხვა მნიშვნელობა: 10 მვ, 20 მვ, 30 მვ, 40 მვ და 50 მვ. ზღურბლური ძაბვის მნიშვნელობების ცვლილება გვაძლევს საშუალებას ფოტოგამამრავლებელზე მოდებული თითოეული ძაბვის დროს მიღებულ სიგნალებს შორის შევარჩიოთ ისეთი, რომელზეც ფონური სიგნალები, რაც შეიძლება ნაკლები გვექონდეს და ამავდროულად სიგნალის ეფექტურობაც შენარჩუნდეს. ერთის მხრივ, ელექტრონიკის ზღურბლურ ძაბვად, რაც უფრო მაღალს ძაბვას შევარჩევთ, მით უფრო გამოირიცხება ფონური სიგნალები, თუმცა, ამ დროს მიღებული რეალური დაბალი სიგნალებიც (რასაც გვაძლევს კოსმოსური სხივები) იკარგება, რაც იწვევს დეტექტორის ეფექტურობის შემცირებას. შესაბამისად, თითოეული სცინტილატორული დეტექტორისთვის შეირჩა მის ფოტოგამამრავლებელზე მოდებული ძაბვისა და შესაბამისი ელექტრონიკის ზღურბლური ძაბვის ოპტიმალური მნიშვნელობები, რომლის დროსაც ფონი (ხმაური) დაბალი რჩება, ხოლო კოსმოსური სხივების რეგისტრაციის ეფექტურობა მაღალია. კვლევისას მიღებულ შედეგები მოცემულია შემდეგ პარაგრაფებში.

3.4 სცინტილაციური დეტექტორი N1-ის პარამეტრების კვლევისას მიღებული შედეგები დეტექტორი N1. ფოტოგამამრავლებელზე მოდებული ძაბვა: 1000 ვ. ელექტრონიკის ძაბვის ზღურბლი 7 მვ, 10 მვ, 20 მვ.



სურ. 24

სურათ 24-ზე წარმოდგენილია პირველი სცინტილაციური დეტექტორის პარამეტრების შესწავლისას მიღებული გრაფიკები.

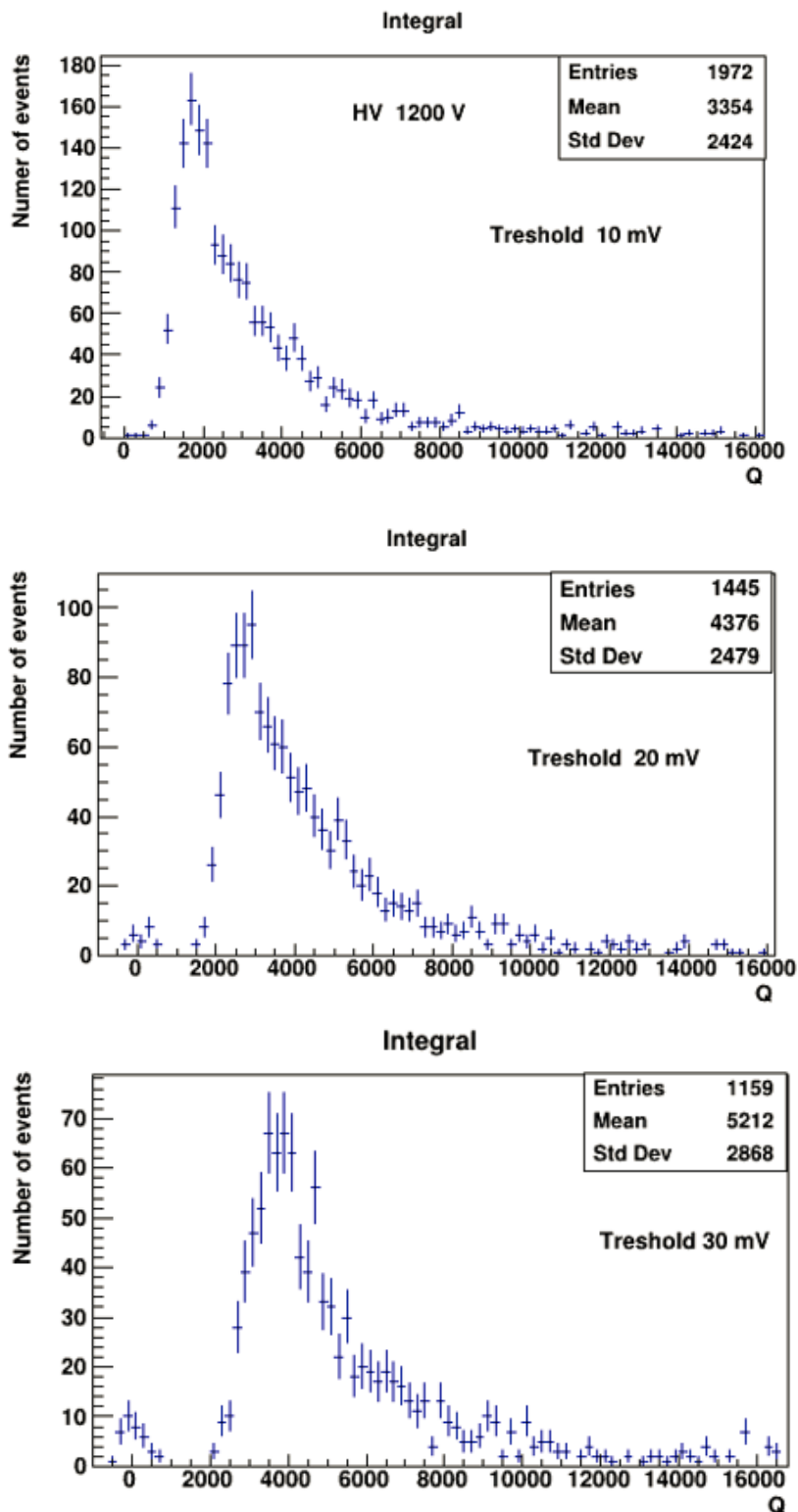
თითოეული გრაფიკის ჰორიზონტალურ ღერძზე გადაზომილია ფოტოგამამრავლებელიდან მოხსნილი მუხტის პროპორციული სიდიდე, ხოლო ვერტიკალურ ღერძზე - მუხტის ინტერვალში მოხვედრილი შემთხვევების რიცხვი.

