



**UNIVERSITETI POLITEKNIK I TIRANËS**  
**FAKULTETI I INXHINIERISË MATEMATIKE & FIZIKE**  
**DEPARTAMENTI I INXHINIERISË FIZIKE**

## **PUNIM DOKTORATURE**

**KARAKTERISTIKAT FIZIKE TË SIGURIMIT TË**  
**CILËSISË NË RADIOTERAPI ME TUFA TË JASHTME**

Paraqitur nga:  
MSc. Besim XHAFA

Udhëheqës Shkencorë:  
Prof.dr. Tatjana MULAJ

Tiranë, Maj 2016



**UNIVERSITETI POLITEKNIK I TIRANËS**  
**FAKULTETI I INXHINIERISË MATEMATIKE & FIZIKE**  
**DEPARTAMENTI I INXHINIERISË FIZIKE**

**PUNIM DOKTORATURE**

paraqitur nga:

**Besim XHAFA**

për marrjen e gradës

**“DOKTOR I SHKENCAVE”**

TEMA:

**KARAKTERISTIKAT FIZIKE TË SIGURIMIT TË CILËSISË NË RADIOTERAPI  
ME TUFA TË JASHTME**

**Udhëheqësi Shkencorë: Prof.dr. Tatjana MULAJ**

Mbrohet me datën \_\_\_\_/\_\_\_\_/2016, në Tiranë, para komisionit të përbërë nga:

- 1.Prof. Asoc. Dhurata KUQI, Kryetare
- 2.Prof..Asoc. Odeta KOJA, Anëtare
- 3.Prof .Dr. Theodhor KARAJA, Anëtar (Oponent)
- 4.Prof .Dr. Partizan MALKAJ, Anëtar (Oponent)
- 5.Prof .Dr. Shpëtim SHEHU, Anëtarë

## **Përmbajtja**

|                                                                                                       |    |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| PARATHËNIE .....                                                                                      | 4  |
| ABSTRAKT.....                                                                                         | 6  |
| 1. HYRJE .....                                                                                        | 7  |
| 1.1.Bashkëveprimi i rrezatimit me lëndën.....                                                         | 8  |
| 1.2.Grimcat Alfa.....                                                                                 | 9  |
| 1.3.Grimcat Beta .....                                                                                | 9  |
| 1.4.Rrezet Gama.....                                                                                  | 9  |
| 1.5.Krijimi i çifteve .....                                                                           | 10 |
| 1.6.Zonat e efekteve.....                                                                             | 11 |
| 1.7.Bashkëveprimi i elektroneve me lëndën .....                                                       | 11 |
| 1.9.Koeficientët e absorbimit .....                                                                   | 12 |
| 1.10. Bashkëveprimi i rrezatimit me indet e gjalla .....                                              | 14 |
| 2. AKSELATORËT LINEARË .....                                                                          | 16 |
| 2.1.Aparatet Kilovotazhe.....                                                                         | 16 |
| 2.2.Aparatet Megavoltazhe .....                                                                       | 16 |
| 2.3.Akseleratori linear .....                                                                         | 17 |
| 2.4.Magnetroni dhe Klistroni.....                                                                     | 19 |
| 2.5.Struktura e valës drejtuese .....                                                                 | 20 |
| 2.6.Devijimi i tufës nga pozita horizontale në ato vertikale .....                                    | 20 |
| 2.7.Koka e akseleratorit linear.....                                                                  | 21 |
| 3. PARIMET DOZIMETRIKE. SASITË DHE NJËSITË .....                                                      | 27 |
| 3.1.Fluksi i fotoneve dhe fuqia e fluksit të fotoneve.....                                            | 27 |
| 3.2.Fluksi i fuqisë dhe energjia e fluksit të energjisë .....                                         | 27 |
| 3.3.Kerma.....                                                                                        | 28 |
| 3.4.Doza e absorbuar dhe Kerma .....                                                                  | 29 |
| 3.5.Ekuilibri elektronik .....                                                                        | 31 |
| 3.6.Cema.....                                                                                         | 32 |
| 3.7.Ligji i katrorit invers të distancës.....                                                         | 32 |
| 4. KUPTIMI BAZË I PËRCAKTIMIT TË SHPËRNDARJES SË DOZËS SË<br>RREZATIMIT NË PACIENT APO NË FANTOM..... | 34 |
| 4.1.Doza e sipërfaqes.....                                                                            | 36 |
| 4.2.Zona e ngritjes ( Buildup) .....                                                                  | 37 |
| 4.3.Parametrat e tufës fotonike të trajtimit.....                                                     | 38 |
| 4.4.Faktori i kolimitimit.....                                                                        | 38 |

|                                                                                                                        |    |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| 4.5.Faktori i dozës relative .....                                                                                     | 39 |
| 4.6.Fuqia e dozës .....                                                                                                | 40 |
| 4.7.Përqindja e dozës në thellësi .....                                                                                | 41 |
| 4.8.Rapordi Air-Ind ( Tissue air-ratio TAR).....                                                                       | 44 |
| 4.9.Raporti në mes të TAR dhe PDD .....                                                                                | 45 |
| 4.10. Faktori i pas shpërhapjes .....                                                                                  | 46 |
| 4.11. Faktori i shpërhapjes nga kolimatori dhe fantomi .....                                                           | 47 |
| 5. SHPËRNDARJA E DOZËS DHE ANALIZAT E SHPËRNDARJES. MATJA E<br>DOZËS PËR QËLLIME KLINIKE .....                         | 48 |
| 5.1.Simetria e fushës dhe rrafshësia e saj .....                                                                       | 49 |
| 5.2.Shpërndarja e izodozave .....                                                                                      | 49 |
| 5.3.Shpërndarja e dozave me ndihmën e pykave .....                                                                     | 53 |
| 5.4.Tufa e elektroneve.....                                                                                            | 56 |
| 5.5.Matja e dozës për qëllime terapeutike, komisionimi dhe pranimi i të dhënave për<br>planin e trajtimit ( TPS) ..... | 58 |
| 5.6.Matjet për TPS.....                                                                                                | 63 |
| 5.7.Profilet e dozave me tufa fizike.....                                                                              | 66 |
| 5.8.Profilet e dozave me elektrone .....                                                                               | 68 |
| 6. PROCESI KLINIK I PLANIT TË TRAJTIMIT .....                                                                          | 72 |
| 6.1.Diagnostifikimi .....                                                                                              | 74 |
| 6.2.Organet e riskut (Organ at Risk) .....                                                                             | 75 |
| 6.3.Planifikimi për trajtim .....                                                                                      | 75 |
| 6.4.Doza integrale.....                                                                                                | 77 |
| 6.5.Kombinimi i fushave të rrezatimit .....                                                                            | 77 |
| 6.6.Fusha paralele të kundërta .....                                                                                   | 78 |
| 6.7.Teknikat SSD dhe SAD .....                                                                                         | 81 |
| 6.8.Fushat me elektrone.....                                                                                           | 82 |
| 6.9.Plan-trajtimet e fraksioneve të ndryshme .....                                                                     | 84 |
| 6.10. Kinetikat e rigjenerimit.....                                                                                    | 85 |
| 6.11. Kohëzgjatja e plotë .....                                                                                        | 86 |
| 6.12. Fraksionet e përshpejtuar .....                                                                                  | 87 |
| 7. SIGURIA E CILËSISË .....                                                                                            | 88 |
| 7.1.Aksidentet në Radioterapi.....                                                                                     | 90 |
| 7.2.Siguria dozimetrike dhe mekanike e Linacut.....                                                                    | 93 |
| 7.3.Kontrollat mekanike .....                                                                                          | 94 |

|                                                                    |     |
|--------------------------------------------------------------------|-----|
| 7.4.Siguria dozimetrike.....                                       | 96  |
| 7.5.Dhomat e jonizimit PTW Farmer .....                            | 97  |
| <br>                                                               |     |
| 8. RREZATIMI PARAZITAR .....                                       | 106 |
| 8.1.Rrezatimi i krijuar nga gjysmëhija gjeometrike .....           | 110 |
| 8.2.Rrezatimi nga gjysmëhija fizike .....                          | 113 |
| 8.3.Konsiderata teorike e ndotjës së tufës parësore të tufës ..... | 116 |
| <br>                                                               |     |
| PËRFUNDIME.....                                                    | 140 |
| LITERATURA .....                                                   | 143 |
| SHKURTESA-NOMENKLAURA .....                                        | 147 |
| BIOGRFIA                                                           |     |

## PARATHËNIE

Mjekët dhe mjeksia, qysh në kohët e lashta, kanë ëndrruar të kenë një “sy magjik”, me të cilin të mund të shikojnë organet e mbyllura brenda trupit të njeriut pa ndërhyrje kirurgjikale. Zbulimi i rrezeve X nga Wilhelm Rontgeni në vitin e largët 1895, shënoi atë kthesë revolucionare, atë zbulim të magjishëm me ndihmën e të cilit mjekët zotëruan mjetin magjik për të hyrë brenda organizmit të njeriut pa e hapur atë. Grafia e parë që Rontgeni realizoi për parakrahun e bashkëshortes së vet, mahniti me qindra shkencëtarë e mjekë, e u erdhi në ndihmë mijëra pacientëve me dëmtime kockore të skeletit. Si çdo zbulim i ri, zbulimi i rrezeve X pati një jehonë të stërmadhe dhe u përqaftua nga shumë qendra spitalore të mëdha në Europë, Amerikë e gjetkë. Mjeksia, e posaçërisht diagnostikimi i sëmundjeve provoi revolucionin më të madh, që kishte parë ndonjëherë.

Në fillim, të entuziasmuar, përdorimi i rrezeve X që shumë më i gjërë se ç’duhej të ishte kështu që pati edhe dëmtime nga rrezatimi, dëmtime që nisën të duken kryesisht tek mjekët radiologë. Këto efekte dëmtuese bënë që mjekët të viheshin në pozita mbrojtëse ndaj rrezatimit, por edhe të mendonin për veprimin e tyre në dobi të mjekimit, të sëmundjeve të tilla të pamjekueshme siç ishin tumoret. Kështu lindi edhe një disiplinë tjetër mjeksore, ajo e përdorimit të rrezatimeve jonizuese për qëllime mjekimi, e cila u quajt radioterapi. Radioterpia është ajo disiplinë mjeksore që merret me mjekimin e tumoreve duke përdorur për këtë qëllim si mjet mjekimi, rrezatimet jonizuese.

Tumori është një problem shëndetësor mjaft i shprehur dhe shqetësues. Pothuajse gjysma e pacientëve me tumore trajtohen me anë të rrezatimit, nëpër shumë qendra mjekësore në vende të ndryshme të rruzullit tokësor. Kjo mënyrë e trajtimit përdorë një teknologji mjaft komplekse, që përfshin edhe rrezatimin me tensione të përshpejtimit, që arrinë vlera deri në miliona volt. Kështu që, trajtimi kërkon një kujdes të madh, për të shmangur si gabimet në trajtimin e pacientit, ashtu edhe ekspozimin e punonjësve ndaj rrezatimit. Viteve të fundit vërehet një zhvillim shumë i shpejtë i teknologjisë së radioterapisë. Një prej faktorëve kryesorë në këtë zhvillim është përdorimi dhe aplikimi i kompjuterëve, i cili fillon me: diagnostikimin e pacientit me pajisje si ato të skanimit, të planit të trajtimit etj.

Në këtë punim është shqyrtuar që nga fillimi komisionimi i Akceleratorit Linear në Qendrën Klinike Universitare të Kosovës, pastaj dozimetria absolute, relative, siguria e cilësisë deri tek trajtimi i pacientëve. Që nga fillimi i punimit të temës kam punuar në bazë të këshillave dhe ndihmës që më ka ofruar udhëheqsja Prof. Dr. Tatjana Mulaj, të ciles i jam shumë mirënjohës dhe e falënderoj për sugjerimet që m’i ka ofruar gjatë gjithë punimit. Falënderoj

po ashtu kolegët italian për bashkëpunimin e vazhdueshëm, në veçanti dott. Antonio Claudio Traino. Falënderoj gjithë familjen time për përkrahje, në veçanti nënën dhe bashkëshorten time. Në tërë këtë rrugëtim të shkollimit tim, me shumë mallë dhe krenari kujtoj, këshillat, sakrificën dhe dëshirën për shkollimin tonë që pat babai im, arsimtari i fizikës, Veli Xhafa, i cili ra dëshmor në luftë për lirinë e Kosovës më 02 maj 1999.

Falenderimi më i madh i takon Zotit, që më dha shëndet e mundësi ta arrijë këtë ditë.

Me gjithë përpjekjet që kam bërë si student, me pak përvojë në një punë të tillë mund të kem bërë ndonjë lëshim apo mangësi gjatë përgatitjes së temës. Shpresoj që komisioni vlerësues do të më mirëkuptojë dhe vërejtjet e tyre i pranoj me kënaqësi.

## **Abstract**

The radiation therapy is applied on around 50% of the cancer patients. Before implementing a radiation treatment planning system in the clinic, the dose-calculation measurement must be validated using rigorous, clinically relevant criteria. 'Quality assurance in radiotherapy' is all procedures that ensure consistency of the medical prescription, and safe fulfillment of that prescription, as regards the dose to the target volume, together with minimal dose to normal tissue, minimal exposure of personnel and adequate patient treatment. Percent Depth Doses (PDD), Dose Profile (DP), Open Collimator Factor (OCF) etc., are measured for all numbers of square fields for Treatment Planning System XiO, version 4.7, for 6 and 15 MV photons energies. The measurements were conducted also for different energies of electron beam and TPS calculation algorithms. Here we present one part of Quality Assurance for Siemens Linear Accelerator, currently installed at the Department of Radiotherapy in University Clinical Center of Kosova, included daily, weekly, monthly and yearly checks. Measurements have been conducted using water phantom for high energy photon dosimetry with PTW Farmer chambers.

**Key Words:** Radiation Therapy, Linear Accelerator, PDD, Dose Profiles, Quality Assurance, Water phantom, etc

## 1.HYRJJE

Në ditët e sotme termi fizikë mjekësore zakonisht i referohet punës së fizikanëve të punësuar në spitale, të cilët merren kryesisht me aplikimet mjekësore, rrezatimet, imazhe diagnostike, matje klinike, matjet për mbrojtje nga rrezatimi etj. Kjo përfshirje në punë klinike filloi para më shumë se 100 vitesh, por lidhja mes fizikës dhe mjekësisë ka një histori shumë më të gjatë. Në këtë kohë Röntgen zbuloi x-rrezet, Henri Becquerel zbuloi radioaktivitetin, Pierre dhe Marie Curie zbuluan radiumin, dhe izotopet radioaktive, të gjitha këto u zbuluan brenda katër viteve. Asnjë prej këtyre shkencëtarëve nuk ishin të lidhur me profesionin e fizikanit mjekësor. Prej vitit 1910 fillojnë zbatimet kryesore të rrezatimit jonizues në mjekësi, imazhet me rrezet X, etj. dhe nga ky vit teknologjia në këtë fushë zhvillohet shumë shpejt, çdo ditë e më shumë. Tani kjo pjesë e fizikës është aq e rëndësishme, sa që nuk mund të mendohet puna në radioterapinë moderne, mjekësinë bërthamore, puna me rezonancë magnetike, etj, pa pjesën e fizikës bërthamore, dhe grimcave elementare. Duke ju falënderuar këtyre të arriturave, sot ekziston mundësia e diagnostifikimit dhe trajtimit të hershëm të sëmundjeve të ndryshme. Rrezatimet kryesore që përdoren për të luftuar tumoret, janë:

- Rrezet X dhe  $\gamma$ , të cilat duke i përmbledhur në një emër të vetëm i quajmë fotone,
- Rrezatimet elektronike, të cilat kur kanë energji të lartë quhen rreze  $\beta$ .

Procesi i trajtimit me rrezatim, bazohet, në radhë të parë, në dhënien e dozave sa më të mëdha të rrezatimit në vëllimet shenjzë; pra në vëllimet që përfshijnë tumorin, duke ruajtur, sa të jetë e mundur indet e organet e shëndosha fqinje.

Deri në vitet 1960-të, kur kompjuterët nuk kishin filluar të përdoreshin gjerësisht, plani i trajtimit llogaritej me dorë. Në vitet 1970-ta dhe sidomos 1980-ta, për lokalizimin e tumorëve, dhe pastaj edhe të mënyrës e pozicionit të tufave të rrezatimit, me përdorimin e kompjuterëve, filloi të bëhej plani i trajtimit, që shënohet aktualisht me TPS.

Përparimi i teknologjisë kompjuterike, bëri që në algoritmet e tyre të TPS-së, të përfshiheshin jo vetëm llogaritjet e shpejta e të sakta të dozave e të shpërndarjes së tyre, por nëpërmjet teknologjisë digjitale, të mund të vrojtoheshin në hapësirë trepërmasore, edhe vetë tumorët, përfshirja apo jo e tyre në izosipërfaqet e dozave të duhura etj. Sot çdo qendër e radioterapisë është e pajisur me sistemin e planit të trajtimit i cili ofron si mundësitë trepërmasore 3D, të veprimeve me imazhe, ashtu edhe mundësitë e lehta të llogaritjes së dozës.

Trajtimi i kancerëve me anë të rrezatimit është një proces mjaft kompleks. Para se të fillohet me trajtimin e pacientit, është e domosdoshme që të bëhen matje cilësore dhe sasiore të dozës

së rrezatimit që prodhon makina. Matjet duhet të bëhen për sipërfaqe dhe thellësi të ndryshme, të cilat pastaj do të shfrytëzohen për trajtimin e tumorëve të sipërfaqeve dhe thellësive përkatëse.

Në rastin tonë trajtimet e pacienteve bëhen me përshpejtuesin linear SIEMENS PRIMUS, i cili prodhon rrezatim gama me energji 6 MV dhe 15 MV dhe rrezatim beta me energji 5MeV, 7 MeV, 8 MeV, 10 MeV, 12 MeV dhe 14 MeV. Pasi që përshpejtuesit linearë janë pajisje mjaft të ndjeshme, nuk kanë edhe qëndrueshmëri të dozës, vazhdimisht kërkohet që matjet e dozës të verifikohen.

Qëllimi i hulumtimit është shfrytëzimi i këtyre matjeve në terapinë e përditshme me rrezatim, studimi i pjesës së tufës në sipërfaqe, në centimetrat e parë të hyrjes së tufës në indin e gjallë, po ashtu tufës në thellësi të ndryshme të organizmit.

### **1.1 Bashkëveprimi i rrezatimit me lëndën**

Kur një tufë e rrezatimit e ndonjë lloji si rreze X, rreze  $\gamma$  dhe rrezatime tjera jonizuese e përshkon lëndën, një pjesë e rrezatimit absorbohet nga lënda, një pjesë shpërhapet kurse pjesa tjetër kalon nëpër lëndë pa bashkëvepruar fare me të. Proceset e absorbimit dhe shpërhapjes së rrezatimit nga lënda mund të përshkruhen dhe sqarohen me anë të proceseve të bashkëveprimeve në mes të grimcave. Grimcat në tufën e rrezatimit godasin grimcat e lëndës dhe mund të ndodhë që ato të ndalen ose të shpërhapen nga lënda

Ekzistojnë dy procese kryesore gjatë të cilave grimca duke lëvizur nëpër lëndë mund ta humb energjinë. Në rastin e parë, humbja e energjisë është graduale, grimca e humbë energjinë pothuajse vazhdimisht gjatë shumë bashkëveprimeve me materialin që e rrethon. Në rastin e dytë, grimca mund të lëvizë pa bashkëvepruar fare me lëndën, kurse mundet që me një përplasje të vetme me ndonjë grimcë të humbasë tërë energjinë e vet. Në rastin e dytë, humbja e energjisë është katastrofike, grimca mund të lëvizë pa bashkëvepruar fare me lëndën, kurse me një përplasje të vetme me ndonjë grimcë e humb tërë energjinë e vet.

Lëvizja e grimcave të ngarkuara nëpër lëndë karakterizohet me humbje graduale të energjisë ndërsa, bashkëveprimi i grimcave neutrale (fotoneve) është i tipit të dytë “e tëra ose asgjë” Grimcat e rrezatimit jonizues përfshijnë grimcat e ngarkuara si: grimcat  $\alpha$ , protonet, grimcat beta (plus dhe minus), si dhe grimcat e pangarkuara si fotonet dhe neutronet. Sjellja e grimcave më të rënda (grimcave  $\alpha$  dhe protoneve) është e ndryshme nga ajo e grimcave më të lehta siç janë elektronet dhe pozitronet.

Zbulimi dhe efektet e rrezatimit janë pothuajse tërësisht të varura nga bashkëveprimi i tyre me lëndën. Në përgjithësi rrezatimi jonizues ndahet në rrezatim jonizues direkt dhe rrezatimi jonizues indirekt.

## **1.2. Grimcat alfa**

Janë bërathma të atomit të heliumit  ${}^4_2\text{He}$ , relativisht të rënda, me ngarkesë pozitive, të cilat shumë shpejt e dorëzojnë energjinë në mjedisin ku përhapen. Si rezultat i kësaj janë shumë pak të depërtueshme. P.sh grimca alfa me energji 5 MeV mundë të udhëtoi afërsisht 3,6 cm në ajër. Apo energjia prej afërsisht 5 MeV e grimcave alfa depërton afërsisht  $4\ \mu\text{m}$  në thellësinë e indeve të gjitarët. Grimcat alfa mundë të bashkëveprojnë me barthamat apo ekeltronet orbitale të çfardo mjedisi ku përhapen.

## **1.3. Grimcat beta**

Grimcat  $\beta$  pra janë elektrone, vetëm se energjia e tyre kinetike, që ato bartin është shumë më e madhe se ajo e elektroneve të lira që lindin zakonisht nga shkëputja e elektroneve orbitale të atomeve, si dhe nga elektronet e lira. Në qoftë se një tufe elektronesh i japim energji të mjaftueshme për të mposhtur forcat e lidhjes, me atomet e mjedisit ku ata lëvizin, pra, e thënë ndryshe për të mposhtur forcat që i mbajnë brenda një mjedisi, kjo tufë mund të përfitohet e lirë dhe me që mbartë me vete një energji vetiake, plus energjinë që i dhamë ne, ajo mund të përdoret si mjet më vete në fusha të ndryshme të jetës, përfshirë edhe fushën e mjekësisë.

Meqenëse elektronet kanë masë (shumë të vogël por me që janë grimca, e kanë të ndryshme nga zero), dhe kanë gjithashtu një ngarkesë elektrike elementare negative, ata bashkëveprojnë në mënyrë mjaft intensive me lëndën, kështu që e humbasin energjinë e tyre në milimetrat e parë, e nuk janë, kështu fort të përdorshme në fushën e mjekësisë, ku lezionet janë zakonisht më thellë, e për pasojë baza e tyre është e paarritshme prej tyre. [1]

## **1.4. Rrezet gama**

Janë valë elektromagnetike, e për pasojë nuk kanë as ngarkesë, kanë energji shumë më të madhe se rrezet X. Kjo ndodhë sepse rrezet  $\gamma$ , lindin si rezultat i ndryshimeve energjetike të bërthamës së atomit, dhe jo të ndryshimeve të energjisë së niveleve të orbitave të tij. Pikërisht kjo, pra energjia shumë e madhe e bërthamës së atomit shpjegon edhe faktin që gjatë ndryshimeve energjetike të bërthamave, prodhohen, ndër të tjera, edhe rrezet  $\gamma$  energjia e të cilave është shumë më e lartë se ajo e rrezeve X

Proceset kryesore të bashkëveprimit të rrezatimit me lëndën janë: efekti fotoelektrik, në të cilin fotoni absorbohet nga një atom si tërësi duke e emituar një elektron, shpërhapja e Compton-it, ku fotoni shpërhapet prej një elektroni atomik dhe krijimi i çiftit elektron-pozitron, në fushën e një bërthame ose të një elektroni atomik, shpërhapja e Railegh-it, në të cilën fotonet shpërhapen në mënyrë koherente nga një atom.

### 1.5. Krijimi i çifteve

Ekzistojnë disa raste kur fotone me energji më të madhe se  $E \geq 1.024\text{MeV}$  bashkëveprojnë me fushën elektrike të bërthamës, ndarësa vet fotoni anihilohehet (zhdukët), ndërsa energjia e fotonit shkon në krijimin e çiftit elektron+ pozitron. Kjo gjasi është mjaft e rrallë, sepse seksioni tërthor i krijimit të çifteve është shumë i vogël edhe për energji të larta të rendit 3 deri 4-fishin e energjisë së pragut të krijimit të çiftit elektron+pozitron. Elektroni del nga atomi në gjendje të lirë, kurse pozitroni, sapo të shkëputet kap një elektron të lirë në hapësirën ndëratomike (të këtillë në hapësirën ndëratomike ka me shumicë), dhe ndodh gjasia e anihilimit të pozitronit me një elektron, dhe kthimi i këtij çifti grimcash, me masë e me ngarkesë elektrike, në dy rreze  $\gamma$ , pa masë e pa ngarkesë, me energji 0.512 MeV secila. Nëse  $E = h\nu$  merret energjia e fotonit rënës, sipas ligjit të ruajtjes së energjisë merret lidhja:

$$h\nu = 2m_0c^2 + E_{e^-} + E_{e^+} \quad (1.9)$$

Ku  $m_0c^2 = 0,511\text{MeV}$  për secilën grimcë, pra për elektronin dhe pozitronin. Vlenë të theksohet se gjasa e krijimit të çifteve rritet me rritjen e energjisë së fotonit pra, kur  $E > 1.022\text{MeV}$  [2]. Procesi i prodhimit të çifteve lidhet ngushtë me frenimin e elektroneve.

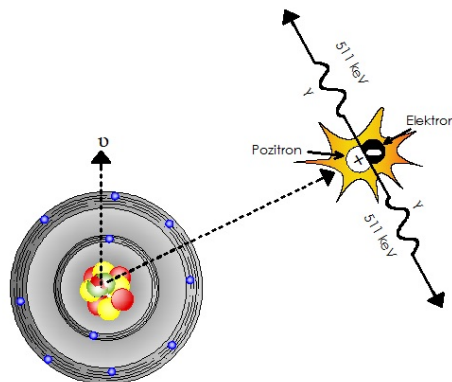


Fig.1. Krijimi i çifteve

### 1.6. Zonat e efekteve

Në zonat e energjisë prej 0.01 MeV deri në 10 MeV, janë dominante të gjitha efektet e përmendura më lart si efekti fotoelektrik, efekti i Komptonit, dhe prodhimi i çiftëve. Nëse shikojmë me kujdes në figurë, konkludojmë se:

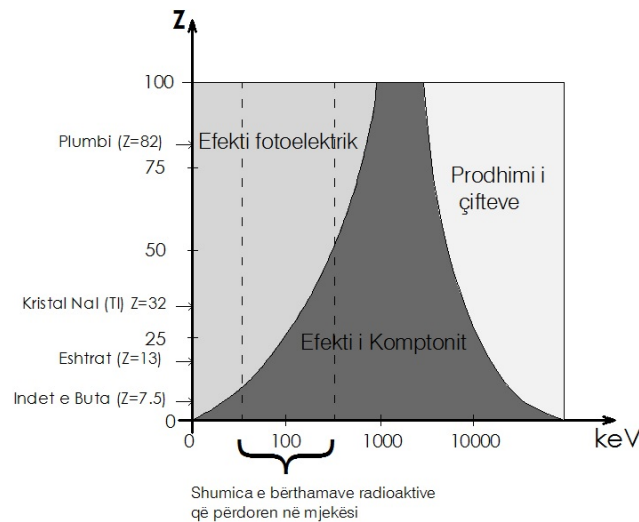


Fig.1.2. Zonat e efekteve

- Efekti fotoefektik krijohet nga bashkëveprimi i fotoneve me energji më të vogël se 800 keV dhe me lëndë që kanë numër atomik  $Z$  të lartë.
- Efekti Kompton krijohet nga bashkëveprimi i fotoneve me energji në mes 800 keV dhe 4000 keV, dhe për çdo vlerë të numrit atomik  $Z$ , por për  $Z$  të ulët ka një interval të gjerë të zonës energjike.
- Për energji të larta mbizotëron efekti i krijimit të çiftit elektron – pozitron që ndodh gjatë bashkëveprimit të rrezatimit me lëndën që kanë numër atomik  $Z$  të lartë.

### 1.7. Bashkëveprimi i elektroneve me lëndën

Elektronet në rrugëtimin e tyre mund të pësojnë bashkëveprime joelastike me bërthamën atomike dhe në atë rast trajektorja e elektroneve devijon duke shkaktuar ndryshim të energjisë kinetike të tyre. Ky lloj i humbjes së energjisë së elektroneve njihet si humbja rrezatuese. Fusha elektrike e një bërthame mund t'i nxitoi dhe ngadalsoi grimcat gjatë kalimit të tyre duke ua mundësuar që ato të rrezatojnë fotone, repsketvisht të humbin energjinë. Kur një elektron kalon në afërsi të bërthamës atomike, ai i nënshtrohet një përsheptimi të madh dhe në këtë rast ai emeton energji në formë të rrezatimit elektromagnetik, që njihet si rrezatim i frenimit [3]

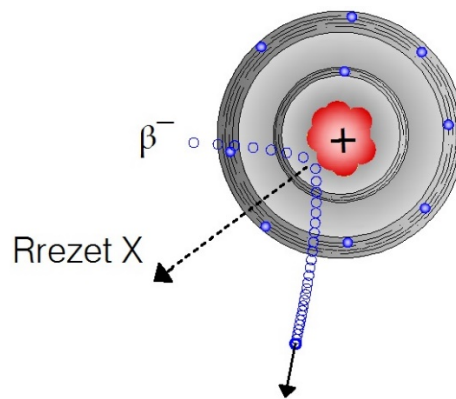


Fig.1.3. Rezatimi i frenimit

### 1.8. Koeficientët e absorbimit

Nëse nëpër një shtresë të lëndës me trashësi  $x$ , bien  $N_0$  grimca, atëherë numri i grimcave në tufë pasi të ketë kaluar këtë shtresë paraqitet me ekuacionin

$$N(x) = N_0 e^{-\mu_l x} \quad (1.11)$$

Kjo shprehje paraqet ligjin e absorbimit. Gjatë lëvizjes së grimcave nëpër lëndë, probabiliteti i humbjes së grimcave nga tufa është proporcional me numrin e grimcave të mbetura. Kështu që, kur kemi numër më të madhë të grimcave, probabiliteti është më i madhë që më shumë prej tyre të humbin. Madhësia  $\mu_l$  njihet si koeficienti linear i absorbimit; ai shpreh vlerën se sa shpejt fotonet fillestare absorbohen nga lënda. Është e rëndësishme të kujtojmë se ligji i absorbimit nuk përshkruan se çka ndodh me energjinë e bartur nga fotonet e përthithura nga tufa. Është e mundur që një pjesë e kësaj energjie të bartet në mjedis nga grimcat tjera, duke përfshirë disa fotone të reja. Koeficientit linear i absorbimit mund të zëvendësohet edhe me vlerën e tij reciproke.

$$\lambda = \frac{1}{\mu_l}$$

kështu që:

$$N(x) = N_0 e^{-x/\lambda} \quad (1.12)$$

Ku madhësia  $\lambda$  është e njohur si gjatësia e absorbimit ose gjatësia mesatare e rrugës së lirë të përshkruar nga fotoni para se ai të përthithet. Distanca gjatë së cilës përthithet gjysma e tufës fillestare njihet si shtresa përgjysmuese  $x_{1/2}$ , ajo është

$$x_{1/2} = \frac{\ln(2)}{\mu_l} = \ln(2)\lambda = 0.693\lambda \quad (1.13)$$

Meqenëse fotonet bashkëveprojnë me atomet individuale, probabiliteti që një foton të bashkëveprojë diku brenda një pjese të lëndës varet nga numri i përgjithshëm i atomeve që ndodhen në rrugëtimin e tij. Kështu që, koeficienti i përthithjes varet nga sasia e lëndës në rrugën e tufës, e jo nga ajo se sa ai shpërndahe. Si rrjedhim, është e përshtatshme ta shprehim procesin e përthithjes në një mënyrë që nuk varet nga densiteti i materialit, por vetëm nga lloji e lëndës. Kjo arrihet duke e definuar koeficientin e përthithjes të masës  $\mu_m$  i cili lidhet me koeficientin linear të përthithjes me shprehjen.

$$\mu_l = \mu_m \rho$$

ku  $\rho$  është densiteti i materialit. Kjo do të thotë se koeficienti i përthithjes të masës është i njëjtë për akull, ujë dhe avull uji, ndërsa koeficienti linear i përthithjes do të ndryshojë dukshëm për këto tri gjendje agregate. Kështu që, ligjin e përthithjes mund të shkruajmë në një formë tjetër.

$$N(x) = N_0 e^{-\mu_l x} = N_0 e^{-\mu_m \rho x} \quad (1.14)$$

Prodhimi  $\rho x$  njihet si densiteti sipërfaqësor dhe shpesh përdoret në vend të trashësisë gjeometrike. Shumica e humbjes së energjisë rrjedh afër fundit të rrugës, ku shpejtësia ka vlerat më të vogla dhe lakorja ka një maksimum të theksuar (maksimumi i Bragg-ut) para pikës fundore para se të bjerë në mënyrë të shpejtë në zero në fund të rrugës së grimcës. [4] Kjo paraqet lakorën e Bragg-ut.

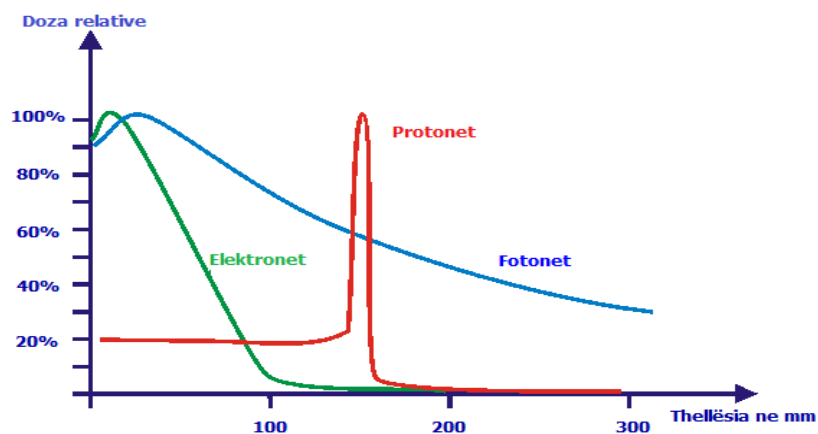


Fig.1.4. Lakoret tipike të absorbimit të tufës së fotoneve, elektroneve dhe protoneve që depërtojnë në thellësi të ndryshme

### **1.9. Bashkëveprimi i rrezatimit me indet e gjalla**

Rrezatimi jonizues nëpërmjet bashkëveprimit me qelizën shkakton jonizimin dhe ngacmimin e atomeve dhe molekulave që e përbëjnë atë, duke shkatuar ndryshime në strukturat biologjike. Ndryshimet e ndodhura shkaktojnë çrregullime të funksionimit të qelizës ose modifikime të saj. Shkalla e dëmtimit të qelizës varet si nga energjia e perthithur nga rrezatimi ashtu edhe nga mekanizmi i përthithjes së kësaj energjie. Dëmtimi i qelizës nga veprimi i rrezatimit jonizues kryhet të paktën në dy mënyra:

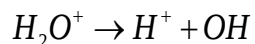
Mënyra direkte, me të cilën kuptohet ngacmimi dhe jonizimi i atomeve dhe molekulave që përbëjnë qelizën. Dëmtimi i strukturave të ADN-së mund të shkaktojë vdekjen ose modifikimin e qelizës gjatë procesit të ndarjes së saj, ndërprerjen e aktivitetit të enzimeve në brendësi të qelizës etj. Shpërbërja e atomeve që ndodhen në strukturën molekulare të ADN-së, si rezultat i ngacmimit ose jonizimit të tyre bëhet pengesë për transmetimin e rregullt të informacionit që përmbahet në këto struktura tek qelizat e reja, që krijohen si rezultat i procesit të ndarjes qelizore.

