

ივანე ჯავახიშვილის სახელობის თბილისის სახელმწიფო უნივერსიტეტის

ზუსტ და საბუნებისმეტყველო მეცნიერებათა ფაკულტეტი



გამოყენებითი ფიზიკა

ნინო ირემაშვილი

სამაგისტრო ნაშრომი:

ფოტონური სხივური ტელეთერაპიის ფიზიკური ასპექტები

ხელმძღვანელები :

რევაზ შანიძე - თსუ, ზუსტ და საბუნებისმეტყველო მეცნიერებათა ფაკულტეტის ასოცირებული პროფესორი; თსუ, მაღალი ენერგიების ფიზიკის ინსტიტუტის მთავარი მეცნიერ-თანამშრომელი.

ბექა ბოჭორიშვილი - ფიზიკის დოქტორი; კლინიკური მედიცინის სამეცნიერო კვლევითი ინსტიტუტის სამედიცინო ფიზიკოსი.

თბილისი 2022

სარჩევი

ანოტაცია.....	3
Anotation.....	3
შესავალი.....	4
სამედიცინო ფიზიკა.....	5
სხვიური თერაპია.....	6
ნივთიერების სტრუქტურა.....	8
რადიოაქტიური დაშლები.....	10
რადიაციის ურთიერთქმედება ნივთიერებასთან.....	11
ფოტონი.....	14
ურთიერთქმედების სახეები.....	15
ურთიერთქმედება ნივთიერებასთან.....	19
ფოტონური სხვიის წყარო.....	21
ფოტონური წყაროების მახასიათებლები.....	22
ფოტონური წყაროს ირგვლივ დოზის განაწილება.....	23
დოზიმეტრია რადიოთერაპიაში.....	24
დოზიმეტრები.....	25
იონიზაციის კამერის დოზიმეტრია.....	29
ფანტომი.....	33
ფოტონური ველის ფიზიკური მახასიათებლები.....	33
ფოტონური ველის კალიბრაცია.....	36
დოზიმეტრია ფოტონური ველისთვის.....	38
ხარისხის უზრუნველყოფა და ხარისხის კონტროლი.....	39
კლინიკური გამოყენება.....	39
გამოყენებული ლიტერატურა.....	42

ანოტაცია

ნაშრომში განხილულია სხივურ თერაპიაში გამოყენებული მაღალი ენერგიის ფოტონების ფიზიკური მახასიათებლები. რას წარმოადგენს ფოტონი და დოზიმეტრია, მათი კლინიკური გამოყენება, ფოტონური სხივის წყაროები და კალიბრაცია. ასევე მოყვანილია ფოტონური ველისთვის დამახასიათებელი ფიზიკური სიდიდეების არსი.

Anotation

The thesis discusses the physical characteristics of high-energy photons used in radiation therapy. What is photon and dosimetry, their clinical use, photon beam sources and calibration. Also given the meaning of the physical quantities characteristic of the photon field.

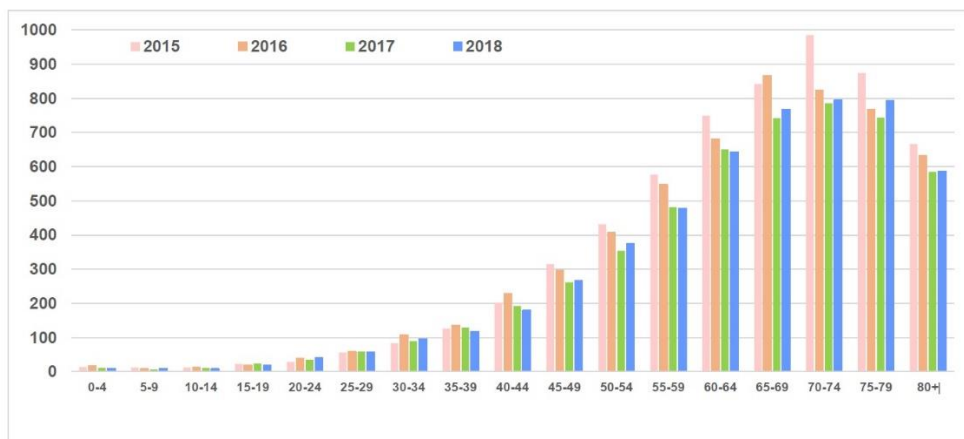
შესავალი

დღესდღეობით კიბო კვლავ მნიშვნელოვან გამოწვევად რჩება მთელი მსოფლიოს მასშტაბით. ონკოლოგიური დაავადებებისთვის, ერთ-ერთი წამყვანი მკურნალობის მეთოდია რადიაციული თერაპია, რომელიც სხვადასხვა პათოლოგიების დროული და ადეკვატური მკურნალობის შემთხვევაში სრული გამოჯანმრთელების შესაძლებლობას იძლევა. დაავადების შორსწასულ შემთხვევებში კი რადიაციული თერაპია პაციენტის ჯანმრთელობის მდგომარეობის მნიშვნელოვან გაუმჯობესებას, სიცოცხლის ხანგრძლივობის გაზრდისა და ცხოვრების ხარისხის გაუმჯობესებას ემსახურება, ასევე შესაძლებლობას იძლევა მნიშვნელოვნად შემცირდეს სიმსივნური კერა, დასტაბილურდეს მდგომარეობა და მოხდეს ტკივილების შემსუბუქება.

ყველა ლოკალიზაციის კიბოს ახალი შემთხვევების რაოდენობა 2015-2018 წლებში 9500-11000-ის ფარგლებში მერყეობს. 2018 წელს სულ რეგისტრირებულია ყველა ლოკალიზაციის კიბოს 9635 ახალი შემთხვევა, ინციდენტობის მაჩვენებელი 100000 მოსახლეზე - 258.5.

ყველა ლოკალიზაციის კიბოს ახალი შემთხვევების 56-57% აღირიცხა ქალებში, 43-44% - კაცებში.

ყველა ლოკალიზაციის კიბოს ასაკ-სპეციფიური ინციდენტობა, ორივე სქესი, საქართველო, 2015-2018



ქალებში კიბოს 5 ყველაზე მაღალი ავადობის ლოკალიზაცია: სარძევე ჯირკვალი, ფარისებრი ჯირკვალი, კოლორექტუმი, საშვილოსნოს ტანი, საშვილოსნოს ყელი.

კაცებში კიბოს 5 ყველაზე მაღალი ავადობის ლოკალიზაცია: ფილტვი, წინამდებარე ჯირკვალი, შარდის ბუშტი, კოლორექტუმი, ხორხი.

საქართველოში კიბოს ახალი შემთხვევების 51% საჭიროებს ქირურგიულ მკურნალობას, 72% ქიმიოთერაპიას, ხოლო 57% რადიოთერაპიას. კიბოს პოპულაციური რეგისტრის მონაცემებით, 2018 წელს ქირურგიული მკურნალობა ჩატარდა ახალ შემთხვევათა 54.7%-ში, მედიკამენტური თერაპია - 32.6%-ში, რადიოთერაპია - 16.4%-ში.

დღეისათვის საქართველოში რადიოთერაპიის რამდენიმე დეპარტამენტი ფუნქციონირებს შესაბამისი აღჭურვილობით, პერსონალითა და ხარისხის კონტროლით. რადიოთერაპიის მიზნით გამოყენებული წრფივი ამაჩქარებლების დიდი ნაწილი თავმოყრილია თბილისში: 7 წრფივი ამაჩქარებელი, ოთხი ბრაქითერაპიის აპარატი და ორი კობალტის აპარატი. დამატებით, ორი წრფივი ამაჩქარებელი ფუნქციონირებს დასავლეთ საქართველოს ორ დიდ ქალაქში – ქუთაისსა და ბათუმში, რაც რადიოთერაპიის რეგიონალურ ხელმისაწვდომობას უწყობს ხელს.

რადიოთერაპია, მკურნალობის მეთოდიკის მხრივ იყოფა ორ ნაწილად ტელეთერაპია (პაციენტი სხივდება გარედან, წრფივი ამაჩქარებელიდან მიღებული გამოსხივებით) და ბრაქითერაპია (დასხივება ხდება შიგნიდან, წყაროს სიმსივნის მოცულობაში ან მის სიახლოვეს განთავსებით). ჩვენ ვისაუბრებთ ტელეთერაპიის შესახებ.

სამედიცინო ფიზიკა

ფიზიკის დარგს რომელიც ეხება ფიზიკის გამოყენებას მედიცინაში ეწოდება სამედიცინო ფიზიკა. რენტგენის მიერ რენტგენის სხივების აღმოჩენამ (1895წ) მეცნიერებასა და მედიცინაში რევოლუციური ცვლილებები მოახდინა და დიდი საფუძველი ჩაუყარა ისეთ ინტერდისციპლინარულ მიმართულებას რომელსაც სამედიცინო ფიზიკა ეწოდება. ის შეისწავლის ცოცხალ ორგანიზმში მიმდინარე ბიოლოგიური პროცესების ფიზიკური საფუძვლების რაოდენობრივ მახასიათებლებს.

შესაძლებელია სიმსივნის მკურნალობა დიაგნოზირება და მკურნალობა როგორც “გარედან” ასევე “შიგნიდან” რადიოფარმაციით რასაც ეწოდება ბირთვული მედიცინა. და შესაბამისად ამ დარგში გამოყენებულ ფიზიკას - ბირთვული სამედიცინო ფიზიკა.

სამედიცინო ფიზიკის იმ ნაწილს რომელიც ეხება ჯანმრთელი ქსოვილის რადიაციისგან დაცვას რადიაციული დაცვა ან ჯანმრთელობის ფიზიკა ეწოდება.

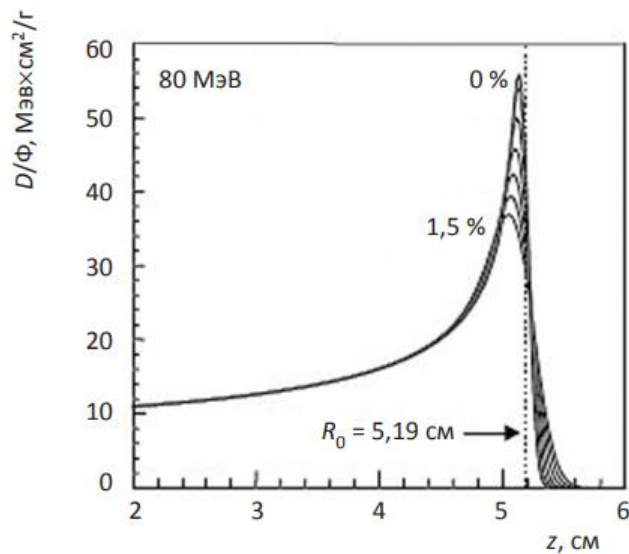
სამედიცინო ფიზიკის ძირითადი მიმართულებაა ორგანიზმის მდგომარეობის დიაგნოსტიკის მეთოდების ფიზიკური არსის, ინსტრუმენტული ბაზის და მიღებული დიაგნოსტიკური ინფორმაციის შეფასება. ის აღწერს ორგანიზმზე გარემო ფაქტორების – ელექტრომაგნიტური გამოსხივების, ბგერითი, ულტრაბგერითი და ინფრაბგერითი ზემოქმედების, ვიბრაციის, დარტყმითი ტალღის, ტემპერატურული ზემოქმედების და სხვა – მოქმედების ფიზიკურ/ბიოფიზიკურ საფუძვლებს. ადამიანის ორგანიზმში მიმდინარე პროცესები ახლოა ფიზიკურთან. მაგალითად, სისხლის მოძრაობას საფუძვლად უდევს ფიზიკური პროცესი (ჰიდროდინამიკა); გულის მუშაობა დაკავშირებულია – (მექანიკასთან); ბიოპოტენციალების გენერაცია (ელექტრობასთან); სუნთქვა (აეროდინამიკასთან); სითბოგადაცემა (თერმოდინამიკასთან); აორთქლება (ფაზურ გარდაქმნასთან); მხედველობა (ოპტიკასთან)...

სხივური თერაპია

სხივური თერაპია სიმსივნესთან ბრძოლის ერთ–ერთი ეფექტური მეთოდია, რომელიც უკვე საუკუნეზე მეტია გამოიყენება მედიცინაში. რადიაციული ონკოლოგიის ექიმები მართავენ რადიოთერაპიის პროცესს, პაციენტის განკურნების (რადიკალური) ან მდგომარეობის დროებითი შემსუბუქების (პალიატიური მკურნალობა) მიზნით. სხივური თერაპიის საშუალებით ხდება უჯრედის დნმ-ის დაზიანება, ისე რომ უჯრედმა დაკარგოს გამრავლების ფუნქცია. სიმსივნესთან ბრძოლის სამი ძირითადი მეთოდის საშუალებით ხორციელდება: ქირურგიით, სხივური თერაპიით ან ქიმიოთერაპიით. სხივური თერაპიის ეტაპები შედგება: კონსულტაციისგან, სიმულაციისგან, მკურნალობის დაგეგმვისა და ხარისხის უზრუნველყოფისგან.

რადიოთერაპია, მკურნალობის მეთოდის მხრივ იყოფა ორ ნაწილად ტელეთერაპია (პაციენტი სხივდება გარედან, წრფივი ამაჩქარებელიდან მიღებული გამოსხივებით) და ბრაქითერაპია (დასხივება ხდება შიგნიდან, წყაროს სიმსივნის მოცულობაში ან მის სიახლოვეს განთავსებით). ჩვენ ვისაუბრებთ ტელეთერაპიის შესახებ.