მონაცემები აღებულია ფოტოგამამრავლებელზე მოდებული 1000 ვ ძაბვის დროს.

- ა) პირველ გრაფიკი შეესაბამება 7 მვ ელექტრონიკის ზღურბლურ ძაბვას;
- ბ) მეორე გრაფიკი შეესაბამება 10 მვ ზღურბლურ ძაბვას;
- გ) მესამე გრაფიკი შეესაბამება 20 მვ ზღურბლურ ძაბვას.

გრაფიკებიდან ჩანს, რომ ფოტოგამამრავლებელზე მოდებული 1000 ვ ძაბვის დროს 20 მვ ზღურბლის პირობებში მოხდა რეალური სიგნალების ჩამოჭრა (ამაზე მიგვანიშნებს 0-თან არსებული მეორე პიკი). შესაბამისად, შეგვიძლია ჩავთვალოთ, რომ პირველი დეტექტორისთვის 1000 ვ ძაბვა 10 მვ ზღურბლის პირობებში ნორმალური სამუშაო ძაბვაა.

დეტექტორი N1. ფოტოგამამრავლებელზე მოდებული ძაბვა: 1200 ვ. ელექტრონიკის ძაბვის ზღურბლი 10 მვ, 20 მვ, 30 მვ.



სურ. 25

სურათ 25-ზე წარმოდგენილია პირველი სცინტილატორული დეტექტორის პარამეტრების შესწავლისას მიღებული გრაფიკები.