Mënyra indirekte, me të cilën kuptohet veprimi dëmtues i komponimeve kimike që formohen në mjedisin qelizor nga rrezatimi jonizues. Dihet se trupi i njeriut përbëhet rreth 75 % nga uji, si rezultat i bashkëveprimit të rrezatimit me molekulat e ujit të qelizave, formohen të ashtuquajturat radikale të lira, të cilat si rezultat i aftësive të tyre të larta oksiduese dhe toksike që zotërojnë, dëmtojnë ose ndërpresin veprimtarinë normale të qelizës.

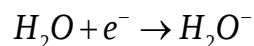
Reaksionet e veprimit të rrezatimit me molekulën e ujit janë si më poshtë:



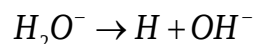
Joni pozitiv i formuar shpërbëhet menjëherë në:



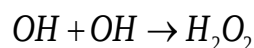
Ndërkohë që elektroni kapet nga një molekulë neutrale e ujit:



E cila nga ana e saj shpërbëhet në:



Radikalet e lira H dhe OH mund të rikombinohen me radikale tjera ose mund të veprojnë mbi molekulat përreth. Kështu p.sh. radikale OH nëpërmjet bashkimit të tyre formojnë peroksidin e hidrogjenit (ujin e oksigjenizuar):



Qeliza e dëmtuar nga rrezatimi i nënshtrohet tri proceseve të mundshme:[5]

- riparimit të dëmtimit të shkaktuar në qelizë,
- vdekjes së qelizës
- modifikimit të qelizës

Ndërkohë që të dy rastet e para mund të kalojnë pa ndonjë pasojë për organizmin, rasti i tretë, ai i modifikimit të qelizës, i cili shoqërohet me ndryshime molekulare specifike të ADN-së, mund të shënojë lindjen e një qelize të re jonormale, që mund të shërbejë si bazë e induktimit në të ardhmen e një sëmundje malinje në organizmin e rrezatuar. Në rastin e modifikimit të qelizave riprodhuese, është e kuptueshme që dëmtimi i shkaktuar do të shfaqet në gjeneratat pasardhëse. Këto shfaqje përbëjnë efektet gjenetike të rrezatimeve, në ndryshim nga efektet somatike që ndodhin në vetë individin e rrezatuar. Kur qelizat i ekspozohen rrezatimit jonizues së pari ndodhin efektet fizike të zakonshme në mes rrezatimit dhe atomeve ose molekulave të qelizave dhe dëmtimi i mundshëm biologjik në funksionet e qelizës pason më vonë.

## **2. AKSELERATORËT LINEAR**

### **2.1 Aparatet kilovoltazhe**

Deri rreth viteve 1950, shumica e trajtimeve në radioterapinë me rreze të jashtëm është kryer me radiografitë e gjeneruara në tensione deri në 300 kV. Zhvillimin e mëvonshëm të makinave me energji më të lartë dhe në rritje të popullaritetit të kobalt-60, aparatet e viteve 1950 dhe 1960 thujase filluan të zëvendësohen. Megjithatë, këto makina nuk janë zhdukur plotësisht. Edhe në epokën e tanishme të aparateve megavoltazhe, ato përdoren sidomos në trajtimin e lezioneve sipërfaqësore të lëkurës. Ne vazhdim po përmendim në pika shumë të shkurta disa emërtime të terapisë kilovoltazhe.

- Grenz terapi- është term që i përgjigjet terapisë me rreze röntgen, të cilat fitohen deri në tensionin 20 kV. Për shkak të depërtueshmërisë shumë të vogël, kjo terapi është përdorur shumë pak.
- Kontakt Terapia- është term që i përgjigjet rrezatimit i cili fitohet me tension prej 40-50 kV dhe rrymë 2 mA. Zakonisht SSD (Distanca nga Burimi në Sipërfaqe) është shumë e vogël, jo më shumë se 2 cm, prej nga edhe e merr emrin kontakt terapi.
- Terapia sipërfaqësore- është termi që i përgjigjet terapisë, e cila krijohet në tensionet prej 50-150 kV, në një gyp me rrymë prej 5-8 mA. SSD te këto raste merret prej 15-20 cm.
- Terapia ortovoltazhe- është termi që i përgjigjet terapisë, e cila krijohet në tensionet në mes të 200-300 kV, në një gyp me rrymë prej 10-20 mA. SSD te këto raste është më e madhe se 50 cm.
- Terapia supervoltazhe- ose terapia e tensionit të lartë është terapi që i përgjigjet prodhimit të rrezeve X me tension prej 500-1000 kV [6]

### **2.2. Aparatet megavoltazhe**

Aparatet të cilat gjenerojnë rreze X, e gama me tension nga 1 MV ose më shumë mund të klasifikohen si aparate megavoltazhe. Shembuj të makinave klinike megavoltazhe janë përshpejtuesit, të tilla si gjenerator Van de Graaff, betatroni dhe mikrotroni, aparatet e teletrapisë si Co60, akselatori linear etj. Në fig. 2 është paraqitë një diagram i një aparati megavoltazhi.

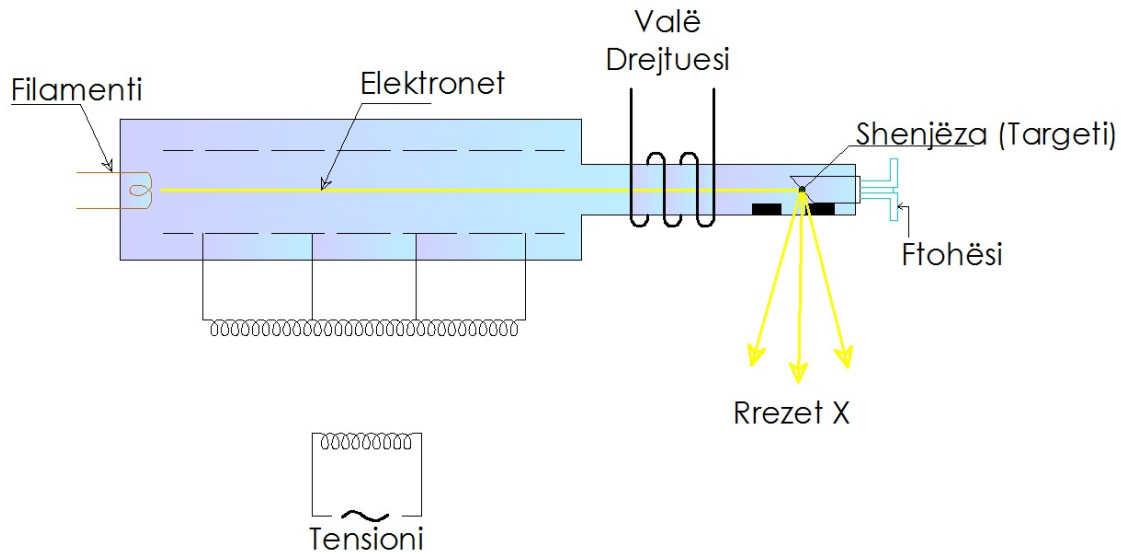


Fig.2 Diagrami i gjeneruesit të rrezeve X

### 2.3. Akseleratori Linear ( Përsheptuesi i grimcave)

Akseleratori linear (LINAC) është një pajisje që përdorë frekuencë të lartë të valëve elektromagnetike për të përsheptuar grimcat si elektrone të energjive të larta nëpërmjet një tubi lineare. Kjo energji e lartë elektronesh përdoret për trajtimin e tumoreve sipërfaqësore. Kjo energji e lartë po ashtu na shërben për të prodhuar x-rrezet për trajtimin e tumoreve të thella. Ka disa lloje të përsheptuesit lineare, por ato të përdorura në terapi rrezatimi janë pajisje që përsheptojnë elektronet nën ndikimin e valëve elektromagnetike të palëvizshme në vlera afro 3000 mega rrotullime në sekond. Po ashtu ekzistojnë edhe akselerator të cilët shpejtojnë elektronet në ndikimin e fushave mikrovalore me frekuenca 103-104 MHz. Dallimi i njërit nga tjetri qëndron vetëm tek projektimi i tubit të përsheptuesit.

Sot ekzistojnë disa lloje të ndryshme akseleratorësh për përdorim klinik. Disa prej tyre ofrojnë vetëm rrezatim X me energji të ulët (4 ose 6 MV) ndërsa të tjerë ofrojnë dy tipe rrezatimi X (me energji të larta deri në 30 MV) dhe elektrone (me diapazon energjitik nga 5 MeV deri në 30 MeV). Dy akseleratorët i instaluar në Qendrën Klinike Universitare të Kosovës, janë të modelit Siemens- Primus, të cilat gjenerojnë fotone me energji 6 MV dhe 15 MV, si dhe elektrone me energji 5 MeV, 7 MeV, 8 MeV, 10 MeV, 12 MeV dhe 14 MeV.

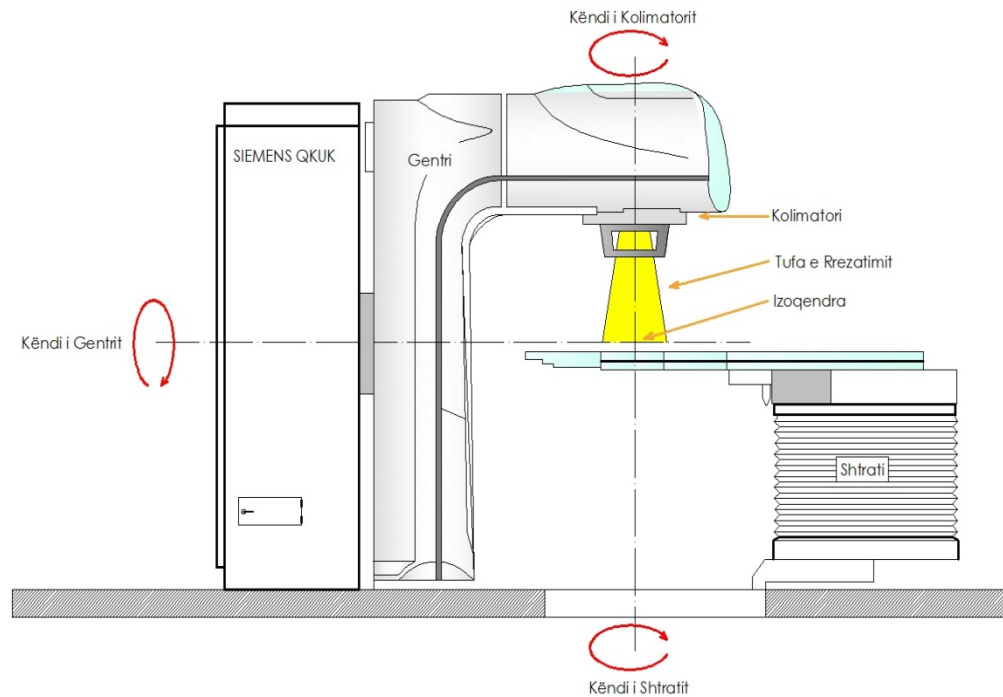


Fig.2.1. Pamja e jashtme e një Akseleratori linear i tipit Siemens

Komponentet kryesore të jashtme janë:

- Ganty, i cili mund të rrotullohet në 360 shkallë.
- Kolimatori (koka e akseleratorit) që po ashtu mund të rrotullohet për 360 shkallë.
- Shtrati i cili e ka mundësinë e rrotullimit deri në 180°. Pra 90° në anën e majtë dhe 90° në anën e djathtë.

Në fig. 2.2 është paraqitur bllok-diagrami i një përshpejtuesi linear mjekësor që tregon komponente kryesore të sistemit ndihmës. Furnizuesi i rrymës elektrike drjetëvizore aktivizon modulatorin, i cili krijon impuls në një tub që ëshë i njohur si hidrogjen-thyratron

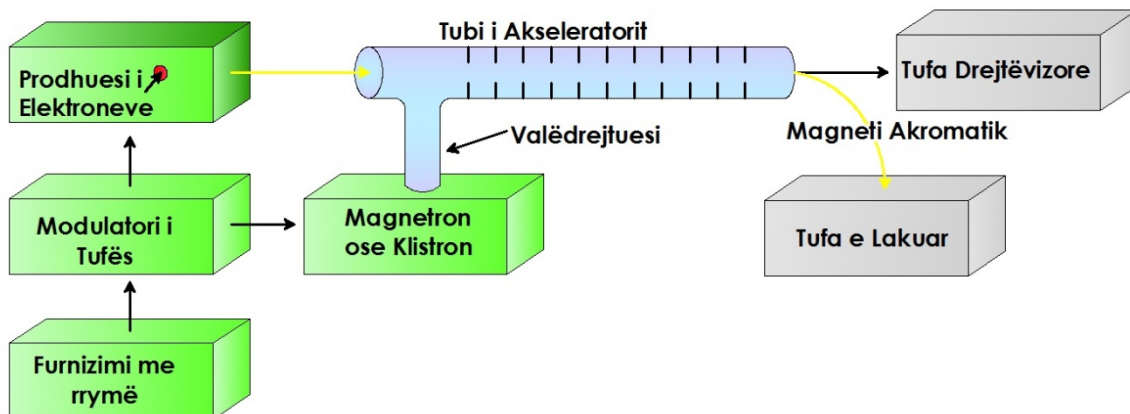


Fig.2.2. Bllok diagrami i një akseleratori linear mjekësor

Nga seksioni i modulatorit formohen pulset që zgjasin disa mikrosekonda. Këto pulse kalojnë te magnetroni ose klystronit në të cilat krijohen mikrovalët të cilat depërtojnë në tubin përsheptues të valëve në valëdrejtues, ku pastaj shpejtohen dhe drejtohen elektronet të krijuara nga burimi i elektroneve.

#### **2.4. Magnetroni dhe Klistroni**

Magnetroni është një pajisje që prodhon mikrovalë. Ajo funksionon si një oshilator me energji të lartë, gjenerimin e impulseve me mikrovalë zgjatë disa mikrosekonda dhe me një normë përsëritje të disa qindra pulseve për sekond. Frekuenca e mikrovalëve është rreth 3.000 MHz. Pjesa e jashtme e magnetronit përbën anodën ndërsa e brendshme përbën katodën.

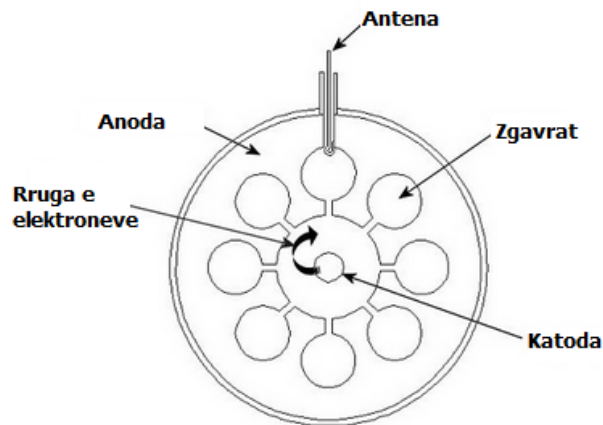


Fig.2.3. Bllok diagrami i një magnetroni

Katoda qendrore rrethohet nga disa hapësira boshe cilindrike. Këto hapësira ndodhen mbi një bllok solid bakri duke formuar kështu anodën.

Akseleratorët linear të cilët prodhojnë fotone me energji deri në 15 MeV kanë të montuar magnetronin e tipit S-band. [7]

Klistroni nuk është një gjenerator i mikrovalëve, por më tepër një përforcues i mikrovalëve, i cili po ashtu rritë jashtëzakonisht shumë shpejtësinë e grimcave të ngarukara në te, e në rastin tonë rritë shpejtësinë e elektroneve. Elektronet të cilat prodhohen në katodë kanë shpejtësi të ndryshme për shkak të fushës elektrike. Në momentin e lëvizjes në zonat e lira të tubit drejtues, elektronet e shpejta kalojnë ato të ngadalta në mënyrë që të krijohen zona elektronesh me densitet të ulët dhe të lartë. Frenimi i këtyre zonave në hapësirën thithëse i detyron ato të prodhojnë një sinjal të lartë radio frekuencë, i cili më pas amplifikohet. Këto

makina të cilat zakonisht operojnë me energji më të larta se 15 MeV, është e nevojshme që të kenë një strukturë të ndryshueshme të radio frekuencave, e cila lidhë klistronin me valëdrejtuesin..

## **2.5. Struktura e valës udhëtuese**

Lloji më i thjeshtë i valëdrejtuesit përshpejtues është në formë cilindrike, duke shtuar një seri disqesh me vrima rrethore në qendër, të cilat vendosen në distanca të barabarta përgjatë tubit. Këto disqe ndajnë valëdrejtuesin në një seri gropash cilindrike, që formojnë strukturën bazë të valëpërshpejtuesit. Në çdo kohë, fusha maksimale e përshpejtuar, është prezente në një pjesë të caktuar të valë përshpejtuesit. Kjo fushë maksimale përhapet në fazë me shpejtësinë e valës. Në çdonjërin prej hapësirave boshe të valëpërshpejtuesit përshpejtohen vetëm elektronet. [8]

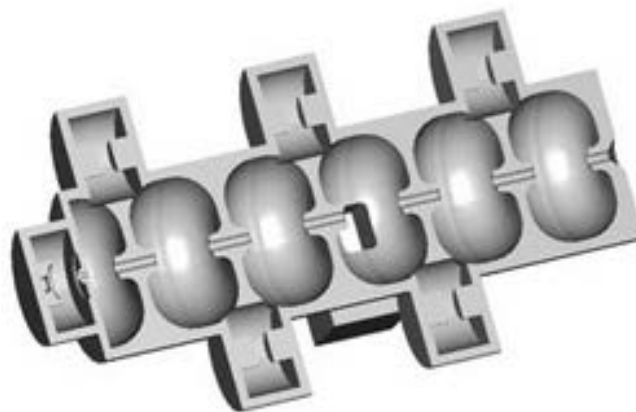


Fig.2.4. Pjesa e brendshme e valëpërshpejtuesit

## **2.6. Devijimi i tufës nga pozita horizontale në ate vertikale**

Me që krijimi dhe drejtimi i tufës të koka e akseleratorit është horizontalte, ajo është paralele me pozicionin e pacientit. Pastaj ajo në disa pika mund të jetë tufë divergjente, tufë e ndarë etj. Për këtë arsye tufa duhet të fokusohet e po ashtu të devijohet nga ajo pozita horizontale në ate vertikale. Për këtë qëllim te koka e akseleratorit përdorën magnetët (bending magnet) për të drejtuar tufën e rrezatimit. Varësisht prej modelit të Akseleratorit përdorën tre sisteme magnetësh me këto kënde.

Sistemi i magnetëve me kande  $270^0$  që i takonë Akseleratorit të tipit Siemens. Një sistem tjetër për të përftuar një tufë akromatike janë magnetët e kthyeshëm e tipit  $90^0$ , figura 2.5 Tufa energjetike shpërhapet kur hyn në aksin e sistemit dhe arrinë të marri drejtimin e duhur

gjatë daljes së saj në këndin 90. Grimcat me energji të ndryshme përshkruajnë trajektore të ndryshme në fushën e krijuar nga magneti, siç tregohet në figurën përkatëse.

Në figurat e më poshtme janë dhënë kombinimet e këtyre magnetëve.

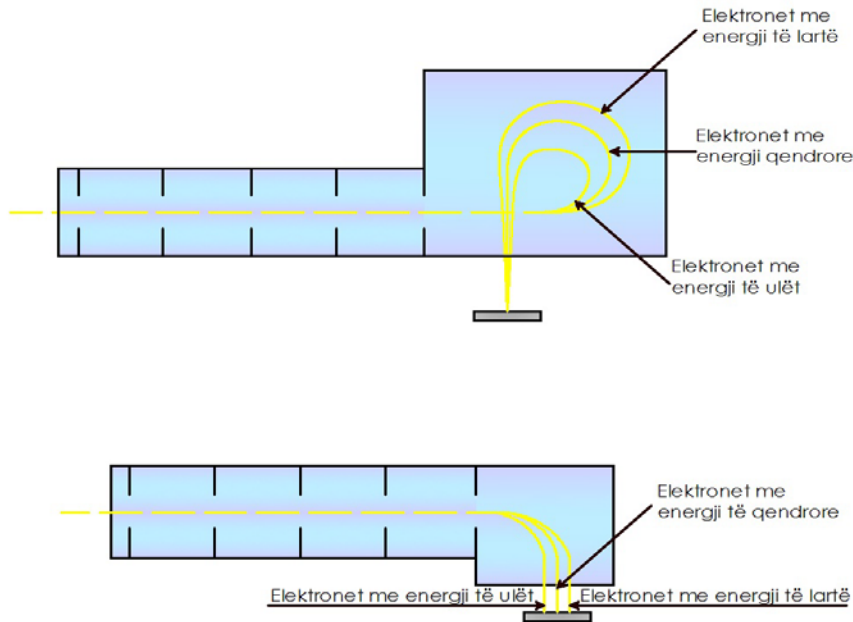


Fig:2.5. Sistemi i magnetëve: 270° dhe 90°

## 2.7. Koka e akseleratorit linear

Koka e akseleratorit linear është e mbështjellur nga plumbi me një trashësi disa centimetra që të siguroi të mos rrjedh rrezatimi nga pjesët anësore. Përbëhet prej disa pjesëve kryesore si:

**Shenjëza e përshpejtuesit.** Në parim, përshpejtuesit përbëhen nga pjesa ku, grimca elementare, kryesisht elektrone (rreze  $\beta$ ), detyrohen të lëvizin (nën veprimin e fushave të fuqishme elektromagnetike), duke marrë energji kinetike të lëvizjes lineare nga një pikë në një tjetër të fushës. Elektroni  $\beta$ , lëviz nga një pikë A, me potencial elektrik  $V_a$ , në një pikë B me potencial  $V_b$ . Por për të rritur këtë diferencë potencialesh, mund të veprohet ose duke rritur distancën midis pikave A dhe B, gjë e cila nuk mund të rritet shumë, për arsye se do të duhej ta vendosnim përshpejtuesin në mjedise me përmasa të mëdha, ose mund ti detyrojmë elektronet  $\beta$ , ta përshkojnë distancën nga pika A te pika B në mënyrë të shpejtë, e në këtë rast, diferenca

faktike e potencialeve, dhe ajo që ka rëndësi, katrori i shpejtësisë së elektroneve  $\beta$ ,  $v^2$  do të bëhet një herë më e madhe.

Pasi të kenë arritur energji mjaftueshmërisht të mëdha për qëllimet e terapisë, tufa e elektroneve  $\beta$  të përshpejtuar, lëshohet mbi shenjës (target), dhe nga bashkëveprimi i tyre me bërthamat e atomeve të shenjës-zës, prodhohen rreze  $\gamma$ , me energji mjaft homogjene. Ky target përbëhet nga metale me numër të lartë atomik sikurse ari, sepse materialet me numër të lartë atomik janë me efikase në prodhimin e rrezeve  $\gamma$ . Targeti duhet të jetë i trashë në mënyrë që të gjitha elektronet të ndërveprojnë dhe prodhojnë rrezet  $\gamma$ , mirëpo jo shumë i trashë sepse kjo mund zvogëlojë tufën, sepse rrezet  $\gamma$  duhet të kalojnë nëpërmjet targetit. Zakonisht tek makina Siemens, ajo është një disk me trashësi prej 15 mm, me diametër të jashtëm 30 mm dhe me diametër të hapës së brendshme prej 3 mm. Mund të themi se në varësi nga thellësia në të cilën ndodhet tumori, ne jemi në gjendje të prodhojmë rreze  $\beta$ , të përshpejtuara deri në energjinë përkatëse. Kështu përshpejtuesit tanë, kanë dy energji të mundshme për rreze  $\gamma$ , prej të cilëve  $\gamma_1=6$  MV dhe  $\gamma_2=15$  MV dhe gjashtë rreze  $\beta$  me energji 5 MeV, 7 MeV, 8 MeV, 10 MeV, 12 MeV dhe 14 MeV. Dihet që elektronet mund të prodhohen në përshpejtues, ndryshojnë, nga prejardhja, nga rrezet  $\beta$  që dalin nga bërthamat e atomeve, gjatë zbërthimit radioaktiv, vetëm nga energjia.

**Filteri rrafshues i tufës .** Arranzhimi hapësinor i rrezeve X të prodhuara tek targeti është më i madhë për gjatë boshtit qendror të tufës dhe zvogëlohet në intensitet përderisa largohet nga boshti qendror. Kjo tufë nuk është e përshtatshme për trajtime, sepse do ishte e pamundur për të dhuruar dozë uniforme në çfardo thellësie. Filteri i rrafshimit të tufës duhet ta reduktojë intensitetin e rrezatimit më së shumti në boshtin qendror dhe kështu të zvogëlohet përderisa largohet nga boshti qendror. Për të arritur këtë, filteri duhet të jetë më i trashë në mes dhe gradualisht ta zvogëlojë trashësinë përderisa largohet nga qendra. Kjo jep filtër të formës konike (konit). Filteri pozicionohet afër pikës së prodhimit të rrezes X, relativisht ka dimensione të vogla. Filtrat zakonisht prodhohen nga tunxhi (Cu + Zn) apo materiale të ngjashme. Materialet me numra të lartë atomik do të bëjnë filterin e vogël, mirëpo sjellin ndryshime më të mëdha në kualitetin e tufës për gjatë tufës. Makinat me energji të dyfishtë do të kenë filter të ndryshëm rrafshues për secilën energji të tufës.

**Dhoma Jonizuese,** në kokën e akseleratorit linear është e dyfishtë, e mbyllur, dhe me pjatë (siperfaqe) paralele. Dhoma është e mbyllur në mënyrë që të jep lexime konstante në nivel konstant të dozës, pavarësisht nga temperatura apo shtypja. Përparësia e të pasurit sistem të dyfishtë është sistemi monitores i dozës sekondare, mund ta ndëprejmë tufën kur monitori i

njësive selektuese e ka kaluar limitin e caktuar. Dhoma jonizuese ka një mori sektoresh që sjellin vlerësim nga bobinat rrotulues dhe magnetet përkulës (të kthyeshëm), duke siguruar që tufa klinike të jetë e rrafshët dhe ketë simetri. Kur ndryshimi tejkalon tolerancën e lejuar dhe përshtatshmëria automatike nuk mund të sjellë mbrenda parametrave të kërkuar, aktivizohet mekanizmi për ndalje automatike dhe e ndalon makinën.

**Sistemi Optik.** Pasi akseleratori linear nuk përdorë aplikator, duhet të kemi sistem optik për të definuar SSD dhe të tregoi drejtimin e tufës. Njëra dritë pozicionohet në njërën anë të kokës dhe një pasqyrë reflekton dritën në 45 shkallë, që vazhdon përgjat drejtimit të rrezeve X. Pasqyra është e prodhuar nga një film i trashë dhe i fortë polyesteri, një sipërfaqe e saj e mbuluar me material reflektues sikurse alumini dhe është e trashë disa milimetra, në mënyrë që të mos reduktoj intensitetin e tufës në masë të madhe. Ky kontrollë që mund të bëhet me një film X-ray duhet të jetë pjesë e rutines së Sigurisë së Cilësisë së programit. [9]

**Kolimatorët dhe MLC.** Akseleratori linear ka se paku dy grupe kolimatoresh: kolimatorët primar dhe ata sekondar. Kolimatori primar është në formë rrethore dhe përcakton këndin maksimal të tufës ekzistuese. Është afër targetit në mënyrë që t'i reduktohet madhësia. Kolimatorët sekondar janë të vendosur pas pasqyrës dhe ka dy çifte të blloqeve të plumbit për përshtatshmëri, që të reduktojnë rrezatimin e dalë nga koka, për të përcaktuar madhësitë katrore apo drejtëkëndore të fushave deri në 40 cm x 40 cm me 100 cm SSD. Kolimatorët sekondar kalibrohet në mënyrë që leximi i kolimetrit jepë madhësinë e fushës korresponduese në 100cm SSD. Mund të vendoset një kolimator më i largët, nën kolimatorin sekondar në njerin nga boshtet e tufës. Ky kolimator konsiston nga një numër i fletave të tungstenit, secila nga to mund të levizë në mënyrë të pavarur dhe të formojnë çfardo formë gjeometrike fig.2.6.

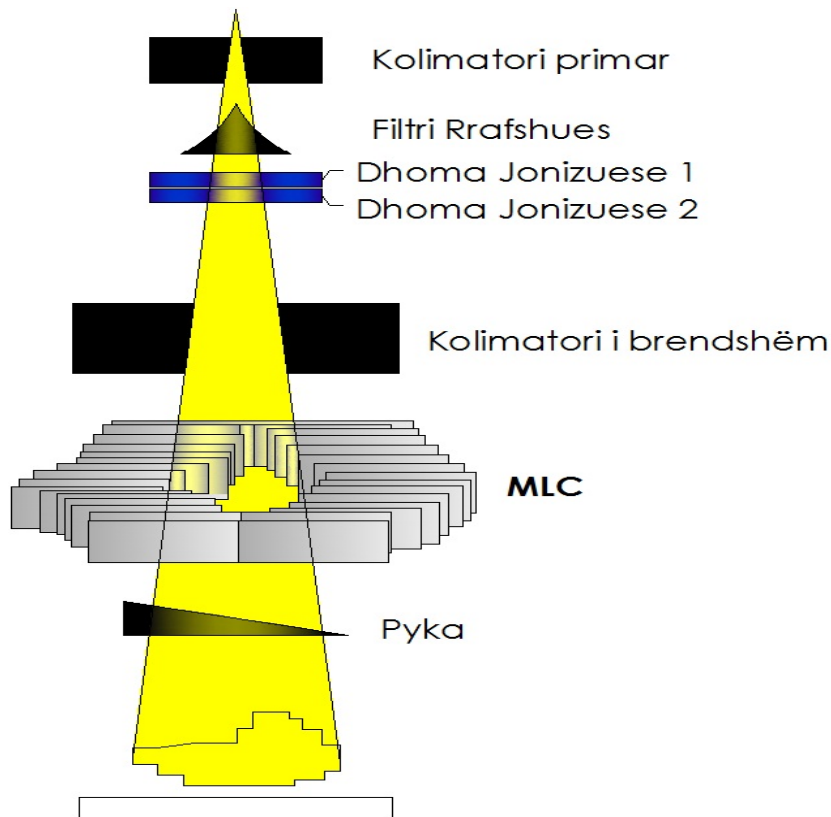


Fig.2.6. Pjesa e brendshme e kokës së linacut

Për MLC standard, secila fletë korrespondon me një gjerësi të mbyllur rreth 1 cm në SSD të 100 cm. Kjo shifër reduktohet në vlera të 3-5 mm për mikro dhe mini MLC, edhe pse këto sisteme kanë fusha me madhësi të limituara. Nëse fletat janë blloqe të drejta të tungsteinit afër njera tjetrës, do të ishte një rrjedhje e konsiderueshme e rrezatimit nëpërmjet hapësirave. Për të reduktuar rrjedhjet brenda fletave në hapësira, MLC janë të formuara që të kenë sektore të thyera apo njëre mbi tjetrën. Kolimatori sekondar gjithashtu përdoret për të reduktuar rrjedhjet brenda fletave dhe pozicionohet menjëherë prapa fletës. Fleta më e jashtme e absorbon shumicën e rrjedhjes para se të arrijë pacientin. Çëshjte tjetër me MLC është penumbra. MLC nuk janë të vendosura për të levizur në harqe, sikurse kolimatori sekondar, dhe nuk mund të përballojnë ndryshimin e gjeometrisë së tufës. Edhe pse kjo formë lejon trasnemitimin e tufës përmes majës së pllakës dhe është e pavarur nga pozita e fletës. Sa më e madhe maksimumi i madhësisë së fushës së MLC, nevojitet dhe duhet aq më e madhe të jetë kalesa aq më e madhe. Funkzioni i të gjithë kolimatoreve të përmendur është për të percaktuar tufën, gjë që bëjnë duke zvogluar pjesën e tufës që nuk është e nevojshme. Materiali i kolimatorit duhet të ketë densitet të lartë, sepse procesi kryesor i bashkëveprimit të energjive është bashkëveprimi Compton. Materialet më të përdoruar janë blumbi dhe tungsteni. [10]

**Gentry-** Sot të gjithë akseleratorët mjekësorë linearë ndërtohen në mënyrë që burimi i rrezatimit mund të rrotullohet rreth një aksi horizontal. Pika e kryqëzimit të boshtit të Collimatorit dhe boshti i rrotullimit të Gentrit njihet si Isocenter. Rrotullimi i gentrit, kolimatorit dhe shtratit po ashtu e kanë të përbashkët izocentrin, e cila nuk guxon të devijoi më shumë se 2mm, gjatë rrotullimit të gentrit, kolimatorit, dhe shtratit.

Konstruksioni i sistemit të kolimatorit ndryshon, por në parim secili sistem i kolimimit përbëhet prej kolimatorit primar, të fiksuar dhe të vendosur menjëherë përtej shënjëzës në drejtimin e tufës, dhe kolimatorët sekondar të lëvizshëm të cilët i japin tufës formë katrore ose drejtkëndëshe, kolimatorët sekondarë kanë rol të rëndësishëm për mprehtësinë e skajeve të tufës. Kolimatorët sekondarë përbëhen nga dy pjesë të kapakëve, të cilët mund të lëvizin përgjatë dhe jashtë nga boshti qendror i tufës, me qëllim për ta zvogëluar ose për ta rritur madhësinë e fushës së rrezatimit. Kjo hapje mundet totalisht të mbyllet duke lëvizur kapakët se bashku ose mund të hapet në pozitën e saj më të gjerë që të jep fushë maksimale të rrezatimit. Në shumicën e Akseleratorve linear fusha më e madhe është deri në 40cm x40 cm në distancat standarde të trajtimit në 100 cm SSD. Sot thuajse të gjithë akseleratorët linearë të trajtimit ndërtohen me nga katër kapakë, të cilët mund të lëvizin të pavarur nga njëri tjetri. Kjo ofron mundësinë e përcaktimit të fushave të trajtimit, të cilat janë asimetrike rreth boshtit qendror. Aktualisht janë duke u përdorur në përsheptuesit linearë kolimatorët me shumë shtresa (MLC-Multi Leaf Collimator-kolimatorë shumëshresorë). Kolimatorët me shumë shtresa përbëhen nga një numër i madh i çifteve deri në 160 fleta, të ngushta me motor, të cilët i lëvizin shufrat në fushën e trajtimit ose jashtë saj, kështu që krijojnë forma të dëshiruara të fushës, duke mbuluar plotësisht organet e shëndosha rreth vëllimit tumorial. Gjerësia e këtyre shufrave ndryshon varësisht prej prodhuesve, por zakonisht ato ndërtohen të formojnë një hije prej 0.5 cm deri në 1.0 cm në izoqendër [11]



Fig:2.7. Akseleratori linear, i instaluar në vitin 2011, në Qendrën Klinike Universitare të Kosovës, në Institutin e Onkologjisë

### 3. PARIMET DOZIMETRIKE, SASITË DHE NJËSITË

Dozimetria e rrezatimit jonizues paraqet mënyrën e matjes së energjisë, të cilën rrezatimi jonizues ia dorëzon materialit të rrezatuar qoftë në mënyrë të drejtëpërdrejtë, qoftë në mënyrë tërthorazi. Veprimi i rrezatimit jonizues në një mjedis të caktuar varet nga shumë faktorë, vlerës së energjisë e cila absorbohet, llojit të rrezatimit jonizues, llojit të absorbuesit etj. Matjet e rrezatimit dhe hetimet e efekteve të rrezatimit kërkojnë specifika të ndryshme të fushës së rrezatimit në vendet ku punohet dhe aplikohen rrezatimet. Si standart i dozimetrisë në radioterapi merret distanca nga burimi deri te dhoma jonizues 100 cm, pra SSD=100cm. Disa nga përkufizimet kryesore të sasive dhe njësive kryesore janë paraqitur më poshtë. Doza e absorbuar (D) definohet si energji mesatare e absorbuar (dE) e çfardo lloji të rrezatimit jonizues në një lëndë absorbuese me elementin e masës (dm), [12] respektivisht:

$$D = \frac{dE}{dm} \quad (3)$$

Njësia për këtë madhësi në SI është grej (gray) Gy. Njësia speciale jashtësistimore për dozën e absorbuar, që deri vonë është përdorur madje edhe sot në disa raste përdorët, është rad, (radiation absorbed dose).

$$rad = 10^{-2} Gy = 10mGy = 1cGy$$

#### 3.1. Fluksi i fotoneve dhe fuqia e fluksit të fotoneve

Fluksi i fotoneve përcaktohet si raporti i fotoneve dN që bien në një sipërfaqe tërthore dS

$$\phi = \frac{dN}{dS} \quad (3.1)$$

Njësia marëse e fluksit të grimcave është  $\frac{grimca}{cm^2}$

Fuqia e fluksit të fotoneve përcaktohet si fluksi i fotoneve për njësi të kohës

#### 3.2. Fluksi i energjisë dhe fuqia e fluksit të energjisë

Fluksi i energjisë  $d\psi$  përshkruan energjinë në një tufë fotonike dhe përcaktohet si raporti i energjisë  $dE$  për njësi të sipërfaqes së përshkuar  $dS$ .

$$d\psi = \frac{dE}{dS} \quad (3.2)$$

Njësia e fluksit energjitik është  $\frac{J}{m^2}$  ose  $\frac{MeV}{m^2}$

Fluksi i energjisë mundë të llogaritet edhe nga ekuacioni i fluksit të fotoneve duke përdorur

ekuacionin 
$$\psi = \frac{dN}{dS} E = \Phi E \quad (3.3)$$

ku E është energjia e fotoneve, dhe dN paraqet numrin e fotoneve me energji E

### 3.3. Kerma

Kerma është një akronim për Kinetic Energy Released per unit Mass. (Energjia Kinetike Liruar në njësi të Masës). Ajo e vlerëson sasinë mesatare të energjisë së transferuar nga rrezatimi indirekt jonizues në rrezatimin direkt, që i përket asaj që ndodhë pas kësaj transferimit.