რადიოთერაპიაში გამოსხივების სხვადასხვა წყაროები გამოიყენება. ესენია ელექტრონები, პროტონები და ფოტონები. მათი მიღება შესაძლებელია წრფივი ამაჩქარებლის მეშვეობით. სტანდარტული სხივური თერაპია - რენტგენულ სხივები აწვდის ენერგიას მთელს თავის გასავლელ გზაზე სანამ დაეჯახება მიზანს (მაგალითად სხეულის ზედაპირს) და ასევე მის შემდეგაც. რენტგენის სხივი აგრძელებს გზას სიმსივნის შემდეგაც, გადასცემს რა ენერგიას და აზიანებს ქსოვილს. პროტონული თერაპიის შემთხვევაში ექიმს შეუძლია გადაწყვიტოს ზუსტად როდის და სად უნდა დაცალოს უმეტესი ენერგია პროტონმა. ამ წერტილს უწოდებენ „ბრეგის პიკს“, სწორედ ეს არის პროტონული თერაპიის უპირატესობა- ჩაღწევის უნარიანობა.

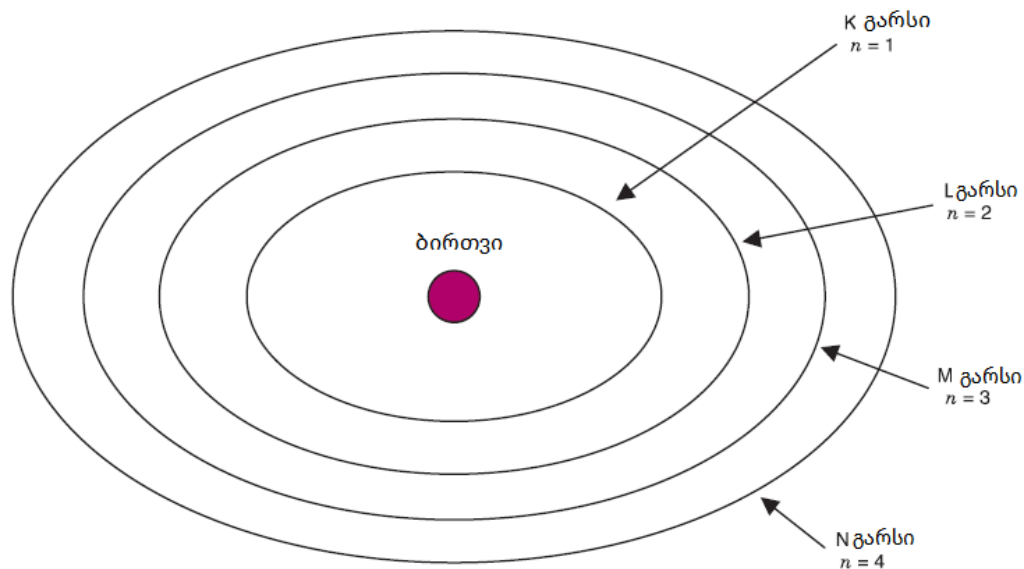


არსებობს დასხივების და დაგეგმარების სხვადასხვა მეთოდები: ორგანზომილებიანი დაგეგმარება (2D), სამგანზომილებიანი კონფორმული დაგეგმარება (Three Dimensional conformal, 3D CRT), ინტენსივობა მოდულირებული რადიოთერაპია (Intensity Modulated

Radiation Therapy, IMRT), მოცულობა მოდულირებული არკ თერაპია (Volumetric Modulated Arc Therapy, VMAT RapidArc), გამოსახულებით მართული რადიოთერაპია (Image Guided Radiation Therapy, IGRT), სტერეოტაქსიური რადიოქირურგია (Stereotactic Radiosurgery, SRS), სხეულის სტერეოტაქსიური რადიოთერაპია (Stereotactic Body Radiation Therapy, SBRT), პროტონებით ან ელექტრონებით დასხივება (Proton, Electron Beams).

ნივთიერების სტრუქტურა

ბუნებაში არსებულ ნივთიერებათა მრავალფეროვნებას, ქმნის ქიმიური ელემენტების - ატომების, მოლეკულებად გაერთიანება. სტაბილური ქიმიური ელემენტების რაოდენობა არ აღემატება 92-ს. ელემენტების ქიმიური თვისებები განისაზღვრება იმ ადგილით, რომელიც მათ უკავიათ მენდელეევის ქიმიურ ელემენტთა პერიოდულ სისტემაში.



ქიმიური ელემენტების უმცირეს ნაწილს წარმოადგენს ატომი (სურ.1). ატომის ცენტრში მოთავსებულია ბირთვი, რომელიც შედგება პროტონებისა და ნეიტრონებისაგან. ბირთვში თვამოყრილია ატომის თითქმის მთელი მასა. ბირთვის გარშემო - ატომის ორბიტაზე, განლაგებულია ელექტრონები. ელექტრონები მკაცრად განსაზღვრულ ორბიტებზე

მდებარეობენ. მთავარი კვანტური რიცხვი n ორბიტების აღნიშნულია ლათინური ანბანის ასოებით (K- ორბიტა, $n=1$), (L - ორბიტა, $n=2$) და ა.შ.

ატომის შემადგენელი ნაწილაკების

(პროტონი, ნეიტრონი, ელექტრონი) ძირითადი თვისებები.

ნაწილაკი	ელ.მუხტი	მასა	
		მეგ	ატ.მასის ერთ.
პროტონი	+1	938.272	1.007276
ნეიტრონი	0	939.565	1.008665
ელექტრონი	-1	0.511	0.000549

დანიელმა ფიზიკოსმა ნილს ბორმა 1913 წელს შექმნა - ატომის მოდელი. ბორის მოდელი ატომის გამარტივებულ სურათს იძლევა, მაგრამ ხშირ შემთხვევებში კარგი მიახლოებაა და მისი გამოყენება ატომური ფიზიკის საფუძვლების გასაგებად მოხერხებული და გამართლებულია. ამ მოდელის შესაბამისად ელექტრონები ატომში შეიძლება მხოლოდ გარკვეულ გარსებზე იყოს განლაგებული. ეს გარსები ხასიათდება კვანტური რიცხვით n , რომელიც მხოლოდ მთელ დადებით მნიშვნელობას იღებს $n=1,2,3,4...$ ატომის ყველაზე ღრმა გარსი, რომელიც შეესაბამება $n=1$ მნიშვნელობას, ცნობილია როგორც K - გარსი. შემდეგი გარსები აღინიშნებიან, როგორც L-გარსი ($n=2$), M-გარსი ($n=3$), N-გარსი ($n=4$). თითოეული გარსი თავის მხრივ ქვედონეებისგან შედგება, რომლებიც ერთმანეთისგან მცირედ განსხვავდება. თითოეულ გარსზე $2n-1$ მდგომარეობა შეიძლება არსებობდეს, სადაც n - კვანტური რიცხვია.

აღნიშნულ მოდელს შემდგომში დაემატა პაულის შეზღუდვის პრინციპი, რომლის თანახმად თითოეულ ატომურ ორბიტაზე მხოლოდ ერთი ელექტრონი შეიძლება იყოს მოთავსებული, ან სხვა სიტყვებით, რომ ვთქვათ ატომში ორი ელექტრონის ერთსა და იმავე ორბიტაზე მოძრაობა დაუშვებელია. პაულის პრინციპი დაკავშირებულია ელექტრონის

კვანტურ ბუნებასთან, კერძოდ კი ელექტრონის სპინთან. რადგანაც ელექტრონის სპინს ორი მდგომარეობა შეიძლება ჰქონდეს, ეს იმას ნიშნავს, რომ მოცემული ენერჯის დონეზე, მხოლოდ ორი ელექტონი შეიძლება არსებობდეს. ელექტრონის ენერჯის დონეები ატომში პაულის პრინციპს ექვემდებარება.

როდესაც ატომის შიდა გარსიდან ელექტრონი მოცილებულია, გარე გარსზე მყოფი ელექტრონი მყისიერად გადადის შიდა, თავისუფალ დონეზე. გადასვლის პროცესში ხდება ელექტრომაგნიტური ტალღის (ფოტონის) გამოსხივება, რომლის ენერჯია ტოლია ბმის ენერჯიების სხვაობისა, რომელიც ელექტრონს ამ გარსებზე აქვს. ამ გამოსხივებას მახასიათებელ გამოსხივებას ან მახასიათებელ X გამოსხივებას უწოდებენ.

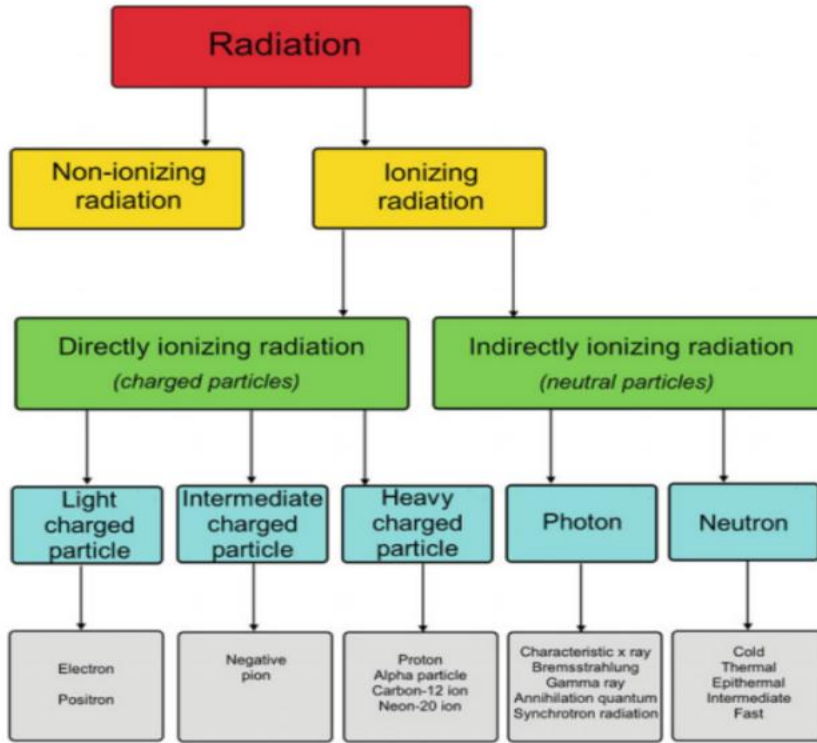
რადიოაქტიური დაშლები

რადიოაქტიური დაშლის თეორია ემყარება შემდეგ ძირითად ჰიპოტეზას: რადიოაქტიური დაშლა არის სპონტანური პროცესი, რომელიც ემორჩილება სტატისტიკის კანონებს. თუ საწყის t მომენტში გვაქვს N რადიოაქტიური ბირთვები, მაშინ ატომების საშუალო რიცხვი იქნება dN , რომელიც წარმოიქმნება დაშლის შედეგად dt დროის განმავლობაში პროპორციულია N -ის. პროპორციულობის კოეფიციენტს λ რადიოაქტიურობის დაშლის მუდმივას უწოდებენ. ამრიგად: $dN = -\lambda N dt$ (2.2.1) გამოსახულების ინტეგრირება გვაძლევს $N = N_0 e^{-\lambda t}$ (2.2.2) სადაც N_0 – რადიოაქტიური ბირთვების საწყისი რიცხვია $t = 0$ მომენტისათვის. $\tau = 1 / \lambda$ დროისათვის დაუშლელი ბირთვების რიცხვი $e \approx 2,7$ -ჯერ კლებულობს. τ სიდიდეს ბირთვის **სიცოცხლის საშუალო დროს** უწოდებენ. ცდები გვიჩვენებენ, რომ დროის რაღაც კონკრეტული მონაკვეთის გავლის შემდეგ არსებული ბირთვების რაოდენობა მცირდება ორჯერ $N(T_{1/2}) = N_0 / 2$, კიდევ $T_{1/2}$ დროის შემდეგ კი კიდევ ორჯერ ანუ სულ ოთხჯერ $N(2T_{1/2}) = N_0 / 4$ და ა.შ. დროის იმ მონაკვეთს, როცა პირველადი ბირთვების რაოდენობა მცირდება ორჯერ ნახევარდაშლის პერიოდი ეწოდება. თუ (2.2.2) ფორმულაში ჩავსვათ დროის ნაცვლად $T_{1/2}$, ვიპოვით კავშირს $T_{1/2}$ და λ შორის $A = dN/dt = 0.693/T_{1/2}$ (2.2.3) ამ გამოსახულებაში A იზოტოპების აქტივობაა, ანუ დაშლათა რიცხვი დროის ერთეულში. მაშასადამე ერთი და იმავე რაოდენობის ატომების შემცველი ნებისმიერი რადიოელემენტის აქტივობა მით მეტია, რაც უფრო ნაკლებია ნახევრად დაშლის პერიოდი და პირიქით რადიოაქტიურ ნივთიერებათა რაოდენობას ახასიათებენ არა მასის, არამედ სწორედ მისი აქტივობის მიხედვით. აქტივობის ერთეულად მიღებულია კიური, რომელიც უდრის ნებისმიერი რადიოაქტიური ელემენტის ისეთ რაოდენობას,