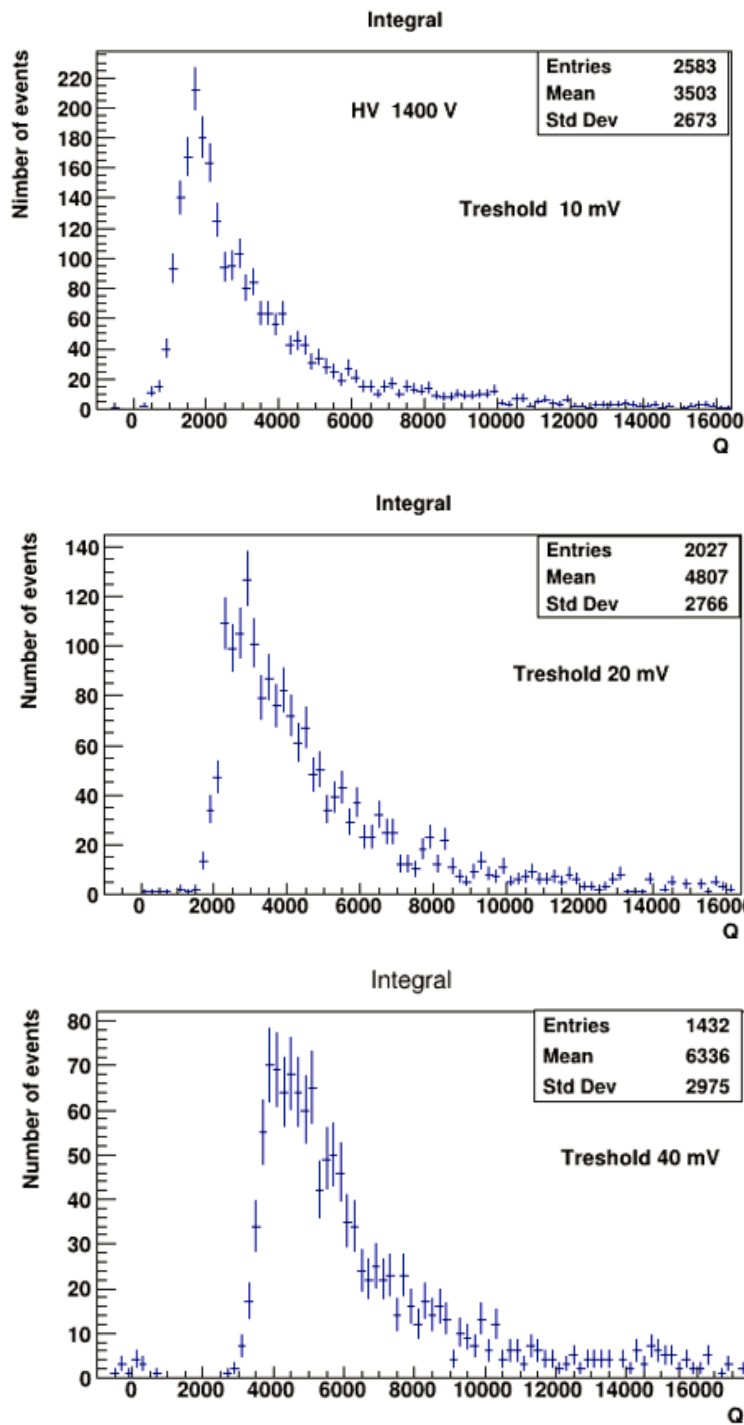
თითოეული გრაფიკის ჰორიზონტალურ ღერძზე გადაზომილია ფოტოგამამრავლებელიდან მოხსნილი მუხტის პროპორციული სიდიდე, ხოლო ვერტიკალურ ღერძზე - მუხტის ინტერვალში მოხვედრილი შემთხვევების რიცხვი.

მონაცემები აღებულია ფოტოგამამრავლებელზე მოდებული 1200 ვ ძაბვის დროს.

- ა) პირველ გრაფიკი შეესაბამება 10 მვ ელექტრონიკის ზღურბლურ ძაბვას;
- ბ) მეორე გრაფიკი შეესაბამება 20 მვ ზღურბლურ ძაბვას;
- გ) მესამე გრაფიკი შეესაბამება 30 მვ ზღურბლურ ძაბვას.

გრაფიკებიდან ჩანს, რომ ფოტოგამამრავლებელზე მოდებული 1200 ვ ძაბვის დროს 30 მვ ზღურბლის პირობებში მოხდა რეალური სიგნალების ჩამოჭრა (ამაზე მიგვანიშნებს 0-თან არსებული მეორე პიკი). შესაბამისად, შეგვიძლია ჩავთვალოთ, რომ პირველი დეტექტორისთვის 1200 ვ ძაბვა 10 მვ ზღურბლის პირობებში ნორმალური სამუშაო ძაბვაა.

დეტექტორი N1. ფოტოგამამრავლებელზე მოდებული ძაბვა: 1400 ვ. ელექტრონიკის ძაბვის ზღურბლი 10 მვ, 20 მვ, 40 მვ.