Energjia e fotoneve kalon një proces me dy faza. Në fazën e parë, rrezatimi i fotoneve e bartë energjinë tek grimcat e ngarkuara si elektronet përmes efekteve si fotoefekti, efekti Compton, prodhimi i çifteve etj. Në fazën e dytë, grimcat e ngarkuara e transferojnë energjinë të mjedisit nëpërmjet eksitimit atomik dhe jonizimit.

Në këtë kontekst, KERMA është përcaktuar si energjia mesatare e transferuar nga rrezatimi jonizues indirekt të grimcat të ngarkuara të mjedisit në njësi të masës dm

Pra;

$$K = \frac{d\bar{E}_{tr}}{dm} \quad (3.4)$$

Njësia matëse e Kermës është  $\frac{J}{kg} = Gy = Gray$

Për tufat fotonike monoenergjetike kerma në ajër (Kajër) në një pikë të dhënë midis saj dhe burimit, është proporcionale me fluksin e energjisë  $\psi$  ose me fluksin e fotoneve  $\phi$  si më poshtë:

$$(K_{ajër})_{ajër} = \psi \left( \frac{\mu_{tr}}{\rho} \right)_{ajër} = \phi h \nu \left( \frac{\mu_{tr}}{\rho} \right)_{ajër} \quad (3.5)$$

Ku  $\left( \frac{\mu_{tr}}{\rho} \right)_{ajër}$  është koeficienti masor i transfërimit të energjisë për ajrin, për energjinë e fotoneve.

Kerma paraqet shumën e dy anëtarëve: kerma e përplasjes Kcol dhe kerma e rrezatimit Krad :

$$K = K_{Col} + K_{Rad} \quad (3.6)$$

Për fotonet monoenergjitik në ajër kerma e përplasjes  $K_{Col}$  është proporcionale me  $\psi$  dhe  $\phi$  nëpërmjet lidhjes së më poshtme.

$$K_{Col} = \psi \left( \frac{\mu_{ab}}{\rho} \right)_{ajër} = \phi h\nu \left( \frac{\mu_{ab}}{\rho} \right)_{ajër} \quad (3.7)$$

Ku  $\left( \frac{\mu_{ab}}{\rho} \right)_{ajër}$  është koeficienti masor i përthithjes së energjisë për ajrin për energjinë  $h\nu$  të fotoneve.

$$K_{rad} = \psi \left( \frac{\mu_{ab}}{\rho} \right)_{ajër} \cdot \left( \frac{\bar{g}}{1-\bar{g}} \right)_{ajër} \quad (3.8)$$

Ku  $\bar{g}$  paraqet vlerën mesatare të energjisë së elektronit të humbur gjatë procesit rrezatues

Vlera  $1-\bar{g}$  zvoglohet ngadalë me rritjen e energjisë së fotoneve siç tregohet ne tabelën 3

Tabela 3. Vlera  $1-\bar{g}$ , për disa energji fotonesh [13]

| Energjia E (MeV) | 1-g    |
|------------------|--------|
| 0.662            | 0.9984 |
| 1.25             | 0.9968 |
| 1.5              | 0.996  |
| 2                | 0.995  |
| 3                | 0.991  |
| 5                | 0.984  |
| 10               | 0.964  |

### 3.4. Doza e absorbuar dhe Kerma

Lidhja në mes të dozës së absorbuar (D) dhe Kermës së përplasjes ( $K_{col}$ ) është e iltutruar në figurën 3, ku kufiri i tufës së fotoneve hynë në mjedis. Ndërsa KERMA arrinë një maksimum në sipërfaqen dhe bie me thellësi, doza fillimisht ngrihet deri në një vlerë maksimale dhe pastaj zvogëlohet në të njëjtin nivel si KERMA. Para se të takohen dy lakoret regjioni i ngritjes është i pa kompletuar, andaj mundë të shenojmë.

$$\beta = \frac{D}{K_{col}} < 1 \quad (3.9)$$

ku  $\beta$  është koeficient i dozës së absorbuar në një pikë dhe pjesa e goditjes KERMA në të njëjtën pikë.

Për shkak të rritjes së elektroneve, ekuilibri i plotë elektronik nuk ekziston brenda tufës së fotoneve megavoltazhe. Megjithatë konceptualisht ekuilibri elektronik do të ekzistonte nëse do të supozojmë se kontributi i fotoneve në atë regjion është i pa përfilshëm, ku do të fitonim

$$\beta = \frac{D}{K_{col}} = 1 \quad (3.10)$$

Në momentin e vendosjes së ekuilibrit elektronik, doza e përthithur është e njëjtë me kermën. Në thellësi të medha, më të mëdha se thellësia maksimale e elektroneve fillon regjioni i jokuilibrit (gjendja reale) [14] ku

$$\beta = \frac{D}{K_{col}} > 1 \quad (3.11)$$

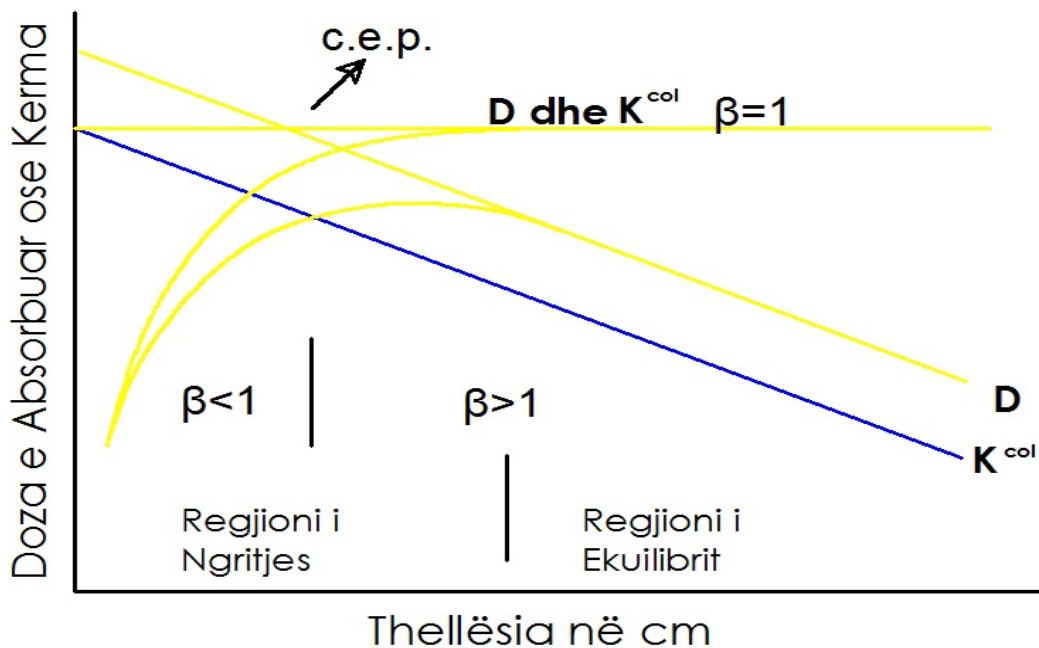


Fig.3. Raporti në mes të dozës së absorbuar dhe Kermës për tufë fotonike megavoltazhe

### 3.5. Ekuilibri elektronik

Doza e përthithur nuk mund të llogaritet derisa të arrihet gjendja e ekuilibrit elektronik, i cili siç tregohet në figurën 3, ndodhë vetëm nën një thellësi të caktuar të lëndës, e cila

përcaktohet nga zona e lirit të elektroneve. Kurba jep një kusht ideal në të cilin kemi dobësim të fotoneve të cilët kalojnë lëndën. Depozitimi i energjisë nga jonizimi përgjatë rrugës së çlirimit të elektroneve fillon nga vlera 0 dhe arrin vlerën maksimale në thellësinë R, e cila quhet zona e rritjes (build up region), përtej thellësisë R elektronet e shumta ndalen në volume të lëndës. Kushti i njohur si ekuilibri elektronik vendoset kur kerma është konstante me thellësinë dhe nëse nuk kemi humbje të saj gjatë rrezatimit të frenimit.

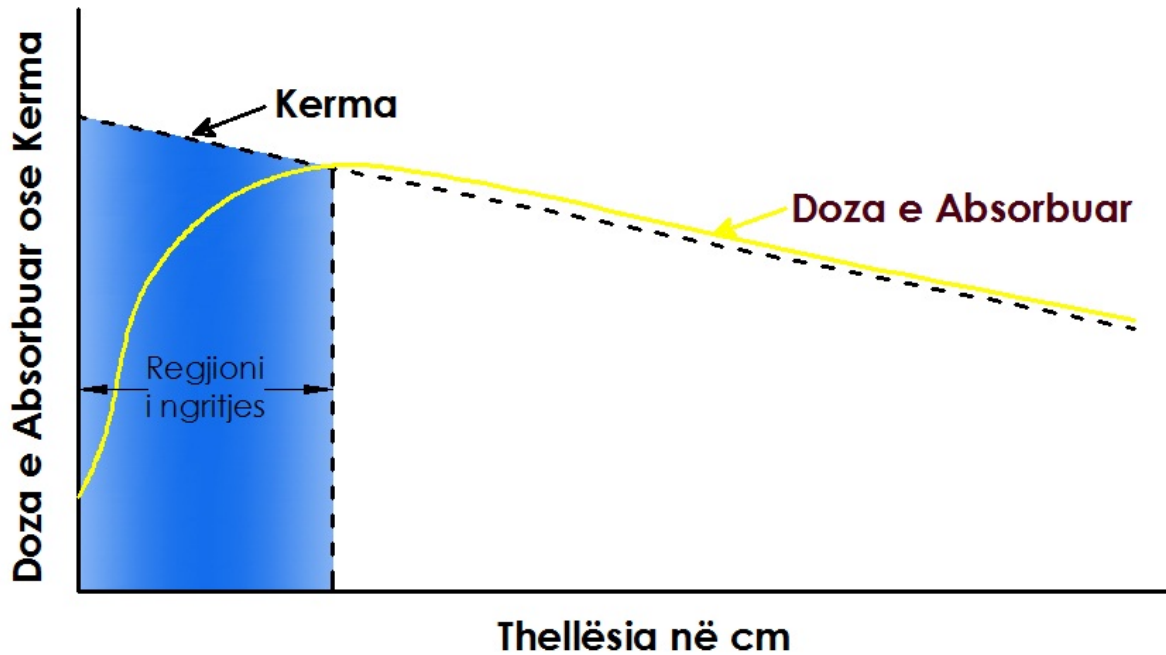


Fig.3.1. Grafiku i Kermës dhe dozës së absorbuar në funksion të thellësisë

Në momentin e vendosjes së ekuilibrit elektronik doza e përthithur është e njëjtë me kermën. Kompleksiteti i lidhjeve ndërmjet kermës dhe dozës së përthithur rritet edhe më shumë kur përfshihen dy lëndë me densitete të ndryshme, siç janë p.sh. kockat dhe indi i butë. Elektronet që lëvizin nga njëra lëndë në tjetrën, depozitojnë energjinë e tyre në lëndën e dytë, kështu kerma dhe doza e përthithur nuk do të jenë në ekuilibër, derisa doza e përthithur gjatë gjithë gjatësisë së rrugës të përcaktohet nga renja e elektroneve në secilën prej lëndëve përkatëse. Edhe pse ekuilibri i vërtetë elektronik nuk do të ndodhë, është e zakonshme dhe praktike që zona përtej R-së të trajtohet si në ekuilibër elektronik dhe doza e përthithur të llogaritet duke përdorur  $\bar{E}_{ab}$  si më poshtë [15]

$$D_{med} = \phi \left( \frac{\mu}{\rho_{med}} \right) \bar{E}_{ab} (h\nu) \cdot 1.6002 \cdot 10^{-6} = K(1 - \bar{g}) \quad (3.12)$$

$\bar{E}_{ab}(h\nu)$  është pjesë e energjisë kinetike mesatare të transferuar të elektroneve të cilat kontribuojnë në jonizim (ajo përjashton energjinë e humbur gjatë proceseve rrezatuese, sidomos gjatë procesit të frenimit) dhe  $K$  është kerma. Megjithëse doza e përthithur përtej ekulibrit është paksa më e madhe sesa kerma, llogaritja e vlerës së kermës është e saktë në lidhje me dozën e përthithur për fotone me energji më të vogël se 5 MeV ose më të lartë

### 3.6. Cema

CEMA është shkurtesa për Converted Energy per unit MAss (Energjia e konvertuar për njësi mase). [16] Është sasi e llogaritur që aplikohet direkt në rrezatimin jonizues, si elektronet dhe protonet. Për nga përkufizimi janë afërsisht të njëjta si Kerma vetëm se CEMA është sasia e energjisë nga rrezatimi sekondar, i liruar nga elektronet gjatë bashkëveprimeve të tyre me materjen, në njësi të masës

$$C = \frac{d\bar{E}_c}{dm} \quad (3.13)$$

### 3.7 Ligji i katrorit invers të distancës

Efekti i katrorit invers përdoret edhe në radioterapi. Fluksi i fotoneve i emetuar nga një burim rrezatimit ndryshon në mënyrë inverse me katrorin e distancës nga burimi. Megjithëse burimi i rrezatimit për terapinë me rreze të jashtme ka një madhësitë të fundme, distanca nga burimi në sipërfaqe është zakonisht  $\geq 80$  cm. Kështu që dimensionet e burimit bëhen të parëndësishme në lidhje me ndryshimin e fluksit të fotoneve me distancë.

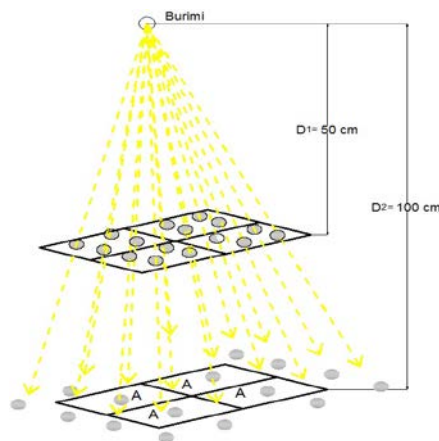


Fig. 3.2. Tufa fotonike divergjente e prodhuar nga një burim piksor i rrezatimit fotonik

Prandaj për ligjin e katrorit invers mund të shenojmë ekuacionin

$$\frac{I_1}{I_2} = \frac{D_2^2}{D_1^2} \quad (3.14)$$

Ekuacioni 3.14 paraqet ligjin e katrorit invers të distancës, tek i cili me  $I_1$  kemi shënuar intensitetin e rrezatimit që përshkon sipërfaqën në distancën  $D_1$ , ndërsa me  $I_2$  kemi shënuar intensitetin e rrezatimit që përshkon sipërfaqën në distancën  $D_2$ . Në terapinë klinike distanda nga burimi deri ne sipërfaqe është një parametër shumë i rëndësishëm.

#### **4. KUPTIMI BAZË I PËRCAKTIMIT TË SHPËRNDARJËS SË DOZËS SË RREZATIMIT NË PACIENT, APO FANTOM**

Procesi i përcaktimit të dozës së rrezatimit, është mjaft kompleks dhe shumë prej termeve të përdorura është vështirë të kuptohen. Shpërndarja e dozës nga impianti përfshinë dy etapa kryesore.

- E para, është që të përcaktohet dalja e dozës e shpërndarë në një pikë të caktuar në një distancë nga shenjëza,
- E dyta, është të llogaritet doza e përthithur në mjedisin e rrezatuar. [17]

Kur një tufë rrezatimi bie mbi një sipërfaqe (të lëkurës së pacientit, p.sh.), nga bashkëveprimi, me të lind rrezatimi dytësor, që kryesisht është elektronik. Një pjesë e këtyre elektroneve lëvizin bashkë me tufën parësore, në të njëjtin drejtim me të, kështu që intensitetit të rrezatimit parësor i rritet fuqia e dozës, rrjedhimisht në shtresën pasuese të indeve, do të prodhohen më shumë rrezatime dytësore, po kështu në shtresën e mëpasme, etj. Nga ana tjetër, sa më thellë të tejshkojë tufa parësore (e bashkë me të edhe ajo dytësore e prodhuar në shtresat pranë sipërfaqes së lëkurës), aq më e vogël bëhet energjia e tyre, deri sa ata përthithen plotësisht, duke mos ndikuar më në rritjen e prodhimit të rrezatimit dytësor. Kështu, megjithëse gjatë gjithë rrugës së tyre, rrezet e tufës, gjatë bashkëveprimit, prodhojnë rrezatim dytësor, e njëkohësisht përthithen edhe vetë nga humbja e energjisë së tyre, vjen një moment, që në një thellësi të caktuar, numuri i "rrezeve" apo grimcave të përthithura barazohet me atë të 'rrezeve' apo grimcave dytësore që prodhohen, në njësinë e kohës, dhe themi se në këtë thellësi është arritur barazpesha e rrezatimit.

Çdo tufë fotonesh e cila përhapet në ajër ose vakum i nënshtorhet ligjit të katrorit invers të distancës. E njëjta tufë e cila përhapet në një fantomë ose pacient do të ndikohet jo vetëm nga ligji invers i katrorit të distancës por edhe nga dobësimi dhe shpërhapja e tufës fotonike brenda fantomës ose pacientit. Këto tre efekte bëjnë që depozitimi i dozës brenda një fantome ose pacienti të jetë një proces i ndërlikuar dhe përcaktimi i saj gjatë matjeve dozimetrike të jetë një punë shumë e komplikuar.

Të dhënat bazike për shpërndarjen e dozës gjithmonë maten në një fantom të mbushur me ujë, e cila e përafron absorbimin e rrezatimit e shumë indeve e organeve në pacient. Megjithatë përdorimi i fantomës me ujë, e ka edhe efektin tjetër, që gjithmonë duhet të kemi parasysh, se dhomat jonizuese në momentin që humbin izolimin, dhe në brendësinë e tyre depërton uji, ato më bëhen të pa përdorshme.

Matja direkte e shpërhapjes së dozës brenda pacientit është në thelb e pa mundur. Sidoqoftë për rezultate të suksesshme të trajtimit të pacientit shpërhapja e dozës në një vëllim të caktuar duhet të njihet në mënyrë të saktë. Zakonisht kjo arrihet nëpërmjet përdorimit të disa funksioneve që lidhin dozën e dhënë në një pikë arbitrare brenda vëllimit të pacientit me dozën e njohur në pikën referuese të fantomës.

Matjet kryhen zakonisht me detektor të përshtatshëm në fantoma ekuivalente me indin dhe doza ose fuqia e dozës përcaktohet në një pikë reference, për kushte reference, siç janë madhësia e tufës dhe distanca burim-sipërfaqe (SSD, Source Surface Distance).

Shpërhapja tipike e dozës në aksin qendror të një tufe fotonike që rrezaton një pacient tregohet si në figurën 4.

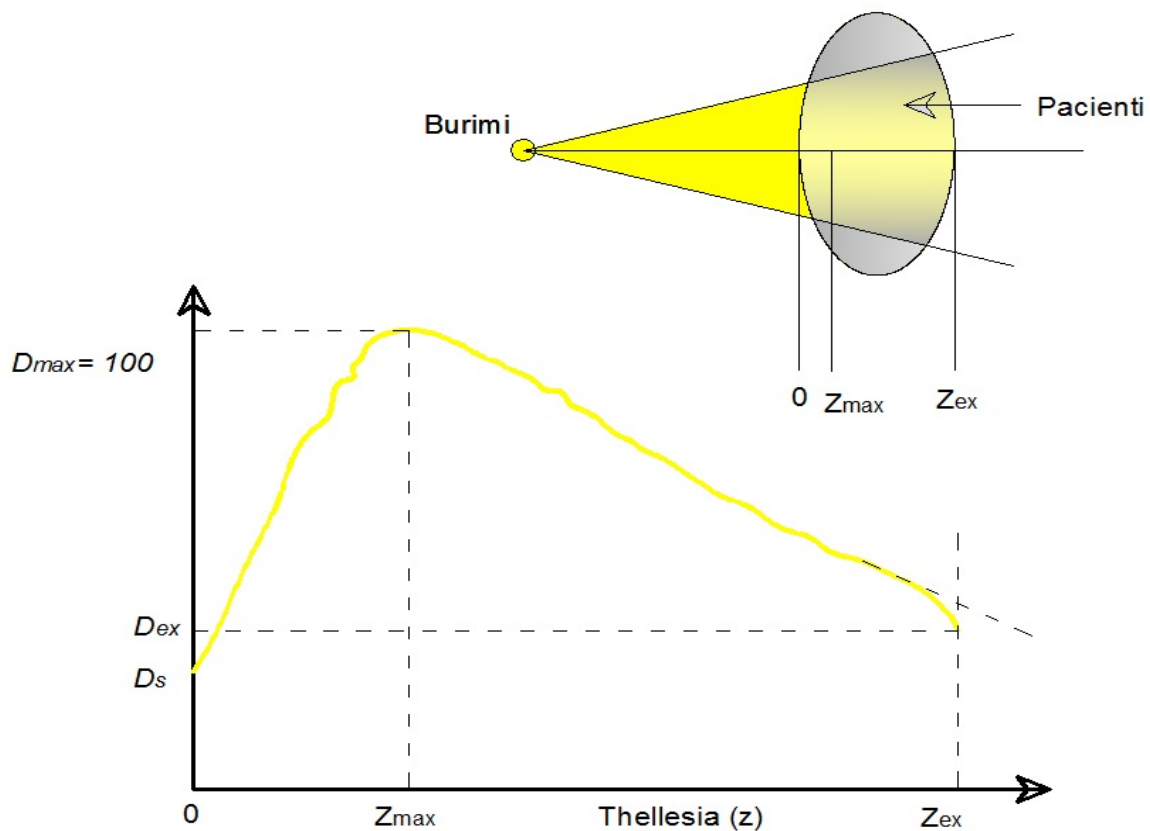


Fig.4. Depozitimi i dozës nga një tufë fotonike në një pacient.  $D_s$  është doza në sipërfaqe.  $D_{ex}$  është 100% e dozës në thellësin  $Z_{max}$

#### 4.1. Doza e sipërfaqes

Për tufat fotonike me energji të larta doza e sipërfaqes është në përgjithësi shumë më e vogël se maksimumi i saj, e cila arrihet në thellësinë maximale  $Z_{max}$  ose  $R$  që është nën sipërfaqen e pacientit (nën lëkurë). Në tufat fotonike me energji të larta doza e sipërfaqes varet nga energjia e tufës dhe madhësia e fushës [18]. Sa më e madhe të jetë energjia e tufës aq më e ulët është doza në sipërfaqe, kështu për një madhësi tufe tipike 10 x 10 cm për tufat fotonike të emetuara nga burimi i Co60 rreth 30% e dozës depozitohet në sipërfaqe, për tufat fotonike me energji 6 MV rreth 60% e dozës depozitohet në sipërfaqe dhe për tufat me energji 15MV rreth 30% e dozës depozitohet në sipërfaqe. Keto rezultate j

Doza e sipërfaqes e krahasuar me maksimumin e saj quhet efekti i dozës së ulët në lëkurë ( efekti i mbrojtjes i lëkurës) e cila paraqet një përparësi të rëndësishme të tufave me energji të larta MV, kundrejt tufave me energji të ulta ose sipërfaqësore në trajtimin e tumoreve të thellësisë. Vlerat e dozës në sipërfaqe për energjinë 6 dhe 15 MV janë dhënë në tablenë e mëposhtme, kurse grafikisht është paraqitur në figurën 4.1. Keto vlera janë fituar nga lakoret e PDD-ve, ( figurat 5.9 deri në figurën 5.31, faqe 120 deri ne faqe 131)

Tabela: 4.1. Vlerat e dozës ne siperfaqe në %, për energjinë 6 & 15 MV, për fusha të ndryshme

| Dimensionet e fushës në cm / Doza në siperfaqe në % |       |       |       |      |         |         |         |         |         |         |         |         |
|-----------------------------------------------------|-------|-------|-------|------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|
| Energjia                                            | 3 x 3 | 4 x 4 | 5 x 5 | 7x7  | 10 x 10 | 12 x 12 | 15 x 15 | 20 x 20 | 25 x 25 | 30 x 30 | 35 x 35 | 40 x 40 |
| 6MV                                                 | 57.3  | 57.3  | 58.3  | 59.6 | 60.5    | 62.6    | 65.0    | 68      | 70.0    | 74.0    | 76.5    | 78.2    |
| 15MV                                                | 24.1  | 24.8  | 25.3  | 39.6 | 30.3    | 42.0    | 36.6    | 49.1    | 53.9    | 56.6    | 60.9    | 63.0    |

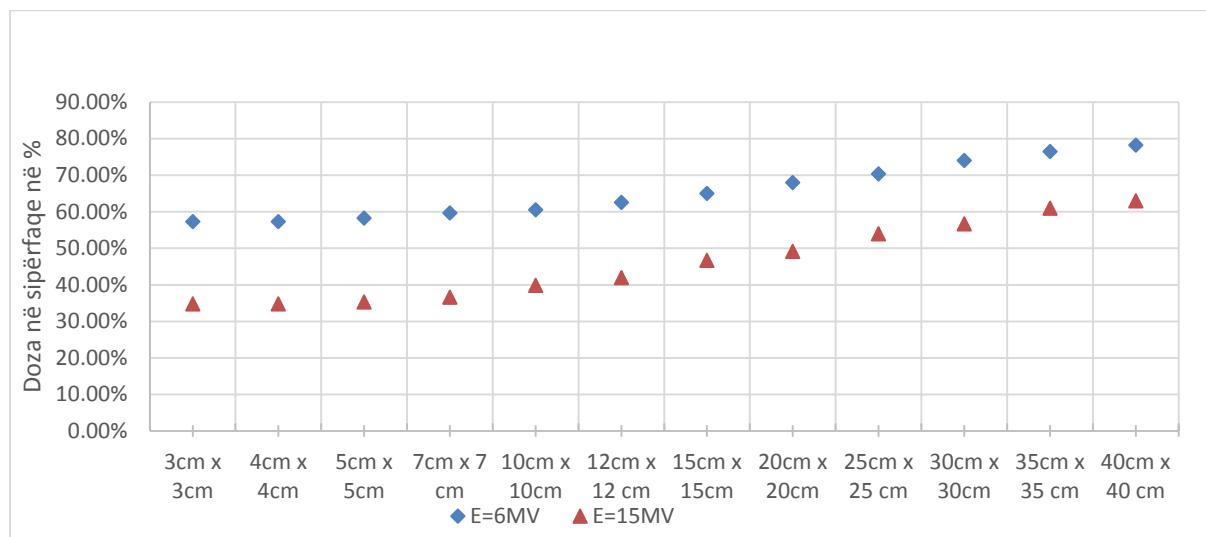


Fig.4.1. Doza në sipërfaqe për E=6MV dhe E=15MV

Tufat me energji të rendit të keV (ortovoltazhi) ose të sipërfaqes nuk e shfaqin këtë efekt sepse maksimumi i dozës së tyre ndodh në sipërfaqe të lëkurës (doza e sipërfaqes është e

njëjtë me dozën maksimale)[19]. Në këtë rast zakonisht ndodh një irritim i lëkurës së pacientit.

Doza e sipërfaqes matet me dhoma jonizimi plan-paralele për të dyja polaritetet e dhomës, pozitive dhe negative. Gjatë matjeve të kësaj doze merret në konsideratë vlera mesatare e matur nga të dy polaritetet.

Doza e sipërfaqes paraqet kontributin e dozës nga:

- Shpërhapja e fotoneve nga kolimatori, filtrat dhe shtresa e ajrit
- Shpërhapja nga pacienti
- Prodhimi i elektroneve me energji të lartë. Si rezultat i bashkëveprimit të fotoneve me ajrin dhe me materialet mbrojtëse në afërsi të pacientit.

#### **4.2. Zona e ngritjes (Buildup)**

Zona ndërmjet sipërfaqes (thellësia  $z = 0$ ) dhe thellësisë  $z = Z_{\max}$  ku arrihet doza maksimale për tufat me energji të larta të rendit MV, referohet si zona e ngritjes. [20]. Kjo është zona ku nga bashkëveprimi i fotoneve me pacientin ( efekti fotoelektrik, efekti Compton, prodhimi i çiftit) çlirohen grimcat energjetike të ngarkuara (elektronet dhe pozitronet) dhe më pas ato depozitojnë energjinë e tyre kinetike tek pacienti.

Në sipërfaqen e pacientit, nuk përmbushet kushti i ekulibrit elektronik dhe doza e përthithur është shumë më e vogël sesa kerma e përplasjes. Sidoqoftë, me rritjen e thellësisë  $z$ , ekulibri elektronik pothuajse arrihet përfundimisht në

Thellësinë, ku kemi matjen e dozës maksimale,  $z = Z_{\max}$ . Përtej kësaj zone doza fillon të zvogëlohet dhe bëhet e krahasueshme me kermën e përplasjes.

Përtej  $Z_{\max}$  të dyja, si doza dhe kerma e përplasjes, zvogëlohen pasi me thellësinë ndodh dobësimi i tufës së fotoneve.

Thellësia kur doza arrinë vlerën maksimale e cila ndodhet nën sipërfaqen (lëkurën) e pacientit, varet nga energjia e tufës dhe madhësia e saj. Energjia e tufës është varësia kryesore e këtij efekti. Varësia ndaj madhësisë së tufës, shpesh injorohet, sepse ajo paraqet vetëm një efekt të pa rëndësishëm. Vlera nominale për këtë thellësi  $Z_{\max}$ , ka një diapason, i cili fillon nga 0 për tufat e rrezatimit X me energji të rendit keV (ortovoltazhi), 0.5 cm deri në 5 cm për tufat fotinike me energji deri 21 MV.

#### **4.3. Parametrat e tufës fotonike të trajtimit**

Nga shumë parametra të tufës fotonikë, më kryesorë janë:

- madhësia e tufës
- thellësia e trajtimit
- pozicionimi kundrejt burimit SSD (distanca burim-sipërfaqe) ose SAD (distanca burim-aks)
- energjia e tufës fotonike

- **Madhësia e fushës**

Tufat që përdoren në radioterapi kanë forma të ndryshme. Në radioterapi përdoren katër grupe të përgjithëshme të formës së tufës: katrore, rrethore, drejtkëndore dhe e çrregullt. Format e fushës katrore dhe drejtkëndore zakonisht prodhohen nga kolimatorët e instaluar në makinat e prodhimit të rrezatimit.

Fushat rrethore prodhohen me kolimator special, të cilët montohen në makinën e rrezeve X gjatë trajtimit dhe format e çrregullta krijohen nëpërmjet blloqeve të plumbit (në rastin e Co60) dhe kolimatorëve shumështrësorë (multileaf - MLC) si në rastin e akseleratorëve linear mjekësorë.

Për ndonjë fushë të posaçme mund të gjenden fusha rrezatimi ekuivalente, të ngjashme me fushën që kërkohet, e cila duhet të karakterizohet nga parametra të ngjashëm.

#### **4.4. Faktori i kolimitimit**

Ekspozimi X, kerma dhe doza në volume të vogla të matura në një pikë të caktuar P në ajër, përmbajnë kontributin e dy komponentëve; rrezatimit primar dhe atij sekondar apo të shpërhapur. [21]

- Rrezatimi primar është faktori kryesor; ai vjen dretpërdrejt nga burimi dhe nuk varet nga madhësia e fushës së rrezatimit.
- Rrezatimi i shpërhapur paraqet një faktor minor por jo të neglizhueshëm. Ai konsiston në shpërhapjen e fotoneve në ajër në pikën P, kryesisht nga kolimatorët por me probabilitet edhe nga filtrat e sheshimit të tufës së montuar në makinën e rrezeve X. Faktori i shpërhapjes varet nga madhësia e fushës së rrezatimit; sa më e madhe të jetë madhësia e fushës aq më e madhe është sipërfaqja e kolimatorit për shpërhapjen dhe po kështu aq më i madh do të jetë dhe rrezatimi i shpërhapur.