რომელშიც ერთ წამში იშლება $3,7 \cdot 10^{10}$ ატომბირთვი. ვინაიდან კიური ძალიან დიდი ერთეულია პრაქტიკაში იყენებენ წარმოებულ ერთეულებს. ერთეულთა საერთაშორისო სისტემაში აქტივობის ერთეულია 1 ბეკერელი=1დაშლა/წმ-ში, მაშასადამე 1კიური= $3,7 \cdot 10^{10}$ ბკ/წმ. პირველი განტოლებიდან გამომდინარეობს, რომ რადიოაქტიური დაშლა მიმდინარეობს ექსპონენციალურად, ამიტომ ნებისმიერი მომდევნო მომენტისთვის არსებობას აგრძელებენ რაღაც რაოდენობის დაუშლელი ბირთვები. უბრალოდ მათი რაოდენობა ხანგრძლივი დროის შემდეგ იმდენად მცირე იქნება, რომ დღევანდელი მეთოდებით მათი აღმოჩენა შესაძლოა ვერ მოხერხდეს არსებული ბუნებრივი ფონის დონეზე. თანამედროვე მეცნიერების ბირთვულ სამედიცინო დარგში ხელოვნურად მიღებულ იზოტოპებს უდიდესი გამოყენება აქვთ. ბრაქეტერაპიულ რნალობაში ყველაზე ფართოდ გავრცელებული იზოტოპია ^{192}Ir . ხელოვნური რადიოიზოტოპების გამოყენება იმითაცაა მოსახერხებელი, რომ შესაძლებელია სასურველი რაოდენობის და აქტივობის გენერაცია. იზოტოპების წარმოებისთვის დღეს გამოიყენება ისეთი დანადგარები, როგორცაა ბირთვული რეაქტორები და ელემენტარული ნაწილაკების ამაჩქარებლები. ბირთვული რეაქციების შედეგად წარმოქმნილი მეორადი ნაწილაკებისა და გამა კვანტების ბუნება ძირითადად დამზოავი ნაწილაკების ენერგიაზეა დამოკიდებული.

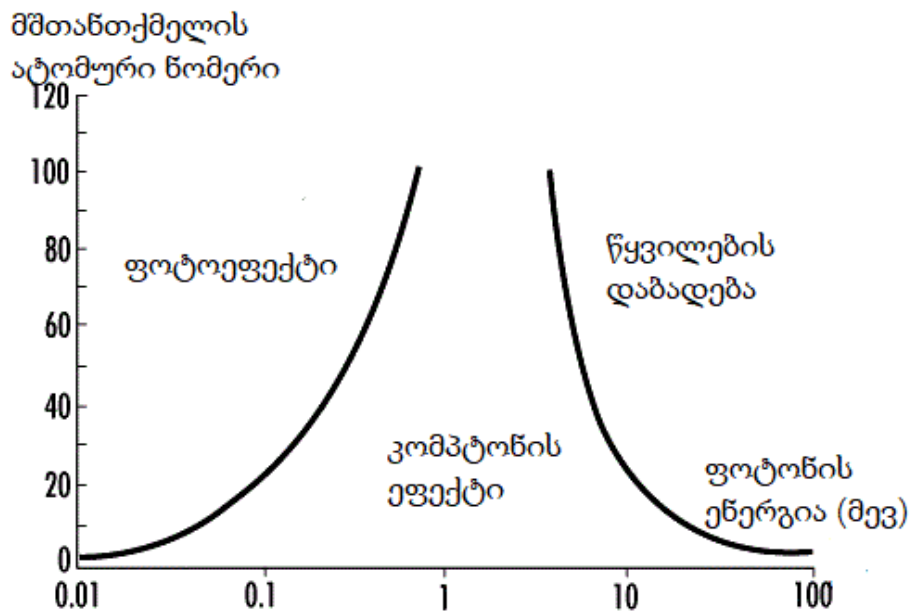
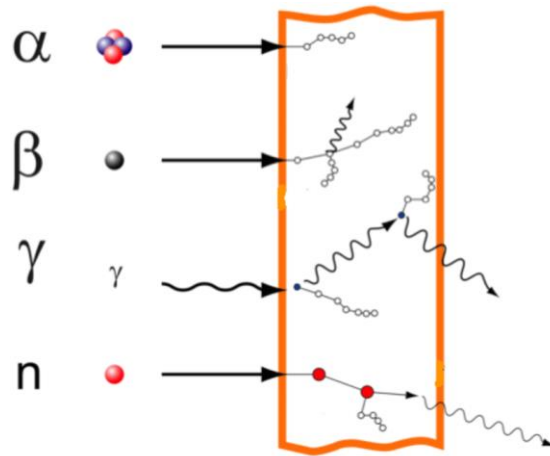
რადიაციის ურთიერთქმედება ნივთიერებასთან

რადიაციის კლასიფიკაცია



რადიოაქტიურ დაშლებში ორი ტიპის გამოსხივება (რადიაცია) მონაწილეობს – პირველი დაკავშირებულია დამუხტულ ნაწილაკებთან (α-ნაწილაკები, ელექტრონები და პოზიტრონები β-დაშლებში), ხოლო მეორე ელექტრომაგნიტურ გამოსხივებას (ფოტონებს) წარმოადგენს, რომლებიც γ და X სხივების სახით არის ცნობილი. ორივე ტიპის გამოსხივება ნივთიერებაში გავლისას ენერგიას კარგავს, რომლის დროს რადიაციის ენერგია ნივთიერებას გადაეცემა. ენერგიის გადაცემის ძირითადი მექანიზმები დაკავშირებულია ნივთიერების მოლეკულებისა და ატომების იონიზაციასთან და ატომების უფრო მაღალი ენერგიის (აღზნებულ) დონეებზე გადასვლასთან. ამის გამო რადიოაქტიური დაშლების გამოსხივებას მაიონებელ (იონიზაციის) გამოსხივებას უწოდებენ. იმ პროცესების ცოდნა, თუ როგორ ხდება რადიაციის ენერგიის ნივთიერებისთვის გადაცემა მნიშვნელოვანია რადიაციის დეტექტირებისა და დოზების შეფასებისთვის. რადგან სამკურნალო გამოსხივებად ითვლება γ სხივები, ამიტომ მის ნივთიერებასთან ურთიერთქმედების მექანიზმს განსახვიხილავ. ხისტი ფოტონების წყაროები ბირთვულ ფიზიკაში ბევრია: ბირვის რადიოაქტიური დაშლები ,

ბირთვული რეაქციები, (E_c ჩაჭერა) და სხვა ამ ფოტონებს γ კვანტებს უწოდებენ. ისინი მხოლოდ ბირთვული წარმოშობის არიან. რადგან საქმე გვაქვს დაბალი ენერგიის (რამოდენიმე მეგ ენერგია) გამა კვანტებთან, შეიძლება ჩავთვალოთ, რომ ბირთვებთან და ელექტრონებთან მათი ურთიერთქმედება ისეთივეა როგორც ნაწილაკების, რადგან მათი ტალღის სიგრძეები ბევრად მეტია ბირთვისა და ელექტრონების ზომებზე. გამა კვანტების ენერგიების შენელება ნივთიერებაში არ შეიძლება ჩაითვალოს უწყვეტ პროცესად, როგორც დამუხტული ნაწილაკების შემთხვევაში. ეს გამოწვეულია იმით, რომ გამა კვანტი ატომებთან ან ელექტრონებთან ურთიერთქმედების დროს მთლიანად კარგავს ენერგიას. შთაინთქმება ან ნაწილობრივ გაიხნევა. ამავე დროს ყოველი ასეთი აქტისას გამა კვანტი გამოაკლდება დამუხტულ ნაკადს. შესაბამისად გამოკლებული გამა კვანტების რიცხვი ΔN პროპორციულია ნივთიერების სისქესა და დაცემული კვანტების რიცხვზე, ანუ $\Delta N = -\mu \Delta x$; სადაც μ - შესუსტების კოეფიციენტი. მონოქრომატული გამოსხივებისთვის ტალღის სიგრძე მუდმივია ამიტომ μ - შეიძლება ჩაითვალოს მუდმივად და ინტენსივობა გვაძლევს, რომ ნაკადში დარჩენილი ფოტონების რიცხვი ექპონენციალურად მცირდება გამავალი მასალის სისქის მიხედვით. რადგანაც ფენის სისქე გამოისახება სმ-ში ან გრ/სმ²-ში ნამრავლი μx იქნება უგანზომილებო სიდიდე ხოლო μ ს ერთეულია 1/სმ ; სმ²/გრ ; სმ²/ატომი ; სმ²/ელექტრონი. იმის მიხედვით თუ რომელ ერთეულს ავირჩევთ შესუსტების კოეფიციენტი იქნება შესაბამისად წრფივი ; მასური ; ატომური ; ელექტრული. გამა კვანტების ერთიერთქმედება განისაზღვრება μ კოეფიციენტის დამოკიდებულების დადგენასა და სხვადასხვა ეფექტების შესწავლაში, რომლებსაც პირველადი ნაკადის შესუსტებასთან მივყავართ. ამ ენერგიების დიაპაზონში მთავარ როლს ასრულებს სამი ეფექტი, ფოტოეფექტი, კომპტონ ეფექტი და წყვილების წარმოშობა. რადგანაც სამივე ეს პროცესი მიმდინარეობს დამოუკიდებლად შესუსტების კოეფიციენტი შეგვიძლია წარმოვადგინოთ, როგორც ჯამი სამივე პროცესისა.



ფოტონი

ფოტონი ეს არის ელექტრომაგნიტური ველის ქვანტი, ნულოვანი უძრაობის მასისა და 1-ის ტოლი სპინის მქონე ნეიტრალური ელემენტური ნაწილაკი. ახასიათებს ენერგია $\epsilon = h\nu$ და იმპულსი $p = h\nu/c = h\lambda$, სადაც n არის ელექტრომაგნიტური გამოსხივების სიხშირე, c - ვაკუუმში სინათლის სიჩქარე, λ - ტალღის სიგრძე, h - პლანკის მუდმივა.

ფოტონი წარმოადგენს განსაკუთრებულ ნაწილაკს, რომელსაც ელექტრონისგან, პროტონისგან, ნეიტრონისგან და სხვა უძრაობის მასის მქონე ნაწილაკებისგან განსხვავებით უძრაობის მასა არ გააჩნია და მხოლოდ c სიჩქარით მოძრაობის შემთხვევაში შეუძლია არსებობა.

ფოტონი ამჟღავნებს ტალღურ-ნაწილაკურ დუალიზმს-ანუ აქვს როგორც ტალღის, ასევე ნაწილაკის ბუნება. მაგალითად ის შეიძლება გარდატყდეს ლინზის საშუალებით ან ქონდეს ტალღური ინტერფერენცია და აგრეთვე მოქმედებდეს როგორც ნაწილაკი, რომელიც იძლევა განსაზღვრულ შედეგს რაოდენობრივი მომენტის გაზომვისას.

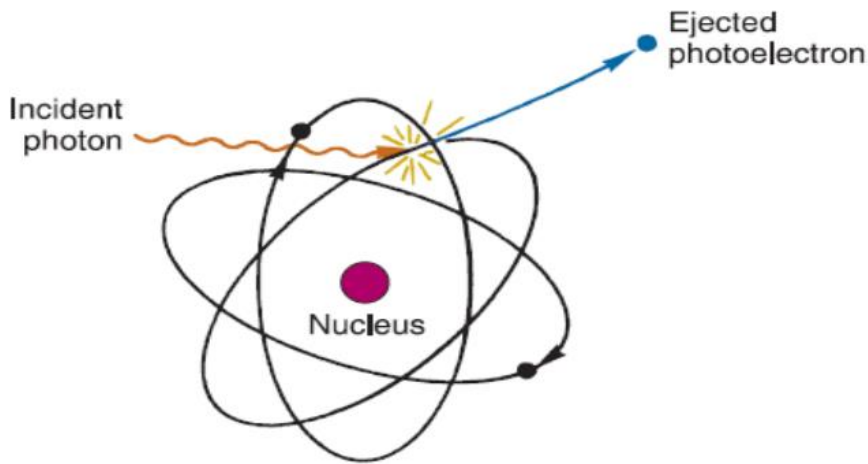
შეხედულება ფოტონზე განვითარდა ალბერტ აინშტაინის მიერ, როდესაც ისეთი დაკვირვების ახსნას ცდილობდა, რომელიც ვერ ჯდებოდა კლასიკური სინათლის ტალღური მოდელის ფარგლებში. ფოტონური მოდელი ხსნიდა მაგალითად შავი სხელის გამოსხივების მახასიათებლებს. სინათლე კვლავ მაქსველის განტოლებებით აღიწერებოდა, ხოლო მატერიალური სხეული რომელიც შთანთქავდა ან გამოასხივებდა სინათლეს იყო დაკვანტული. შემდგომმა ექსპერიმენტებმა დაადასტურეს აინშტაინის ჰიპოთეზა, რომ თვით სინათლე იყო დაკვანტული და სინათლის კვანტია ფოტონი.