სურ. 26

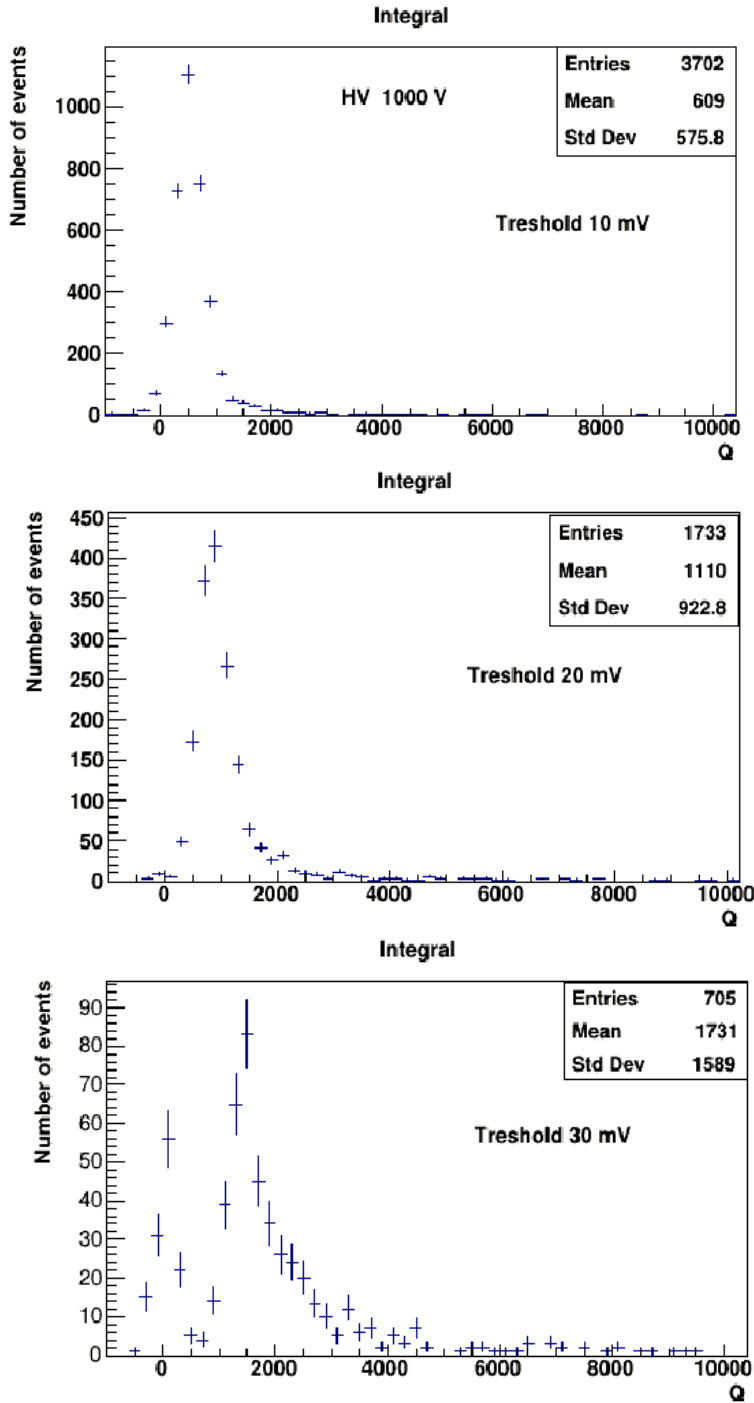
სურათ 26-ზე წარმოდგენილია პირველი სცინტილატორული დეტექტორის პარამეტრების შესწავლისას მიღებული გრაფიკები.

თითოეული გრაფიკის ჰორიზონტალურ ღერძზე გადაზომილია ფოტოგამამრავლებელიდან მოხსნილი მუხტის პროპორციული სიდიდე, ხოლო ვერტიკალურ ღერძზე - მუხტის ინტერვალში მოხვედრილი შემთხვევების რიცხვი.

მონაცემები აღებულია ფოტოგამამრავლებელზე მოდებული 1400 ვ ძაბვის დროს. ა) პირველ გრაფიკი შეესაბამება 10 მვ ელექტრონიკის ზღურბლურ ძაბვას; ბ) მეორე გრაფიკი შეესაბამება 20 მვ ზღურბლურ ძაბვას; გ) მესამე გრაფიკი შეესაბამება 40 მვ ზღურბლურ ძაბვას.

გრაფიკებიდან ჩანს, რომ ფოტოგამამრავლებელზე მოდებული 1400 ვ ძაბვის დროს 40 მვ ზღურბის პირობებში მოხდა რეალური სიგნალების ჩამოჭრა (ამაზე მიგვანიშნებს 0-თან არსებული მეორე პიკი). შესაბამისად, შეგვიძლია ჩავთვალოთ, რომ პირველი დეტექტორისთვის 1400 ვ ძაბვა 20 მვ ზღურბლის პირობებში ნორმალური სამუშაო ძაბვაა.

3.5 სცინტილაციური დეტექტორი N2-ის პარამეტრების კვლევისას მიღებული შედეგები დეტექტორი N2. ფოტოგამამრავლებელზე მოდებული დაბვა: 1000 ვ. ელექტრონიკის დაბვის ზღურბლი 10 მვ, 20 მვ, 30 მვ.