Ekspozimi X, kerma dhe doza për volume të vogla në ajër, varen nga madhësia e fushës A dhe një parametër i cili u referohet atyre si faktori i kolimimit (CF collimator factor).

$$CF(A, h\nu) = S_c(A, h\nu) = REF(A, h\nu) = \frac{X(A, h\nu)}{X(10, h\nu)} = \frac{(K_{air}(A, h\nu))_{air}}{(K_{air}(10, h\nu))_{air}} = \frac{D'(A, h\nu)}{D'(10, h\nu)} \quad (4)$$

Gjeometria për matjen e CF tregohet si ne figurën mëposhtme

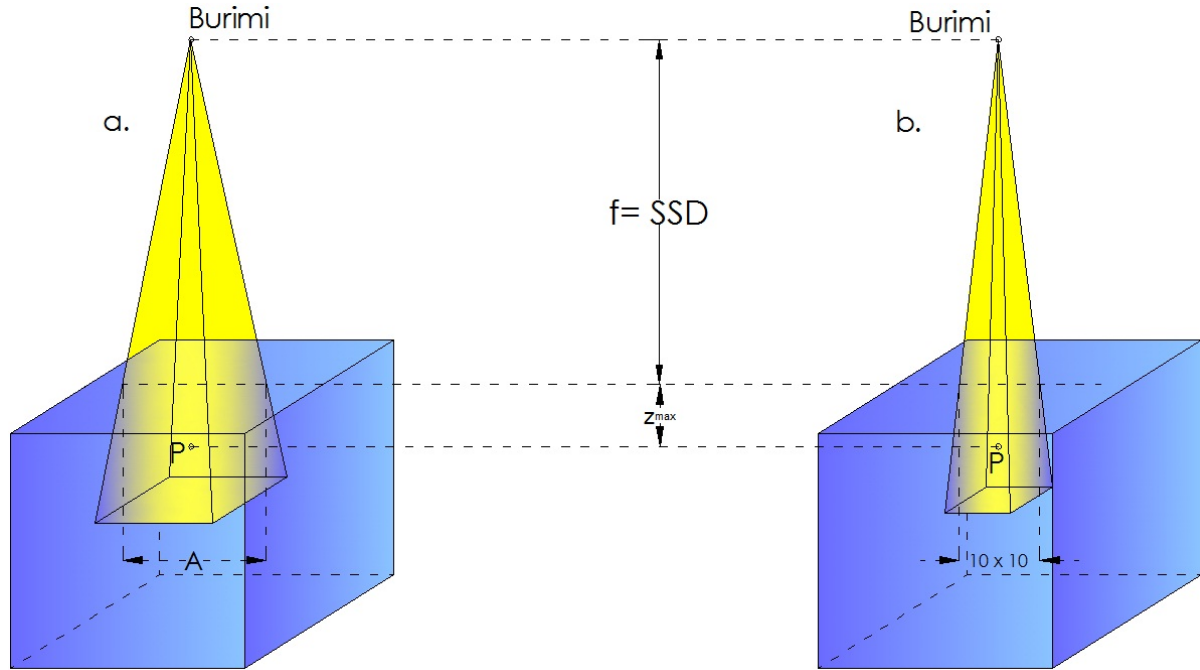


Fig:4.2. Gjeometria e matjes së faktorit CF

#### 4.5. Faktori i dozës relative

Për një tufë të dhënë fotonesh me SSD te caktuar, fuqia e dozës në pikën P (në thellësinë  $z_{max}$  në fantom) varet nga madhësia e fushës A. Faktori i dozës relative (RDF – relative dose factor), përcaktohet nga raporti i dozës në pikën P të fantomës,  $D_p(z_{max}, A, f, h\nu)$  për një madhësi fushe A, me dozën në pikën P të fantomës për madhësi fushe 10 cm x 10 cm,

$$D_p(z_{max}, 10, f, h\nu)$$

$$RDF(A, h\nu) = S_{cp}(A, h\nu) = \frac{D_p(z_{ax}, 10, f, h\nu)}{D_p(z_{max}, 10, f, h\nu)} \quad (4.1)$$

Gjeometria për matjen  $RDF(A, h\nu)$ , e tregohet si në figurën 4.2. (a) gjeometria për matjen e  $D_p(z_{\max}, A, f, h\nu)$  dhe (b) gjeometria për matjen e  $D_p(10, A, f, h\nu)$ . Nga përcaktimet bazë të CF dhe SF ne mund të shkruajmë se RDF është raporti[22]

$$RDF(10, h\nu) = \frac{D_p(z_{\max}, A, f, h\nu)}{D_p(z_{\max}, 10, f, h\nu)} = \frac{D'_p(A, h\nu)PSF(A, h\nu)}{D'_p(10, h\nu)PSF(A, h\nu)} = CF(A, h\nu)SF(A, h\nu) \quad (4.2)$$

Ose, sipas nocionit të Khan-it:

$$S_{C,p}(A, h\nu) = S_c(A, h\nu)S_p(A, h\nu)$$

kjo tregon se faktori i dozës relative përbëhet nga dy komponentë: shpërhapja nga kolimuesi dhe shpërhapja nga fantoma.

Kur përdoren aksesore të tjerë shtesë siç është rasti i MLC-ve, në formimin e tufës së rrezatimit në sipërfaqen e pacientit, e cila ka një formë dhe jo të rregullt B, atëherë  $RDF(B, h\nu)$ , i pet si një përafrim i ekuacionit të më poshtëm;

$$RDF(B, h\nu) = CF(A, h\nu)SF(B, h\nu)$$

ku, A-ja paraqet fushën e formuar nga kolimuesi i makinës dhe B është fusha jo e rregullt e aplikuar mbi sipërfaqen e pacientit.

#### **4.6. Fuqia e dozës**

Fuqia e dozës dhe shpërndarja e saj nga pajisjet e radioterapisë zakonisht matet me anë të fantomit shpërhapës. Këto matje ose kalibrime, fitohen duke përdorur me shumë kujdes variabla të tilla si SSD (distanca nga burimi deri te sipërfaqja e lëkurës së pacientit), madhësia e fushës, thellësia në materialin ekuivalent me indet, etj. Për këto matje duhet të përdoren instrumentet e kalibruara nga institutet e akredituara për standarde. Fuqia e dozës e përcaktuar pa fantom shpërhapës matet me një kupollë shtesë të një trashësie të barabartë me thellësinë e Dmax.

Këto matje bëhen në ajër në boshtin qendror të fushës në SAD (Source Axis Distance- distanca nga burimi deri të boshti qendror) për një numër të fushave, pasi fuqia e dozës ndryshon me hapjen e kolimatorit.

Fuqia e dozës në inde zakonisht matet në boshtin qendror në një distancë standarde nga burimi deri në sipërfaqe (SSD) në thellësinë e Dmax. në një fantom, dhe në thellësitë tjera nëse

kërkohej. Fuqia e dozës rritet me rritjen e fushës përkatëse, rritja më e shpejtë ndodh me rritjen e fushës për fushat më të vogla, dhe kur hapja e fushës bëhet më e madhe (përafërsisht 20 cm x 20 cm), rritja e fuqisë së dozës stabilizohet dhe mbetet praktikisht e pandryshuar.

Është e zakonshme të shprehim fuqinë e dozës për makinën e Co-60 në cGy/min për një fushë me dimensione 10 cm x10 cm.

Për ta korrigjuar fuqinë e dozës për madhësitë tjera të fushës secilën vlerë të madhësisë së fushës e shumëzojmë me një faktor të sipërfaqes. Përsheptuesit linearë mund të ndryshojnë vlerën e dozës brenda njësisë së kohës, kështu që fuqia e dozës për ta shprehet në cGy/monitor unit (MU-monitor unit-njësi monitori). Një monitor, i lexuar në nga dhoma jonizuese do të thotë një njësi në konsolën komanduese për secilën njësi të matur të dozës në  $D_{max}$ .

Monitor Unit (njësi monitori) është shpesh e rregulluar (kalibruar) të jetë njëjtë sikurse një cGy në  $D_{max}$  për një madhësi të dhënë të fushës

Tabela:4.2. Densiteti i disa përbërësve kimik për dozimetri

| Materjali                    | Përpërja Kimike                                                         | Densiteti $\frac{gr}{cm^3}$ |
|------------------------------|-------------------------------------------------------------------------|-----------------------------|
| Uji                          | $H_2O$                                                                  | 1                           |
| Poliestireni                 | $(C_8H_8)_n$                                                            | 1.03-1.05                   |
| Ujë i ngurt<br>(Solid Water) | Plastika e përzier<br>me yndyrë druri,<br>qe nuk tretet në<br>ujë       | 1.00                        |
| Pleksiglas                   | $(C_5O_2H_8)_n$                                                         | 1.16-1.20                   |
| Polietileni                  | $(CH_2)_n$                                                              | 0.92                        |
| Parafina                     | $C_nH_{2n+2}$                                                           | 0.87-0.91                   |
| Përzierje                    | Parafine:60.8<br>Polietilen: 30.4<br>MgO:29.06<br>TiO <sub>2</sub> :2.4 | 0.99                        |
| M <sub>3</sub>               | Paraffine:100<br>MgO:29.06<br>CaCO                                      | 1.06                        |

#### 4.7. Përçindja e dozës në thellësi

Në Radioterapi , Përçindja e Dozës në Thellësi (PDD) lidhet me dozën e absorubuar në një mjedis, e cila ndryshon me thellësinë. Shpërndarja e dozës së aksit qendror në brendësi të

pacientit ose fantomës, zakonisht normalizohet në  $D_{\max} = 100\%$  në thellësinë e maksimumit të dozës  $Z_{\max}$  dhe referohet si shpërndarja PDD. PDD-ja, përcaktohet sipas ekuacionit 4.3.

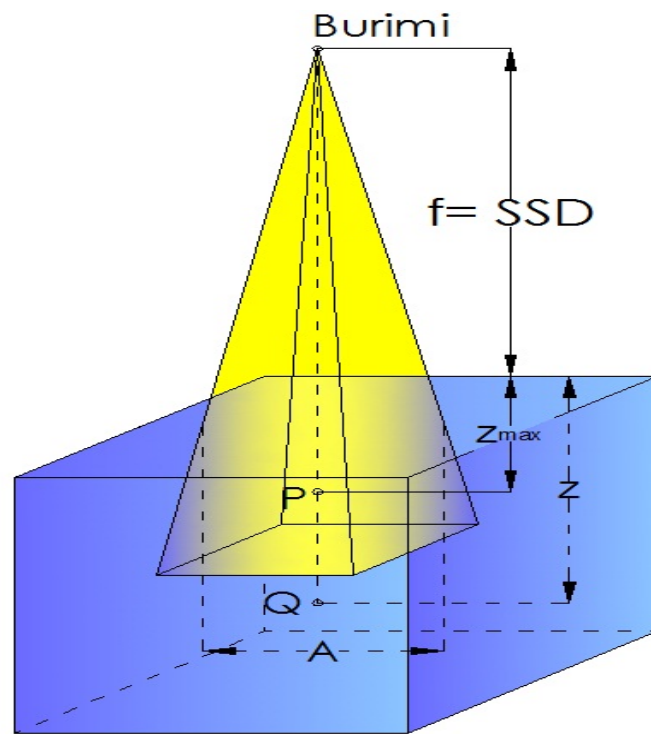


Fig:4.3. Gjeometria e majtes së PDD-së në pikën P

$$PDD = \frac{D_Q}{D_P} \cdot 100 = \frac{\dot{D}_z}{D_{Z_{\max}}} \cdot 100 \quad (4.3)$$

Ku  $D_Q$  dhe  $D_P$  paraqesin dozën dhe fuqinë e dozës në pikën Q në thellësinë  $z$ , dhe  $D_z$  dhe

$D_{Z_{\max}}$  paraqesin dozën dhe fuqinë e dozës në pikën P në thellësinë  $Z_{\max}$  [23]

Pika  $D_Q$  është një pikë arbitrare në thellësinë  $z$  nën aksin qendror të tufës së rrezatimit ; pika

$D_z$  paraqet pikën referuese të dozës specifike në  $z = Z_{\max}$  nën aksin qendror të tufës. PDD-të varen nga disa parametra

- thellësia në fantom
- madhësia e fushës A

- distanca burim – sipërfaqe (SSD)
- energjia e tufës

Siç është thënë edhe më lart doza përbëhet nga dy komponentë: doza primare dhe doza e shpërhapur nga kolimatori, pyka, MLC etj, prandaj komponenta primare paraqitet me ekuacionin

$$PDD^{pri} = 100 = \frac{D_Q}{D_P} \cdot 100 \left( \frac{SSD + z_{max}}{SSD + z} \right)^{-\mu_f(d-d_0)}$$

Komponenti i shpërhapjes reflekton kontributin relativ të rrezatimit të shpërhapjes për dozën në pikën  $D_z$ .

Komponenti i shpërhapur i dozës është pothuajse plotësisht i varur nga madhësia e fushës së rrezatimit. Kur madhësia e fushës rritet, doza e absorbuar në mjedis është më e madhe për shkak të rritjes së shpërhapjes.

Gjithashtu edhe forma gjeometrike e fushës ndikon dukshëm në vlerën e shpërhapjes në një pikë të dhënë. P. sh. fusha me dimensione (10x10) cm (me sipërfaqe 100 cm<sup>2</sup>) e vendosur simetrikisht përreth pikës së llogaritur do të prodhoi më shumë shpërhapje në këtë pikë se një fushë me dimensione (2 x 50) cm, gjithashtu me sipërfaqe 100 cm<sup>2</sup>. Kjo ndodh për shkak se skajet e kësaj fushe janë 25 cm nga pika e llogaritur. Pjesët e gjera të kësaj fushe janë tepër larg nga pika e llogaritur për të shpërndarë vlerë të shprehur të shpërhapjes aty.

Tufat me energji më të lartë kanë fuqi më të madhe të depërtimit dhe si rrjedhim, PDD në një thellësi dhe SSD të dhënë rritet.

Meqënëse vlera e dozës absolute zvogëlohet me rritjen e distancës nga burimi, përqindja e dozës në thellësi, që është doza relative në raport me pikën referente, me rritjen e distancës nga burimi rritet.

#### **4.8. Raporti air-ind (Tissue air-ratio TAR)**

Raporti TAR është dhënë për herë të parë nga Johns në vitin 1953 për të lehtësuar llogaritjet e dozës në rastet kur gentry rrotullohet dhe rrezaton në të njejtën kohë, por përdorimi i tij u zgjerua më pas edhe për fusha të shumta stacionare. Në radioterapi rrotulluese (Rapid Arch Therapy) burimi i rrezatimi lëvizë në një rreth, rreth aksit të rrotullimit. Gjatë rrotullimit rreth pacientit SSD ndryshon me konturë pacientit megjithatë, SAD mbetet konstante

TAR definohet si raporti i dozës  $D_d$  ose fuqisë së dozës  $\dot{D}_d$  në largësinë  $d$  në aksin qëndrorë të tufës [24]

$$TAR = \frac{D_d}{D_Q} = \frac{\dot{D}_d}{\dot{D}_Q} \quad (4.4)$$

Gjeometria e TAR për matjen e  $D_Q$  në fatom dhe  $\dot{D}_Q$  në ajër

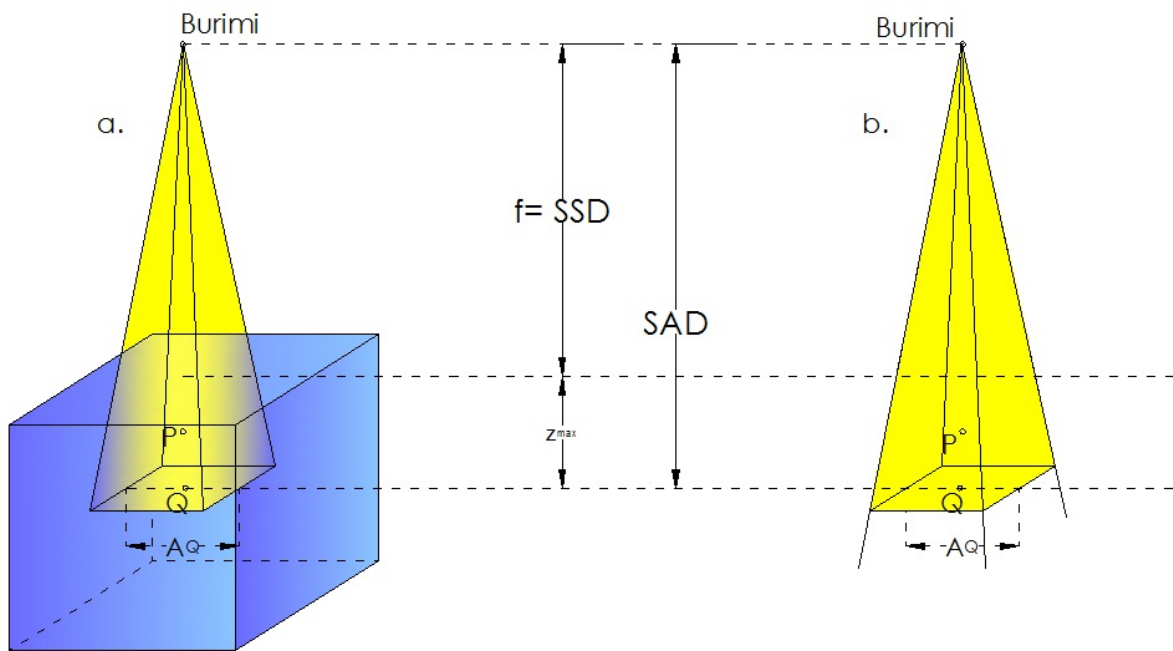


Fig:4.4. Gjeometria e matjes dhe definimit të TAR

Për dallim prej SSD e cila varet prej disa parametrave, TAR varet vetëm nga tre parametra thellësisë  $d$  dimensioneve të fushës dhe energjisë  $h\nu$ . Një nga vetitë më të rëndësishme që i atribuohen TAR është se ajo është e pavarur nga distanca e burimit

- Për një fushë konstante dhe energji konstante, TAR zvogëlohet me rritjen e vlerës  $d$  në figurë
- Për vlera konstante të  $d$  dhe energjisë  $h\nu$ , TAR rritet me rritjen e fushës
- Për vlera konstate të  $d$  dhe fushës, TAR rritet me rritjen e energjisë  $h\nu$  [24]

#### 4.9. Raporti në mes të TAR dhe PDD

Nga figura e mëposhtme mund të nxjerret raporti në mes të TAR dhe PDD duke u bazuar në ekucionet themelore për TAR dhe SSD

$$TAR = \frac{D_d}{D_Q} \quad PDD = 100 \cdot \frac{D_z}{D_{z_{\max}}}$$

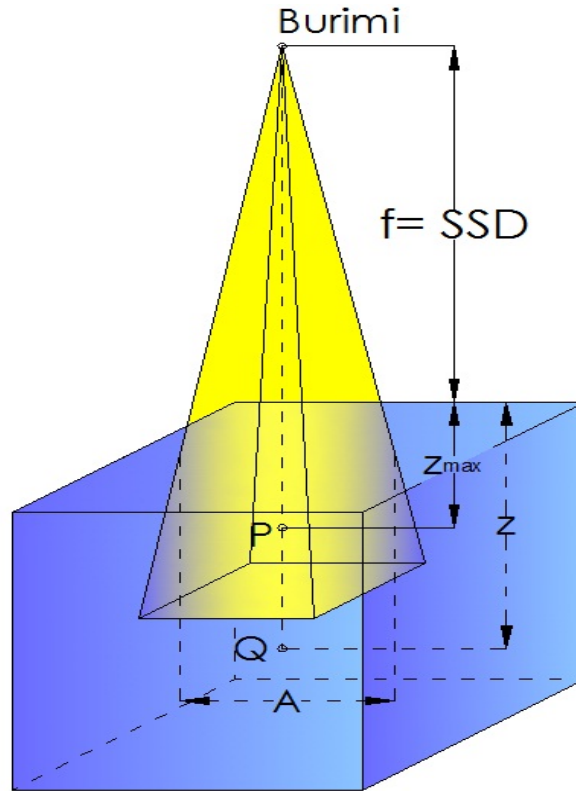


Fig: 4.5. Gjeometra që lidhë PDD dhe TAR

Nga ekuacionet e fundit për  $D_Q$  marrim

$$D_Q = D_P \frac{PDD(z, A, f, h\nu)}{100} = D_Q' TAR(z, A_Q, h\nu) \quad \text{kurse për } D_{d_0} \text{ tani mund të shenojmë}$$

$$D_P = D_P' PSF(A, h\nu) = D_Q' \left( \frac{f + z}{f + z_{\max}} \right) PSF(A, h\nu) \quad \text{nëse këtë e zëvendësojmë në ekuacionin e}$$

fundit fitojmë

$$TAR(z, A_Q, h\nu) = PSF(A, h\nu) \frac{PDD(z, A, f, h\nu)}{100} \left( \frac{f + z}{f + z_{\max}} \right)^2 \quad (4.5)$$

Lidhja e parë në mes të PDD dhe TAR, për fusha të njehta A, për dy SSD siç shifet në fig është: [25]

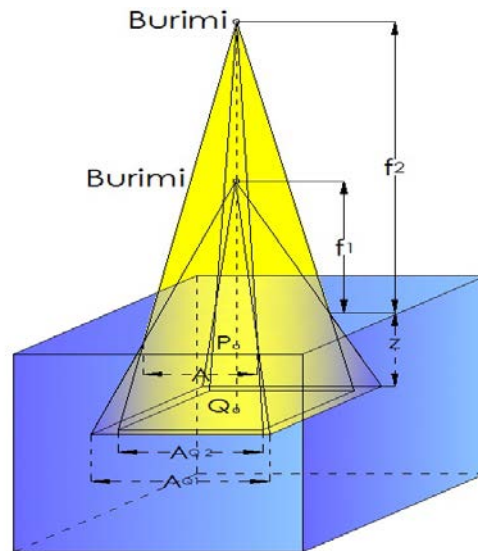


Fig:4.6. PDD për fusha me sipërfaqe të njejta me dy SSD të ndryshme

$$\frac{PDD(z, A, f1, hv)}{PDD(z, A, f2, hv)} = \left( \frac{TAR(z, Aq1, hv)}{TAR(z, Aq2, hv)} \right) \left( \frac{\frac{f1 + z_{max}}{f1 + z}}{\frac{f2 + z_{max}}{f2 + z}} \right)^2$$

Lidhja e dytë në mes të TAR, SSD lidhet për rastet me fusha të barabarta në pikën Aq në thellësinë z, në dy SSD

$$\frac{PDD(z, A, f1, hv)}{PDD(z, A, f2, hv)} = \left( \frac{PSF(A2, hv)}{PSF(A1, hv)} \right) \left( \frac{\frac{f1 + z_{max}}{f1 + z}}{\frac{f2 + z_{max}}{f2 + z}} \right)^2 \quad (4.6)$$

#### 4.10. Faktori pas shpërhapjes

Faktor i pas shpërhapjes (BSF) është thjesht raporti i dozës maksimale në boshtin qendror të tufës [25]. Kjo mund të përcaktohet si raport të dozës në boshtin qendror në thellësi maksimale në të njëjtën pikë në hapësirë të lirë

$$BSF = \frac{D_{max}}{D_s}$$

Ose  $BSF = TAR(d_m, A)$ , ku A paraqet dimensionet e fushës dhe Dm doza maksimale

BSF sikurse edhe TAR nuk varet nga SSD, por vetëm nga madhësia e fushës dhe energjia hv

$$SAR(z, A_Q, hv) = TAR(z, A_Q, hv) - TAR(z, 0, hv)$$

Faktori i shpërhapjes në ajër Scatter-Air Ratio SAR

Raporti e shpërhapjes në ajër përdoret për qëllime të llogaritjes së dozës të përhapur në mjedis. Llogaritja e dozës së shpërndarë parësor dhe veç e veç është veçanërisht e dobishme në dosimetrinë e fushave të parregullta. Raporti SAR mund të përcaktohet si raport të dozës së shpërndarë në një pikë në fantomë me dozën në hapësirën e lirë në të njëjtën pikë. Raporti i shpërndarjes ajër, si edhe TAR, është i pavarur nga SSD, por varet nga madhësia e fushës, energjia e sajë dhe thellësia z

$$SAR(z, A_Q, hv) = TAR(z, A_Q, hv) - TAR(z, 0, hv)$$

#### **4.11. Faktori i shpërhapjes nga Kolimatori dhe Fantomi**

Rrezatimi fotonik (shkalla e ekspozimit, fuqia e energjisë shkalla e dozës në hapësirën e lirë) e matur në ajër varet nga madhësia e fushës. Nëse madhësia e fushës rritet, rritet edhe doza në dalje për shkak të rritjes së shpërhapjes së tufës nga kolimatori primarë. Faktori i shpërhapjes nga Kolimatori ( $Sc$ ) quhet zakonisht faktori prodhimit dhe mund të përcaktohet si raporti i prodhimit në ajër për një fushë të caktuar me atë për një fushë reference p.sh  $10 \times 10$  cm. Faktori i shpërhapjes nga fantomi  $Sp$  është përcaktuar si kontribut i shpërhapjes së dozës nga fantomi prej së cilës varet shumë madhësia e fushës dhe forma e fushës mbi sipërfaqën e fantomit. E po ashtu kontribut i shpërhapjes nga kolimatori. [26]

Matja  $Sp$  dhe  $Sc$ , përcaktohen në thellësi referente të,  $D_{max}$ , matja reale e këtyre faktorëve në këtë thellësi mund të krijojë probleme për shkak të ndikimit të mundshëm të elektroneve që krijohen gjatë rrugës së rrezimit deri te fantomi. Shmangia e tyre bëhet duke bërë matjet në një thellësi më të madhe (p.sh., 10 cm) dhe krahasimin e tyre me thellësinë e referencës së  $D_{max}$

## 5. SHPËRNDARJA E DOZËS DHE ANALIZAT E SHPËRNDARJËS. MATJA E DOZËS PËR QËLLIME KLINIKE

Shpërndarja e dozës përgjatë aksit qendror të tufës jep vetëm një pjesë të informacionit të kërkuar për shpërndarjen e saktë të dozës brenda pacientit. Shpërndarja e dozës në 2D dhe 3D jepet nga të dhënat e aksit qendror dhe në përputhje me profilet e dozës së off-axis.

Në formë të thjeshtë, të dhënat jepen nga matjet e profilit të kësaj tufe e cila është pingul me boshtin qendror të tufës për një thellësi të caktuar të fantomës. Profilet e tufave të rrezatimit gama me energji të larta konsistojnë në tre zona të dallueshme: zona qendrore, gjysmë hija (penumbra) dhe hija (umbra)[27].

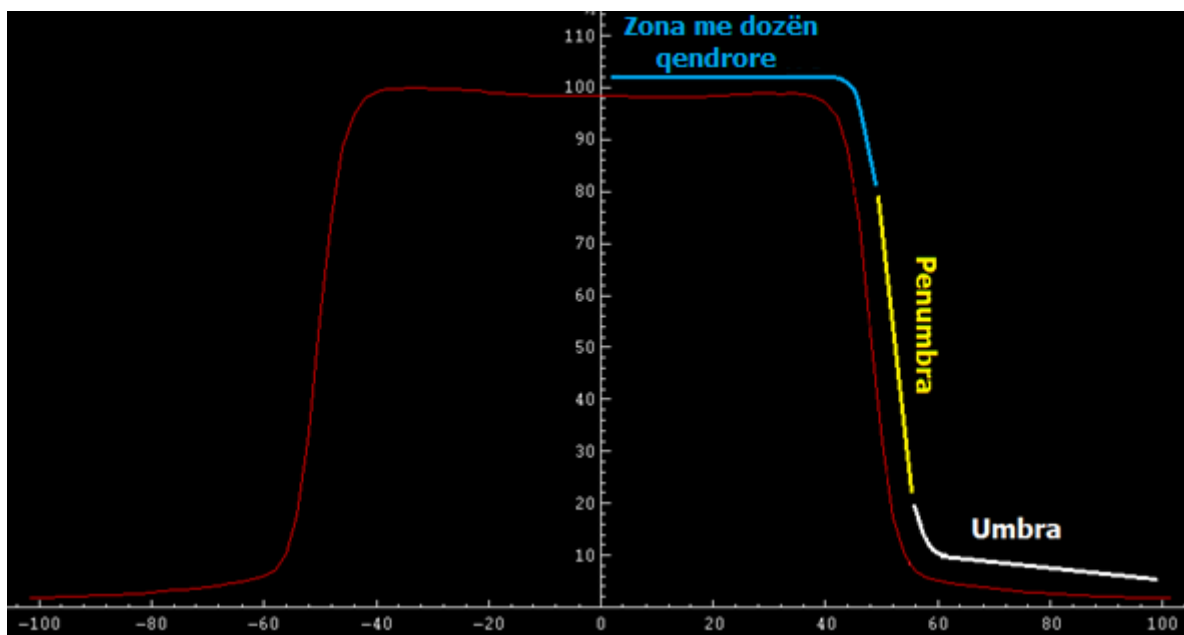


Fig.5. Zonat e profilit të dozave: zona qendrore, penumbra dhe umbra

**Zona qendrore** paraqet pjesëzën qendrore të shtrirjes së profilit nga boshti qendror i tufës deri 1-1.5cm brenda buzëve të tufës. Madhësia gjeometrike e tufës jepet nga fusha optike e cila zakonisht përcaktohet si 50% e nivelit të dozës së profilit të tufës. Për akseleratorët zona qendrore e profilit të tufës influencohet nga energjia e elektroneve që godasin shenjzën, nga numri atomik Z i shenjzës, nga numri atomik i filtrit sheshues.

**Në zonën e penumbrës** doza ndryshon në mënyrë të shpejtë dhe varet nga kolimimi i tufës.. Penumbra gjeometrike varet nga energjia e tufës, madhësia e tufës, SSD-ja, distanca burim – kolimator dhe thellësia në fantomë.

**Umbra** është zona e jashtme e fushës së rrezatimit, përtej buzëve të fushës. Doza në këtë zonë është përgjithësisht e ulët dhe jepet nga rrezatimi i transmetuar nëpërmjet kolimatorit dhe mbrojtëses së kokës së akseleratorit.

Uniformiteti i profilit të dozës zakonisht matet nga skanimi përgjatë akseve kryesore të tufës për thellësi të ndryshme në fantomë. Dy parametrat që përcaktojnë uniformitetin e tufës janë: simetria dhe rrafshtësia e tufës

### 5.1 Simetria e tufës dhe rrafshtësia e saj

Simetrisa e tufës zakonisht krahason profilin e tufës nga njëra anë e aksit me atë të anës tjetër. Zakonisht ky devijim nuk lejohet të jenë të barazlanguara nga pika e aksit qendror, më shumë se 2% nga njëra tjetra.

Simetria e tufës S, zakonisht përcaktohet në thellësinë Z<sub>max</sub>, e cila paraqet thellësinë më të ndjeshme për vlerësimin e këtij parametri të uniformitetit të tufës.

Zona e profilit të tufës nën Z<sub>max</sub>, në secilën prej krahëve të profilit (majtas dhe djathtas) të aksit qendror, shtrihen deri në 50% të nivelit të dozës dhe S-ja përllogaritet si më poshtë:

$$S = 100 \cdot \frac{Zona_{majtas} - Zona_{djathtas}}{Zona_{majtas} + Zona_{djathtas}} \quad (5)$$

Zona paraqet profilin e dozës në anën e majtë apo në anën e djathtë nga boshti qendror të tufës

Rrafshtësia e tufës F, vlerësohet duke gjetur maksimumin e vlerave D<sub>max</sub> dhe minimumin D<sub>min</sub>, të dozës në profilin e tufës deri në 80% të gjerësisë së saj dhe më pas përdoret relacioni i mëposhtëm: [28]

$$F = 100 \cdot \frac{D_{\max} - D_{\min}}{D_{\max} + D_{\min}} \quad (5.1)$$

Në përgjithësi për akseleratorët standart F-ja është më pak se 3% kur matet në një thellësi prej 10 cm në ujë, SSD të barabartë me 100 cm si dhe për përmasa deri 40 cm x 40 cm.

### 5.2. Shpërndarja e izodozave

Nuk është e mjaftueshme që të kemi të dhëna për dozën në thellësi të ndryshme vetëm përgjatë boshtit qendror. Shpërndarjet e dozës zakonisht maten në një fantom për një numër të madhësive të fushave dhe shprehen përmes të ashtuquajturave lakore të izodozës.

Dozat për një fushë të caktuar, maten në një pikë, që të jetë sa më simetrike kundrejt hapjës së fushës. Kuptohet që për një fushë katrore, boshti që kalon nëpër qendrën gjeometrike të

katrorit është vendi gjeometrik i këtyre pikave. Nisur nga fakti që pikat që formojnë fushën e rrezatimit, shërbejnë si burime thuajse pikësorë, dhe si të këtillë japin kontributin e tyre në dozën e mbledhur, apo në fuqinë e dozës, pra të dozës së mbledhur në njësinë e kohës, në përpjestim të zhdrejtë me largësinë e tyre nga pika ku matet doza, atëherë, falë simetrisë boshtore, pikat e baraz-larguara, japin dozë të njëjtë. Rrjedhimisht, katrori me brinjë 20cm përmban plotësisht brenda vetes, katrorin me brinjë 12 cm, i cili nga ana e tij, përmban brenda vetes katrorin me brinjë 10cm. Kështu që për të njëjtat kushte rrezatimi, doza, qoftë absolute apo relative, e fushës 10cm x 10 cm , është më e vogël se ajo e fushës 12 cm x 12 cm, e po kështu se ajo e fushës 20 cm x 20 cm. Lind pyetja sasiore: A është lineare varësia e dozës nga ndryshimi i sipërfaqes së tufës së rrezatimit, dhe si është kjo varësi në të vërtetë? Po ta analizojmë problemin me saktësi matematike, varësia nuk mund të jetë plotsisht lineare, për arsye se sa më larg boshtit të jetë burimi pikësor i marrë në konsideratë, aq më e madhe bëhet largësia e tij nga pika e matjeve në boshtin qendror. Dihet që nisur nga ndërtimi i një fushe rrezatimi, fusha dritore (luminoze), zakonisht duhet të përputhet me izodozën 50%. Kjo vlerë arrihet rreth centimetrave të fundit. Jashtë fushës dritore vlera e dozës bije, më ngadalë, deri sa në ekstremet e saj përfundojnë vetëm me rrezatim të sjellë nga gjyëm-hija fizike. Pavarësisht nga hapja e fushës, falë ndikimit që kanë zonat e ndryshme të fushës në pikën e zgjedhur në boshtin qendror, duke u zhvendosur nga qendra gjeometrike e fushës, drejt brinjëve të saj, do të kemi një zbritje simetrike me gradient të njëjtë, të vogël, në të gjitha anët njëllorë, gjithmonë për arsye simetrie, që zbret nga vlera qendrore 100% deri në vlerën 90%, dhe pastaj në centimetrin e fundit, zbritja bëhet më e shpejtë, dhe brenda centimetrit të fundit bëhet zbritja nga 90% në 50%. Megjithëse pak, gradienti i ndryshimit të dozës në centimetrin e fundit, varet nga energjia dhe nga lloji i rrezatimit. Kështu ky ndryshim është më i shpejtë për elektronet, energjia e të cilëve në periferi të fushës bije thuajse menjëherë, ndërsa për fotonet  $\gamma$ , rënia është më e ngadalshme. Kjo rënje, pra ky ndryshim është më i shpejtë për rrezatime me energji të madhe.

Grafikët e izodozave japin të dhënat lidhur me dozën përtej boshtit qendror. Për tufa pa filtër të rrafshët, doza nga përsheptuesi linear në boshtin qendror duhet të jetë më e lartë se ajo përtej boshtit qendror. Filtri i rrafshët redukton dozën përgjatë boshtit qendror dhe prodhon një tufë të rrafshët në një thellësi të caktuar, zakonisht 10 cm.

Në grafikët e izodozave për teknikën e trajtimit me SSD të fiksuar, pika referente e zakonshme është në  $D_{max}$ . Doza në këtë pikë zakonisht është e fiksuar në 100 % (e normalizuar në 100 %). Në një grafikë të izodozës për teknikën izocentrike (SAD të fiksuar), pika referente është në izoqendër. Është tepër e lehtë të përcaktojmë dozën në një pikë të

dhënë në ind nëse njihet doza në pikën e normalizuar. P.sh. nëse 100 cGy shpërndahet në  $D_{max}$  në një fushë A atëherë është e qartë se 50 cGy shpërndahet në një pikë të dhënë përgjatë vijës së izodozës 50 %.

Ndryshimi i dozës përgjatë një fushe në një thellësi të dhënë mund të përcaktohet nga lakoret e izodozave përkatëse dhe është më së miri të paraqiten me anë të një profili të dozës. Profili i dozës paraqet dozat përkatëse përgjatë një fushe ose përgjatë një plani të trajtimit që përbëhet nga tufa të shumëfishta

Karakteristikat fizike të tufës së rrezatimit zakonisht maten nën kushte standarde, të cilat janë të shënuara më poshtë:

- Fantoma të jetë me densitet homogjen,
- Fantoma të ketë sipërfaqe të rrafshtë
- Tufa goditëse të jetë pingule me sipërfaqën e ujit në fantomë.