ურთიერთქმედების სახეები

ნივთიერებაში გავლისას ფოტონები ურთიერთქმედებენ ატომებთან, ელექტრონებთან და ბირთვებთან. დამუხტული ნაწილაკებისგან განსხვავებით, რომლებიც ნივთიერებაში მოძრაობის დროს ენერგიას გარემოს იონიზაციაზე კარგავენ, ფოტონები პირდაპირ არ იწვევენ გარემოს იონიზაციას. მათი ურთიერთქმედების შედეგად ატომიდან ამოგდებული გაბნეული და ანიჰილაციის პროცესში დაბადებული ელექტრონები გარემოს იონიზაციას იწვევენ. ამ მიზეზით მაღალი ენერგიის ფოტონები მეორად მაიონებელ რადიაციად მიიჩნევა.

მაღალი ენერგიების ფოტონების ნივთიერებასთან ურთიერთქმედება ამ პროცესების საშუალებით მიმდინარეობს: ესენია ფოტოელექტრული ეფექტი (ფოტოეფექტი), კომპტონ-ეფექტი (კომპტონის გაბნება), ელექტრონ-პოზიტრონული წყვილების დაბადება.

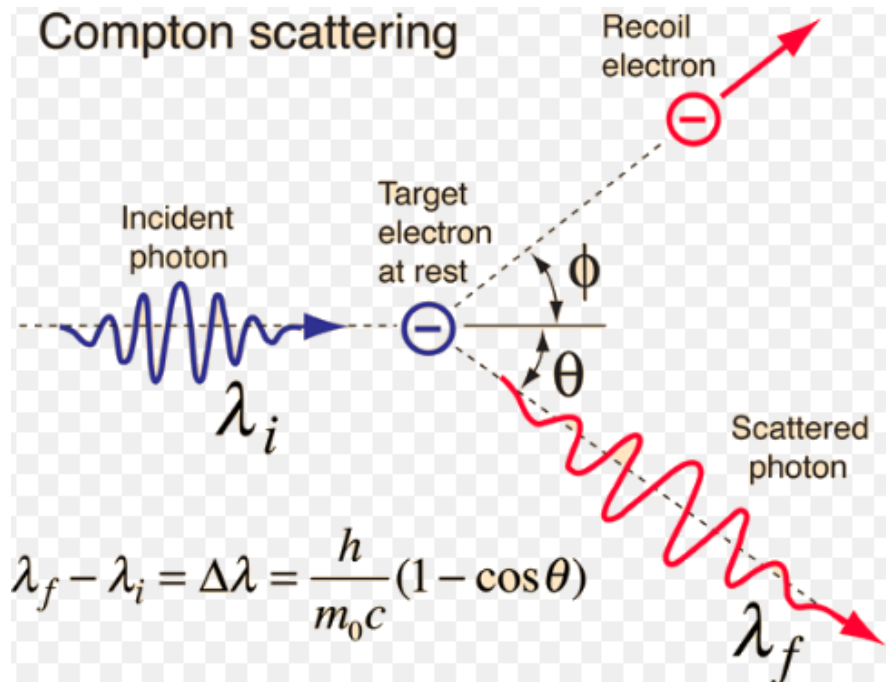
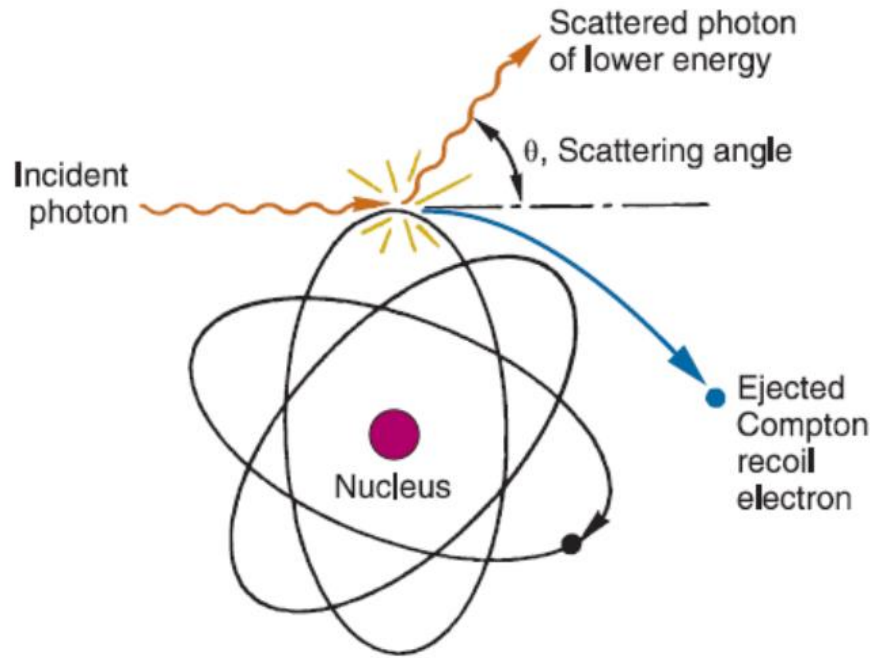
ფოტოელექტრული ეფექტი - ფოტოეფექტის მოვლენა აღმოჩენილი იქნა 1887 წელს გერმანელი ფიზიკოსის ჰერცის მიერ. ფოტოელექტრონული ეფექტი ანუ ფოტოეფექტი ეწოდება მოვლენას, რომლის დროსაც სინათლის ზემოქმედებით ლითონის ზედაპირიდან ხდება ელექტრონების ამოგდება. ამ პრიცესში ფოტონის მთელი ენერგია ატომს გადაეცემა, ფოტონი ქრება, ხოლო მისი ენერგია ატომის ორბიტიდან ელექტრონის ამოგდებას ხმარდება. ამოგდებულ ელექტრონს ფოტოელექტრონი ეწოდება. ფოტოელექტრული ეფექტის დროს ატომის გარსში ცარიელი (ვაკანტური) დონის წარმოქმნა იწვევს ატომის მახასიათებელ გამოსხივებას ანუ ოჟეს ელექტრონებს. დაბალი ატომური რიცხვის მქონე ელემენტებში ამ გამოსხივების ენერგია არ აღემატება რამდენიმე კევს.



კომპტონის ეფექტი მაღალი ენერგიების ფოტონის გაბნევის პროცესია თავისუფალ ელექტრონზე. თუ ატომის ბმის ენერგია ბევრად ნაკლებია ფოტონის ენერგიაზე, ასეთი ელექტრონიც ფოტონისთვის თავისუფალ ელექტრონს წარმოადგენს. კომპტონის გაბნევის პროცესში ფოტონი თავისი ენერგიის ნაწილს ელექტრონს გადასცემს. გაბნეული ფოტონი საწყის მიმართულებისთან -კუთხეს ადგენს, რომელსაც გაბნევის კუთხე ეწოდება. გაბნეული ფოტონის ენერგიისთვის სამართლიანია:

$$E_1 = \frac{E_0}{1 + \frac{E_0}{m}(1 + \cos\theta)}$$

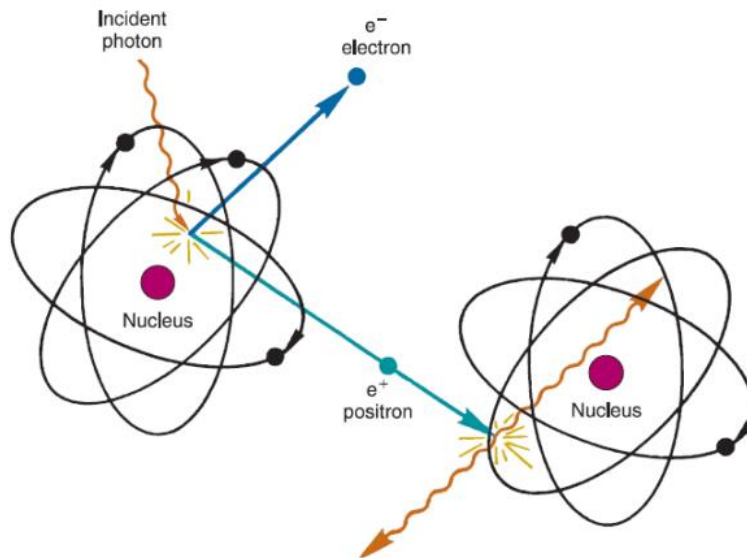
გაზნული ფოტონის ენერგია მინიმალურია იმ შემთხვევაში, როდესაც კუთხე შეადგენს 180 .



წყვილების დაბადება. ელექტრონ-პოზიტრონული წყვილების დაბადებას ადგილი აქვს ფოტონის დამუხტული ნაწილაკის ელექტრომაგნიტურ ველთან ერთიერთქმედების დროს. როგორც წესი, ელექტრონ-პოზიტრონული წყვილის დაბადება ბირთვის ველში ხდება, თუმცა მცირე ალბათობით წყვილი ფოტონის ელექტრონის ველთან ურთიერთქმედების დროსაც იბადება. რადგანაც ელექტრონ-პოზიტრონული წყვილის საერთო მასა (უძრაობის ენერგია) შეადგენს $2m_e c^2$ ფოტონის მინიმალური ენერგია, რომელსაც წყვილის დაბადება შეუძლია ამ სიდიდეს უნდა აღემატებოდეს. ამ პროცესში ფოტონი ქრება და მის ენერგიის ნაწილი, რომელიც $2m_e c^2$ აღემატება, ელექტრონის(E^-) და პოზიტრონის(E^+) კინეტიკურ ენერგიაში გადადის:

$$E_{\gamma} + E_{\text{atom}} = E_{e^-} + E_{e^+} + 2m_e c^2$$

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. თუ ელექტრონის და პოზიტრონის ჯამური იმპულსი ნულის ტოლია, ფოტონები ერთმანეთის საპირისპიროდ გამოსხივდებიან.

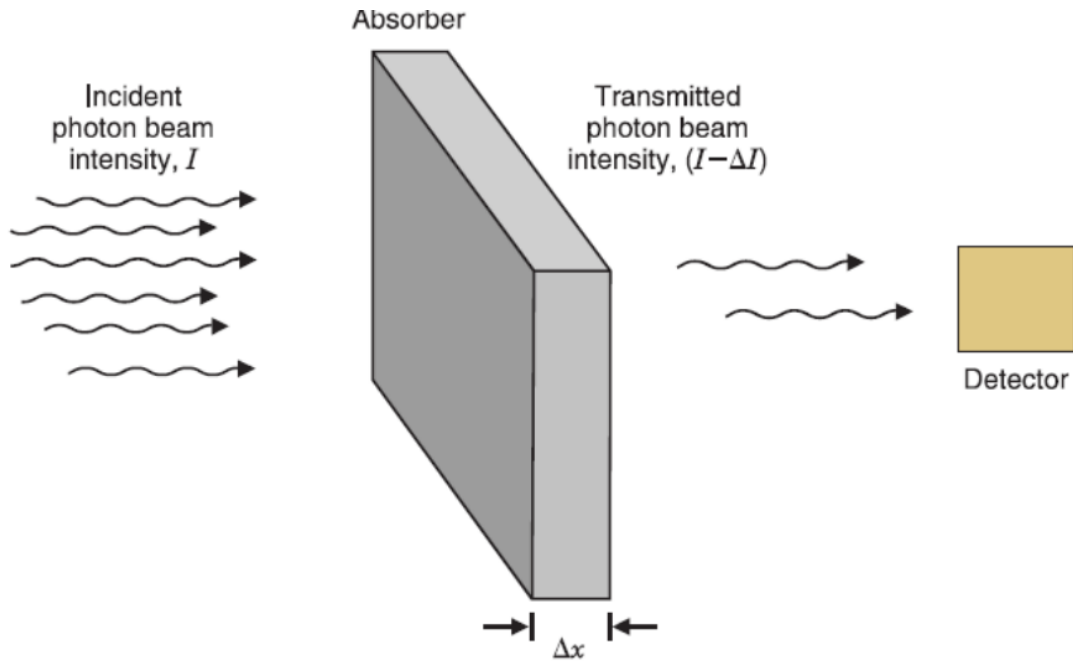


ურთიერთქმედება ნივთიერებასთან

ფოტონის ურთიერთქმედების ალბათობა ნივთიერებასთან დამოკიდებულია ფოტონის ენერგიაზე და ნივთიერების თვისებებზე (სიმკვრივე, შემადგენლობა) და სიგანეზე(მანძილზე, რომესაც ზედაპირის მიმართ მართობულად დაცემული ფოტონი ნივთიერებაში გადის). ფოტონის ნივთიერებაში გასვლის განხილვა დავიწყოთ იმით, რომ ფოტონების ნაკადი მონოენერგეტიკულია, ნივთიერების ერთი ელემენტისგან შედგება და მისი სიგანეა Δx . ასეთი შემხვევაში ფოტონების რიცხვი, რომლებმაც ურთიერთქმედება განიცადეს (ΔI) პროპორციული იქნება საწყისი ნაკადის ინტენსიობის(I) და ნივთიერების სისქის:

$$\Delta I = -\mu I \Delta x$$

სადაც სიდიდეს μ -ს წრფივი შესუსტების კოეფიციენტი ეწოდება. ეს სიდიდე დამოკიდებულია ნივთიერებაზე და დაკავშირებულია ფოტონური ნაკადის შესუსტებასთან ნივთიერების მიერ.