სურ. 27

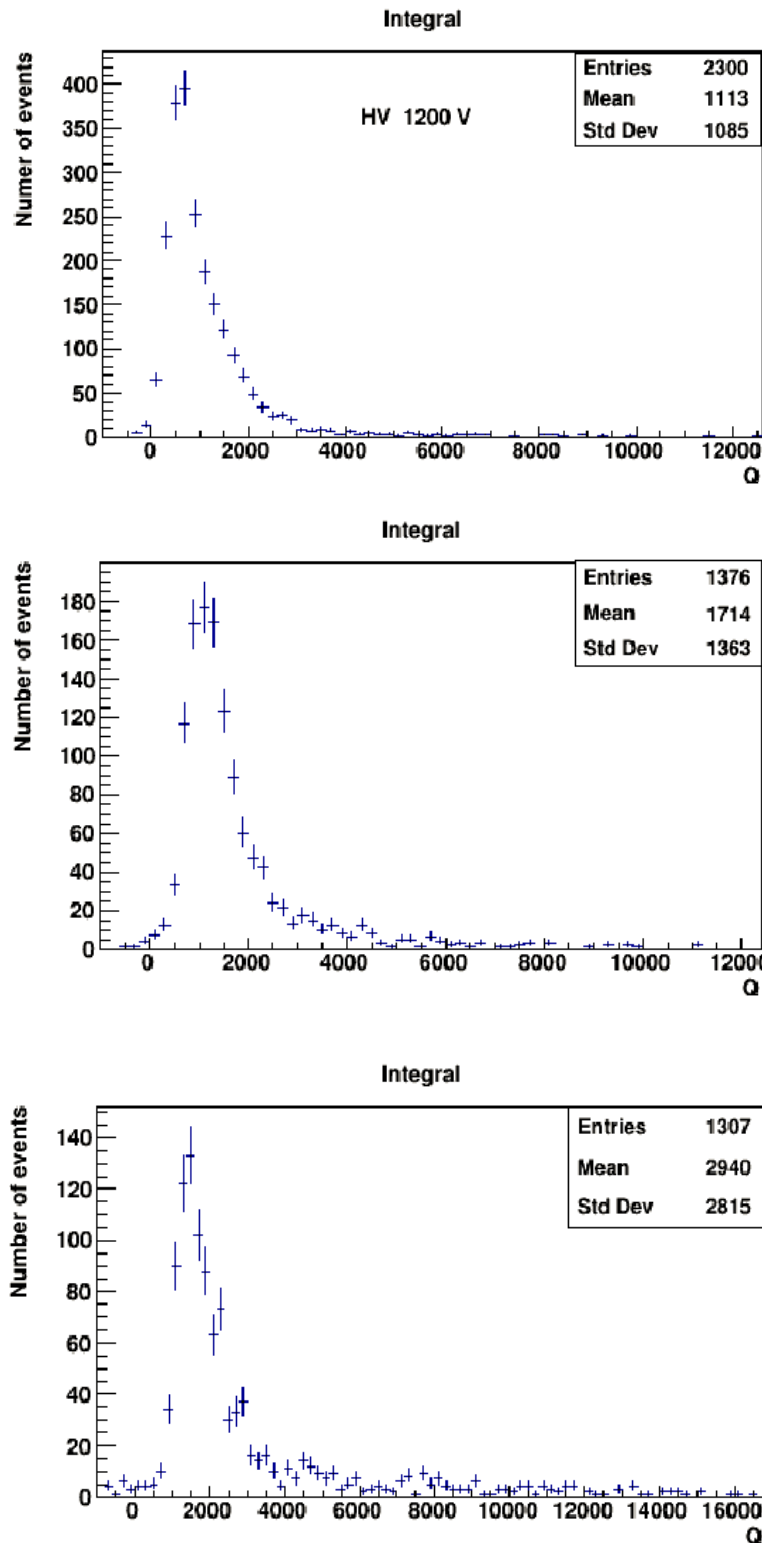
სურათ 27-ზე წარმოდგენილია მეორე სცინტილაციური დეტექტორის პარამეტრების შესწავლისას მიღებული გრაფიკები.

თითოეული გრაფიკის ჰორიზონტალურ ღერძზე გადაზომილია ფოტოგამამრავლებელიდან მოხსნილი მუხტის პროპორციული სიდიდე, ხოლო ვერტიკალურ ღერძზე - მუხტის ინტერვალში მოხვედრილი შემთხვევების რიცხვი.

მონაცემები აღებულია ფოტოგამამრავლებელზე მოდებული 1000 ვ დაბვის დროს.
 ა) პირველ გრაფიკი შეესაბამება 10 მვ ელექტრონიკის ზღურბლურ დაბვას;
 ბ) მეორე გრაფიკი შეესაბამება 20 მვ ზღურბლურ დაბვას;
 გ) მესამე გრაფიკი შეესაბამება 30 მვ ზღურბლურ დაბვას.

გრაფიკებიდან ჩანს, რომ ფოტოგამამრავლებელზე მოდებული 1000 ვ დაბვის დროს 20 მვ და 30 მვ ზღურბლის პირობებში მოხდა რეალური სიგნალების ჩამოჭრა (ამაზე მიგვანიშნებს 0-თან არსებული მეორე პიკები). შესაბამისად, შეგვიძლია ჩავთვალოთ, რომ მეორე დეტექტორისთვის 1000 ვ დაბვა 10 მვ ზღურბლის პირობებში ნორმალური სამუშაო დაბვაა.