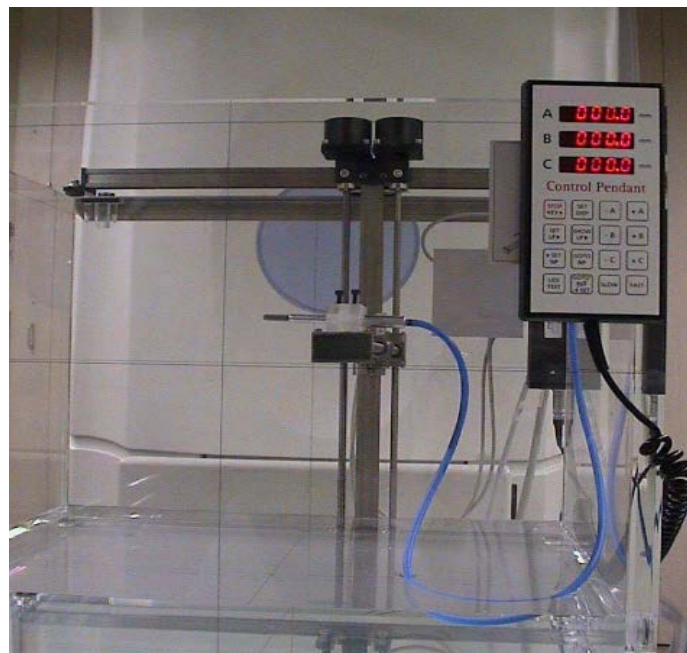


Fig: 5.1. Fantoma me ujë

Të dhënat e dozës së thellësisë të aksit qendror në ndërthurje me të dhënat e profilit të dozës japin informacionin në 2-D dhe 3-D të tufës së rrezatimit. Sidoqoftë ky informacion është shumë i vështirë për tu vizualizuar për një tufë të vetme dhe akoma më i vështirë për kombinimin e disa tufave të ndryshme.

Ndryshimet planare dhe volumetrike për dozën e thellësisë janë zakonisht të shprehura nga kurbat e izodozave ose nga izodoza e sipërfaqes, e cila bashkon pikat e secilës dozë të matur

në volumet me interes të lëndës. Kurbat e izodozave ndërtohen nga intervale të rregullta të dozës së përthithur dhe shprehen si përqindje e dozës në një pikë specifike reference.

Një diagramë e izodozave, për një tufë të vetme, konsiston në një familje të kurbave të izodozave, e cila ndërtohet sipas rregullit rritës së PDD-ve. Zakonisht përdoren dy normalizime.[29]

Për tufat e fotoneve me energji të larta, doza e off-axis në thellësi të vogla është zakonisht më e madhe sesa doza e aksit qendror në të njëjtën thellësi, kjo si pasojë e ndërtimit të filtrit i cili kryen sheshimin e tufës. Këta filtra sigurojnë që në thellësin 10 cm tufa të jetë e sheshtë.

Afër buzëve të tufës në zonën e penumbrës, anash aksit qendror, doza zvogëlohet në mënyrë të shpejtë. Rënia e kësaj doze nuk shkaktohet vetëm nga forma gjeometrike e penumbrës por edhe nga zvogëlimi i shpërhapjes anësore të pareteve të fantomës. Jashtë limiteve gjeometrike të tufës dhe penumbrës, ndryshimi i dozës është rezultat i tre komponentëve:

- Shpërhapja nga rrezatimi i tufës.
- Rrjedhja nëpërmjet kolimatorit dhe mbulesës së kokës së akseleratorit;
- Shpërhapja nga sistemi i kolimitimit.

Parametrat që ndikojnë në shpërhapjen e izodozave të një tufe të vetme janë cilësia e tufës, madhësia e burimit, kolimimi i tufës, madhësia e fushës dhe gjeometritë përkatëse SSD dhe SAD. Diagrama e izodozave për matje në ujë, kryhet me dhoma jonizimi, filma radiochromic si edhe filma standart radiografie, etj. Për më tepër në përpunimin e matjeve, diagrama e izodozave, mund të gjenerohet edhe nëpërmjet algoritmeve të planit të trajtimit, TPS-ve (treatment planning system).

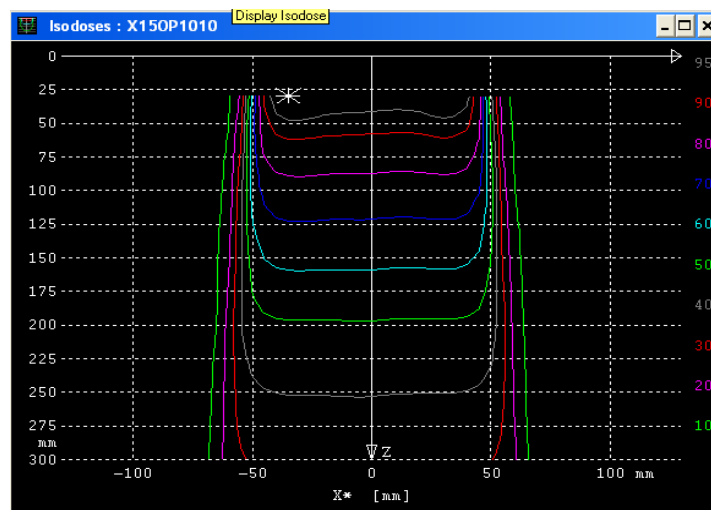


Fig:5.2. Profilet e izodozave për një tufë fotonike me energji 15 MV, dhe dimensione 10 cm x 10 cm, të askeleratorit Primus, në Institutin e Onkologjisë ne Prishtinë

Te shpërndarja e izodozave gjëja e parë dhe me kryesore është që doza e shpërhapur përgjatë boshtit qendrorë, të jetë e njëjt me lakoret e izodozave të matura pavarësisht njëra nga tjera.

### **5.3. Shpërndarja e dozave me ndihmën e pykave**

Pykat janë modifikues të fushës, që domethënë ndryshim i drejtimit të ballit të tufës, pra ndryshim i vijës që bashkon pikat që lëkunden me fazë të njëjtë. Në qoftë se, rrezet  $\gamma$ , pasi kanë dalë nga burimi, arrijnë te trupi i pacientit, me ballin e valës pingul me drejtimin e përhapjes, pra me frontin e valës paralel me planin e sipërfaqes së tupit të pacientit, duke vendosur (në fund të kolimatorit) me pykë ndryshojmë këndin midis ballit të valës, pa ndryshuar drejtimin e tufës. Pra, siç do të shihet te kurbat e izodozave të fushave me pykë, kontributi i rrezatimit në njerën anë të boshtit qendrorë të tufës, është më i madh se në anën tjetër. Pra tufa bëhet asimetrike, kundrejt boshtit. Rrjedhimisht përdorimi i pykave do të rrezatonte më shumë nga ana e hollë e pykës, pra të themi nga ana e mprehtë e saj, e më pak nga ana e saj e trashë, pra nga ana e bazës. Meqenëse, gjatë rutinës së përditshme të radioterapisë mund të kemi nevojë për ta këndëzuar më shumë apo më pak ballin e valës kundrejt boshtit të tufës, pykat zakonisht përgatiten me trashësi e kënd të kulmit të ndryshëm [30].

Në qoftë se njeri skaj i pykës, të themi skaji i mprehtë, që quhet edhe tehu i saj, përputhet me njerën anë të fushës rrezatuese, ana tjetër përputhet me anën tjetër të saj, kurse boshti i tufës kalon diku në qendër, pra i barazlanguar prej tyre. Kuptohet që rrezet përbërëse të tufës përshkojnë trashësi të ndryshme që fillojnë nga trashësia më e madhe, që në varësi të lëndës së pykës mund të jetë disa milimetra, vjen diku deri në një trashësi të ndërmjetme në qendër, pra të boshti i tufës, deri sa bëhet thuhet zero tek tehu i pykës. Pykat janë shumë të vlefshme në mjaft raste, prej të cilëve po përmendim disa që mendojmë se janë më kryesoret.

- Kur tumori që rrezatohet ndodhet shumë pranë organesh apo indesh që duhen ruajtur nga rrezatimi. Në këto raste ana e hollë duhet drejtuar nga tumori për të dhënë doza më të larta.
- Kur fusha është shumë e këndëzuar, për shembull në rrezatimin e fushës eksterne të tumoreve të gjirit, apo të ndonjë rasti tjetër të ngjashme dhe pyka duhet të vendoset në mënyrë që të kompensojë ndryshimin e rrugës në ajër, që i duhet të bëjë rrezatimi për të arritur te pacienti. Me fjalë të tjera, ana e trashë e pykës duhet vendosur andej nga ruga në ajër është më e madhe.

Ato ndertohen nga materiali i plumit apo çelikut, të cilat zakonisht montohen mbi kolmatiroin primar, dhe njihet si pykë e brendshme, dhe një mënyrë tjetër, vendoset jashtë kolimatorit

sekondare dhe njihet si pykë e jashtme. Sistemin e pykave të jashtme e shfrytëzon tipi i makinave Siemens.

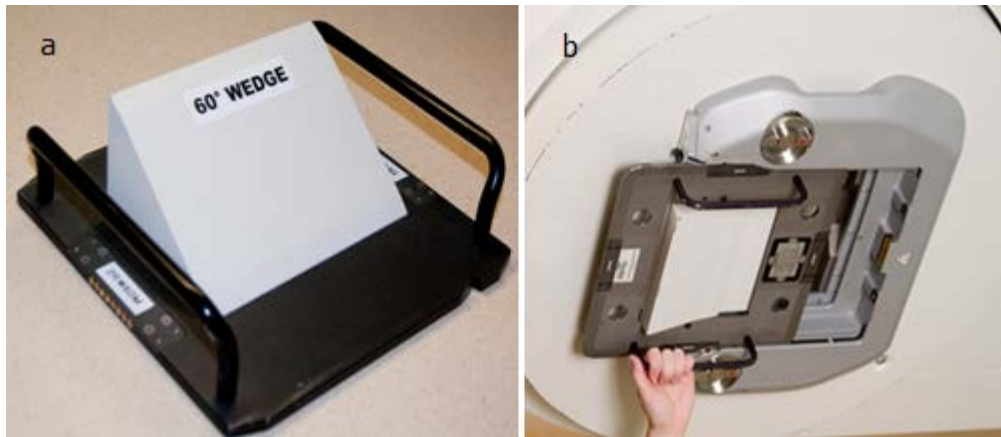


Figura: 5.3: a) Pykë fizike 60°, b) sistemi i vendosjes së pykës fizike të jashtme te akseleratori linear Siemens

Gjatë kalimit të tufës së rrezatimit në pykë, ndërron edhe fluksi i daljës prej 5-13 %, dhe ky fluks varet nga këndi i pykave. Makina Siemens përdorë katër pyka fizike me kënde të ndryshme. Pyka me këndin më të vogël është 15° pastaj 30°, 45° dhe 60°.

Në bazë të Komisionit Nërkombëtar Elektroteknik (International Electrotechnical Commission – IEC), këndi i një pyke për tufën fotonike përcaktohet si në figurën e më poshtme. Këndi i pykës  $\alpha$  jepet me formulën e më poshtme:

$$\alpha = \operatorname{atg} \left( \frac{d_a - d_b}{\frac{F}{2}} \right) \quad (5.2)$$

ku,  $d_a$ ,  $d_b$  dhe  $F$  janë të përcaktuara në figurën e më poshtme. Supozojmë që dozat në pikat a dhe b janë të lidhura me njëra – tjetrën vetëm nëpërmjet dobësimit të fotoneve primare dhe që koeficienti i dobësimit  $\mu$  dhe fluksi i pa modeluar i energjisë të jetë i njëjtë në pikat a dhe b, raporti i koeficientit të tufës modeluese  $\eta$  ndërmjet pikave a dhe b jepet sikurse është treguar në figurën

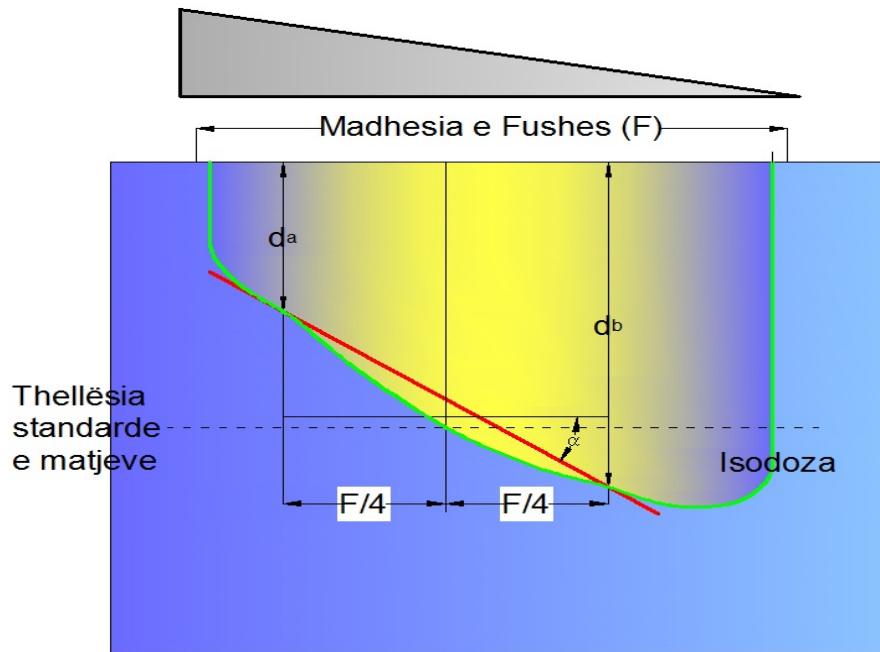


Fig.5.4. Izodoza e fushës me pykë fizike

Nëse është vendosur pyka në akselerator, dimensioni maksimal i një tufe te makina Siemens është 11cm, sepse po aq është edhe gjatësia e brinjës së pykës.

Bolusi është një material zakonisht nga dylli, densiteti i të cilit është afërsisht i barabartë me densitetin e lëkurës së pacientit. Është material i butë, i cili përshtatet për formën e sipërfaqes ku bie, e cila zakonisht përdoret për të rritur dozën në sipërfaqe, ose për ta kompensuar një pjesë të sipërfaqes së humbur. Dimensionet e saj mund të jenë nga 0.5-1.5 cm. Ajo kompenson shumë mirë shpërndarjen e izodozave. Në figurën e mëposhtme është dhënë një rast i thjeshtë i shpërndarjes së izodozave pa dhe me bollus.

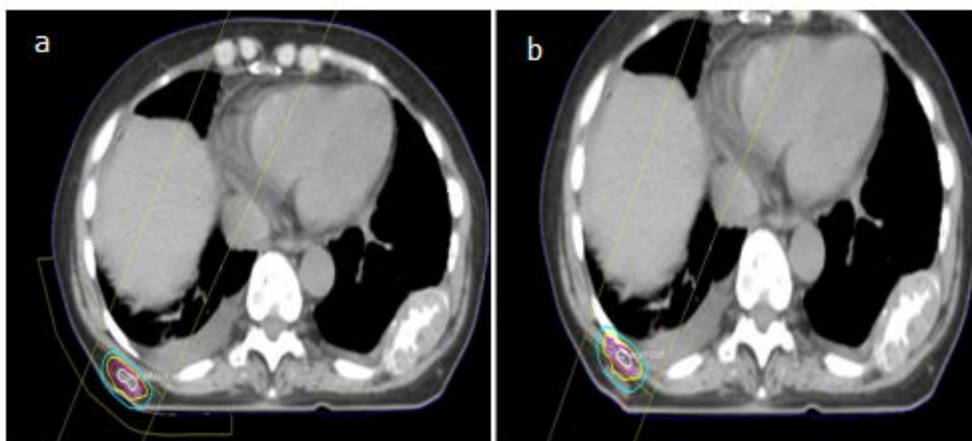


Fig:5.5. Shpërndarja e izodozave: a) me bolus, b) pa bolus

#### **5.4. Tufat e elektroneve**

Fuqia dhe shpërndarjet e izodozave për elektronet janë shumë të ndryshme në krahasim me tufat e fotoneve dhe për këtë arsye duhet të diskutohen veçanërisht. Fuqia e dozës për elektronet mund të ndryshon shumë me madhësinë e fushës dhe energjinë dhe nga një përsheptues në tjetrin, edhe nëse janë të të njëjtit model. Si rrjedhim, kalibrimi gjithëpërfshirës duhet të bëhet për secilën energji të elektroneve, me secilin kon dhe madhësi fushe. [31]. Është e zakonshme të fiksohet cGy/M.U për aplikatorin 10 cm x 10 cm në  $D_{max}$  dhe cGy/M.U. Për konet tjera, dhe madhësitë e fushave shprehen me anë të të ashtuquajturit “output factor”. Format e tufave të elektroneve me blloqe sekondare gjithashtu ndryshojnë fuqinë e dozës dhe shpërndarjet kështu që kërkojnë matje të kujdesshme për secilën fushë. Kontrolli i vazhdueshëm i fuqisë së dozës është esencial. Shpërndarja e dozës nga tufat e elektroneve karakterizohet me njëtrajtshmëri përkatëse brenda pak centimetrave të parë në ind, i shoqëruar me një rënie shumë të shpejtë të dozës. Thellësia në të cilën doza bie shumë shpejtë varet nga energjia e elektroneve. Si një direktivë e përshtatshme për zgjedhjen e energjisë së përshtatshme të elektroneve për një tumor të dhënë, mund të thuhet se energjia e elektroneve në MeV duhet të jetë tri herë më e madhe se thellësia maksimale e tumorit, kështu që, për trajtimin e një tumori në thellësi maksimale 3 cm, duhet të përdoret tufa e elektroneve me energji 9 MeV. Shpërndarja e izodozave ndryshon me kolimimin e tufës, madhësinë e fushës, konstruksionin e konit etj. Kur një tufë rrezatimi bie mbi një sipërfaqe (të lëkurës së pacientit, p.sh.), nga bashkëveprimi me të lind rrezatimi dytësor, që kryesisht është elektronik. Një pjesë e këtyre elektroneve lëvizin bashkë me tufën parësore, në të njëjtin drejtim me të, kështu që intensitetit të rrezatimit parësorë i rritet fuqia e dozës, rrjedhimisht në shtresën pasuese të indeve, do të prodhohen më shumë rrezatime dytësore. Po kështu në shtresën e mëpasme, etj. Nga ana tjetër, sa më thellë të tejshkojë tufa parësore (e bashkë me të edhe ajo dytësore e prodhuar në shtresat pranë sipërfaqes së lëkurës), aq më e vogël bëhet energjia e tyre, deri sa ata përthithen plotësisht, duke mos ndikuar më në rritjen e prodhimit të rrezatimit dytësor. Kështu, megjithëse gjatë gjithë rrugës së tyre, rrezet e tufës, gjatë bashkëveprimit, prodhojnë rrezatim dytësor, e njëkohësisht përthithen edhe vetë nga humbja e energjisë së tyre, vjen një moment, që në një thellësi të caktuar, numuri i “rrezeve” apo grimcave të përthithura barazohet me atë të ‘rrezeve’ apo grimcave dytësore që prodhohen, në njësinë e kohës, dhe themi se në këtë thellësi është arritur barazpesha e rrezatimit. Po ashtu elektronet bashkëveprojnë në mënyrë më intensive me lëndën se sa fotonet, dhe prandaj e

humbasin energjinë e tyre më shpejt se fotonet. LET-i i tyre është më i madh se ai i fotoneve[32].

Aftësia jonizuese e elektroneve është më e madhe, pasi ato jonizojnë jo vetëm nëpërmjet fushës, por edhe nëpërmjet ngarkesës, dhe nëpërmjet masës së tyre. Kuptohet që bashkëveprimi me seksion tërthor më të madh, e që luan rrol kryesor për elektronet, është i pari, më pak është i dyti dhe kuptohet që fare i vogël është bashkëveprimi mekanik. Roli i pranishëm së masës bëhet i pamohueshëm vetëm në rastet kur elektroni kalon në zonat ku ndjehet veprimi i forcave të fushës bërthamore, dhe ku mund të ndodhë kthimi i plotë i masës së tyre, në energji.

Lidhur me këto veti, si dhe me të tjera, të cilat dalin jashtë synimeve të këtij punimi, forma e kurbave për elektronet, që janë dhënë më poshtë e që i përkasin rasteve dhe kushteve më të përdorshme, do të diskutohet këtu, shkurt dhe vetëm në funksion të cilësisë së mjekimit, në praktikën e përditshme. Bie në sy që rënia e dozës pas arritjes së vlerës maksimale, në rastin e elektroneve, bëhet shumë më e shpejtë se sa në rastin e fotoneve. Kështu po ta bëjmë krahasimin e vlerave sipas kurbës për fushën 10 cm x 10 cm do të kemi që nga thellësia ku arrihet doza maksimale deri sa ajo, pra doza bëhet zero, nuk janë më shumë se 1.4 cm, ndërkohë që rënia e dozës për fotone, në të njetat pika përkatëse, bëhet praktikisht disa herë më ngadalë. Krahasime të tilla mund të bëjmë tek sicla lakore e PDD-se për fotone me ato me elektrone.

Ky fakt pra rënia e menjëhershme e dozës pas maksimumit, paraqet interes të veçantë në radioterapi. Kjo sepse pas çlirimit të dozës në vatrën tumorale duhen mbrojtur zonat e paprekura nga sëmundja, që ndodhen fill pas saj, dhe mbrojtje më të mirë se mos të japësh rreze, nuk ka e nuk mund të ketë. Paraqet interes të madh pra, që më pas, energjia dhe doza e rrezatimit të zvoglohet në mënyrë që formacionet e shëndosha, që vijnë pas vatrës tumorale të mos rrezatohen, gjë që në rrezatimin me elektrone arrihet më së miri, duke shfrytëzuar vetinë e përmendur më sipër.

Nuk mund të lemë pa përmendur që në këndvështrimin e energjisë të tufës rrezatuese, përbërja është mjaft homogjene, pra rreth 90% e elektroneve që përbëjnë tufën, zotërojnë një energji sa energjia nominale, plus-minus 0.25 MeV, pra vlerat e energjisë gjenden brenda intervalit. Pra tufat e elektroneve me energji të lartë, të prodhuara në përsheptuesit, ka dy përparësi shumë të vlefshme për ti përdorur këto “predha” me shumë sukses dhe që janë:

Tufë elektronesh shumë homogjene, pra me energji që luhaten brenda një intervali të ngushtë, dhe elektronet e humbasin energjinë fill pas goditjes së tumorit, duke mbrojtur kështu indet e shëndosha pas tumorit.

Veç këtyre, ka edhe të tjera, ku vend të veçantë, padyshim zënë vetia, për të cilën kemi folur edhe më parë, e që lidhet me barazpeshën e elektroneve të prodhuara me ata që përthithen, barazpeshë që arrihet në thellësi. që varet nga energjia e elektroneve. Ky fakt ka gjithashtu një rëndësi të veçantë, pasi doza në sipërfaqe është rreth 20% më e vogël se doza maksimale që arrihet aty ku arrihet barazpesha elektronike. Kështu që, në trajtimin e tumoreve sipërfaqësore apo gjysmë sipërfaqësore, mund të llogaritet, që para se të arrijë në target, pra në vatrën tumorale, energjia të jetë më e vogël se se vlerat e dozës tumorale, kurse në tumor në vlera thuhet zero, menjëherë pasi të ketë kaluar sërish në indet e shëndoshë, pas tumorit.

Përparësitë e përmendura më sipër, shoqërohen me disa të meta, prej të cilave po përmendim njerën që lidhet ngushtësisht me terapinë e rregullt e të saktë. Falë rënies së menjëhershme të dozës në thellësi, si edhe të rritjes së saj nga vlera sipërfaqësore në Dmax, me thuhet të njejtën shpejtësi kërkohet një dozimetri dhe sidomos një plan trajtimi tejet i saktë, pasi, në hyrje të volumit target mund të gabojmë e të lemë ndonjë pjesë të tij në zonën me dozë më të ulët, dhe për pasojë ajo pjesë e tumorit apo e vëllimit që duhet rrezatuar të mbetet e nëndozuar (kujtojmë sërish se nëndozimi mund të arrijë deri 20%, të vlerës së dozës tumorale të parashikuar), ndërsa në dalje nga ky vëllim mund të ndodhin dy gjasi të papritura:

- mbirrezatim i indeve të shëndoshë, që gjenden fill pas vëllimit që duhet rrezatuar, dhe
- nëndozim i një pjese të tumorit apo të vëllimit target, që ndodhet në kufi me indet e shëndosha.

### **5.5. Matja e dozës për qëllime terapeutike, komisionimi dhe pranimi i të dhënave për Planin e Trajtimin (TPS)**

Sistemi i planifikimit (TPS) në repartet e Radioterapisë luan një rol kyç në përgatitjen e një plan trajtimi në radioterapi. Sistemi siguron mundësinë për të hartuar planet e trajtimit për ofrimin e dozës së përshtatshme vëllimit tumorial me diferencë të përshtatshme, ndërsa përreth indeve normale llogaritet të dozës minimale sa më shumë të jetë e mundur. Për të plotësuar kjo kërkesë, TPS duhet të jetë në gjendje për të shfrytëzuar të gjitha shkallët e lirisë të një akselerator linear (LINAC)[33]. TPS duhet të jetë në gjendje për të llogaritur shpërndarjet e dozës me saktësi të mjaftueshme, për të gjitha teknikat e trajtimit në çdo anatomi. Kur organet dhe indet e rrezatuar dhe vëllimet e tyre janë të njohur në detaje të mjaftueshme, llogaritja Monte Carlo siguron informatë të mjaftueshme për të llogaritur efektet e rrezatimit. Llogaritja e dozës në TPS kryhet në dy faza të dallueshme. Në fazën e parë duhet llogaritur fluksi i energjisë në dalje të Linacut si një mjedis i veçantë në terren për tufë të rrezatimit.

Në fazën e dytë llogaritet shpërndarje e fluksit të energjisë apo dozës që është depozituar në një volum tumoral[34].

E para: Fluksi total i energjisë në dalje të linacut përshkruhet nga ekuacioni

$$\psi_{tot}(x, y|A) = \psi_0 \cdot \left( f(x, y|A) + \frac{\psi_{hsc}(x, y|A)}{\psi_0} \right) \quad (5.3)$$

Ku A është fusha maksimale e hapjes së kolimatorit, i paraqitur si funksion  $x, y, \psi_0$ , paraqet fluksin referent, dhe  $\psi_{hsc}$ , fluski i shpërhajpes nga koka e akseleratorit.

E dyta: Doza që dërgohet tek një pacient me rrezatim fotonik depozohet nga elektronet (me energjitë më të larta edhe pozitronet) të cilat nxisin gjurmët e rrezatimit në inde. Dy sasi që përcaktojnë konvertimin në mes fluksit të energjisë dhe dozës së depozuar janë: Energjia totale të depozituar në materje, me rrezet fotonike që njihet shkurt si TERMA (Total Energy Released in Matter) dhe e dyta Kerna që merret edhe si modelim e depozitimit të energjisë rreth një pike ose gjume ku veprojnë fotonet. Duke pasur parasysh një dendësi, masë homogjene D dhe një rënie eksponenciale si një funksion i thellësisë me koeficientin rënës  $\mu(E)$  të energjisë së fotoneve E, ekuacioni diferencial për Terma ipet si

$$T_E(\vec{r}) = -\frac{1}{\rho} \vec{\nabla} \cdot \vec{\psi}_E(\vec{r}) = \frac{\mu(E(\vec{r}))}{\rho} \psi_E(\vec{r}) \quad (5.4)$$

Kerna mund të përcaktohet me llogaritje Monte Carlo, dhe në përafrim të mirë, po ashtu edhe nga llogaritjet analitike, që ipet me ekuacionin

$$h_w(r, \vartheta) = \frac{(A_g e^{-a_g r} + B_g e^{-b_g r})}{r^2} \quad (5.5)$$

në të cilat r paraqet distancën deri në pikën e ndërveprimit të fotonit  $\vartheta$  paraqet këndin azimutal me drejtimin e fotonit hyrës. Parametrat A, a, B, b, janë një funksion i këtij këndi. Në përafrim më të mirë A, korrespondon me energjinë elektroneve dhënë shenjës për krijimin fillestar të fotoneve, ndërsa B përfaqëson depozitimin e dozës nga fotone të shpërndara nga fantomi. Një përfaqësim grafik i një pike kernel të përhapur për fotonet me energji 6 MeV ipet ne fig 5.6.



Fig.5.6. Pika kernel e perhapur nga energjia 6MeV

Llogaritja e shpërndarjes së dozës në një pacient tani mund të jepet me një ekuacionit të vetme,

$$D(\vec{r}) = \iiint_V T_E(\vec{s}) h(\vec{r} - \vec{s}) d^3\vec{s} dE = \iiint_V P(\vec{s}) \hat{h}_p d^3\vec{s} + \iiint_V S(\vec{s}) \hat{h}_s(\vec{r} - \vec{s}) d^3\vec{s}$$

Ku T parqet energjinë dhënë nga Terma. Në anën e djathtë të ekuacionit simbolet P dhe S, janë po ashtu pjesë të Terma-s, ndërsa  $h_p$  dhe  $h_s$  janë koeficientet Kernel.

$$D(\vec{r}) = \int T_E(\vec{s}) \cdot (\vec{r} - \vec{s}) d^3\vec{s}$$

Softëveri me të cilën janë bërë matjet quhet MEDical PHHYsics TOll ose shkurtimisht “MEPHYSTO mc<sup>2</sup>”. Është platforma më e fuqishme dhe më e avancuara e industrisë softevre për të analizuar tufat e rrezatimeve jonizuese me një sistem skanimit të ujit. E pajisur me të gjitha mjetet e domosdoshme, ky softëver lejon përdoruesit për të kryer çdo detyrë dosimetrie në lidhje me komisionimin e akseleratove linear. Ky softëer përdoret për të gjitha qëllimet dozimetrike në radioterapi. Përdorimi i moduleve të ndryshme të këtij softëeri jep mundësi për të kontrolluar skanimin e dozës së PPD-ve, formës dhe simetrisë së fushës së rrezatimit, dhe mbi të gjitha ajo të jepë lehtësi në kalibrimin e akseleratorit gjatë

matjeve në dozimetrinë absolute. Kalibrimi i tufave të rrezatimit të përdorura për radioterapi bazohet në matje shumë të komplikuar dozimetrike

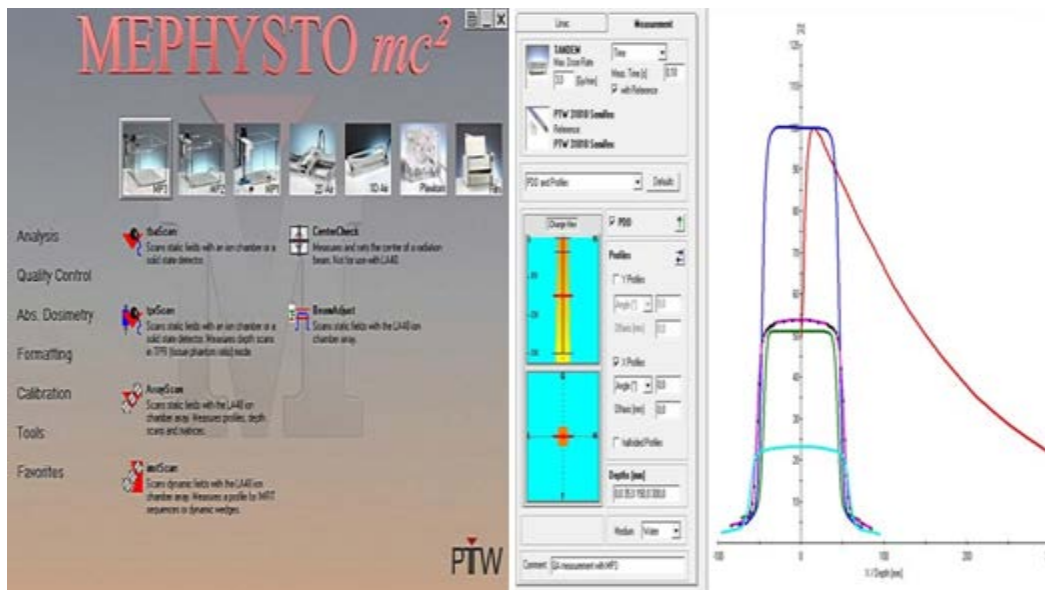


Fig:5.7. Pamja e softëverit matës MEMPHYSTO mc<sup>2</sup>

- **Fantoma e ujit**

Uji rekomandohet si lënda e referencës për kryerjen e matjeve të dozës së përbërë për tufat e fotoneve dhe elektroneve në radioterapi, kjo për arsye se trupi i njeriut është i përbërë nga 87% material uji. Dimensionet e fantomës duhet të jenë të tilla që efekti i shpërhapjes së dozës nga paretet e saj të mos influencojë në matjen e dozës së saktë. Fantoma e ujit e cila është përdorur për matjet tona është e tipit PTW MP3-M “Therapy Beam Analyzer

- **MULTIDOS. Dozimetri shumëkanalësh- ELEKTROMETRI**

Dozimetri shumëkanalësh MULTIDOS, për dozimetri absolute,që mund të realizojë matje in vivo dhe për Kontroll Cilsije në radioterapi është një dozimetër dual; HV±400V.



Fig.5.8. Elektrometri

Pajisje për qëndrueshmërinë e LINAC-ut, për njëtrajtshmërinë dhe simetrinë e kontrolleve.

Dozimetër që matë në dozë, fuqi doze, si dhe me ngarkesë elektrike ashtu edhe me ngarkesë për njësi kohe, pra me njësi rryme njëkohësisht. Multidos-i mund të përdoret me dhoma jonizimi, dhe me detektorë gjysmëpërçues. Ky dozimetër plotëson dhe kalon kriteret për dozimetrat e klasit siç janë përcaktuar në ligjet e BE. Faktorët e kalibrimit ruhen në kujtesën e aparatit, të cilës mund ti shtohen edhe faktorë të tjerë. Korigjimi i dendësisë së ajrit mund të bëhet duke klikuar të çelësat për temperaturën dhe trysninë e ajrit. Rezultatet e matjeve tregohen në ekranin e gjërë LC, në Gy, R, Gy/min, R/min, C(kulon) ose A(amper). Matjet me MULTIDOS-in kanë një saktësi të lartë, gabimi që mund të bëhet është më i vogël se  $\pm 0.5\%$ . Veç kësaj aparati matë duke pasur një qëndrueshmëri tejet të lartë, prej më pak se  $\pm 0.5\%/vit$ . Ka edhe një interfase dhe një softëer, që shërbejnë për të bërë kalibrim kur është nevoja.

- **Dhomat e jonizimit gjysmë të përkulshme, 31010 dhe 31013.**

Janë dhoma për matje të rrezatimit me fotone dhe elektrone me energji të lartë volumi i ndjeshëm është 0.125 dhe 0.3 cm<sup>3</sup>.



Fig:5.9. Dhomat e jonizimit **31010** dhe **31013**

Janë të përdorshme për matje në fantomë uji. Dhomat gjysmë të përkulshme janë përgatitur për dozimetrinë në terapi dhe kryesisht për matjen e shpërndarjes së dozës në fantomë të motorizuara me ujë. Shkalla e përshtatshmërisë së tyre për matje është e vlefshme për energjitë nga 30kV deri në 50MV për fotonet, dhe nga 6MeV deri në 50MeV për elektronet. Muret e dhomës janë prej grafiti, me një mbulesë mbrojtëse prej akriliku. Një kapuç prej akriliku mundëson matjet në ajër për matjet me Co-60 për të matur dozën në ajër dhe përmbanë një çertifikatë për kalibrimin në dozë të përthithur në ajër ose në kerma të matur në ajër. Për çdo matje duhet bërë korrigjimi për dendësinë e ajrit, dhe një paisje kontrolli radioaktiv. Është gjithashtu si mundësi për të kontrolluar matjet. Dhoma prej 0.125cm<sup>3</sup> është ideale për dozimetrinë tre përmasore në një fantomë uji, përderisa volumi i ndjeshëm është afërsisht me formën sferike, duke rezultuar në një varësi lineare të këndëzuar të vlerave të

matura, ku këndi është  $\pm 160^\circ$ , dhe me një aftësi ndarëse të njëtrajtëshme hapësinore sipas të tre boshteve së fantomës së ujit.

- **Dhoma jonizuese Markus**

Është dhomë jonizimi, plan paralel për matje në ujë apo në fantoma të ngurta të elektroneve me energji të lartë. Volumi i ndjeshëm  $0.02\text{cm}^3$ .