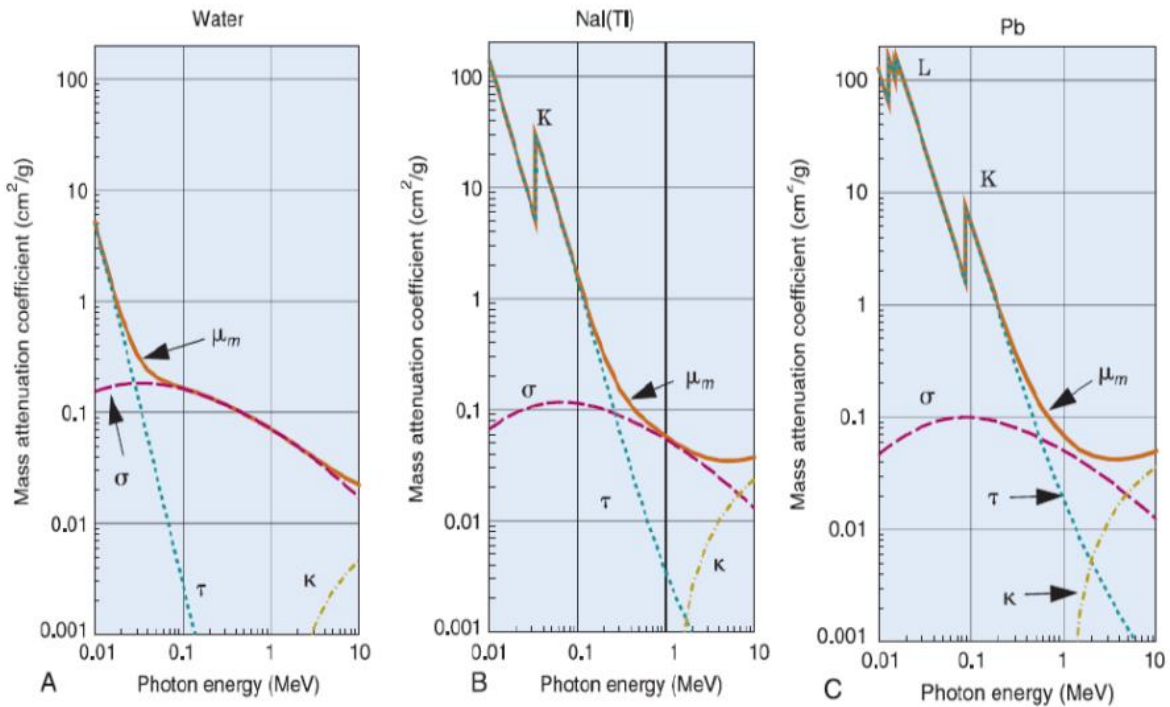


ფოტონის ნაკადის ნივთიერებაში ურთიეთქმედებების გაზომვის ექსპერიმენტის სქემა.

მასური შესუსტების (მილევის) კოეფიციენტი შესაძლებელია დაიყოს ნაწილებად ფოტონის ნივთიერებასთან ურთიეთქმედებების შესაბამის კომპონენტებად:

$$\mu_m = \tau + \sigma + \kappa$$

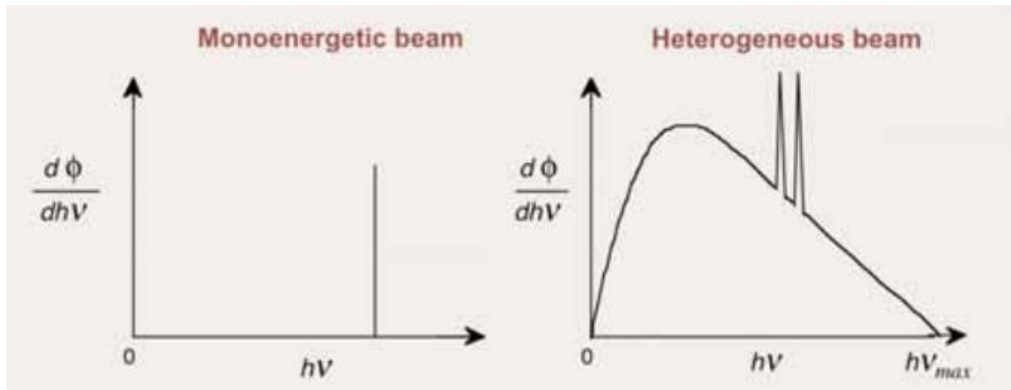
სადაც τ -შეესაბამება ფოტოელექტრულ ეფექტს, σ -კომტონის პროცესს, ხოლო κ - ელექტრონპოზიტრონული წყვილების დაბადებას.



ფოტოელექტრული ეფექტის, კომპტონის გაბნვის, წყვილების დაბადების და მასური შესუსტების კოეფიციენტები, ფოტონის ენერგიების ინტერვალში 10 კევ-10 მევ, სამი სხვადასვა ნივთიერებისთვის წყალი(A), ნატრიუმ-იოდი(B) და ტყვია(C).

ფოტონური სხივის წყარო

რადიაციულ ონკოლოგიაში გამოყენებული ფოტონების ყველაზე გავრცელებული წყაროა რენდგენის აპარატები, ტელეთერაპიის რადიოიზოტოპის წყარო და ამაჩქარებელი. ფოტონური წყარო ფოტონის ენერგიის მიხედვით არსებობს ერთ და რამოდენიმე ენერგეტიკულ მდგომარეობაში.



მონოენერგეტიკულ მდგომარეობაში ყველა ფოტონს ერთი და იგივე ენერგია აქვს $h\nu$.

ჰეტეროენერგეტიკული მდგომარეობის დროს ქმნიან განსხვავებულ სპექტრს 0-დან $h\nu_{max}$ მდე. 2პიკი სპექტრში წარმოადგენს ფოტონის მახასიათებელს, ხოლო უწყვეტი სპექტრი 0-დან $h\nu_{max}$ მდე ფოტონის ბრემსტრალუნგს(დამუხრუჭებითი რადიაცია). გამა სხივების წყარო იზოტროპულია და გვამლევს მონოენერგეტიკული ფოტონების სხივს. რენტგენის სხივების სამიზნე კი არაიზოტროპული და იძლევა ჰეტეროენერგეტიკული ფოტონის სპექტრს.

ფოტონური წყაროების მახასიათებლები

ჩვეულებრივ, წყაროები კაფულირებულია. კაფულა ემსახურება რამდენიმე მიზანს:

- შეიცავდეს რადიოაქტიურობას
- წყაროს სიმტკიცე
- ნებისმიერი α და ფოტონური გამოსხივების წყაროებისთვის, წყაროს დაშლით გამოწვეული β გამოსხივების შთანთქმა.

მკურნალობისთვის შესაფერისი, ფოტონის გამომსხივებელი რადიონუკლიდის შერჩევა დამოკიდებულია რამდენიმე შესაბამის ფიზიკურ და დოზიმეტრულ მახასიათებელზე:

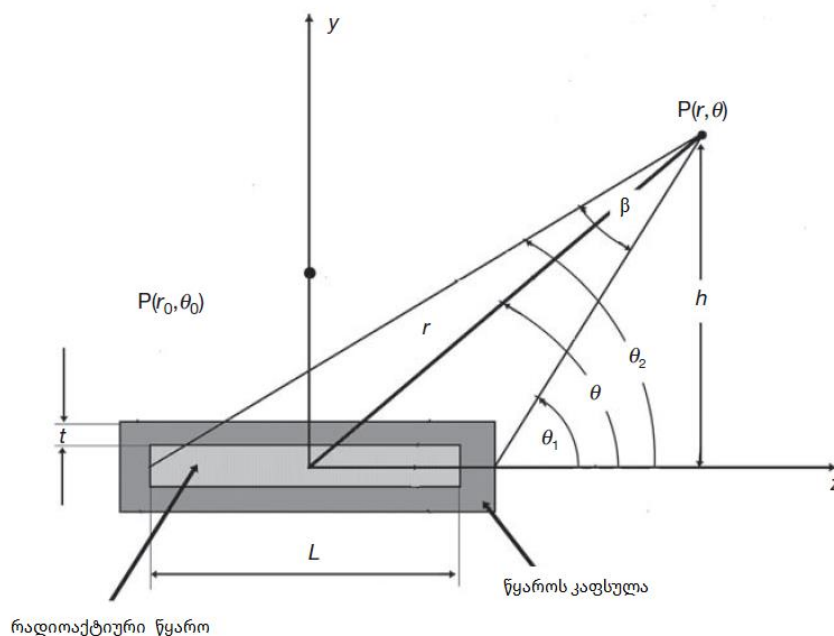
- I. ფოტონის ენერგიები, ფოტონის სხივების შეღწევა ქსოვილში და დამცავი მასალები.
- II. ნახევარდაშლის პერიოდი
- III. ნახევარდაშლის შესუსტების ფენა
- IV. სპეციფიური აქტივობა
- V. წყაროს სიმძლავრე

VI. დოზის ექსპონენციალური ვარდნა წყაროსგან დაშორებით

ფოტონური წყაროს ირგვლივ დოზის განაწილება

1995 წელს AAPM- მა (ფიზიკოსთა ამერიკული ასოციაცია მედიცინაში) TG 43- ში შემოიღო დოზის გაანგარიშების ფორმალიზმი, ცილინდრული სიმეტრიის წყაროების გარშემო 2D-ში.

ასეთი წყაროებისთვის დოზის განაწილება შეიძლება აღიწეროს პოლარულ კოორდინატებში, სადაც ათვლის წერტილად წყაროს ცენტრია მიჩნეული. r არის მანძილი ცენტრიდან P წერტილამდე. $P(r_0, \Theta_0)$ წერტილი არის ათვლის წერტილი (reference point), ცენტრიდან 1 სმ მანძილზე (მაგ. $r_0 = 1$ სმ და $\Theta_0 = \pi/2$).



$D(r, \Theta)$ დოზის მაჩვენებელი $P(r, \Theta)$ წერტილისთვის ჩაიწერება შემდეგი ფორმულით:

$$\dot{D}(r, \theta) = S_K \Delta \frac{G(r, \theta)}{G(r_0, \theta_0)} g(r) F(r, \theta)$$

სადაც, r - მანძილია წყაროს ცენტრიდან P წერტილამდე;

Θ - არის კუთხე რადიუსი ვექტორის მიმართულებასა და წყაროს გრძელ ღერძს შორის;

Θ_0 - განსაზღვრავს წყაროს განივკვეთს და უდრის $\pi / 2$;

S_K - Air kerma-ს სიმძლავრე ($\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2\cdot\text{h}^{-1}$)

Λ - დოზის სიმძლავრე წყალში;

$G(r, \Theta)$ - გეომეტრიული ფუნქცია;

$g(r)$ - რადიალური დოზის ფუნქცია;

$F(r, \Theta)$ - ანიზოტროპული ფუნქცია.

წყალში მოთავსებული წყაროსთვის დოზის სიმძლავრის მუდმივა Λ განისაზღვრება, როგორც დოზის მაჩვენებელი წყალში 1 სმ მანძილზე, განივი ღერძის მიმართულებით Air Kerma-ს სიმძლავრის ერთეულით.

$$\Lambda = \frac{D(r_0, \theta_0)}{S_K}$$

დოზა ნებისმიერ წერტილში, ერთი განსაზღვრული წყაროსგან შეიძლება მივიჩნიოთ, როგორც მრავალრიცხოვანი წერტილის წყაროდან მიღებული დოზების ჯამი. როდესაც წყარო თავისუფალ სივრცეშია მოთავსებული, შთანთქმის ან გაბნევის ეფექტები არ ხდება; მისი წყალში მოთავსებისას კი, შთანთქმა და გაბნევა გავლენას მოახდენს დოზის სიმძლავრეზე წყაროდან ნებისმიერ მანძილზე დაშორებულ წერტილში.

დოზიმეტრია რადიოთერაპიაში

დოზიმეტრია არის გამოსხივების საზომი მეცნიერება, იგი იყოფა ორ კატეგორიად: აბსოლუტური და ფარდობითი დოზიმეტრია. აბსოლუტური დოზიმეტრი (აწარმოებს სიგნალს, რომლიდანაც შესაძლებელია დოზის განსაზღვრა მისი მგრძნობიარე მოცულობით ცნობილ რადიაციულ ველში კალიბრაციის საჭიროების გარეშე), იგი მოიცავს სხივის ხარისხის სპეციფიკაციას, იონიზაციის კამერის დაკალიბრებას და შეწოვის დოზის განსაზღვრას. ფარდობითი დოზიმეტრი (საჭიროა მისი სიგნალის დაკალიბრება ცნობილ რადიაციულ ველში), ის მოიცავს პროცენტული სიღრმის დოზის, გამომავალი ფაქტორის, ქსოვილის მაქსიმალური თანაფარდობის, ქსოვილის ფანტომური თანაფარდობის, გადაცემის ფაქტორს და სხივის პროფილების განსაზღვრას.