დეტექტორი N2. ფოტოგამამრავლებელზე მოდებული ძაბვა: 1200 ვ. ელექტრონიკის ძაბვის ზღურბლი 10 მვ, 20 მვ, 30 მვ.



სურ. 28

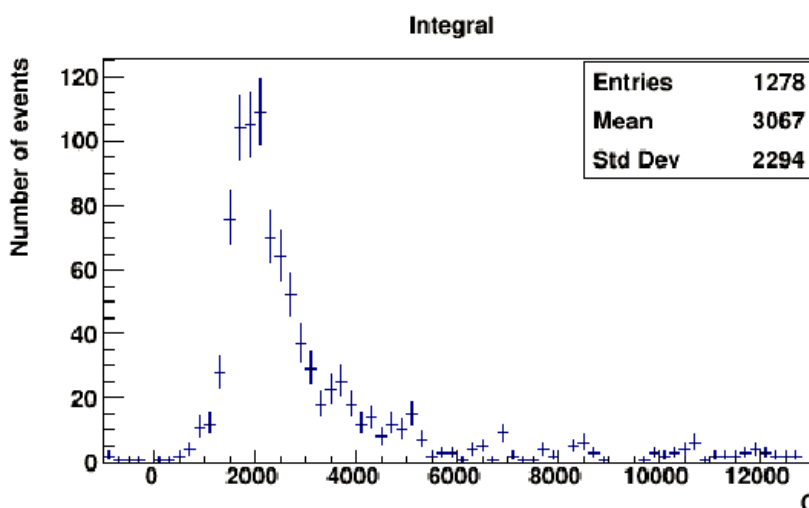
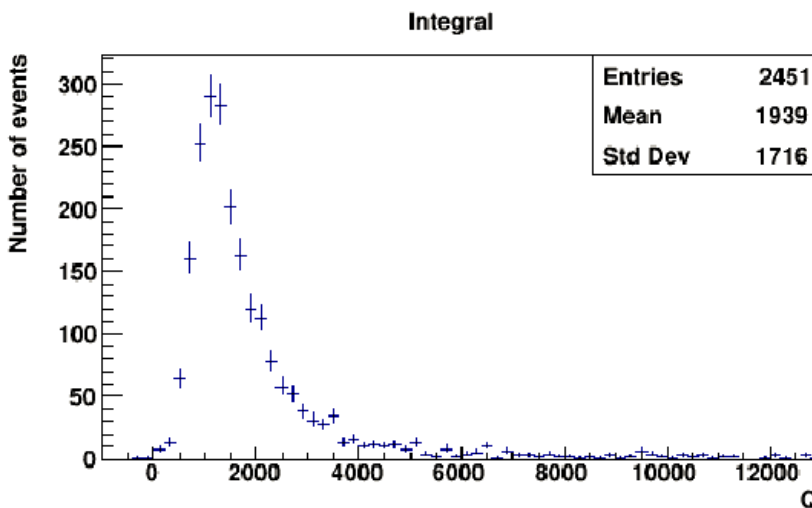
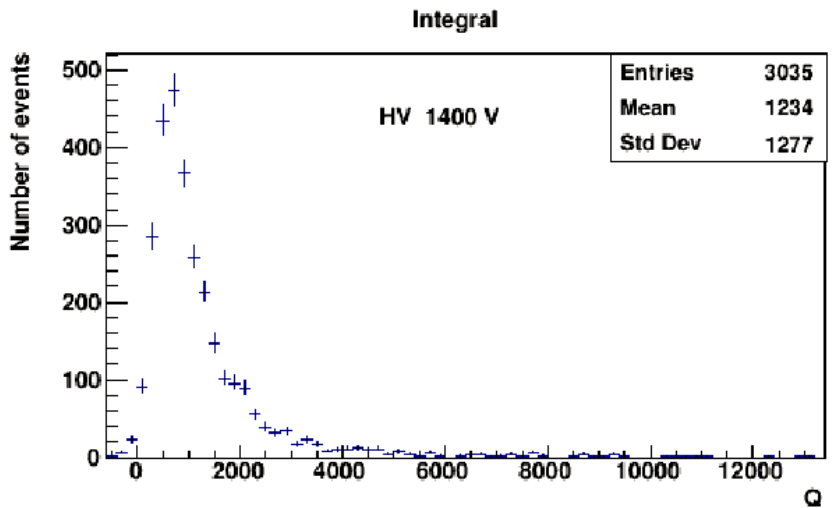
სურათ 28-ზე წარმოდგენილია მეორე სცინტილატორული დეტექტორის პარამეტრების შესწავლისას მიღებული გრაფიკები.

თითოეული გრაფიკის ჰორიზონტალურ ღერძზე გადაზომილია ფოტოგამამრავლებელიდან მოხსნილი მუხტის პროპორციული სიდიდე, ხოლო ვერტიკალურ ღერძზე - მუხტის ინტერვალში მოხვედრილი შემთხვევების რიცხვი.