Përmasa të jashtme të njejta me dhomën klasike të matjeve, Markus. E përshtatshme për matje dozimetrike absolute dhe relative. Dhoma mund të masë në ujë, pra është resistent ndaj ujit, me kapuç mbrojtës. Dhoma e përmirësuar Markus1, është një zhvillim i mëtejshëm i Markus-it klasik, i pajisur me një rreth mbrojtës kundër perturbacioneve të jashtme, pra për të shmangur apo zvogëluar çregullimet që mund të shkaktojnë faktorët e jashtëm, duke shmangur ndikimin e rezatimit të difuzuar.



Fig:5.10. Dhoma e jonizimit Markus

Përderi sa përmasat e jashtme janë të njejta me Markus-in klasik, atëherë të gjitha pajisjet e saj mund të përdoren edhe për Markusin e përmirësuar. Volumi i vogël i ndjeshëm e bënë dhomën Markus të përshtatshme për matje të fushës së rrezatimit, dhe me matjet në fantomë uji jep edhe shpërndarjen hapësinore të rrezatimit, me një aftësi ndarëse të përshtatshme. Të dhënat e dhomës Markus janë të tilla që i bëjnë ato të përshtatshme për një shtrirje të gjërë energjetike nga 2 MeV deri në 45 MeV. Dhoma Markus e përmirësuar mund të përdoret (me një shtresë 0.03 mm polietilen, përdoren me fantomë të ngurtë, por me një kapuç mund të përdoret edhe në fantomë uji. Për këtë qëllim mbulohet me 0.87 mm akrilik ekuivalent me 1mm ujë. Rezultatet jepen në dozë të përthithur në ujë, dhe për secilën matje duhet bërë korrigjimi për dendësinë e ajrit.

### **5.5. Matjet për TPS**

Procesi klinik i terapisë me rrezatim është mjaft kompleks dhe përmban në vete shumë etapa. Procesi fillon me diagnostikimin e pacientit, i pasuar me vendimin se a do të trajtohet me anë të rrezatimit apo jo. Vendimi se pacienti duhet të trajtohet me anë të rrezatimit të shpie në

procesin e planit të trajtimit duke përdorur teknika të posaçme, protokolle standarde, e cila pastaj pasohet me teknikat e pozicionimit të pacientit.

Sistemi i planit të trajtimit përdoret në terapinë me rrezatim të jashtëm për të nxjerrë format e tufës së rrezatimit dhe shpërndarjet e dozës që të rris kontrollin e tumorit dhe të minimizoi komplikimet në indet e shëndosha. Anatomia e pacientit dhe shenjëza e tumorit mund të paraqiten si modele 3D. Procesi i plotë i planit të trajtimit përfshinë shumë hapa dhe fizikani mjekësor është përgjegjës për integritetin e plotë të TPS, që të nxjerr shpërndarje të saktë të dozës dhe llogaritje të sakta lidhur me tufën e jashtme [35]

Matja e dozës së përthithur në  $Z_{ref}$  për qëllime klinike i referohen dozës së absorbuar në thellësin  $Z_{max}$ . Për të përcaktuar dozën e absorbuar në një thellësi të caktuar për një tufë të dhënë duhen kryer matjet për PDD-t, formën e fushës së rrezatimit, influencën e pykës fizike si edhe influencën e rrezatimit të shpërhapjes. Këto matje kryhen në aksin qendror të izoqendrës së tufës së rrezatimit me gjeometrinë SSD për madhësi fushash të cilat i kërkon plani i trajtimit. Në rastin tonë plani i trajtimit është XiO.

Hapat që ndiqen deri në matjen e dozës së përthithur dhe vlerësimin e kualitetit të tufave fotonike për energji të 6 MV dhe 15 MV janë.

- Përcaktimi dhe matja e kurbave të përqindjes së dozës së thellësisë në aksin qendror të tufës së rrezatimit për madhësi fushe ;  $3 \times 3 \text{ cm}^2$ ;  $4 \times 4 \text{ cm}^2$ ;  $5 \times 5 \text{ cm}^2$ ;  $7 \times 7 \text{ cm}^2$ ;  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ;  $12 \times 12 \text{ cm}^2$ ;  $15 \times 15 \text{ cm}^2$ ;  $20 \times 20 \text{ cm}^2$ ;  $25 \times 25 \text{ cm}^2$ ;  $30 \times 30 \text{ cm}^2$ ;  $35 \times 35 \text{ cm}^2$ ; dhe  $40 \times 40 \text{ cm}^2$ ;
- Vlerësimi i homogjenitetit dhe simetrisë së tufës fotonike për madhësit e më sipërme,
- Vlerësimi i homogjenitetit të tufës fotonike, kur në të vendoset pyka fizike,
- Matja dhe llogaritja e rrezatimit të shpërhapjes nga kolimatori, fantoma dhe rrezatimin e plotë të shpërhapjes,
- Përcaktimi dhe matja e dozës për qëllime klinike.

Nën këto kushte arrijmë të modelojmë dy tufa fotonike për energji 6 MV dhe 18 MV me karakteristikat e më sipërme. Këto të dhëna vendosen në një databazë në planin e trajtimit XiO. Të gjitha planet e trajtimit për pacientët e radioterapisë ndërtohen në bazë të të dhënave fillestare dozimetrike, të matura si për fotone ashtu edhe për elektrone.

Përqindja e dozës së absorbuar në thellësi (PDD) në një pikë të dhënë X përgjatë boshtit qendror paraqet raportin e përqindjes së dozës në këtë pikë dhe një pike referente që zakonisht zgjedhet  $D_{max}$ . Përqindja e dozës në thellësi mund të jepet me shprehjen:

$$PDD = \frac{D_d}{D_{d_0}} \cdot 100 = \frac{\dot{D}_d}{\dot{D}_{d_0}} \cdot 100$$

Përqindja e dozës në thellësi varet nga energjia, madhësia e fushës, SSD, dhe nga përbërja e mjedisit të rrezatuar. Natyrisht, PDD po ashtu ndryshon me thellësinë.

Përveç komponentës primare të rrezatimit gjithmonë ekziston edhe ajo e shpërhapur, me përjashtim të rastit kur kolimatori mbyllet plotësisht. Komponenta e shpërhapur e dozës është pothuajse plotësisht e varur nga madhësia e fushës së rrezatimit. Kur madhësia e fushës rritet, doza e absorbuar në mjedis është më e madhe për shkak të rritjes së shpërhapjes. Te gjitha PDD e dozave për energjinë 6 & 15 MV, për dimensionet të cilat i kërkon plani i trajtimit XiO janë të paraqitura duke filluar nga figura 5.9 deri në figurën 5.32 (me fillim në faqen 120) Ndërsa të dhënat për profilet e kërtyre dozave gjinden në tabelën 5.2 deri te tabela 5.7, pas figurave. Keto grafikone dhe tabela janë të dhëna në fund të temës. Dihët se tufa e rrezatimit hasë në fantom dhe në kolimator, prandaj llogaritja e sajë është e dmosdoshme për planet te trajtimit.

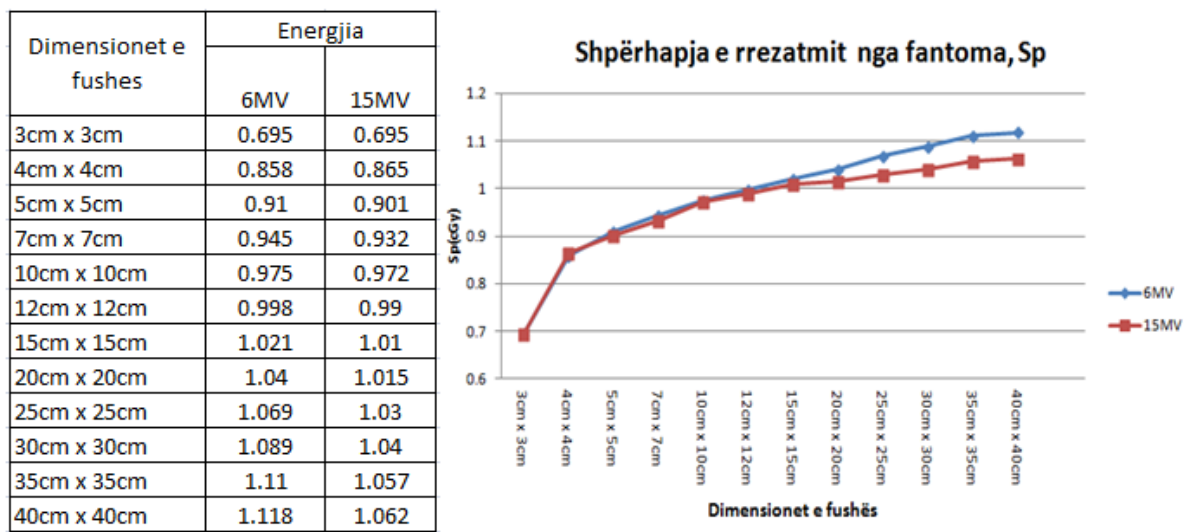


Fig:5.34. Shpërhapja e rrezatimit nga fantoma

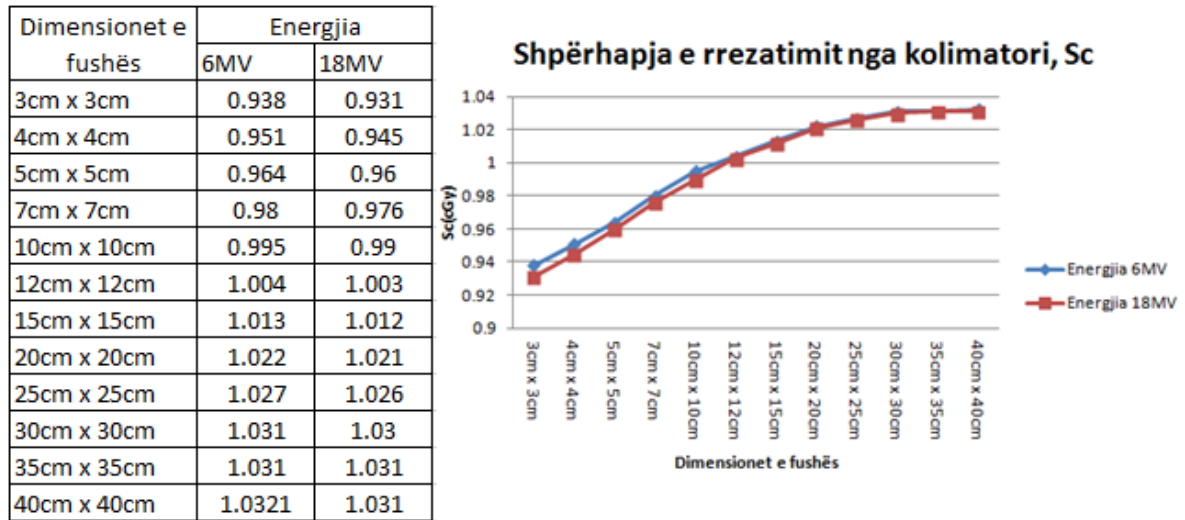


Fig:5.35. Shpërhapja e rrezatimit nga kolimatori

## 5.6. Profilet e dozave me pyka fizike

Qëllimi i përdorimit të filtrave pykë është të ndryshojë e të përshtasë shpërndarjen e dozës sipas formës, vendëndodhjes e përmasave të tumorit e të pjesëve për rreth tij, që duhen mbrojtur nga rrezatimi. Shtimi i filtrave do të prodhojë shpërhapje shtesë, e cila rritet me rritjen e trashësisë së filtrit. Vlera përkatëse e rrezatimit të shpërhapur, i cili e prek pacientin, do të varet nga pozicioni i filtrit dhe madhësia e fushës [36]. Filtri që zakonisht përdoret për modifikimin e tufës është ai i formës së pykës, i përbërë nga një material me dendësi shumë të madhe, që më së shpeshti është plumbi, i cili e dobëson përparimin e tufës përgjatë fushës. Ana e hollë e pykës dobëson më pak tufën se ana e trashë e saj, duke rezultuar në pjerrësinë e lakoreve të izodozave.

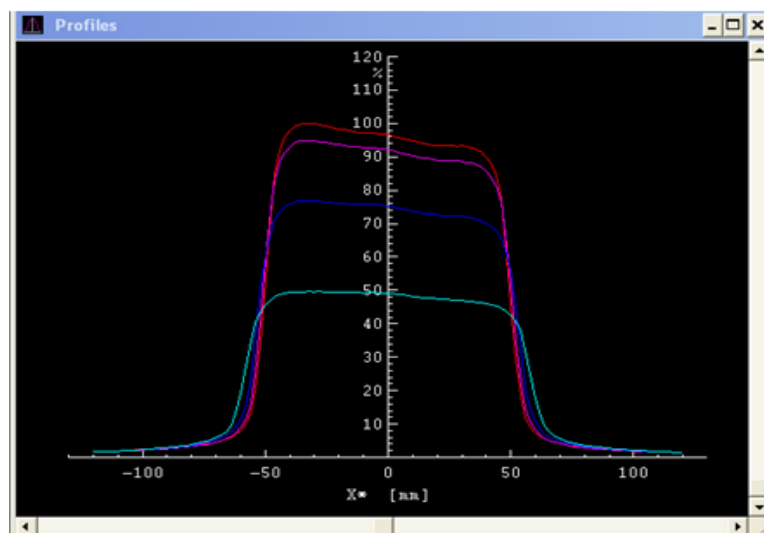


Fig:5.39. Profilet e dozës për fushën 10 cm x 10 cm, në thellësi 30 mm, 50 mm, 100 mm, dhe 200 mm këndi i pykës 15°, energjia 15MV

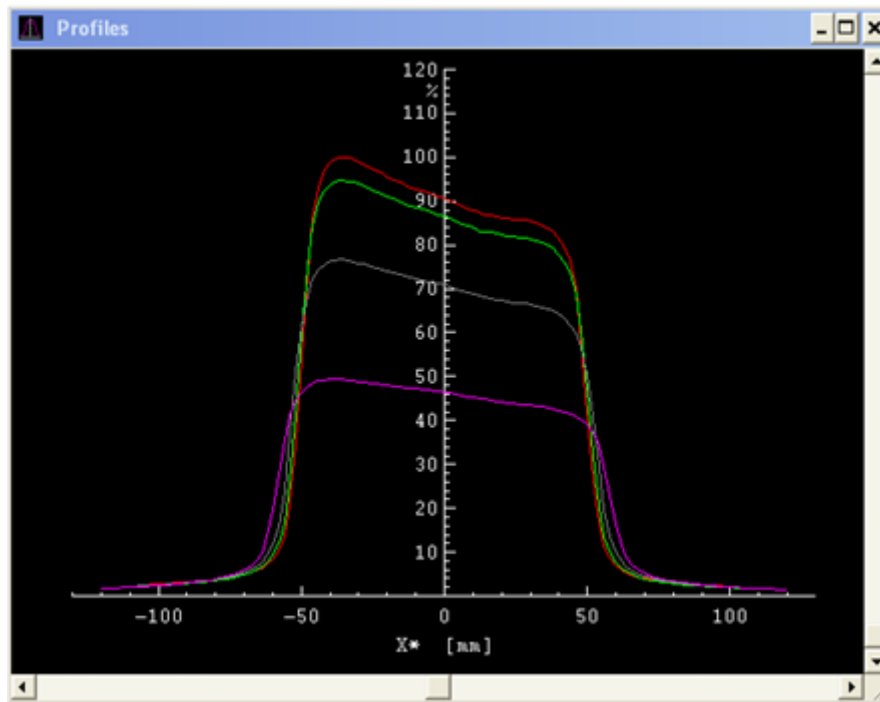


Fig:5.40. Profilet e dozës për fushën 10 cm x 10 cm, në thellësi 30 mm, 50 mm, 100 mm, dhe 200 mm këndi i pykës  $30^\circ$ , energjia 15 MV

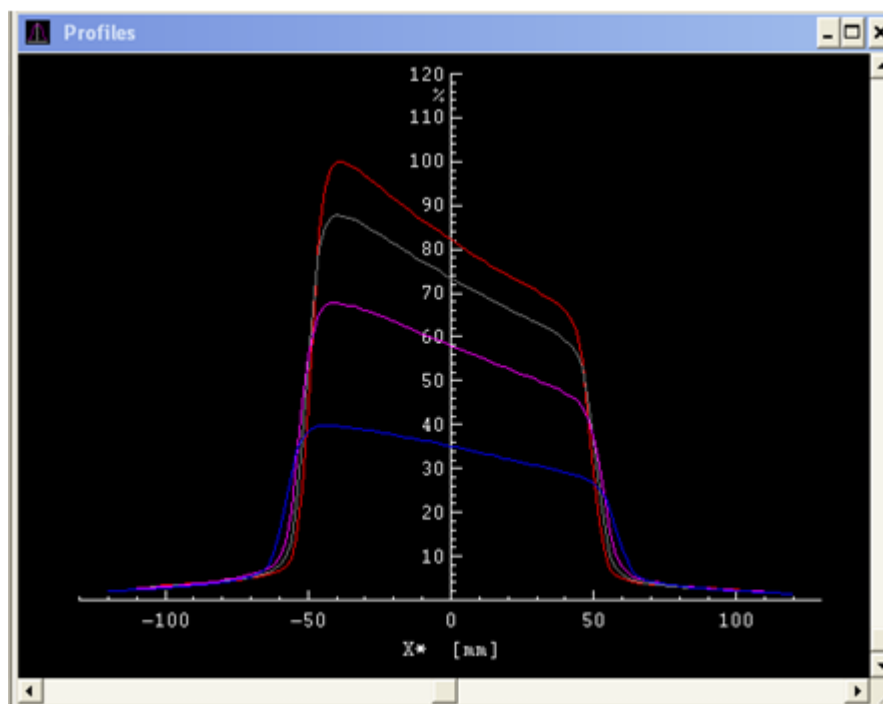


Fig:5.41. Profilet e dozës për fushën 10 cm x 10 cm, në thellësi 30 mm, 50 mm, 100 mm, dhe 200 mm këndi i pykës  $45^\circ$ , energjia 15 MV

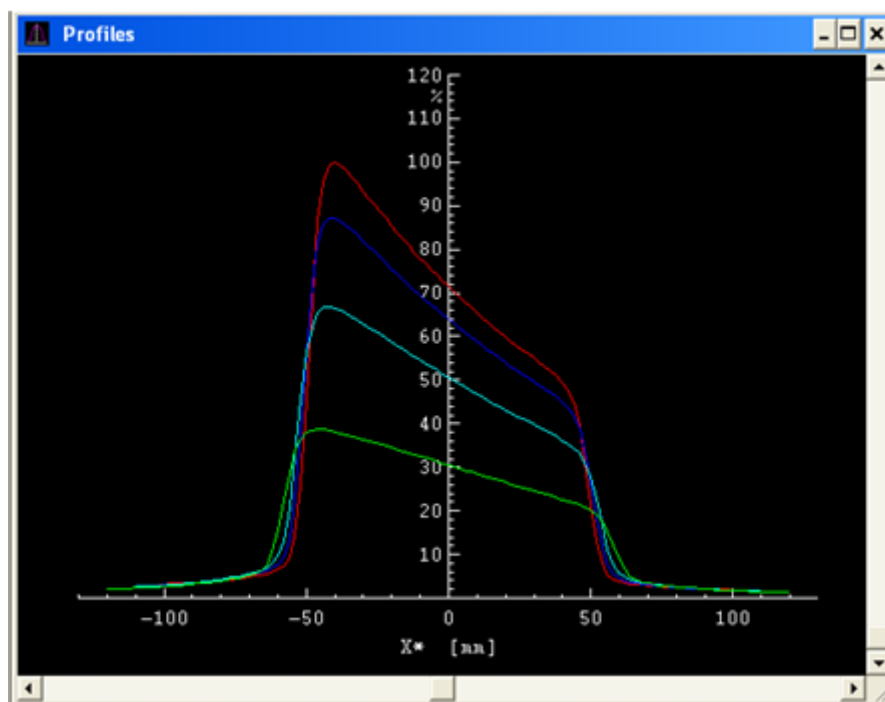


Fig:5.42. Profilet e dozës për fushën 10 cm x 10 cm, në thellësi 30 mm, 50 mm, 100 mm, dhe 200 mm këndi i pykës  $45^0$ , energjia 6 MV

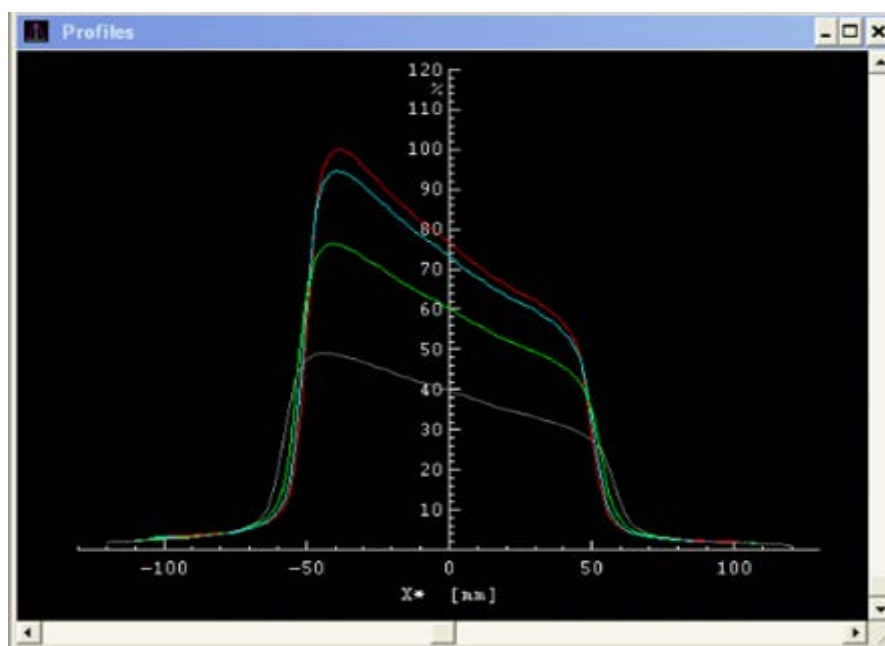


Fig:5.43. Profilet e dozës për fushën 10 cm x 10cm, në thellësi 30 mm, 50 mm, 100 mm, dhe 200 mm këndi i pykës  $30^0$ , energjia 15MV

### 5.7. Profilet e dozave për elektrone

Veç regjimit me fotone, përshpejtuesit përdoren edhe me elektrone. Profilet e dozës për elektronet e energjive 5MeV, 7 MeV, 10 MeV, 12 MeV dhe 14MeV, ndryshojnë njëri nga

tjetri, varësisht me energjinë e elektroneve. Kjo shihet edhe nga profilet e mëposhtme. Meqë për profilet e dozës është diskutuar gjerësisht në rastin e fotoneve, këtu vetëm do të jepen profilet dhe tabelat për karaktereistikat e tufave të elektroneve.

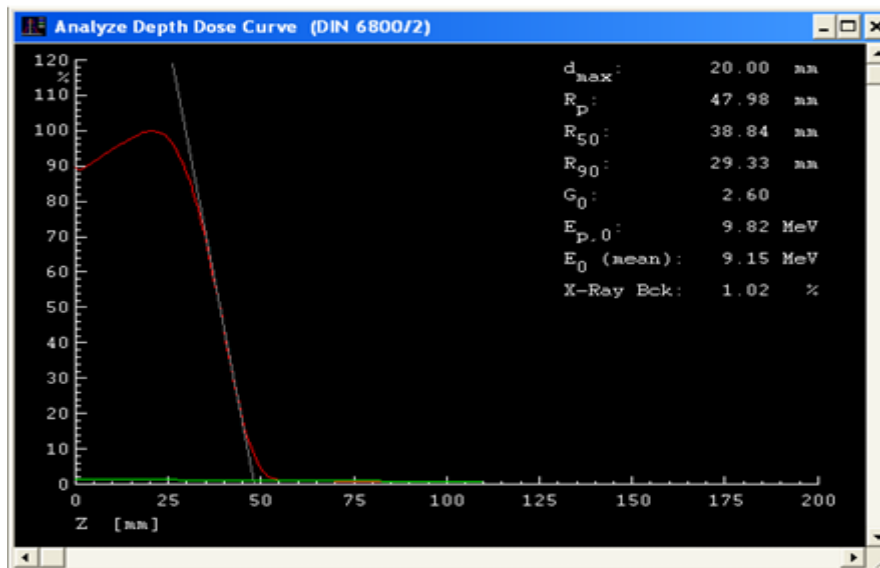


Fig:5.44. PDD për elektrone me energji 10 MeV, kolimatori rrethor me diametër 5 cm x 5 cm

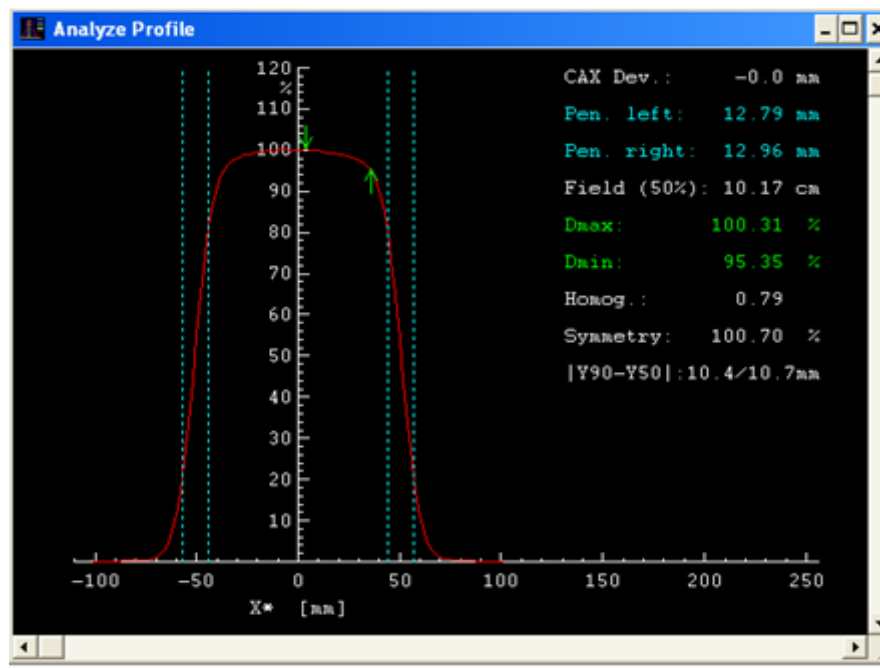


Fig:5.45. Profili i dozës për elektrone me energji 5 MeV, aplikatori rrethor me diametër 5cm

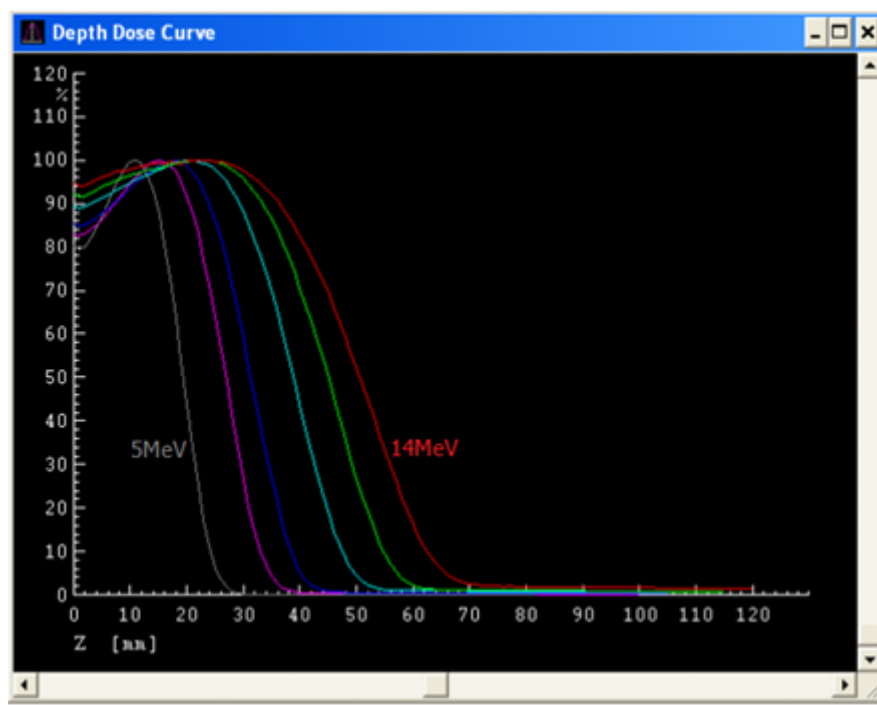


Fig:5.46. PDD-të për elektrone me energji 5 MeV, 7 MeV, 8 MeV, 10 MeV, 12 MeV, dhe 14 MeV, me aksesore rrethorë me diametër 5 cm x 5 cm

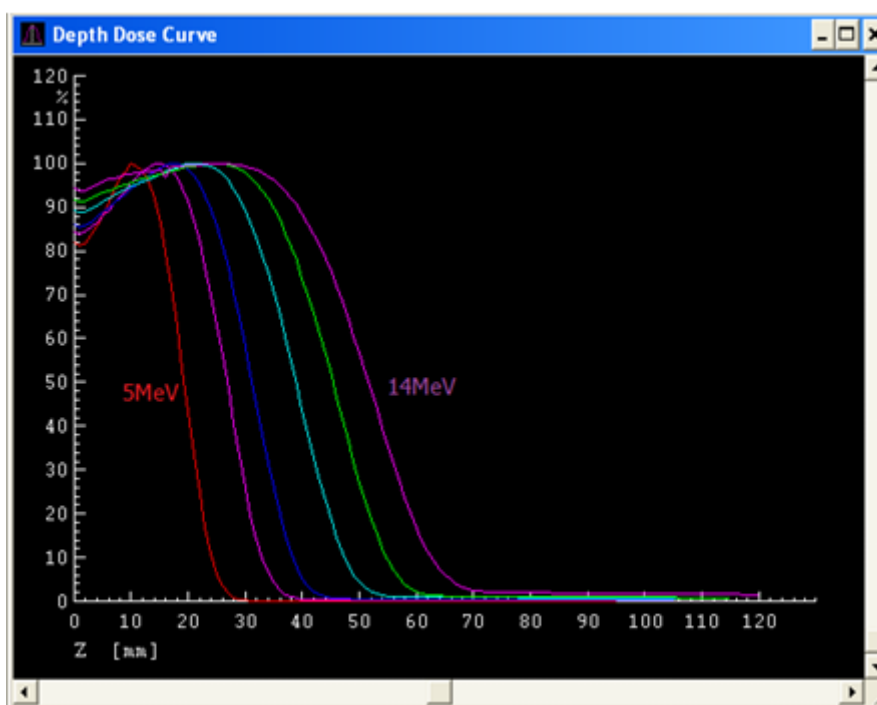


Fig:5.47. PDD-të për elektrone me energji 5 MeV, 7 MeV, 8 MeV, 10 MeV, 12 MeV, dhe 14 MeV, me aksesore 10 cm x 10 cm

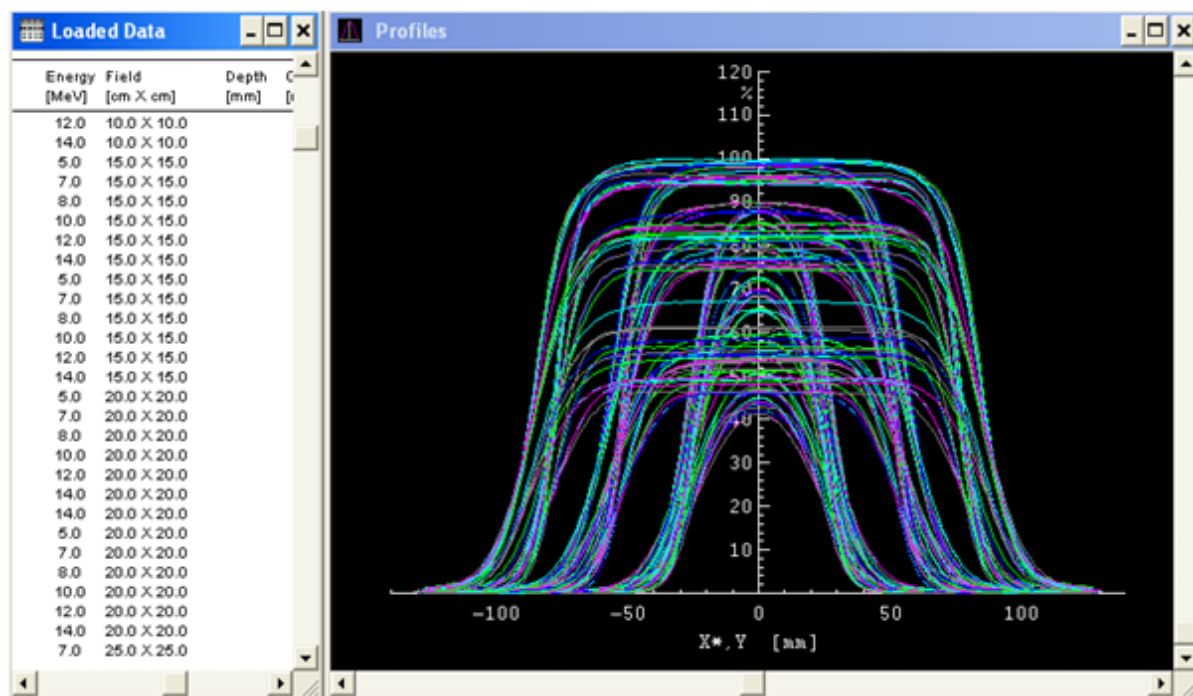


Fig:5.48. Profilet e dozave për elektrone me energji 5 MeV, 7 MeV, 8 MeV, 10 MeV, 12 MeV dhe 14 MeV, me aksesore 5 cm diamter, 10 cm x 10 cm, 15 cm x 15 cm, 20cm x 20 cm, dhe 25 cm x 25 cm, në thellësi të ndryshme.