გარე ფოტონის სხივით რადიოთერაპია ჩვეულებრივ ტარდება ერთზე მეტი სხივური რადიოთერაპიის გზით, რადიოთერაპიის მიზნების მისაღწევად, რაც გულსიხმობს სამიზნე მოცულობის შიგნით დოზის ერთგვაროვან და რაც შეიძლება დაბალი დოზის განაწილებას ჯანსაღ ქსოვილებში სამიზნის მიმდებარედ. თანამედროვე ფოტონის სხივური რადიოთერაპია ტარდება სხვადასხვა სხივის ენერგიისა და ველის ზომის გათვალისწინებით, ორი კონვენციიდან ერთის მიხედვით.: მუდმივი წყაროდან ზედაპირამდე მანძილი (SSD) ან იზოცენტრული წყობა მუდმივი წყაროდან ღერძამდე მანძილით (SAD)

დოზიმეტრები

დოზიმეტრი თავისი არსით გამოსხივების მონიტორია, გვაქვს ჰკატეგორია :

1) გაზის იონიზაციის დეტექტორები

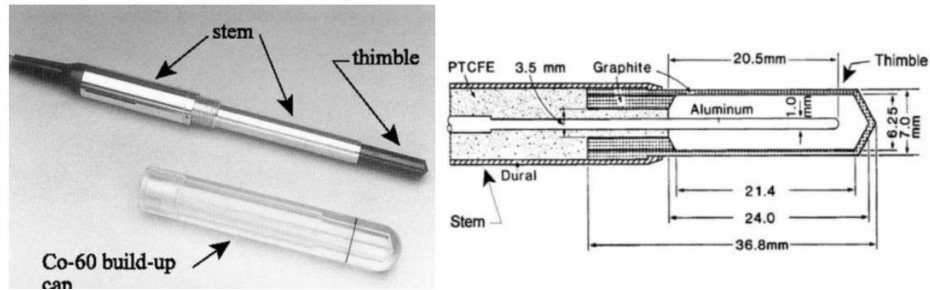
- იონიზაციის კამერები (აპარატის კალიბრაციისთვის)
- პროპორციული მთვლელები
- გეიგერ მიულერის მთვლეელი

2) მყარსხეულოვანი დეტექტორები

- თერმოლუმინესცენციური დეტექტორები (TLD) (პერსონალური დოზიმეტრია)
- ფირი (დოზის განაწილებისთვის და პერსონალური დოზიმეტრიისთვის)
- დიოდები (აპარატის გაზომვისთვის)

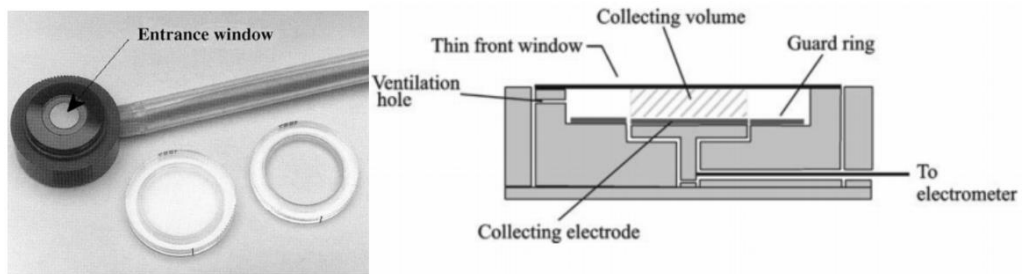
3) თხევადი დოზიმეტრები

- კალორიმეტრები (სტანდარტების ლაბორატორიაში, დოზის პირდაპირის გაზომვისთვის)
- ქიმიური (წყალხსნარებში ზუსტი ზომის გაზომვისთვის)



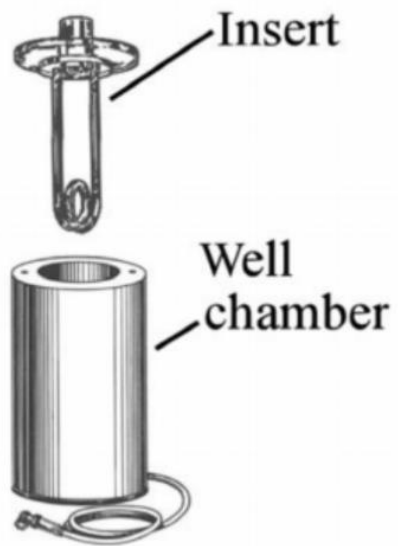
სათითესმაგვარი იონიზაციის კამერა

გამოიყენება აბსოლუტური დოზის გაზომვისთვის



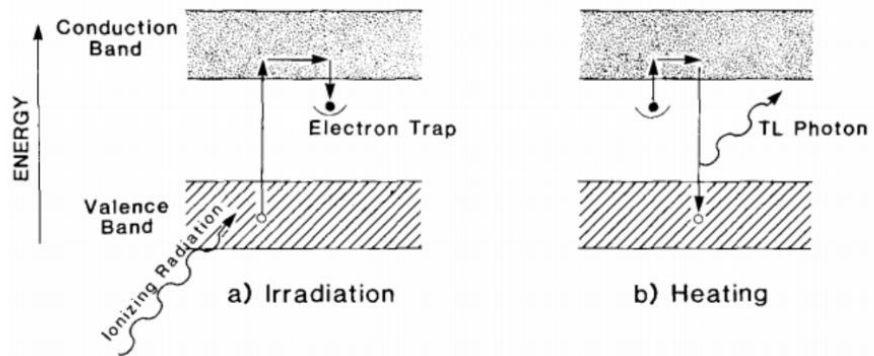
სიბრტყის პარალელური იონიზაციის კამერა (plane parallel ion chamber)

გამოიყენება ელექტრონების დოზიმეტრიაში.



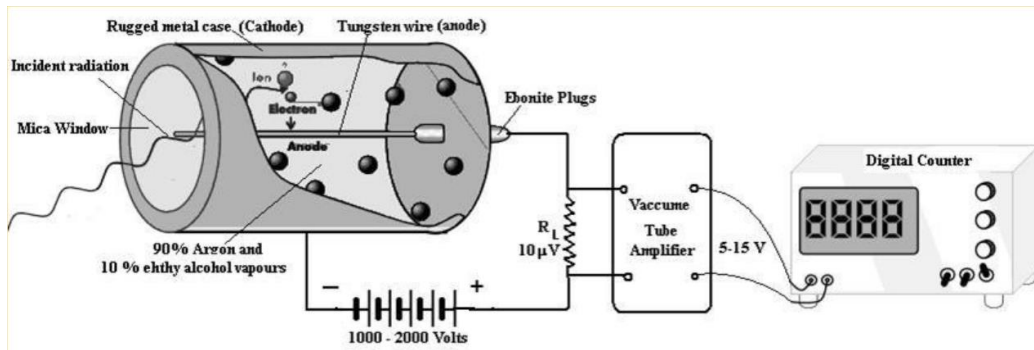
ჭისმაგვარი კამერა

გამოიყენება ბრაქიტერაპიაში წყაროს აქტივობის გასაზომად.



თერმოლუმინესცენციური (TLD) დოზიმეტრი

ზომავს დაგროვებით დოზას.



გეიგერ-მიულერის მთვლელო

გამოიყენება სამივე სახის გამოსხივების აღმოსაჩენად და გასაზომად: ალფა, ბეტა და გამა გამოსხივება. მაიონებელი ნაწილაკი, რომელიც მილში გადის წარმოქმნის იონთა წყვილებს და წარმოქმნილი ელექტრონები მოძრაობენ ანოდისკენ.



ასევე იყოფიან იმის მიხედვით თუ რას ზომავენ:

- სხივური აპარატის კალიბრაციისთვის - ძალიან ზუსტი, მაგრამ არამგრძნობიარე

- დაკვირვება-მონიტორინგი -ძალიან მგრძობიარე,მაგრამ არ მოეთხოვება სიზუსტე
- პერსონალის მონიტორინგი -ზომავენ აკუმულირებულ დოზას, ზუსტია
- პაციენტის ინვივო გაზომვისთვის

იონიზაციის კამერის დოზიმეტრია

იონიზაციის კამერა არის დოზიმეტრის ყველაზე პრაქტიკული და ყველაზე ფართოდ გამოყენებული ტიპი რადიოთერაპიაში. ის შეიძლება გამოყენებული იქნას როგორც აბსოლუტური ან ფარდობითი დოზიმეტრია. ეს მგრძობიარე მოცულობა ჩვეულებრივ ივსება ატმოსფერული ჰაერით და გაზომილი სიდიდეა იონიზაციის მუხტი რომელიც ჰაერის მასა m თან დაკავშირებულია:

$$D = \frac{Q}{m_{air}} \left(\frac{W_{air}}{e} \right) \quad \text{სადაც} \quad \left(\frac{W_{air}}{e} \right) \text{ არის საშუალო ენერგია, რომელიც საჭიროა იონური წყვილის წარმოსაქმნელად შეფარდებული ერთეულ მუხტზე.}$$

ის მუდმივია ყველა ენერგიის ფოტონისა და ელექტრონისთვის რომელიც გამოიყენება სხივურ თერაპიაში.

შეგვიძლია შემოვიტანოთ დამუხრუჭების სიმბლავრე: $D_{air} = \int \phi_E \left(\frac{S_E}{\rho} \right) air^* dE$ თუ ჩავთვლით რომ წყლისთვისაც იგივე ნაკადი გვაქვს და შევიტანთ დამუხრუჭების

სიმძლავრეს მივიღებთ:

$$\overline{\left(\frac{S_{el}}{\rho}\right)} = \frac{\int_0^{E_{max}} \phi_E(E) \cdot \left(\frac{S_{el}}{\rho}\right) \cdot dE}{\int_0^{E_{max}} \phi_E(E) dE} \Rightarrow$$

$$\Rightarrow D_{water} = \left(\frac{S_{el}}{\rho}\right)_{water} \cdot \psi \quad \left\{ \begin{array}{l} \Rightarrow D_{water} = D_{air} \cdot \frac{\left(\frac{S_{el}}{\rho}\right)_{water}}{\left(\frac{S_{el}}{\rho}\right)_{air}} \\ D_{air} = \left(\frac{S_{el}}{\rho}\right)_{air} \cdot \psi \end{array} \right.$$

$$\text{სადაც } D_{air} = \frac{Q}{M_{air}} \left(\frac{W_{air}}{e}\right) \text{ ვაშუქავთ } \Rightarrow$$

$$D_{water} = \frac{Q}{M_{air}} \left(\frac{W_{air}}{e}\right) \cdot \left(\frac{S_{el}}{\rho}\right)_{water}$$

$$\frac{\left(\frac{S_{el}}{\rho}\right)_{air}}$$

მართალია, როცა დაცულია ბრეგ-გრეის პირობები:

- I. ჰაერის ღრუ იმდენად პატარაა რომ არ ცვლის ნაწილაკთა ნაკადს.
- II. ჰაერის ღრუში შთანთქმული დოზა წარმოადგენს მხოლოდ იმ ნაწილაკთა შთანთქმულ დოზას რომლებიც ამ ღრუს კვეთენ.

მოცემულ ღრუში არსებობს ასევე ისეთი ნაწილაკები რომლებიც ამ ღრუშივე ჩერდებიან (stopper ები). მეცნიერებმა სპენსერმა და ეტიქსმა ეს ნაწილაკებიც მიიღეს მხედველობაში და საბოლოოდ გამოვიდა:

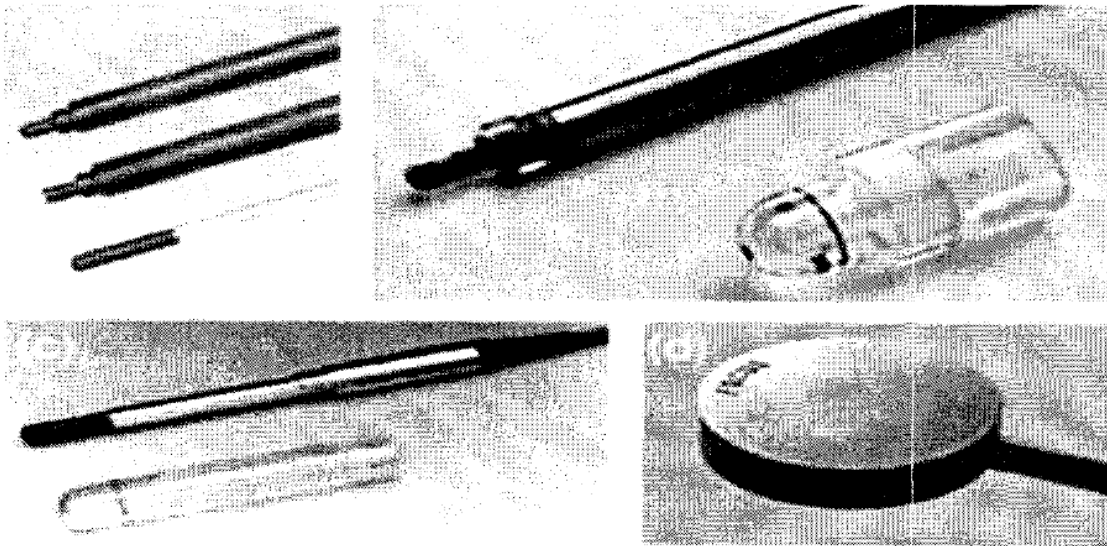
$$D_{water} = \frac{Q}{M_{air}} \left(\frac{W_{air}}{e}\right) \cdot S_{w,a}^{SA} \cdot \rho$$

სადაც $S_{w,a}^{SA}$ წყალსა და ჰაერში სპენსერ ეტიქსის დამუხრუჭების საშუალო სიმძლავრეების ფარდობაა. P-შემფოთების კოეფიციენტი.