მონაცემები აღებულია ფოტოგამამრავლებელზე მოდებული 1200 ვ ძაბვის დროს.
 ა) პირველ გრაფიკი შეესაბამება 10 მვ ელექტრონიკის ზღურბლურ ძაბვას;
 ბ) მეორე გრაფიკი შეესაბამება 20 მვ ზღურბლურ ძაბვას;
 გ) მესამე გრაფიკი შეესაბამება 30 მვ ზღურბლურ ძაბვას.

გრაფიკებიდან ჩანს, რომ ფოტოგამამრავლებელზე მოდებული 1200 ვ ძაბვის დროს 30 მვ ზღურბლის პირობებში მოხდა რეალური სიგნალების ჩამოჭრა (ამაზე მიგვანიშნებს 0-თან არსებული მეორე პიკი). შესაბამისად, შეგვიძლია ჩავთვალოთ, რომ მეორე დეტექტორისთვის 1200 ვ ძაბვა 20 მვ ზღურბლის პირობებში ნორმალური სამუშაო ძაბვაა.

დეტექტორი N2. ფოტოგამამრავლებელზე მოდებული ძაბვა: 1400 ვ. ელექტრონიკის ძაბვის ზღურბლი 10 მვ, 20 მვ, 30 მვ.



სურ. 29

სურათ 29-ზე წარმოდგენილია მეორე სცინტილატორული დეტექტორის პარამეტრების შესწავლისას მიღებული გრაფიკები.

თითოეული გრაფიკის ჰორიზონტალურ ღერძზე გადაზომილია ფოტოგამამრავლებელიდან მოხსნილი მუხტის პროპორციული სიდიდე, ხოლო ვერტიკალურ ღერძზე - მუხტის ინტერვალში მოხვედრილი შემთხვევების რიცხვი.

მონაცემები აღებულია ფოტოგამამრავლებელზე მოდებული 1400 ვ ძაბვის დროს.
 ა) პირველ გრაფიკი შეესაბამება 10 მვ ელექტრონიკის ზღურბლურ ძაბვას;
 ბ) მეორე გრაფიკი შეესაბამება 20 მვ ზღურბლურ ძაბვას;
 გ) მესამე გრაფიკი შეესაბამება 30 მვ ზღურბლურ ძაბვას.

გრაფიკებიდან ჩანს, რომ ფოტოგამამრავლებელზე მოდებული 1400 ვ ძაბვის დროს 30 მვ ზღურბის პირობებში იწყება რეალური სიგნალების ჩამოჭრა (ამაზე მიგვანიშნებს 0-თან არსებული შემთხვევების მატება). შესაბამისად, შეგვიძლია ჩავთვალოთ, რომ მეორე დეტექტორისთვის 1400 ვ ძაბვა 20 მვ ზღურბლის პირობებში ნორმალური სამუშაო ძაბვაა.

დასკვნა

სცინტილატორული დეტექტორების პარამეტრების შესწავლამ გვაჩვენა, რომ პირველი დეტექტორისთვის ოპტიმალური სამუშაო ძაბვა შესაბამისი ელექტრონიკის ზღურბლური ძაბვის მნიშვნელობით შესაძლებელია იყოს:

დეტექტორი N 1	ფოტოგამამრავლებელზე მოდებული ძაბვა (დეტექტორის სამუშაო ძაბვა)	ელექტრონიკის ზღურბლური ძაბვის მნიშვნელობა
ა)	1000 ვ	10 მვ
ბ)	1200 ვ	10 მვ
გ)	1400 ვ	20 მვ

მეორე დეტექტორისთვის ოპტიმალური სამუშაო ძაბვა შესაბამისი ელექტრონიკის ზღურბლური ძაბვის მნიშვნელობით შესაძლებელია იყოს:

დეტექტორი N 2	ფოტოგამამრავლებელზე მოდებული ძაბვა (დეტექტორის სამუშაო ძაბვა)	ელექტრონიკის ზღურბლური ძაბვის მნიშვნელობა
ა)	1000 ვ	10 მვ
ბ)	1200 ვ	20 მვ
გ)	1400 ვ	20 მვ

კვლევისას, ორივე დეტექტორი გაიტესტა 1000 ვ-ზე დაბალი და 1400 ვ-ზე მაღალი ძაბვების პირობებშიც, მაგრამ მიღებული სიგნალების ეფექტურობა დაბალი აღმოჩნდა.

1000 ვ-ზე დაბალი ძაბვების დროს დეტექტორიდან წამოსული სიგნალები სუსტი იყო, რაც იმით აიხსნება, რომ ფოტოგამამრავლებელის დინოდებზე მოდებული მცირე პოტენციალთა სხვაობა ვერ უზრუნველყოფს დინოდებიდან ელექტრონების საკმარისი რაოდენობის ემისიას.