Tabela: 5.8. Të dhënat PDD-ve për elektronet, për SSD =100 cm, Doza=2 Gy

| Dimensionet e aplikatorit në cm | Kodi i aksesorit | Energjia dhe njësitet monitoruese MU, Doza 2Gy, SSD=100cm |      |      |       |       |       |
|---------------------------------|------------------|-----------------------------------------------------------|------|------|-------|-------|-------|
|                                 |                  | 5MeV                                                      | 7MeV | 8MeV | 10MeV | 12MeV | 14MeV |
| φ5                              | EA205            | 304                                                       | 266  | 254  | 247   | 242   | 240   |
| 10x10                           | EA210            | 222                                                       | 222  | 222  | 222   | 222   | 222   |
| 15x15                           | EA215            | 212                                                       | 220  | 223  | 224   | 224   | 224   |
| 20x20                           | EA220            | 205                                                       | 520  | 225  | 220   | 230   | 230   |
| 25x25                           | EA225            | 207                                                       | 222  | 220  | 220   | 232   | 231   |

|          |      |      |      |      |      |      |
|----------|------|------|------|------|------|------|
| Zmax(mm) | 10   | 15   | 18   | 24   | 26   | 30   |
| Z90%(mm) | 14.3 | 20.4 | 24.1 | 31.1 | 35.6 | 41.2 |
| Z80%(mm) | 16   | 23   | 26   | 64   | 39   | 45   |
| Z50%(mm) | 19.1 | 26.7 | 31.3 | 40.1 | 45.9 | 53   |
| Zp(mm)   | 24   | 33.1 | 36.3 | 45.9 | 55.6 | 63.7 |

Tabela 5.9. Vlerat e njësive monitoruese (MU), për elektronet, SSD=105 cm, Doza=2 Gy

| Dimensionet e aplikatorit në cm | Kodi i aplikatorit | Energjia dhe njësiti monitoruese MU, Doza 2Gy, SSD=105cm |      |      |       |       |       |
|---------------------------------|--------------------|----------------------------------------------------------|------|------|-------|-------|-------|
|                                 |                    | 5MeV                                                     | 7MeV | 8MeV | 10MeV | 12MeV | 14MeV |
| φ5                              | EA205              | 358                                                      | 306  | 290  | 279   | 272   | 269   |
| 10x10                           | EA210              | 252                                                      | 248  | 248  | 247   | 246   | 246   |
| 15x15                           | EA215              | 235                                                      | 243  | 246  | 246   | 246   | 245   |
| 20x20                           | EA220              | 226                                                      | 241  | 246  | 250   | 252   | 252   |
| 25x25                           | EA225              | 228                                                      | 244  | 251  | 252   | 255   | 255   |

Tabela 5.10. Vlerat e njësive monitoruese (MU), për elektronet, SSD=110 cm, Doza=2 Gy

| Dimensionet e aplikatorit në cm | Kodi i aplikatorit | Energjia dhe njësiti monitoruese MU, Doza 2Gy, SSD=110cm |      |      |       |       |       |
|---------------------------------|--------------------|----------------------------------------------------------|------|------|-------|-------|-------|
|                                 |                    | 5MeV                                                     | 7MeV | 8MeV | 10MeV | 12MeV | 14MeV |
| φ5                              | EA205              | 429                                                      | 352  | 330  | 312   | 301   | 297   |
| 10x10                           | EA210              | 269                                                      | 276  | 276  | 272   | 270   | 270   |
| 15x15                           | EA215              | 264                                                      | 268  | 270  | 269   | 268   | 268   |
| 20x20                           | EA220              | 251                                                      | 263  | 272  | 273   | 275   | 274   |
| 25x25                           | EA225              | 252                                                      | 266  | 274  | 275   | 277   | 275   |

Nga profilet e dozave për elektrone arrijmë deri tek rezultatet në tabelat: 5.8, 5.9 dhe 5.10. Nga të dhënat e tabelës shohim se për aplikator të ndryshëm dhe SSD të ndryshme, duhen vlera të ndryshme të njësive monitoruese për të fituar dozën 2 Gy. Në tabelën 5.8 janë dhënë edhe vlerat e dozës maksimale, pastaj 90% e dozës, 80% e dozës etj dhe thellësia në milimetra në të cilat arrihet kjo sasi e dozës.

## **6. PROCESI KLINIK I PLANIT TË TRAJTIMIT**

Procesi klinik i terapisë me rrezatim është mjaft kompleks dhe përmbanë në vete shumë etapa. Procesi fillon me diagnostikimin e pacientit, i pasuar me vendimin se a do të trajtohet me anë të rrezatimit apo jo. Vendimi se pacienti duhet të trajtohet me anë të rrezatimit, të shpie në procesin e planit të trajtimit, duke përdorur teknika të posaçme, protokolle standarde, e cila pastaj pasohet me teknikat e pozicionimit të pacientit.

Sistemi i planit të trajtimit përdoret në terapinë me rrezatim të jashtëm për të nxjerrë format e tufës së rrezatimit dhe shpërndarjet e dozës që të rris kontrollin e tumorit dhe të minimizojë komplikimet në indet e shëndosha. Anatomia e pacientit dhe shenjëza e tumorit mund të paraqiten si modele 3D. Procesi i plotë i planit të trajtimit përfshinë shumë hapa dhe fizikani mjekësor është përgjegjës për integritetin e plotë të TPS që të nxjerr shpërndarje të saktë të dozës dhe llogaritje të sakta lidhur me tufën e jashtme [37]

Vetë plani i trajtimit zakonisht bëhet nga një dozimetrist dhe duhet të aprovohet nga onkologu i rrezatimit para se ai të implementohet në trajtimin e pacientit

Para vitit 1970 plani i trajtimit në përgjithësi është bërë përmes operacioneve manuale më anë të grafikëve standard të izodozave, duke bërë konturimin në trupin e njeriut dhe peshimin e dozave nga një dozimetrist me përvojë.

Me zhvillimin e teknologjisë së CT-së pas viteve 1970-ta u dha mundësia për ta parë shpërndarjen e dozës direkt të mbivendosur në boshtin e anatomisë së pacientit përmes sistemit të kompjuterizuar të planit të trajtimit.

Procesi i tërë i planit të trajtimit përfshinë shumë hapa, duke filluar nga përvetësimi i të dhënave të tufës dhe futja e tyre në TPS, përmes përvetësimit të të dhënave të pacientit, në gjenerimin e planit të trajtimit dhe transferimin përfundimtar të të dhënave në makinën e trajtimit. Përmirësimi i vazhdueshëm në hardverin dhe softverin e planit të trajtimit ka qenë i dukshëm në përmirësimin e paraqitjes së grafikëve, llogaritjen e të dhënave dhe aspektet tjera të sistemit. Paraqitja virtuale e pacientit jep mundësinë që të shihen me sy tufat e rrezatimit, këndet nga të cilat shpërndahet doza dhe i tërë simulimi i trajtimit.[38]

Optimizimi i dozës është i mundshëm duke bërë DVH-në (Dose Volume Histograms) të bazuar në CT, MRI (magnetic resonance imaging) dhe teknika tjera të nxjerrjes së imazheve në formë digjitale. Plane trajtimi në 3D janë paraqitur në figurat 6.1, 6.2 dhe 6.3

## **6.1.Diagnostikimi**

Diagnostikimi është hapi i parë në rastin e planifikimit për rrezatim të pacientit. Diagnostikimin e tumorit e kryen radiologu në bashkëpunim me onkologun me anë të pamjeve të realizuara me anë të CT-së, PET, NMR, apo me kombinimin e CT-së dhe PET në rastet kur pjesa ku ka filluar të zhvillohet tumori nuk duket qartë.

Sa më i hershëm të jetë diagnostikimi, aq më i lehtë dhe më i suksesshëm do të jetë trajtimi. Në figurën e mëposhtme janë paraqitur rastet e diagnostikimit me anë të CT-së, PET dhe me anë të kombinimit CT - PET.

Kufizimin e vëllimit tumoral, pas diagnostikimit me anë të metodave të lartpërmendura, e realizon onkologu i cili në këtë rast përkufizon (konturon) tre vëllime të emërtuara si

- **Vëllimi Total i Tumorit** - (GTV - The Gross Tumor Volume )- i cili përbëhet nga tumori primar i që ka shumë mundësi të metastazojë (të shpërndahet në organet tjera). Vëllimi i plotë (total) i tumorit (GTV) është zgavra (kaviteti) e dallueshme qartë e lumpectomy-së, që shihet në skanimin me anë të CT-së (në rastin kur është hequr tumori).
- **Vëllimi Klinik i Tumorit**- (CTV- Clinical Tumor Volume) - paraqet gjëndrën e cila përmban GTV të dukshëm ose edhe sëmundje subklinike e cilat duhet të eliminohen. Ky vëllim duhet të trajtohet në mënyrë përkatëse për tu arritur qëllimi i terapisë intensive. Vëllimi klinik i tumorit (CTV-Clinical Target Volume) është një zgjerim përafërsisht 1.5 cm i GTV-së, duke llogaritur në shtrirjen e kancerit jashtë kufijve të intervenimit kirurgjik në rastin e lumpectomy-së (në rastin kur është hequr tumori). [
- **Vëllimi i Planifikuar i Tumorit-(PTV)**- Planning Tumor ( Target) Volume është vëllimi maksimal i cili duhet të rrezatohet. Brenda PTV gjendet GTV dhe CTV. Vëllimi i planifikuar i tumorit (PTV-Planning Target Volume) është një zgjerim tjetër 1 cm, duke llogaritur lëvizjet nga frymëmarrja dhe gjatë vendosjes (pozicionimit) së përditshme të pacientit.[39]

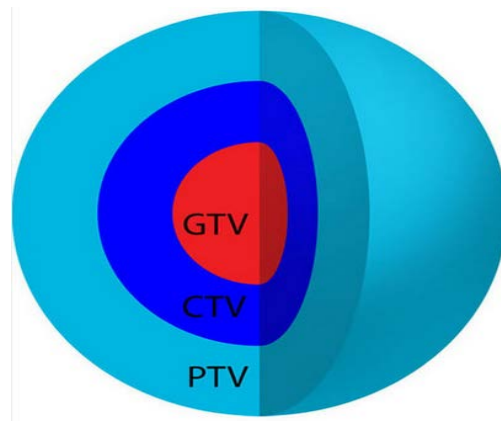


Fig:6. Rënditja e PTV, CTV dhe GTV.

## 6.2. Organet e riskut–(Organs at Risk (OR))

Vëllimi tumoral në shumicën e rasteve është i rrethuar me inde apo/edhe me organe të shëndosha, që nuk duhet të rrezatohen dhe duhet mbrojtur. Të gjithë organet e indet rreth tumorit duhet mbrojtur nga veprimi dëmtues i rrezatimeve, por në mënyrë të veçantë e të detyrueshme, duhen mbrojtur më shumë organet e riskut, apo siç është pranuar të quhen, organet kritike[40]. (Themi në shumicën e rasteve, sepse në rastin e tumoreve të lëkurës, rrethimi i tyre me inde të shëndosha është i pjesshëm, pasi nga ana e sipërfaqes, kufizohen me ajër).

Gjithashtu duhet të kemi parasysh se masa tumorale mund të lëvizë gjatë trajtimit dhe në këtë rast mund të goditet nga rrezatimi edhe organi që ndodhet afër masës tumorale. P.sh. tek rasti i tumorit në mushkëri si organ në rrezik që ndodhet afër saj është zemra e cila do të pranojë gjithsesi një sasi të dozës.

## 6.3. Planifikimi për trajtim

Pas diagnostikimit dhe lokalizimit të organit që duhet të trajtohet, pastaj fizikani ka për detyrë të bëjë planin e trajtimit si dhe shpërndarjen e dozave në mënyrë të njëtrajtshme brenda organit që do të rrezatohet. Gjithashtu detyrë e fizikanit është që të përpiqet të siguroi mbrojtje maksimale të organeve përreth vëllimit tumoral që janë në rrezik.

Problemi më i madh gjatë përpilimit të një plani të trajtimit (rrezatimit) është se si të mbrojmë organet të cilat ndodhen përreth tumorit. Zgjedhja e fushave të përshtatshme duhet të bëhet në atë mënyrë, që tumori t'i nënshtrohet dozës përkatëse për trajtim dhe organet e shëndosha që e rrethojnë atë t'i ekspozohen sa më pak dozës rrezatuese. Sistemi i MLC, tani na jep një mundësi shumë të mirë për mbrojtjen e organeve në risk, mirëpo prap duhet pasur parasysh,

se tek tumoret që janë disa centimetra thellë, tufa e rrezatimit do të kaloi në pjesët e shëndosha të organizmit.

Kohët e fundit përdoret edhe metodat tjera si p.sh. IMRT, VMAT, etj [41].

Në bazë të protokolleve standarde ndërkombëtare është e kufizuar doza maksimale dhe ajo minimale të cilën lejohet ta pranojë vëllimi tumoral varësisht nga lloji i indeve që e përbëjnë masën tumorale. Në rastet kur doza është më e madhe se ajo e lejuar me protokolle ndërkombëtare në vend të mjekimit të kancerit mund të shkaktohen dëme dhe komplikime më të mëdha tek pacienti, po ashtu kur doza është më e vogël se ajo e nevojshme për trajtim e përcaktuar nga protokollat standarde nuk do të arrihet efekti i duhur për trajtim.

Nga protokollat standarde ndërkombëtare gjithashtu është e kufizuar doza maksimale e lejuar që lejohet t'a pranoi secili organ në rrezik, i cili ndodhet afër masës tumorale dhe në rast se kjo dozë tejkalohet, dëmet dhe komplikimet mund të jenë shumë të mëdha.

Në mënyrë që të kemi një pasqyrë të qartë se sa është doza të cilën e ka marrë masa tumorale dhe secili organ në rrezik i cili e rrethon vëllimin tumoral këto të dhëna paraqiten në diagramin e quajtur Dose Volume Histogram (DVH) në të cilin në përqindje shihet se sa është doza të cilën e ka pranuar masa tumorale dhe doza të cilën e ka pranuar secili organ në rrezik që ndodhen përreth tumorit. DVH është një nga të dhënat themelore përfundimtare në planin e trajtimit, i cili nxirret pas përfundimit të secilit plan të trajtimit.

Që një rrezatim të quhet i rregullt, duhet që brenda vëllimit të tumorit ndryshimi i vlerave të dozës të mos jetë më i vogël se  $\pm 5\%$ , ndërsa doza maksimale duhet të jetë më e madhe se  $107\%$ , kurse ajo minimale jo më e vogël se  $93\%$ , kur dozën tumorale e kemi marrë si dozë rreferimi,  $100\%$ . Ndryshe, ndërsa duam të realizojmë  $100\%$ -shin në tumor, po që se brenda tij, ose më saktë brenda volumit shenjës (target) do të kemi vlera më e madhe  $93\%$  dhe më e vogël se  $107\%$ , ndryshimi i dozës që marin këto pjesë të tumorit do të jenë të ndjeshme duke krijuar zona të “ftohta” në rasti e parë, apo nëndozim dhe zona të “nxeha” në rastin e dytë apo mbidozim. Nëndozimi, sidomos në rastet kur nuk 'zbulohet', kthehet në rrezik potencial të ripërsëritjes së tumorit në zonën e nënrrezatuar dhe më gjërë [42]. Kurse nëse zbulohet, dhe kjo varet kryekëput nga cilësia dhe zbatimi i përpiktë i protokollit të QA-së, mundet me shumë vështirësi të korrigjohet duke dhënë dozë plotsuese me fushë të zvogluar, që si do që të jetë nuk mund ta ketë saktësinë që do të kishte po të ishte shmangur, të themi gabimi qysh në trajtimin e mirëfilltë.

Kurse mbidozimi është më i dëmshëm, pasi dhënia e mbidozës, jo vetëm shkakton djegije që mund të përfundojnë edhe në tumore të induktuar, por mbi të gjitha janë praktikisht të pakorrigjueshme. Prandaj kujdesi, që siç e thamë më lart, varet nga zbatimi i protokollit të

QA-së, është më se i domosdoshëm për të mos pasur tejkalime të dozave, në të dy kahjet e treguara. Teorikisht, doza e dhënë duhet të ishte e njëjtë brenda gjithë volumit shenjës, por kjo është e pamundur të realizohet, madje është e vështirë të realizohet edhe në kushtet e ndryshimit të vlerave që u përmendën më sipër. Pikërisht për këtë, po synohet të përdoren, dhe në ditët e sotme përdoren gjërësisht, burime rrezatimi, profilet e shpërndarjes së dozave të të cilëve kanë një gradient sa më të vogël të mundshëm. Rastet e trajtimit me një fushë, që përdoret për tumoret e lëkurës apo edhe të nënshtresave të saj, mund të përdoret fare rrallë, për raste të tjera, më të thella, pasi është pikërisht shpërndarja jo e njëjlojshme e dozës, që nuk mundëson rrezatimin e gjithë masës tumorale me të njëjtën dozë.

#### **6.4. Doza Integrale**

Një mënyrë për të krahasuar shpërndarjet e dozës është llogaritja e dozës integrale për një dozë të caktuar tumor. Doza integrale është sasia e energjisë së përgjithshme absorbuar në vëllimin e trajtuar. Nëse një masë e indeve merr një dozë uniforme, atëherë doza integrale është thjesht produkt i masës dhe dozës. Megjithatë, në praktikë, doza e absorbuar në inde shumë shpesh është jo uniforme. Edhe pse besohet në përgjithësi se mundësia e dëmtimit të indeve normale rritet me rritjen e dozës integrale, ose të dozës e cila jepet në një pikë referuese, ajo del në pah vetëm gjatë marrjes së rezultateve përfundimtare. Për këtë qëllim duhet të dimë me saktësi:

- Dozën minimale të marrë nga shenjëza gjatë shpërndarjes së saj.
- Dozën maksimale të marrë nga shenjëza gjatë shpërndarjes së saj.
- Dozën mesatare të marrë nga shenjëza: doza mesatare e të gjitha pikave të vendusura në përlllogaritje.

#### **6.5. Kombinimi i fushave të rrezatimit**

Trajtim me një fushë të vetme me fotone përdoret rrallë përveç në disa raste në të cilat tumori është sipërfaqësor. Kriteret e mëposhtme të pranimi mund të përdoret për një trajtim të vetëm nëse:

- Shpërndarja e dozës në vëllimin e tumorit është në mënyrë të arsyeshme uniforme (p.sh., brenda  $\pm 5\%$ ),
- Doza maksimale të indeve që e përshkon fusha nuk është tepër (p.sh., jo më shumë se 107 % e dozës së përshkruar), vetëm në raste të rralla, për të cilat një kombinim i

fushave është teknikisht e vështirë, ose në rezultatet e panevojshme ose rrezatim i tepërt i indeve normale.

Për trajtimin e tumoreve më të madhe, megjithatë, një kombinim i dy ose më shumë fushave është e nevojshme për një shpërndarje të pranueshëm të dozës brenda tumorit dhe indet normale përreth. Edhe pse fusha e rrezatimit mund të kombinohen në shumë mënyra, diskutimi këtu do të jetë i mbyllur për parimet themelore që janë të dobishme në trajtimin e tumoreve që përfshijnë protokolle të ndryshme, dhe rregullore të brendshme të spitaleve.

## **6.6. Fushat paralele të kundërta**

Kombinimi i thjeshtë i dy fushave paralele të kundërta një një palë fusha drejtuar përgjatë boshtit të njëjtën nga anët e kundërta të volumit të trajtimit. Përparishtë kryesore të përdorimit të dy e më shumë fushave janë:

- Njëllojshmëria e mirë e shpërndarjes së dozës në të gjithë tumorin, e në vëllimin shenjës(target volume).
- Shmangia e gabimit për shkak të gradientit i cili në rastin e trajtimit me dy fusha krijon të ashtuquajturin ‘tunel rrezatimi’, në të cilin gradienti i ndryshimit të dozës në drejtimin e përhapjes së rrezatimit, është praktikisht zero.
- Dëmtim dukshëm më i vogël i lëkurës, pasi doza sipërfaqësore ndahet në dy (ose më shumë) sipërfaqe të saj, pra në dy ose më shumë porta, në vend të një porte.
- Lidhur me këtë krijohet në rast nevojë mundësia për të arritur doza më të larta tumorale dhe në vëllimin shenjës.

Fushat multiple zakonisht aplikohen te raste te pelvikut, ku orientohen dy palë fusha paralele të kundërta në të njëjtën izoeqendër. Pra zakonisht orinetimi i gentrit të makinës është në këndet  $0^{\circ}$  dhe  $180^{\circ}$ , për gupin e parë të fushave dhe grupin e dytë të fushave në këndet  $90^{\circ}$  dhe  $270^{\circ}$ . Shpërndarja e dozës brenda PTV në këtë kombinim të fushave është shumë me e mirë se në rastet tjera, po ashtu organet për rreth marrin dozë shumë më të vogël.

Në rastet e trajtimit të mushkërive zakonisht shkohet me 3 fusha me kënde afërsisht të baraslarguara njëri nga fusha tjetër, në mënyrë që pjesa tjetër e mushkërive të mos preket. Vlenë të theksohet se tek rastet e trajtimit të kokë-qafës zakonisht punohet me metodën kompas, metodë kjo që në vete numron 7 fusha të trajtimit. Ajo që duhet të ketë shumë kujdes kur punohet me shumë fusha është orientimi i pykave fizike, sepse vendosja gabim e tyre mund të rritë në njërën anë shpërndarjen e dozës mbi kufijtë e lejuar, e në anën tjetër të kemi nëndozim. Në fillim të aplikimit të fushave multiple është diskutuar nëse duhet të ipen

të gjitha fushat brenda ditës ose një fushë në ditë. Eïllson dhe Hall janë marrë nje kohë të gjatë me studimet rreth aplikimit të fushave paralele të kundërta, nëse ato duhet të ipen të dy brenda ditës, apo njëra një ditë e tjetra në ditën tjetër. Për fushat paralele të kundërta, ata kanë treguar se trajtimi me një fushë në ditë prodhon dëm më të madh biologjik në indin nënlëkuror normal të trajtimin me dy fusha në ditë, pavarësisht nga fakti se doza totale është e njëjtë.



Fig:6.1. Plani i trajtimit për regjionin e toraksit me dy fusha, Gentry me kënde: 0° dhe 180°



Fig:6.2. Plani i tajtimit per regionin e pelvikut me katër fusha, Gentry me kënde:  $0^{\circ}$ ,  $180^{\circ}$ ,  $90^{\circ}$  dhe  $270^{\circ}$



Fig:6.3. Plani i tajtimit për regionin e kokë- qafës, me shtatë fusha rrezatimi.

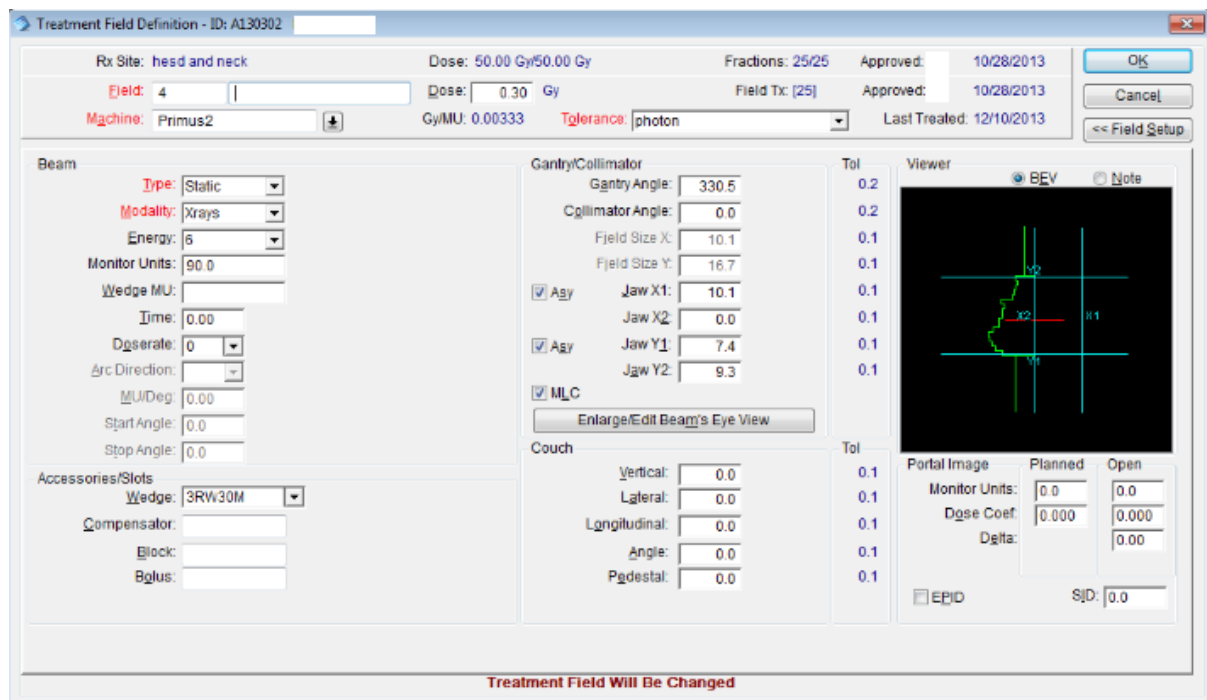


Fig:6.4. Të dhënat e një fushe të rrezatimit, të aprovuara dhe arkivuara në Mozaik

## 6.7. Teknikat SSD dhe SAD

Teknika e distancës së fiksuar nga burimi deri tek boshti qendror, gjithashtu është e njohur si teknika izocentrike ose teknika SAD. Në teknikën SAD, boshti i rrotullimit të makinës (izoqendra) është e vendosur në shenjzë të vëllimit tumoral[43]. Atëherë 'kokë'-a e makinës mund të rrotullohet nën ndonjë kënd, përderisa shenjza mbetet brenda kufijve të fushës. Kjo teknikë mund të aplikohet duke u rrotulluar makina rreth tumorit për një rreth të plotë (terapia me rrotullim) ose për një hark të rrethit (terapia me hark VMRT- Volumetric Modulated Arc Therapy), apo trajtimi me anë të fushave të shumëfishta, të qeta, të drejtuara në shenjzë nën ndonjë kënd. Indet të cilat e rrethojnë vëllimin shenjzë, jashtë kufijve të fushës, shtrihen në tufë vetëm gjatë një pjesëze të vogël të tufës lëvizëse të trajtimit, derisa në teknikën me fusha të qeta indet që ndodhen ndërmjet fushave pothuajse plotësisht ruhen. Shpërndarja e saktë e dozës varet nga shumë faktorë siç janë: lloji i rrotullimit (harkor, i plotë apo stacionar), energjia e tufës, madhësia e fushës, numri i fushave, thellësia e izoqendrës, si dhe peshimi i dozave në tufë. Doza në këtë teknikë është e normalizuar në izoqendër. Në teknikën izocentrike tufa vazhdimisht është e drejtuar në tumor (boshtin qendror), përderisa në teknikën me SSD të fiksuar boshti i rrotullimit është i vendosur në sipërfaqen e lekurës së pacientit larg nga tumori. Në teknikën SSD i vetmi referim për realizimin e saj janë markimet në lekurën e pacientit. Është e qartë që teknika SAD është shumë më praktike se ajo SSD

## **6.8. Fushat me elektrone**

Tufat me elektrone përdoren më shpesh si fusha të vetme, ose me një apo dy fusha fqinje. Fushat me elektrone, më shpesh përdoren për trajtimin e lymfonodulave posteriore cervikale, kur kufiri i tolerancës është arritur nga rrezatimi me teknikat kokë-qafë. Ka shumë rëndësi të kihet parasysh e të llogaritet edhe doza e rrezatimit të ndotjes nga rrezet X, që shoqërojnë gjithmonë rrezatimin me elektrone. Kjo dozë që shkaktohet nga bashkëveprimi i elektroneve rënëse me elektronet e materialeve të kolimatorit, si dhe me pajisjet e tjera që hasë tufa në rrugën e saj [44]. Vlera e saj, në varësi të energjisë së tufës parësore, është e rendit 2 deri 5%. Kuptohet që në vlerë absolute, një dozë e këtillë ndikon jo më shumë se 2-3 Grey, por edhe në këtë rast, duhet, të kemi parasysh që

- Nuk është llogaritur doza e rrezatimit të të dy përbërësve të rrezatimit parazitarr, që janë, doza që vjen nga gjysmë hija gjeometrike dhe ajo nga gjysmë hija fizike, kështu që doza mund të jetë më e madhe,
- Nuk janë marrë parasysh, rrezatimet e tjera që lindin si rezultat i bashkëveprimit të rrezatimit parësor me energji të lartë, me lëndën, dhe lindja për këtë shkak, e rrezatimeve dytësore të induktuar;
- Prishja e 'pastërtisë' domethënë që ndryshon edhe mënyra e bashkëveprimit, e kësajsoj, ndryshon kalimi i energjisë së tufës parësore me lëndën, e cila nga ana e saj jep dy efekte që po i tregojmë si nën-ndarje të pikës së fundit.
- Mënyra e bashkëveprimit kimiko-biologjik me lëndën e gjallë, që edhe kaq sa dihet, për tufa të pandotura është mjaft e ndërlikuar, bëhet në këtë rast edhe më e ndërlikuar, dhe
- Krahas 'produkteve' me pikpyetje të veprimeve pozitive, mund të kemi edhe veprime negative, për të cilat ka akoma pak informacion, për sjelljen dhe përmbajtjen, kurse në këndvështrimin fizik, vazhdimi i bashkëveprimeve të shformuara, mund të sjellë prodhim të shtuar të rrezatimit dytësor.

Lidhur edhe me problemin për të cilin flasim në këtë punim, në kapitullin e fundit, për atë që ne e kemi quajtur “ndotje”, ky problem shtrohet në shumë qarqe shkencore të fizikës së aplikuar në mjeksi, jo vetëm si “zbukurim” shkencor, pra jo vetëm 'sa për të thënë', por shtrohet me rigorozitetin e duhur, për të zbuluar pjesën e padukshme, pra pjesën që akoma nuk njihet.

Në një nga simpoziumet e organizuar nga IAEA në maj të vitit 1993 [45], ku jepet përmbledhja e punimit të paraqitur nga suedezët e departementit të fizikës së rrezatimit, të universitetit të Umeas, thuhet si më poshtë:

*'Kushtet e cilësisë' së tufës së punës, përdoren aktualisht, për qëllime të ndryshme, prej të cilëve veçojmë përcaktimin dhe në rast nevojë korigjimin e faktorëve të korigjimit, për dozimetrinë absolute, me dhoma jonizimi, dhe për dozimetrinë relative me filma dhe me dioda. Ky kusht, tregon më së miri se në kërkim të dozimetrisë më të saktë absolute dhe relative (sidomos të asaj absolute), mosmarrja parasysh e faktorit të 'ndotjes' së tufës, duke ndryshuar ndjeshëm, apo më mirë të themi, duke prishur po aq ndjeshëm 'pastërtinë', dhe sidomos një energjishmërinë e tufës, prishë, apo më saktë alteron, pra ndryshon mënyrën e bashkëveprimit të tufës me indet, qofshin ato tumorale apo të shëndosha.*

Qëllim tjetër i rëndësishëm është specifikimi i cilësisë së tufës, i cilësisë së parametrave kryesorë të saj, kur instalohet një përshpejtues i ri, pra kur bëhet i komisionim i tij. Në të dy rastet e përmendur më sipër, ne kemi nevojë për informacion për sa i përket cilësisë së gjithë tufës, pra në gjithë shtrirjen e saj, sidomos në shtrirjen e sajë tërthore, për të qenë më të saktë për trajtimin e pacientit. Kjo saktësi dhe kjo dobi nuk mund të arrihet duke njohur vetëm karakteristikat kryesore të boshtit qendror të tufës.

Tani për tani, testi më i përdorshëm për specifikimet e cilësisë së tufës së punës, është matja e raportit të TPR<sub>20/10</sub>, ose D<sub>20/D10</sub>, [46] që bazohet kryesisht në aftësinë përthithëse, apo siç quhet ndryshe, në aftësinë stopuese të mjedisit të pacientit ndaj rrezatimit që përdoret bashkë me kombinimet e ndryshme të tufës me pajisje shtesë, për terapinë. TPR-ja, dhe raporti i dozave D, mundet gjithashtu të ndoten, pra të preken e të ndryshojnë, nga ndryshimet në kontaminim apo në ndotje nga elektronet që vijnë nga jashtë fantomës, dhe shkalla e elektroneve dytësore, në një fushë fotonesh 50MV, mund të jetë ndjeshmërisht më e madhe se ajo e matur në thellësinë 10cm, në ujë [47].

Të gjitha metodat e përshkruara më sipër, janë bazuar në matje të dozës në boshtin qendror të një fushe 10cm x 10cm, dhe kështu, ato nuk japin asnjë lloj informacioni për vlerat e cilësisë së tufës, jashtë këtij boshti qendror. Kjo varësi e vlerave, jashtë boshtit qendror, është thelbësore për kalibrimin e tufave të paqendruara, ku raporti i aftësisë stopuese (RAS), mund të mos jetë identik, me atë në boshtin e tufës së punës. Në rastet kur profilet e tufave janë bërë me dhoma jonizimi, me film apo me dioda, mund të përdoren gjithashtu, faktorët e korigjimit. Varësisht nga mënyra e rrafshimit të tufës, forma e shpërndarjes spektrale mund të ndryshojë në mënyrë të ndjeshme, në pjesë të ndryshme të tufës së punës.

## **6.9. Plan-trajtimet e ndryshme të fraksionuara**

Teknikat e plan-trajtimeve të fraksionuara janë të ndryshme nga teknikat konvencionale të zakonshme të fraksionimit që përdorin fraksione të dozës prej 1.8 deri në 2Gy në ditë, pesë ditë në javë, nga e hëna në të premten, deri në dozat totale, sipas vlerave të lejuara, në varësi nga ndjeshmëria e indit apo dhe organit që rrezatohet[48]. Para së gjithash, përdorimi i teknikave të rrezatimit të fraksionuar, kërkon një përkujdesje të veçantë, për sigurinë e cilësisë së rrezatimit, për të shmangur sa të jetë e mundur, gabimet që mund të bëhen. Kur shtohet numuri i fraksioneve, vërtetë që rritet dhe doza totale që mund të ‘durojë’ indi apo organi përkatës; dhe kjo përbën qëllimin kryesor të fraksionimit, por krahas kësaj shtohet edhe mundësia e gabimit, dhe kësaj, nevoja për një siguri cilësore të trajtimit, shumë më të lartë e më të kujdesshëm. Kjo ndodh në rradhë të parë ngaqë vlera e dozës së dhënë në çdo fraksion zvogëlohet, ndërsa koha e plotë e rrezatimit, pak a shumë, nuk ndryshon. Në rast se përdoret plan-trajtimi i fraksionuar i përsheptuar, kohë-zgjatja e plotë e rrezatimit, pra shuma e kohëve të të gjithë fraksioneve, zvogëlohet ndjeshëm, ndërkohë që numuri i fraksioneve, doza e plotë dhe vlera e dozës për çdo fraksion, mbeten të pandryshuara ose lehtësisht të ndryshuara, në varësi, përkatësisht, nga shkalla e ndryshimit të kohëzgjatjes së kurës, për radiobiologjinë. Nga pasojat më të rëndësishme që mund të shkaktohen nga ndryshimi i fraksionimit të plan-trajtit është ndryshimi më i theksuar i ndjeshmërisë ndaj ndryshimeve të vlerës së dozës për fraksion, pra të dozës ditore, si dhe reaksionet akute që bëhen më të ndjeshme ndaj shpejtësisë me të cilën grumbullohet doza.

Përshkrimi klasik i reaksioneve të hershme e të vonshme janë shprehur në terma të numrit të qelizave të vrara të shenjëzës. Kjo mënyrë paraqitje lidhet ngushtësisht dhe fort me efektet e hershme akute, ku mund të bëhet lidhje e drejtpërdrejtë ndërmjet qelizave të vrara nga popullimi i qelizave të shenjëzës dhe dëmtimeve të matshme, pra me dëmtimet dhe efektet e tyre të vona, sidomos në ato raste, kur kjo lidhje është e vështirë për tu realizuar. Pavarësisht kësaj mangësie, kuptimi i përparësive të mundëshme të strategjisë alternative në fjalë, është bërë në përshtatje me konceptin e qelizave shenjëz.

Parametrat kohë-dozë. Parametrat kohë-dozë që përcaktojnë dozën e lejuar për një ind janë doza e plotë, kohëzgjatja e plotë e trajtimit, vlera e dozës ditore (për fraksion), dhe shpeshtësia e dhënies së dozave(fraksioneve). Dy të fundit përcaktojnë shkallën e ndryshimit të dozës së grumbulluar, jo rrallë të quajtur edhe me termin doza javore apo fuqi e dozës javore. Intensiteti i reaksioneve akute në indin epithelial dhe në inde të tjerë, të përfshirë në bashkësinë qelizore, maturimit, dhe ndarjeve funksionale (p.sh. palca kockore), pasqyron raportin ndërmjet shkallës apo shpejtësisë së qelizave të vrara nga rrezatimi jonizues dhe

shkallës apo shpejtësisë së regjenerimit të qelizave që i kanë mbijetuar veprimit të tij. Ky raport, në rradhë të parë varet nga shkalla apo shpejtësia e grumbullimit të dozës së dhënë. Vlera e dozës së çdo fraksioni përbënë gjithashtu një faktor të rëndësishëm përcaktues të shkallës së reaksioneve dëmtuese nga rrezatimet jonizuese.[49] (dëmtimet nga fraksionet me doza të mëdha janë më të dëmshme se ato me doza të vogla), por me një shtrirje më të vogël se sa në rastin e reaksioneve të vonuar. Pasi një reaksion të ketë arritur vlerën më të lartë (maksimumin), (janë hasur p.sh...deskuamime të njoma e me lagështirë, pra pa tharje, të lëkurës, ose edhe mukozite, pra dëmtime të mukozave). Një rritje e mëtejshme e numrit të qelizave të vrara nuk shkakton më tutje rritje intensitetit të reaksionit akut, por pasqyrohet thujtse tërësisht në rritjen e kohëzgjatjes së regjenerimit të dëmtimit, pra në vonesën e regjenerimit. Në qoftë se numuri i qelizave të mbijetuara ndaj dëmtimit të rrezatimit është i pamjaftueshëm për të ripopulluar sërish në kohë indet, reaksionet akute mund të vazhdojnë të përshkallëzojnë dëmtime të mëtejshme të vona.