იონიზაციის კამერაში მგრძობიარე ჰაერის მოცულობა ან მასა განისაზღვრება:

- უშუალოდ გაზომვით (კამერა ხდება აბსოლუტური დოზიმეტრი განსაკუთრებულ პირობებში)
- უშუალოდ კამერის პასუხის დაკალიბრების გზით ცნობილ რადიაციულ ველში (კამერა გამოიყენება შედარებით დოზიმეტრად).

თითოეული იონიზაციის კამერისთვის, ნომინალური პირობები აღწერილია ზემოქმედების სიდიდეების კომპლექტით, რომლებისთვისაც მოქმედებს კამერის დაკალიბრების კოეფიციენტი შემდგომი შესწორებების გარეშე. გავლენის სიდიდეები განისაზღვრება, როგორც სიდიდეები, რომლებიც არ ექვემდებარება გაზომვას, მაგრამ ჯერ კიდევ გავლენას ახდენენ გაზომვის რაოდენობაზე; ანუ ატმოსფერული ჰაერის ტემპერატურა, წნევა და ტენიანობა, გამოყენებული ძაბვა კამერაში (იონების რეკომბინაცია), გამოყენებული კამერის პოლარობა, გაჟონვის დენები კამერაში, კამერის ღეროს ეფექტები. კლინიკური ფოტონის სხივების გამომუშავება ჩვეულებრივ იზომება იონიზაციის კამერით, რომელსაც აქვს კალიბრაციის ფაქტორი, და მიკვლევადა სტანდარტულ ლაბორატორიამდე და, შესაბამისად, გამოიყენება შედარებით დოზიმეტრებად.



სანამ რომელიმე კამერას გამოიყენებენ რადიოთერაპიის აპარატის გამომავალი კალიბრაციისას, მომხმარებელმა უნდა განსაზღვროს მოცემული რადიაციული სხივისთვის შესაბამისი დოზიმეტრის პროტოკოლი

კალიბრაციისთვის გამოყენებული კამერები:

1. ცილინდრული, გამოყენება:
 - ორთოვოლტური რენდგენის სხივებისთვის
 - მეგავოლტური რენდგენის სხივებისთვის
 - 10mev ზე მეტი ენერგიის ელექტრონებისთვის.
2. პარალელურ ფირფიტიანი კამერა, გამოყენება:
 - ზედაპირული რენდგენის სხივების დასაკალიბრებლად
 - 10mev ზე ნაკლები ენერგიის ელექტრონებისთვის
 - ფოტონური ველისთვისა და ზედაპირული დოზის გასაზომად.

კამერის განთავსება: ცილინდრული კამერა

ველის ტიპი	ველის კალიბრაცია	PDD გაზომვა
კობალტ-60	გაზომვის სიღრმეში	0.6 ით ღრმად
HE ფოტონი	გაზომვის სიღრმეში	0.6 ით ღრმად
HE ელექტრონი	გაზომვის სიღრმეზე 0.5 ით ღრმად	0.5 ით ღრმად

სიბრტყის პარალელური კამერა

ველის ტიპი	ველის კალიბრაცია
კობალტ-60	გაზომვის სიღრმეში
HE ფოტონი	გაზომვის სიღრმეში
HE ელექტრონი	გაზომვის სიღრმეში

ფანტომი

ვიდრე ადამიანზე მოხდება დასხივება დაკალიბრებულ, დამუშავებულ სხივსა და გეგმას უშვებენ ფანტომზე. ასევე ფოტონისა და ელექტრონული სხივების დოზიმეტრიისთვის გამოიყენება და ყველაზე გავრცელებული მასალაა წყალი. ის ყველაზე ახლოს დგას ადამიანის სხეულთან პარამეტრებით.



ფოტონური ველის ფიზიკური მახასიათებლები

რადიაციული ერთეულებისა და ზომების საერთაშორისო კომისიამ (ICRU) გასცა მაიონებელი გამოსხივებისა და აქტივობის გაზომვისას გამოსაყენებელი რაოდენობებისა და ერთეულების შესახებ რეკომენდაცია. ისინი შეიძლება დაიყოს შემდეგნაირად:

1. რადიომეტრული სიდიდეები - აღწერს რადიაციის სხივს და ისინი ასევე იყოფა:
 1. ნაწილაკთა (ფოტონები) რიცხვი, N - ეს არის გამოსხივებული, გარდაქმნილი ან მიღებული ნაწილაკების რაოდენობა.
 2. რადიაციული ენერგია, R - გამოსხივებული, გარდაქმნილი ან მიღებული ნაწილაკების ენერგია. (ჯოული)
 3. ნაწილაკთა ნაკადი, ϕ - ფოტონთა რაოდენობა dN , რომელიც კვეთს dA არეს.

$$\Phi = \frac{dN}{dA} \left[\frac{\text{number of photons}}{\text{area}} \right]$$

4. ნაკადის სიმკვრივე, Φ^* - ფოტონთა რაოდენობა, რომელიც გაივლის ერთეულ

$$\Phi^* = \frac{dN}{dA \cdot dt} \left[\frac{\text{number of photons}}{\text{time} \times \text{area}} \right]$$

ფართობზე dt დროში.

5. ენერგიის ნაკადი, Ψ – dA არეზე მოსული ენერგია $\Psi = \frac{dR}{dA}$

6. ენერგიის ნაკადის სიმკვრივე, Ψ^* - dt დროის ერთეულში მოსული ენერგია

$$\Psi^* = \frac{dR}{dA \cdot dt}$$

2. ურთიერთქმედების კოეფიციენტები:

1. მასური შესუსტების კოეფიციენტი, μ/ρ - მასური შესუსტების კოეფიციენტი ნივთიერებაში მოცემული ენერგიის დაუმუხტავი ნაწილაკებისთვის, dN/N იმ ნაწილაკთა საშუალო მნიშვნელობა რომლებიც განიცდიან ურთიერთქმედებას

$$\frac{\mu}{\rho} = \frac{1}{\rho} \frac{dN}{dl N}$$

dl მანძილზე ρ სიმკვრივის ნივთიერებაში.

2. ენერგიის გადაცემის კოეფიციენტი, μ_{tr} - მოიცემა: $\mu_{tr} = \frac{\bar{E}_{tr}}{h\nu} \times \mu$ სადაც \bar{E} არის საშუალო ენერგიის გადაცემა კინეტიკურ ენერგიაში თითო ურთიერთქმედებისას.

3. მასური დამუხრუჭების ძალა, S/ρ - დამუხრუჭებისტერმინი ეხება ელექტრონების მიერ გარკვეული სიგრძის ერთეულზე ენერგიის დაკარგვას. Stopping power

$$\left(\frac{S}{\rho} \right)_{st} = \frac{1}{\rho} \frac{dE}{dl}$$

განისაზღვრება ICRUs მიერ

სადაც dE არის ნაწილაკების მიერ

დაკარგული ენერგია dl მანძილზე ურთიერთქმედებისას ρ სიმკვრივის ნივთიერებაში.

4. ენერგიის წრფივი გადაცემა (LET) - ეს კოეფიციენტი აღწერს რადიაციის ხარისხს და

აღნიშნება L_{Δ} თი.
$$L_{\Delta} = \frac{dE_{\Delta}}{dl}$$
 სადაც dE_{Δ} არის დამუხტული ნაწილაკების მიერ dl მანძილზე ურთიერთქმედებისას დაკარგული ენერგიისა და დამუხტული ნაწილაკების კინეტიკური ენერგიების სხვაობა.

დოზიმეტრული მახასიათებლები:

1. ენერგიის დაგროვება, ϵ - ეს არის ენერგია, რომელიც გროვდება ერთი ურთიერთქმედებისას და შეუძლია გამოიწვიოს ენერგეტიკული ბმის დარღვევა, რომლითაც ატომები არიან დაკავშირებულნი.
2. Cema, (Converted Energy per unit MAss.) C - ერთეულ მასაზე გარდაქმნილი

ენერგია.
$$C = \frac{dE_{el}}{dm}$$
 სადაც dE_{el} არის დამუხტული ნაწილაკების მიერ ელექტრონულ ურთიერთქმედებაში დაკარგული საშუალო ენერგია.

3. KERMA, (Kinetic Energy Released per unit MAss) K - ერთეულ მასაზე

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm}$$

გამოთავისუფლებული კინეტიკური ენერგია. სადაც dE_{tr} არის dm მასაში დაუმუხტავი ნაწილაკის (ფოტონის) მიერ გამოთავისუფლებული ყველა დამუხტული ნაწილაკის საწყისი კინეტიკური ენერგიების ჯამი.

- შთანთქმული დოზა -
$$D = \frac{\Delta E_D}{\Delta m} \left[\frac{J}{kg} \right]$$
 ეს არის ნივთიერებისთვის გადაცემული მაიონებელი გამოსხივების ენერგიის სიდიდე. ის არის მნიშვნელოვანი, რომელიც გამოიყენება როგორც პირდაპირ, ასევე არაპირდაპირ მაიონებელი გამოსხივებისთვის. არაპირდაპირი მაიონებელი გამოსხივება ნიშნავს ორეტაპიანი პროცესის დროს მიღებულ ენერგიას:
 - I. პირველ საფეხურზე (კერმის შედეგად) ირიბად მაიონებელი გამოსხივება გადასცემს ენერგიას კინეტიკური ენერგიის სახით მეორად დამუხტულ ნაწილაკებზე.

- II. მეორე საფეხურზე, ეს დამუხტული ნაწილაკები თავიანთი კინეტიკური ენერჯის უმეტეს ნაწილს გადასცემენ გარემოს (შეწოვილი დოზის შედეგად).

პირდაპირი მაიონებელი გამოსხივებისთვის დამუხტული ნაწილაკები თავიანთი კინეტიკური ენერჯის უმეტეს ნაწილს პირდაპირ გარემოში გადასცემენ (დოზის შთანთქმის ხარჯზე)

- კალიბრაცია- კლინიკური რადიაციული სხივის შთანთქმული დოზის დაკალიბრება მოითხოვს პროტოკოლს დაცვას. მნიშვნელოვანია პაციენტის მკურნალობისას მისაღები დოზიმეტრული სიზუსტის უზრუნველყოფა, ასევე დოზიმეტრული მონაცემების თანმიმდევრულობის უზრუნველყოფა. გარე რადიოთერაპიის სხივებით პაციენტის მკურნალობა მოითხოვს დოზის განსაზღვრას პაციენტის ნებისმიერ წერტილში. აუცილებელია ვიცოდეთ დოზის განაწილება პაციენტის სხეულში, რათა განხორციელდეს რადიოთერაპიის მიზანი, რაც მიიღწევა გამოთვლისა და დოზის გაზომვის მეთოდებით. პრაქტიკაში ეს სფერო იყოფა აბსოლუტურ და ფარდობით დოზიმეტრიად.
- კალორიმეტრია - ყველა დოზიმეტრის მეთოდიდან ყველაზე ფუნდამენტურია, ის ეფუძნება ელექტრო ენერჯის ან ტემპერატურის ძირითად განმარტებას. კალორიმეტრია მარტივია, პრაქტიკაში, კი თუმცა, უკიდურესად მცირე ტემპერატურის განსხვავებების გაზომვის აუცილებლობა ტექნიკას ძალიან ართულებს და აწვდის დახვეწილ სტანდარტულ ლაბორატორიებს. ამჟამად არის აბსორბირებული დოზის კალორიმეტრის ორი ძირითადი ტიპი: გრაფიტის კალორიმეტრებში და დალუქული წყლის კალორიმეტრებში.

ფოტონური ველის კალიბრაცია

კლინიკური ფოტონი და ელექტრონული სხივები ჩვეულებრივ კალიბრირებულია იონიზაციის კამერებით; ეს იონიზაციის კამერები გამოიყენება შედარებით დოზიმეტრებად და აქვს კალიბრაციის კოეფიციენტები განსაზღვრული წყალსა და აირში. მისი მოძიება

შეგვიძლია ეროვნული პირველადი სტანდარტების დოზიმეტრიის ლაბორატორიაში (PSDL) კალიბრაციის კოეფიციენტის განსაზღვრისთვის საჭიროა ვიცოდეთ აირის ზუსტი მოცულობა.

დოზიმეტრიის პროტოკოლის 2 ტიპი გვაქვს:

1. აირის კერმაზე დაფუძნებული
2. წყლის კერმაზე დაფუძნებული

1. Air kerma (Kinetic Energy Released per unit MAss (of air)), რომელიც განსაზღვრულია ICRU-ს მიერ. ეს არის ჰაერის მიერ (კგ) შთანთქმული რადიაციული გამოსხივების ენერჯის რაოდენობა (ჯოული), რომელიც იგივე ერთეულებში შეიძლება გამოვსახოთ, რაშიც გამოსახება გრეი -(ჯ/კგ). Air Kerma იგივეა რაც შთანთქმული დოზა.