1400 ვ-ზე მაღალი ძაბვების დროს დეტექტორიდან მიღებულ სიგნალებში ფონური სიგნალების რიცხვი იყო შედარებით მაღალი.

გარდა სცინტილატორული დეტექტორების პარამეტრების შესწავლისა, კვლევის მიზანი იყო ელექტრონიკის სტენდის შექმნა და მონაცემთა მიღება-დამუშავების სისტემის გამართვა.

მიღებული შედეგებიდან გამომდინარე შეიძლება ითქვას, რომ აღნიშნული სისტემა გამართულია და მისი საშუალებით, პროექტის შემდგომი გეგმის, დაბალენერგეტიკული ადრონული კალორიმეტრის სცინტილატორების პარამეტრების შესწავლა და პასპორტიზაცია შესაძლებელი იქნება.

განხორციელდა პროტონულ კალორიმეტრში მიმდინარე პროცესების მოდელირება GEANT4 - ის პაკეტის საშუალებით. მოდელირებამ აჩვენა, რომ დაბალენერგეტიკული (250 მევ-ზე ნაკლები ენერგიის მქონე) პროტონების ნაკადის შემთხვევაში საკვლევ ობიექტში (ფანტომში) დაკარგული ენერგია უმნიშვნელო არ არის, აქვს საკმაო ფლუქტუაციები, შედეგად კალორიმეტრში შთანთქმული პროტონის ენერგია მნიშვნელოვნად განსხვავდება დამცემი პროტონის ენერგიისაგან, რაც იმას მიანიშნებს, რომ ენერგიის გარჩევის უნარიანობა დაბალია და სკანირებისთვის უნდა გამოიყენებოდეს შედარებით მაღალი ენერგიის პროტონების ნაკადი (დაახლოებით 400-500 მევ ენერგიის).

გამოყენებული ლიტერატურა

1. Diagnostic radiology physics: a handbook for teachers and students. Vienna: International Atomic Energy Agency, 2014.
2. [ელემენტარულ ნაწილაკთა დეტექტორები, ედიშერ ცხადაძე, 2018 წ](#)
3. მალხაზ გოჩიტაშვილი: “გამოყენებითი ბირთვული ფიზიკა“ ივანე ჯავახიშვილის სახელობის თბილისის სახელმწიფო უნივერსიტეტის გამომცემლობა, 2020
4. RADIATION DETECTION AND MEASUREMENT. GLENN F. KNOLL
5. PHYSICS in NUCLEAR MEDICINE - Simon R. Cherry, James A. Sorenson, Michael E. Phelps
6. „სამედიცინო რადიოლოგია“ ნაწილი 1, ა.მთვარაძე, ო. ურუშაძე, გ.ნემსაძე თბილისის სახელმწიფო უნივერსიტეტი, 2016
7. სამედიცინო ფიზიკა და ბიოფიზიკა - თამარ სანიკიძე - 2016
8. ელექტრული დიპოლური მომენტების ძიება დამაგროვებელი რგოლების გამოყენებით (04/01) - დავით მჭედლიშვილი - SMART|EDM ლაბორატორია - 2020 წ.
9. ირაკლი ლომიძე - რადიაციის გავლენის შესწავლა CMS-ის წინააღმდეგობურ შრიან დეტექტორებზე ეკოლოგიური გაზის ნაზავზე ოპერირებისას LHC-ის მაღალი ლუმინოსიტის განახლებისთვის - საქართველოს ტექნიკური უნივერსიტეტი- 2022 წელი.
10. J.Allison et all, “Recent developments in GEANT4”, NIM A835(2016), <https://geant4.web.cern.ch/>.

მადლობები

პროგრამულ უზრუნველყოფის, ასევე ნაშრომის სტრუქტურულად და შინაარსობრივად გამართვაში გაწეული დახმარებისთვის მადლობას ვუხდით სამაგისტრო ნაშრომის ხელმძღვანელს, ბატონ მირიან ტაბიძეს.

ამოცანის დასმასა და დეტექტორების გამართვაში გაწეული დახმარებისთვის მადლობას ვუხდით სამაგისტრო ნაშრომის ხელმძღვანელს, ბატონ ედიშერ ცხადაძეს.

გამოჩენილი მუდმივი ყურადღებისთვის, ნაშრომის შეფასებისთვის და მნიშვნელოვანი უკუკავშირისთვის მადლობას ვუხდით აკადემიურ ხელმძღვანელს, ბატონ რევაზ შანიძეს.

ექსპერიმენტების ჩატარების პროცესში გაწეული დახმარებისთვის მადლობას ვუხდით ბატონებს დავით მჭედლიშვილს და ვალერი კიკვაძეს.