K_{air} წყაროდან მოცემულ წერტილში პროპორციულია ენერჯის ნაკადის ან ფოტონის ნაკადის

$$(K_{air})_{air} = \psi \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right)_{air} = \phi h\nu \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right)_{air}$$

შემდეგნაირად:

სადაც $(\mu_{tr}/\rho)_{air}$ ენერჯის გადაცემის კოეფიციენტი აირისთვის ფოტონის ენერჯიით $h\nu$. კერმა

მოიცავს 2 კომპონენტს: შეჯახებისა და რადიაციულ კერმებს. $K = K^{col} + K^{rad}$

ფოტონებისთვის შეჯახების კერმა:

$$K^{col} = \psi \left(\frac{\mu_{ab}}{\rho} \right)_{air} = h\nu\phi \left(\frac{\mu_{ab}}{\rho} \right)_{air}$$

2. დოზიმეტრიის ყველა პროტოკოლი მიზნად ისახავს წყლის ხარისხის შთანთქმის დოზის განსაზღვრას. აქედან გამომდინარე, იონიზაციის კამერები უზრუნველყოფილია კალიბრაციის კოეფიციენტით, წყალში შთანთქმული დოზის თვალსაზრისით.

კალიბრაცია ხარისხის Q_{α} სხივში (ჩვეულებრივ ^{60}Co) სტანდარტულ ლაბორატორიაში:

$$D_{W,Q0} = M_{Q0} N_{W,Q0}$$

დოზიმეტრია ფოტონური ველისთვის

დოზიმეტრისთვის ვიყენებთ იონიზაციის კამერას და ვზომავთ შთანთქმულ დოზას წყალში, ხდება ველის კალიბრაცია. აუცილებელია პტოკოლის გამოყენება, რომელიც სხვადასხვაა როგორც ველის (ელექტრონი, ფოტონი..) ასევე სხვადასხვა ქვეყნებისთვის. TRS-398 საერთაშორისო პროტოკოლია. თუ ცნობილია სტანდარტული პირობები:

ველის ხარისხი	კობალტ-60 გამა გამოსხივება
ველის ზომა	10სმx10სმ
ფანტომი	წყლის
გაზომვის სიღრმე	5 სმ
კამერის მდებარეობა	ცენტრი გასაზომ სიღრმეში

მაშინ კალიბრაციის კოეფიციენტი D_w იქნება:

$$ND_{w,Co60} = D_w/M \quad \text{სადაც } M \text{ დოზიმეტრის ჩვენებაა.}$$

ასევე ვიყენებთ მაღალი ენერჯის ფოტონებისა და ელექტრონების ველისთვის:

$D_{w,Q0} = M_{Q0} ND_{w,Q0} * K_{Q,Q0}$ სადაც $K_{Q,Q0}$ კორექციის ფაქტორია, რაც ითვალისწინებს იმას რომ არა კობალტ 60 ის არამედ სხვა ხარისხის ველი გვაქვს. ის დამოკიდებულია როგორც ენერჯის სპექტრზე ასევე იონიზაციის კამერის კონსტრუქციაზე. მისი მიღება ხდება:

- ექსპერიმენტულად იზომება
- თუ ექსპერიმენტულად არ გვაქვს ან რთულია მიღება, შეგვიძლია გამოვიყენოთ უკვე დათვლილი დოზიმეტრულ პროტოკოლში გაწერილი.

ასევე არსებობს აირის ტემპერატურისა და წნევის შესწორების კოეფიციენტი:

$$k_{T,P} = \frac{(273.2 + T) P_0}{(273.2 + T_0) P}$$

სადაც T და P აირის ტემპერატურა და წნევაა, ხოლო T₀ და P₀ კამერის აირის წნევისა და ტემპერატურის საცნობარო მონაცემებია.

ხარისხის უზრუნველყოფა და ხარისხის კონტროლი

რადიოთერაპიის პროცედურისას უმნიშვნელოვანესი ფაქტორია უსაფრთხოება. ყოველი პაციენტის სამკურნალო გეგმა გადის დეტალურ შემოწმებას. სამედიცინო ფიზიკოსი უზრუნველყოფს სამედიცინო ამაჩქარებლის სიზუსტეს და პაციენტისთვის განკუთვნილი დასხივების დოზის კორექტულობას. რადიაციული ონკოლოგი, დოზიმეტრისტი და სამედიცინო ფიზიკოსი ერთად განიხილავენ, თუ რამდენად მისაღები სიზუსტით ხორციელდება კონკრეტული გეგმა რადიაციული ტექნიკოსის მიერ. სამედიცინო ფიზიკოსის მოვალეობებში შედის ხარისხის უზრუნველყოფა და კონტროლი, კერძოდ :

- დაკალიბრებული დოზიმეტრის მუდმივი შემოწმება
- წყაროების და აპლიკატორების მუდმივი შემოწმება
- წყაროს მიმწოდებელი მოწყობილობების მიერ წყაროს პოზიციონირების შემოწმება
- რადიაციის მონიტორინგი პაციენტებისთვის
- ხარისხის მენეჯმენტის პროგრამა

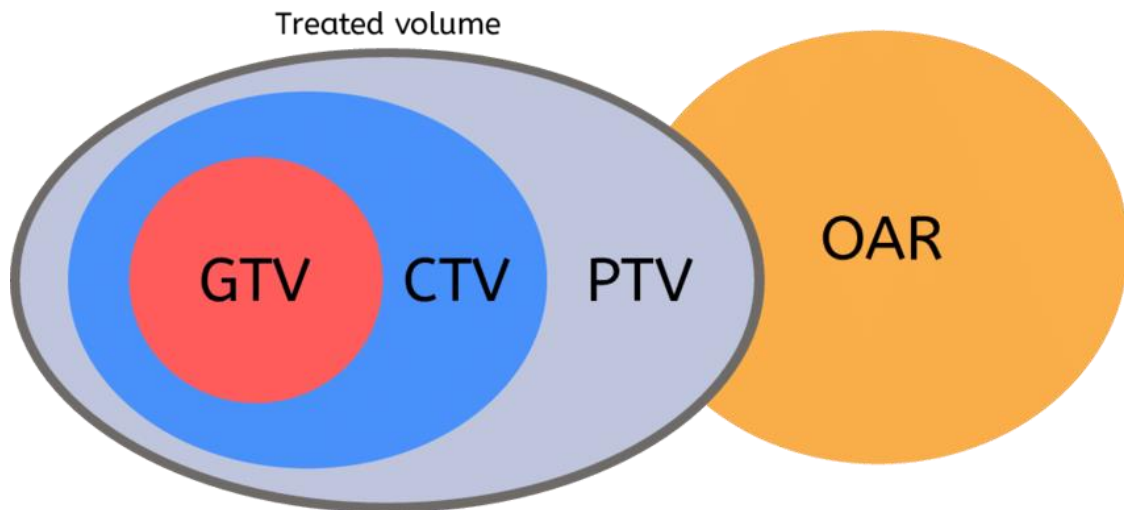
კლინიკური გამოყენება

რადიოთერაპიის ეტაპები შედგება: კონსულტაციისგან, სიმულაციისგან, მკურნალობის დაგეგმვისა და ხარისხის უზრუნველყოფისგან.

- ონკოლოგის კონსულტაცია - დადასტურებული სიმსივნის დიაგნოზის შემდგომ, რადიაციული ონკოლოგი განიხილავს რამდენად მიზანშეწონილია რადიაციული

თერაპია. ყველა რისკების გათვალისწინებით, დგება სამკურნალო მონახაზი, რომელიც რადიოთერაპიის მთელ გუნდთანაა კოორდინირებული.

- სიმულაცია - სამკურნალო გეგმის მოსამზადებლად პაციენტს ათავსებენ სპეციალურ კომპიუტერულ ტომოგრაფზე. საფიქსაციო მოწყობილობების საშუალების დახმარებით ხდება პაციენტის პოზიციის შერჩევა, ისე რომ ყოველდღიური მკურნალობა იყოს კომფორტული და პაციენტმა მომდევნო დღეების განმავლობაშიც შეძლოს იმავე პოზიციის დაკავება, რაც პირველ პროცედურაზე.
- მკურნალობის დაგეგმარება - ექიმი გადაღებულ კტ-ზე აკეთებს სამიზნე მოცულობისა და ყველა იმ რისკ-ორგანოს კონტურირებას, რომელიც დასხივების ველში ყვება. სპეციალური კომპიუტერული პროგრამის მეშვეობით, სამედიცინო ფიზიკოსები ან დოზიმეტრისტები ადგენენ დასხივების დეტალურ გეგმას, ისე რომ მოხდეს ჯანსაღი ქსოვილების მაქსიმალური დაზოგვა.
- უსაფრთხოება და ხარისხის კონტროლი - ყოველი პაციენტის სამკურნალო გეგმა გადის დეტალურ შემოწმებას. სამედიცინო ფიზიკოსი უზრუნველყოფს სამედიცინო ამაჩქარებლის სიზუსტეს და პაციენტისთვის განკუთვნილი დასხივების დოზის კორექტულობას.



➤ **Gross Tumor Volume**

(შიდა სიმსივნური მოცულობა)

ხელშესახები, ხილული ან კლინიკურად დემონტრირებული ადგილმდებარეობა

სადაც უშუალოდ სიმსივნეა მოთავსებული.

GTV კლინიკურ-ანატომიური კონცეფციაა.

➤ **Clinical target volume**

(კლინიკური სამიზნე მოცულობა)

ქსოვილის მოცულობა რომელიც შეიცავს GTV-ს, ის სუბკლინიკურია და გულისხმობს სიმსივნის ყოფნის ალბათობას, ამიტომ მნიშვნელოვანია მისი ადეკვატური განიხილვა. CTV ასევე კლინიკურ-ანატომიური კონცეფციაა.

➤ **Planing Target Volume**

(დასაგეგმარებელი სამიზნე მოცულობა)

გეომეტრიული კონცეფცია, რომელიც გულისხმობს სამკურნალო დასაგეგმარებელ არეს. ის მოიცავს CTV-ს დამატებითი საზღვრით

- **OAR-organ at risk** - ორგანოები რომლებიც უნდა დავიცვათ ზედმეტი დასხივებისგან

არსებობს დაგეგმარების სხვადასხვა მეთოდები:

- სამგანზომილებიანი კონფორმული დაგეგმარება - ტექნიკა არის სივრცული, განტრი მოძრაობს სფერულად და დასხივება მიმდინარეობს სხვადასხვა კუთხიდან და 3 განზომილებიანი სივრცეში. დაგეგმარების ეს ტიპი ხშირად გამოიყენება ძუძუს, მკერდის, პალიატიური და დაბალი დოზებით მკურნალობის პროცესში. 3D CRT-ს დროს, დოზიმეტრისტი განსაზღვრავს რა ფიქსირებული მიმართულებებიდან და რა რაოდენობით მოხდება დასხივება.
- intensity-modulated radiation therapy- ამ შემთხვევაში სხივის ინტენსივობაა მნიშვნელოვანი და დასხივება მიმდინარეობს გარკვეული კუთხით და ინტენსივობით. ტექნოლოგიურად განვითარებული მიდგომა, რომლის დროსაც დოზის განაწილება ფორმით ერგება სამიზნეს. ამის საშუალებას გვაძლევს კოლიმატორის ფურცლები, რომელიც დასხივების რეჟიმში მოძრაობენ გარკვეული თანმიმდევრობით და უზრუნველყოფენ დოზის სასურველ განაწილებას. IMRT

მიდგომა საშუალებას გვაძლევს სამიზნე მოცულობაზე უფრო მაღალი დოზის მიწოდებას, ჯანსაღი ქსოვილების უფრო მეტი დაზოგვით, ეს კი თავისთავად ნიშნავს განკურნების უკეთეს ალბათობას.

- volumetric-modulated arc therapy - მოცულობითად მოდულირებულ თერაპიაში დასხივება ხდება ასევე სხვადასხვა მხრიდან არა ერთი, არამედ რამოდენიმე სხივით. ეს არის დასხივების ყველაზე თანამედროვე მიდგომა. მეთოდი IMRT-ს მსგავსად იყენებს დინამიურ MLC-ს, ანუ ველი ფორმირდება ოპტიმალურად. განსხვავება ისაა, რომ დასხივების მიმართულება არაა ფიქსირებული და უფრო მეტიც, მიმართულებაც კი ამავდროულად ოპტიმიზირებულია. ამის შედეგად მიიღება დოზის ყველაზე ჰომოგენური და კონფორმული განაწილება.
- IGRT-image guided radiation therapy - გამოსახულებით მართვა გულისხმობს პაციენტის პოზიცირების ვერიფიცირებას მკურნალობის ყოველ ფრაქციაზე. დასხივების წინ ხდება პაციენტის რენტგენის სურათის (KV and MV imaging), ან კომპიუტერული ტომოგრაფის (CBCT) გადაღება, რომელიც მოწმდება ძირითად CT-სთან. ამ მხრივ შესაძლებელია პაციენტის პოზიცირება გეგმის მიხედვით 1მმ-იანი სიზუსტითაც კი. დღეს IGRT დისტანციური დასხივების სტანდარტული შემადგენელი ნაწილია.

გამოყენებული ლიტერატურა

- RADIATION ONCOLOGY PHYSICS: A HANDBOOK FOR TEACHERS AND STUDENTS
- PHYSICS in NUCLEAR MEDICINE - Simon R. Cherry, James A. Sorenson, Michael E. Phelps.
- RADIATION ONCOLOGY PHYSICS: INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY VIENNA,

- Clinical Radiotherapy Physics..
- F. Edition, MEDICAL MEDICAL Fourth Edition
- Dosimetric Characteristics of Clinical Photon Beams
- ICTP School On Medical Physics For Radiation Therapy.
- ქირურგიის ეროვნული ცენტრი