Pamja e zakonshme e reaksioneve të vonuara vërehet në indet me qarkullim të ngadalshëm qelizor, të këtillë si indet e diferencuara mirë (të pjekur) lidhës, si dhe qelizat parenkimale të organeve të ndryshme. Me që për këto inde shtririmi i riprodhimit qelizor është thujtse i pamundur pas një trajtimi të zakonshëm me radioterapi, shkalla e dozës së grumbulluar dhe kohëzgjatja e plotë e trajtimit do të kenë një rëndësi (sinjifikancë) më të vogël në shkallën e dëmtimeve nga reaksionet e vonuara. Prandaj reaksionet e vonuara do të varen kryesisht e në rradhë të parë nga vlera e dozës për çdo fraksion, si dhe nga kohëzgjatja ndërmjet fraksioneve.

#### **6.10. Kinetikat e rigjenerimit**

Për të rritur tolerancën e indeve me reagim të ngadalshëm, apo siç quhen ndryshe të indeve radiorekzistente, nëpërmjet fraksionimit, për intervalin e kohës ndërmjet fraksioneve, për ti dhënë indit kohën e nevojshme për të rigjeneruar plotësisht dëmtimet e shkaktuara nga rrezatimi. Në qoftë se fraksionet ipen shumë shpesh, dëmtimet nga rrezatimi do të mblidhen duke rritur ndjeshëm dëmtimin total. Kjo e bënë edhe më të rëndësishme kinetikën e rigjenerimit të qelizave të dëmtuara, që shprehet nëpërmjet periodës së gjysmërigjenerimit. Për modelet e indeve, kinetika e rigjenerimeve të të cilave është studjuar, periudha e gjysmërigjenerimit të tyre është më e gjata në rastin e lëkurës (veshkave, dhe palcës kurrizore (1 deri në shumë orë), deri te më e shkurtra (afërsisht një gjysmë ore) . Vlerat e këtij parametri ndryshojnë në nga njeri studim eksperimental në tjetrin, dhe një mbivendosje e theksuar vihet re në kufijtë e besueshmërisë statistikore të saj, pra të periudhës së gjysmërigjenerimit. Pika më e rëndësishme e të gjithë studimeve ,është se duhet gjetur vlera e

përshtatshme e intervalit kohor ndërmjet fraksioneve, gjatë trajtimit me numur të madhë fraksionesh.

Kinetika e rigjenerimit është veçanërisht e rëndësishme përse i përket reagimit ndaj veprimit të rrezatimit, në rastin e palcës kurrizore, sidomos kur ipen më shumë se një fraksion në ditë. Të dhënat eksperimentale për mijtë kanë treguar se, mënyra më e saktë për të përcaktuar kohëzgjatjen më të mirë, apo më optimale, të intervalit ndërmjet dy fraksioneve, arrihet duke përdorur funksionin matematik dyeksponencial, sipas të cilit përbërësja më e ngadalshme ka kohën e gjysmërigjenerimit 3.8 orë. Kjo sjell në atë, që çdo mënyrë fraksionimi që përdorë më shumë se një fraksion në ditë, nuk i jep kohë të mjaftueshme indit të palvës kockore për tu rigjeneruar plotësisht. Një raport klinik për myelopatitë e shkaktuara nga rrezatimi i palcës kockore të katër pacientëve, korda spinale e të cilëve kishte marrë dozën 45 deri 48 Gy, me 28 fraksione, 1.5 Gy secili, të dhënë tri herë në ditë, me interval kohor ndërmjet fraksioneve prej 6 orësh, në 9 ditë të njëpasnjëshme, tregon, se dëmtimi nga rrezatimi nuk mund të rigjenerohet tërësisht, për shpeshtësinë e dëmtimeve të vërejtura. Dy raporte të Grupit të Radioterapisë Onkologjike, [50] kanë treguar se numuri i komplikacioneve të vona, në një grup pacientësh të trajtuar, me rrezatim të hyperfraksionuar, me intervale midis fraksioneve mesatarisht <4.5 orë, është rritur. Për praktikën klinike, duhet patur parasysh, që të llogariten efektet e mosrigjenerimit të plotë, gjatë fraksioneve, të cilët megjithëse mund të jenë, në vet/vete, të vegjël e të parrezikshëm, kur mbledhen mund të bëhen të rrezikshëm. Prandaj, tani, shumë autorë e protokolle, këshillojnë që intervalet ndërmjet fraksioneve, të mos jenë më të shkurtëra se 6 orë. Një rishikim i të dhënave klinike sugjeron se kjo është e përshtatshme për indet, me përjashtim të palcës kockore

### **6.11. Kohëzgjatja e plotë**

Intensiteti i reaksioneve akute, përcaktohet, në radhë të parë nga shpejtësia, apo shkalla e dozës së grumbulluar (doza e grumbulluar/në javë), Reaksionet akute paraqesin një deficit midis shkallës së qelizave të vrara nga rrezatimi dhe asaj të rigjenerimit të qelizave të mbijetuara. Me fjalë të tjera, numuri i të parave është më i madh se ai i të dytave, dhe rezultati do të jetë reaksion akut. Pasi rrjedha e qelizave shterror, reaksioni akut arrinë një tjetër depopullim, pra me që qelizave që i kanë mbijetuar “goditjes” së parë, pra rrezatimit, i shterror “ndihma” e rrjedhës së lëngjeve që ushqejnë qelizat për tu rigjeneruar (pasi edhe vetë sistemi “furnizues” është dëmtuar, aftësia rigjeneruese paksohet në një shkallë më të madhe. Reaksioni akut nuk ndryshon më (ose ndryshon me ritme më të vegjël), pasi, me sa duket, ka arritur në një vlerë maksimale. Kjo d.m.th. që maksimumi i intensitetit i

reaksioneve akute ndikohet më shumë nga shkalla e grumbullimit të dozës se sa nga doza e plotë, pas një pragu doze të caktuar.

Anasjelltas, kohëzgjatja e nevojshme për shërimin dhe mbylljen e plagës, varet nga doza e plotë, me një dozë javore, që i kalon aftësitë regjeneruese të qelizave, që i kanë mbijetuar rrezatimit. Kjo sepse shërueshmëria është funksion i numurit absolut i rrjedhës së qelizave që i kanë mbijetuar trajtimit me rrezatim, dhe kështu që sa më e lartë të jetë doza e plotë, aq më i vogël do të jetë numuri i qelizave të mbijetuara

### **6.12. Fraksionimi i përshpejtuar**

Arsyetimi për fraksionimin e përshpejtuar lidhet me atë zvogëlim të kohës së plotë të trajtimit që pakëson nga ana e tij mundësinë e regjenerimit të qelizave tumorale, dhe rritë mundësinë e kontrollit të tumorit për një dozë totale të dhënë. Meqenëse kohëzgjatja e plotë e trajtimit ndikon pak në mundësinë e dëmtimeve të vona të indit normal, realizohet një protokoll terapeutik, që përmban vlerën e dozës për fraksion, që nuk rritet, dhe intervali ndërmjet fraksioneve të jetë mjaftueshëmrisht i gjatë për të regjeneruar gjithë dëmtimet e shkaktuara [51]. Kur kohëzgjatja e trajtimit zvogëlohet ndjeshëm është e domosdoshme të ulet edhe vlera e plotë e dozës, për të parandaluar reaksionet shumë të forta akute. Protokollin e trajtimit zbatohet, atëherë, vetëm në qoftë se zvogëlimi i dozës është më i vogël se doza ekuivalente që bllokoi regjenerimin e qelizave tumorale, nga shkurtimi i kohës së trajtimit.

Strategjitë për përshpejtimin e trajtimit, mund të ndahen në dy grupe:

- Fraksionim i thjeshtë i përshpejtuar, me zvogëlim vetëm të kohëzgjatjes së trajtimit, pa ndryshime në vlerën e dozës së fraksionit apo të dozës së plotë dhe
- Fraksionim i përshpejtuar hybrid, me ndryshim të kohëzgjatjes së plotë të trajtimit, bashkë me ndryshime të parametrave të tjerë, siç janë vlera e dozës për fraksion, doza e plotë, dhe shpërndarja e dhënies së dozës në kohë.

## **7. SIGURIA E CILËSISË**

Në fillimet e saj, radioterapia (me të gjitha nëndegët e veta), u përqaftua, siç ndodh gjithmonë në kësi rastesh, me entuziazëm shumë të madhë, madje aq të madhë, sa që vetë pionierët e zbulimeve të mëdha të rrezatimeve, ‘nënvlerësuan’ faktin, që veç të mirave të paimagjinueshme, deri atëherë, rrezatimet kishin dhe të këqiat e tyre. Krahas tumoreve, ata dëmtonin edhe qelizat, indet dhe organet e shëndosha. Kjo ishte kaq e vërtetë sa që një pjesë e asaj plejade shkenctarësh që kishin qenë në vijë të parë të plotësimit të zbulimeve të rrezatimeve, vdiqën nga dëmtimet që pësuan nga rrezatimet. Ishte koha kur radiobiologjia nuk e kishte thënë ende fjalën e saj për veprimin e diferencuar mbi qelizat e prekura nga tumoret, më shumë se mbi qelizat e shëndosha. Kjo valë e parë u pasua me humbje të rënda ndër shkenctarët, shërbeu ndër kohë, për ndërgjegjësimin e të tjerë shkenctarëve, jo vetëm për të mos neglizhuar, por përkundrazi për të gjetur e zbuluar rrugë të pashkelura ende, për të mbrojtur veten dhe pacientët, nga dëmtimet prej rrezatimeve jonizuese.

Edhe pas zbulimit lidhur me shpejtësinë më të lartë të proceseve të mitozës së tumoreve, krahasuar me atë të qelizave të shëndosha, ky fakt, sëpari nuk i shmangu të gjithë dëmtimet. Shkalla e dëmtimeve megjithëse u ultë, ishte ende mjaft kërcënuese. Në përpjekje për ta zvogluar atë, u formuluan për herë të parë, njësitë matëse dozimetrike dhe kufiri që mund të quhej si vijë e kuqe që nuk duhet shkelur e tejkaluar, që zëvendësoi, dozat limite të bazuara mbi efektet e dukshme, pra mbi efektet kryesisht në lëkurë, prej të cilëve përmendim si shembull, dozën e skuqjes (eritematoze) të lëkurës, pra, me fjalë të thjeshta kufi i dozës së lejuar quhej doza që shkaktonte skuqje të lëkurës, që shënonte fillimin e djegies së saj.

Mori kësisoj, rrugën lufta, që krahas mjekimit të tumoreve, vuri në plan të parë edhe mbrojtjen nga rrezatimet. Të gjitha këto kërkonin jo vetëm dozimetri më të saktë, dhe që në analet e literaturës së botuar nga organizata qendrore të përbotshme, formulohej botohej e shpërndahej kudo, por vihej re kërkesa për saktësi gjithnjë e më të lartë. Siç thuhej e vazhdon të thuhet ende, çdo vit sillte shtimin e të paktën një apo dy koeficientëve të rinjë, duke ngarkuar formulat, në kërkim të një saktësie më të lartë.

Dozimetria, mbrojtja nga rrezatimet dhe rregullat e përdorura në të gjitha nëndegët e radioterapisë, lëvizin përpara me shpejtësi kaq të lartë, sa që krahas zhvillimit të metodave të shumta për saktësim, krahas nevojës për të ulur kufirin e lejueshëm të dozës së mbrojtjes së stafit, dhe krahas mbrojtjes së pacientëve nga rrezatimet e panevojshme, që kërkojnë matje të rregullta e të sakta, në rradhë të parë, të dozave që marrin pacientët e stafi gjatë trajtimit, filloi të lindë nevoja e kontrollit të vetë këtyre matjeve. Grupi i matjeve të përditshme apo periodike, të parametrave bazë të radioterapisë, shumëllojshmëria e këtyre matjeve, e të tjera

që lidhen drejt për së drejti me mbrojtjen, e që sot përmbledhen në grupin e 'Kontrollit të cilësisë'(Q.C.-Quality Control), ju shtua, në mënyrë të vetvetishme një grup i ri që quhet 'Siguria e cilësisë'[52]. Themë e vetvetishme, pasi ajo lindi për shkak të rritjes së pandërprerë, që vazhdon ende sot, të kompleksitetit të trajtimit në radioterapi, në kërkim, gjithmonë, të një trajtimi sa më të saktë të pacientëve. Ne mund të masim e të bëjmë një trajtim paraprak perfekt, por sëpari ngaqë trajtimet janë individuale, së dyti ngaqë numri dhe llojshmëria e parametrave që duhen përdorur për trajtimin paraprak, e po ashtu për ndjekjen e trajtimit, janë të shumtë, mund të ndodhë që, të mos kemi siguruar cilësinë. Protokollin e katërt, i kolegjit amerikan të radiologjisë, botuar në vitin 1990, është të themi, ndër rregulloret e para të brendshme për 'Sigurinë e cilësisë', e cila u pasua më vonë nga të tjera rregullore kombëtare e ndërkombëtare, ku përfshihen shumë elemente të 'Sigurisë së cilësisë', dhe sot ka rregullore ndërkombëtare në të cilën veç elementeve të domosdoshme, jepen edhe elementë të shumtë të këshillueshëm për tu zbatuar, për të siguruar një radioterapi të saktë. Elementët e ndryshëm të QA, shërbejnë për të zbuluar nëse kontrolli i cilësisë po bëhet në nivelin e duhur të kërkuar, apo jo. Shërben për të gjetur nëse vlerat e matura kanë qëndrueshmëri apo jo, dhe nëse jo pse. A mund të eliminohet kjo e metë, apo mbetet si diçka objektive dhe e paeliminueshme që thjeshtë duhet marrë parasysh për të llogaritur, sasinë e cilësinë e llogaritur, që duhet hequr apo duhet shtuar vlerës bazë, apo që në përgjithësi është e neglizhueshme.

Një program i arsyeshëm është i domosdoshëm për QA, në çdo departament radioterapie, për të ndihmuar, në rradhë të parë, për sigurimin e një kujdesi sa më të mirë në mjekimin e pacientit, për regjistrimin dhe dokumentimin sa më të saktë të kushteve të terapisë. Faktorët e trajtimit paraprak(treatment planning factors), si: teknikat e trajtimit, përdorimi i mjeteve ndihmëse, përshkrimi i volumeve shenjës (target), fraksionimi etj. Faktorë të QA, vlejné për të vlerësuar e rivlerësuar gjendjen e pacientit, gjatë kursit të mjekimit, si dhe në të ardhmen gjatë ndjekjes së ecurisë së pacientit (patient folloë up).

Element shumë i rëndësishëm i QA për ecurinë e sëmundjes, janë lokalizimi dhe shtrirja hapësinore tredimensionale e tumorit, pra janë elementët e simulimit si grafite ortogonale skanerit etj. Për lokalizimin e qendrës dhe të koordinatave që bëjnë të mundur kalimin e tumorit në madhësi reale, e në pozicion real në makinën mjekuese.

Rregjistrimi i trajtimit të plotë të pacientëve, është i domosdoshëm për të krijuar mundësinë e onkologut të bazës, për t'u orientuar për të gjithë hapat e ndërmarrë, për mjekimin e pacientit të dhënë.

Pas simulimit, i cili normalisht siç e thotë edhe vetë fjala parashikon performimin jo vetëm të zonës së trupit ku ndodhet tumori, por edhe të kushteve në të cilat parashikohet se duhet bërë

rrezatimi, fushat, këndet e trajtimit, mjetet ndihmëse, përdorimi i pykave, hapja e kolimatorit, energjia e rrezatimit etj, të cilat së bashku përbëjnë njerin nga hapat më të rëndësishëm, duhen ruajtur, për të marrë pastaj vendimin e trajtimit, si edhe për të bërë ndryshimet e rastit që mund dhe që duhen bërë në funksion të ndryshimit të përmasave të tumorit apo edhe të trajtimeve ndihmëse me rrezatime apo edhe mjekime të tjera.

Meqenëse trajtimi në radioterapi është një proces shumë i ndërlikuar, dhe ndërlikohet gjithnjë e më shumë çdo ditë, në përpjekjet tona për të shmangur apo më saktë për të minimizuar gabimet, kërkohet që stafi të jetë shumë i trajnuar, e përveç kësaj, e mbi të gjitha, edhe sikur kjo e fundit të jetë më se e realizuar, duhet të tregohet një kujdes i veçantë, me një shkallë të lartë përqëndrimi, për të realizuar plotsisht e sipas radhës të gjithë hapat e shumtë, të trajtimit. Të mos harrojmë se, në parimet themelore të mbrojtjes së përshtatshme nga rrezatimet, rol parësor luajnë patjetër jo vetëm pajisjet, por më shumë se çfardo tjetër, luajnë njohuritë tona, dhe dëshirat e aftësitë për të hulumtuar e rrëmuar në to, në kërkim të mjeteve e mënyrave të trajtimit që do të rrisnin sado pak cilësinë e trajtimit, dhe në kohën e sotme kur trajtimi dhe mjetet janë sofistikuar, do të nënvizonim përpjekjet për sigurinë e cilësisë,(QA) të këtyre trajt-meve që janë shtuar gjithashtu. Lidhur me përpjekjet për përmirsimin dhe përsosjen e trajtimit, që siç e thamë më sipër, në kohën e sotme bëhet në shumë drejtime, një nga drejtimet më kryesor është përmirësimi i modelit logjik matematiko-dozimetrik, që po realizohet, kryesisht nëpërmjet korrigjimeve të vazhduara të formulave, duke shtuar koeficientë të rinjë. Në suazën e këtyre përmirësimeve, nuk ka rëndësi vetëm ‘shtimi thuajse çdo vit i koeficientëve të rinjë, se sa i dijeve, duke përvetësuar këto dije, dhe të tjera, që synojnë drejt të njetës gjë, dhe sidomos, vënja e tyre, drejtë e në mënyrë korrekte, në përdorim, në praktikën e përditshme. Sot pranohet nga të gjithë se ‘një gram’ më shumë’ i njerëzve që meren me dozimetri , vlenë më shumë se tonelata të tëra plumbi mbrojtës’. Në këtë paragraf do të përqëndrohemi në gabimet që bëhen jo rrallë, gjatë mjekimit me rreze në radioterapi, ku vetvetiu del e theksuar dhe e nënvizuar, jo vetëm nevoja për të pasur më shumë dije, duke filluar nga fusha e fizikës, e dozimetrisë, e informatikës dhe e kompjuteristikës, e radiobiologjisë etj., por edhe nevoja e vënies dhe e përdorimit të tyre në praktikën e përditshme, me korrektësi e sipas renditjes të një seri veprimesh, që për të qenë të sigurtë në zbatimin e tyre duhet ti kemi patjetër të regjistruara në një program, si kërkesë minimale për tu zbatuar, e asaj që quhet ‘Siguri e Cilësisë’. Për të shpalosur këto, do të përqëndrohemi në disa mënyra praktike të llogaritjes së dozës në trajtimin e pacientëve, për ndjekjen (folloë up) të ecurisë së tyre, në gabimet njerëzore që hasen më shpesh, apo edhe në pasiguritë që lidhen me dhënjen e terapisë etj. Gabimet njerëzore mund të ndeshen në çdo

departament, kështu që një sistem për të parandaluar ato, do të ishte i domosdoshëm për ta bërë mjekimin sa më të efektshëm. Kështu që një sistem i fortë dhe i saktë i sigurisë së cilësisë, duhet të jetë funksional në të gjithë pajisjet e radioterapisë. Qëllimi i këtyre programeve duhet të jetë parandalimi dhe korrigjimi i gabimeve.

### **7.1. Aksidentet në Radioterapi.**

Trajtimi i sëmundjes me radioterapi vazhdimisht mund të paraqes një rrezik për pacientin si:

- E para dhe më kryesorja ekziston potencial për dështim për të kontrolluar dozën fillestare, e cila, kur sëmundja është malinje ajo është eventualisht vdekjeprurëse te pacienti.
- Së dyti, edhe sot e kësaj dite ekziston rreziku i mos mundësisë së rigjenerimit të qelizave të indeve normale nga ekspozimi i rrezatimit.

Në radioterapi, një aksident apo një keqadministrimi i aplikimit të rrezatimit llogritet në qoftë se ajo rezulton një dozë jo e mjaftueshme ose një mbidozë, por megjithatë vetëm mbidozat në përgjithësi janë shqetësuese. Po ashtu si aksident në radioterpinë me tufa të jashtme llogairtet edhe dallimi në mes të dozës së përshkruar dhe dozës së dhënë brenda vëllimit tumorial.

Në vitin 2000 IAEA [53], ka nxjerrur një tabelë dhe një seri të aksidenteve me ekspozime në radioterapi

#### **Disa shembuj të shkaqeve direkte te keq administrimit të tufës se jashtme në radioterapi në raportet e IAEA të vitit 2000**

| Shkaqet                                                  | Numri e aksidenteve |
|----------------------------------------------------------|---------------------|
| Gabimet në leshuarjen e TPS-it                           | 2                   |
| Parashikimi jo adekuat i kohës së trajtimit të pacientit | 9                   |
| Gabime në sipërfaqe anatomike për tu trajtuar            | 8                   |
| Gabime në identifikimin e pacientit të duhur             | 4                   |
| Gabime në mos përdorimin apo keqpërdorimin e pykës       | 4                   |
| Gabime në kalibrimin e Akseleratorit                     | 3                   |
| Gabime në përshkrimin e dozës                            | 3                   |
| Gabime në ndaljen e burimit të tele-terapisë             | 2                   |
| Gabimet e personelit gjatë simulimit                     | 2                   |
| Gabim kalkulimi i kohës së shfaqjes së dozës             | 2                   |
| Gabimet e tekniut në leximin e kohës së trajtimit        | 2                   |
| Defekte në akselerator                                   | 1                   |
| Dështime mekanike të njësise trajtuese                   | 1                   |
| Gabime softëverike të kontrollit të akseleratorit        | 1                   |
| Rregullimet e gabuara te shkaktuara nga stafi            | 1                   |

Gabimet mund të ndodhin në çdo fazë të procesit dhe të bëhet nga çdo pjesë e stafit të përfshirë. Zonat më kritike janë ato ku puna kalon nga një pjesë e stafit në grupin tjetër të stafit, apo në mes të proceseve, ku informacioni janë marrë me pakujdesi dhe sipërfaqësisht.

Shumica e shkaqeve të menjëhershme të ekspozimit aksidental janë të lidhura edhe nga mungesa e një programi adekuat të sigurimit të cilësisë ose një dështimi në aplikimin e programit. Shkaqet e përgjithshme njerëzore të gabimeve përfshijnë mungesa e njohurive, vetëbesim, presionet në kohë, mungesa e burimeve dhe dështimet në komunikim me personelin. Një numër i organizatave kanë bërë publikime, kanë dhënë rekomandimet mbi strukturën dhe menaxhimin e cilësisë. Menaxhimi i sistemit të programit të sigurimit, apo të cilësisë, në radioterapi ose fizikës në radioterapi (p.sh. OBSH në 1988, AAPM në vitin 1994, ESTRO në 1995 dhe 1998, IPEM në vitin 1999, Van Dyk dhe Purdy në vitin 1999 dhe McKenzie et al. në vitin 2000).

Gabimet mund të jenë të shumta, por ato zakonisht grupohen në tri pika

#### **Gabimet në sasi e cilësi të rrezatimit**

- Gabimet gjatë komisionimit të Linacut
- Gabimet në matjet e dozave që jep Linacu
- Funksionim i keq i Linacut, etj

#### **Gabimet nga defektet mekanike te LINACUT**

- Devijimi i gentrit, kolimatorit, shtratit, nga izoqendra, etj
- Matje jo e sakt e SSD me telemetër, etj
- Zhvendoset e llaserit nga isoqendra etj

#### **Gabimet teknike të personelit**

- Gabime të bëra gjatë dhënies së dozës së përcaktuar në TPS
- Gabimet në konturimin e sakt të PTV dhe OAR, etj
- Gabime për të trajtuar vëllimin e përcaktuar si vëllim për tu rrezatuar, etj
- Gabimet në pozicionimin e pacientit, etj
- Ndërrimi i kartës së pacientit, me ndonjë pacient tjetër etj

#### **Kurse përbërsit kryesorë të Sigurisë së Cilësisë janë:**

- Siguria mekanike dhe kontrollet e sigurisë
- Siguria dozimetrike
- Siguria nga gabimet e personelit dhe siguria prej mbrojtjes nga rrezatimi

## 7.2.Siguria mekanike dhe dozimetrike e Linakut

Edhe pse ka ndryshime të konsiderueshme në praktikën e kontrollit të cilësisë të Akseleratorit linear, tri botime të mëdha IEC 977 (International Electrotechnical Commission) IEPM 81 (Institute of Physics and Engeniering in Medicine 81) dhe AAPM40 (American Association of Phyiscsit in Medicne) janë në perputhje. Procedurat tipike e sigurimit të cilësisë për LINAC-5472 në Qendrën Klinike Universitare të Kosovës janë dhënë në Tabelën.7.2.

Tabela7.2.

| INTERVALI | PROCEDURA                                              | TOLERANCA  | Rezultatet në QKUK |
|-----------|--------------------------------------------------------|------------|--------------------|
| Çdo Ditë  | <b>Dozimetria</b>                                      |            |                    |
|           | Varshmëria e daljes së fotonit                         | ±3%        | 0,68%(E=15MV)      |
|           | Varshmëria e daljes së fotonit                         | ±3%        | 0.17 %(E=6MV)      |
|           | Simetria e fushës                                      | 2mm        | ±1.3mm             |
|           | <b>Mekanike</b>                                        |            |                    |
|           | Laseri lokalizues                                      | 2mm/±1mm   | ±1mm               |
|           | Kolimatori rrotullues bosht qendror                    | 2mm        | ±1mm               |
|           | Treguesi i distances optike (ODI)                      | 2mm        | 1mm                |
|           | <b>Siguria</b>                                         |            |                    |
|           | Mbyllësi i mbrendshëm i derës                          | Funksional | Funksional         |
|           | Monitorët për audio dhe video                          | Funksional | Funksional         |
| Çdo Javë  | <b>Dozimetria</b>                                      |            |                    |
|           | Varshmëria e daljes së fotonit.                        | ±3%        | 0.34%(E=15MV)      |
|           | Varshmëria e daljes së fotonit                         | ±3%        | 0.13%(E=6MV)       |
|           | Faktori i varshmërisë së pykës                         | 3%         | 1.2                |
|           | <b>Mekanike</b>                                        |            |                    |
|           | Izoqendra e kendit <b>gentry</b>                       | 2mm        | ±1mm               |
|           | Izoqendra e kolimatorit                                | 2mm        | ±1mm               |
|           | Renditja e madhësisë së tufës/fushës                   | 2mm        | ±1mm               |
| Çdo Muaj  | <b>Dozimetria</b>                                      |            |                    |
|           | Varshmëria e daljes së fotonit dhe elektronit          | ±3%        | 0,19%(E=15MV)      |
|           | Varshmëria e daljes së fotonit                         | ±3%        | 0.16%(E=6MV)       |
|           | Faktori i varshmërisë së pykës                         | 3%         | ±2%                |
|           | Rrafshësia e tufës së fotoneve dhe elektroneve         | 3%         | ±1%                |
|           | Simetria e fushës                                      | 2mm        | ±1.mm              |
|           | <b>Mekanike</b>                                        |            |                    |
|           | Leximet e këndit të Gentrit/Kolimetrit                 | 1 shkalle  | 1 shkallë          |
|           | Treguesi i distancës optike (ODI)                      | 2mm        | 1mm                |
|           | Treguesit e madhësisë së fushës                        | 2mm        | 1mm                |
|           | Treguesit e pozitës së shtratit trajtues               | 2mm        | 1mm                |
|           | Laserët lokalizues                                     | 2mm        | 2mm                |
|           | Rastësia (koiqidenca) e fushës së dritës dhe trajtuese | 2mm        | 1mm                |

|                |                                              |                  |                      |
|----------------|----------------------------------------------|------------------|----------------------|
|                | Perputhja e fushës së dritës me kolimator    | 2mm              | <b>1mm</b>           |
|                | Siguria e kualitetit të sistemit fotografues | Kualitet optimal |                      |
|                | <b>Siguria</b>                               |                  |                      |
|                | Ndërprerësat emergjent                       | Funksional       | <b>Funksional</b>    |
|                | Mbyllësi i brendshëm i derës                 | Funksional       | <b>Funksional</b>    |
|                | Pajisjet anti-ndeshëse                       | Funksional       | <b>Funksional</b>    |
|                | Procedurat e planifikuara të mirëmbajtjes    | Me Kohe          |                      |
|                | <b>Dozimetria</b>                            |                  |                      |
| <b>Çdo Vit</b> | Varshmëria e daljes së fotonit               | ±3%              | <b>0,30%(E=15MV)</b> |
|                | Varshmëria e daljes së fotonit               | ±3%              | <b>0,19%(E=6MV)</b>  |
|                | <b>Mekanike</b>                              |                  |                      |
|                | Izoqendra e tabelës trajtuese dhe të Gantry  | 2mm              | <b>1mm</b>           |
|                | Procedurat e planifikuara të mirëmbajtjes    | Me Kohe          |                      |
|                | <b>Siguria</b>                               |                  |                      |
|                | Kerkesa tjera te prodhuesit Siemens          | Funksional       | <b>Funksional</b>    |
|                |                                              |                  |                      |

### 7.3. Kontrollat mekanike

Izoqendra e Linacut. Izoqendra është pika në hapësirë për të cilën gentri, kolimatori dhe shtrati rrotullohen rreth asaj pike. Ketu duhet të dallohet izoqendra mekanike dhe izoqendra e rrezatimit. Izoqendra mekanike, pra është pika e përbashkët ku rrotullohet, gentri, kolimatori, dhe shtrati, kurse izoqendra e rrezatimit është pika e përbashkët e tufave të rrezatimit[54]. Zakonisht izoqendra e rrezatimit përcaktohet diku në mesin e organit kur duhet të rrezatohet. Vlenë te ceket se izoqendra e rrezatimit është pikë variabël në hapësirë.

Isocentri mekanik i kolimatorit përcaktohet duke bashkangjitur një shkop metalik në kokën e akseleratorit, e lëshuar vertikalisht shumë afër një shufre tjetër horizontale apo një flete milimetrike, të shtirë në shtarin e Linacut dhe kolimatori rrotullohet me 360 gradë. Me këtë rast, maja e shufrës së metalit nuk duhet të lëvizë më shumë se 2 mm në çdo drejtim, fig.7

Izocentri i Gentrin kontrollon me të njëjtat shufra, të cilat duhet të afrohen më pak se 1 mm largë njëra-tjetrës. Pastaj rrotullojmë gentrin për 360 shkallë, e po ashtu edhe këtu devijimi nuk duhet të kalojë më shumë se 2mm. Në fund po ashtu kontrollon edhe izocentri i shtratis duke pozicionuar Gentrin në 0 shkallë, dhe zhvendosur shtratin për 90 shkallë në të dy drejtimet, në anën e majtë dhe të djathtë, apo në këndet 90 dhe 270 shkallë.

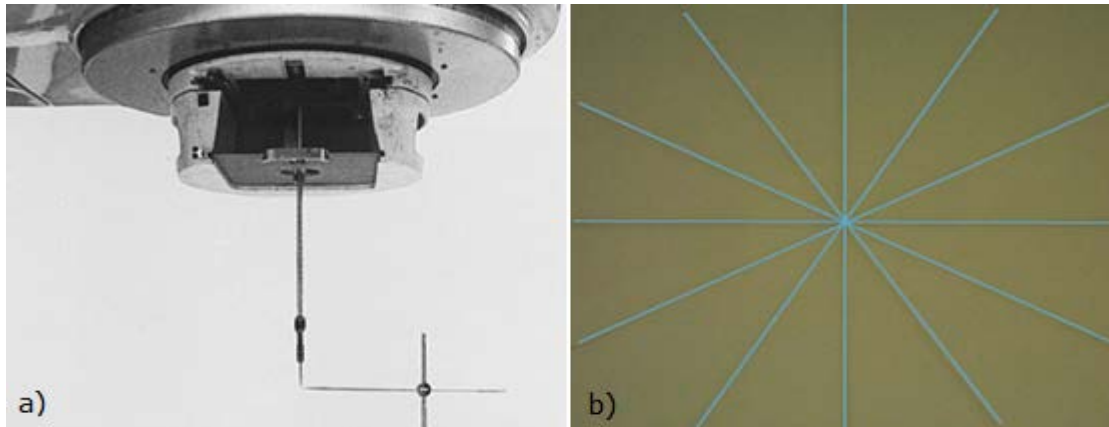


Fig:7. Kontrollimi i izoqendrës: a) mekanike, b) të rrezatimit

Isocentri i rrezatimit kontrollohet duke ekspozuar një film për ekspozime të shumta me fusha në njërën anë të hapur deri në maksimum, e në anën tjetër të mbyllura sa të jetë e mundur. Zakonisht lëshohet tufa e rrezatimit me 2 ose 3 njësi monitoruese, duke e rrotulluar këndin e kolimatorit në çdo 30 shkallë. Në mënyrë tipike izocentri i rrezatimi duhet të jetë brenda 1 mm devijim, në të gjitha këndet e kolimatorit, korigjimi bëhet sipas fig.7b

Për përcaktimin e saktësisë së distancës SSD, zakonisht bëhet me ndihmën e laserit. Shtrati ngjitet deri në lartësinë ku laseri horizontal duhet të bie pikërisht në tehun e sipërm të shtratit, pastaj lëshohet telemetri dhe kjo distance duhet të jetë sakt 100cm. Kontrolli bëhet me anë të telemetrit të Linacut, e të nejtën kohë kontrollohet në mënyrë mekanike. Te akseleratori i tipit Siemens, distanca nga burimi deri te fundi i kolimatorit primarë është 23,7 cm, kurse distanca prej burimit deri tek fundi i kolimatorit sekondarë është 32,1cm. Në mënyrë mekanike ne mund të masim distancën nga fundi i kolimatorit të dytë deri tek sipërfaqja e shtratit dhe kjo pjesë duhet të mbetet 67,9cm.



Fig:7.1. Kontrolli për SSD me telemetër dhe laser

Kontrollet e sigurisë-

Hapja dhe mbyllja e derës po ashtu duhet të kontrollohet, sepse akseleratori linear nuk duhet të filloi rrezatimin apo duhet të ndërprerë rrezatimin në momentin që dera është e hapur. Po ashtu kontrollë duhet të kenë edhe ndaljet emergjente të Linacut, edhe pse tek to duhet të kemi parasysh se nuk mund të ndalin lëvizjen e gentrit, kolimatorit, dhe shtratit. Sistemi i komunikimit të personelit me pacientin brenda në bunker duhet të funksionoi pa ndërprerë, në mënyrë që të jetë i mundur komunikimi në çdo moment me pacientin. Sinjalizimi i shenjave të rrezatimit duhet të kontrollohet në mënyrë që të dihet kur në të vërtetë Akseleroatri, apo CT ka filluar ekspozimin.

#### **7.4.Siguria Dozimetrike**

Pas përfundimit të kontrolleve mekanike, matjet dozimetrike duhet të kryhen po ashtu me një kujdes e saktësi të madhe.

Procedurat për sigurimin e cilësisë janë pjesa më thelbësore e fizikës në radioterapi. Analizat për dozimetri ditore përfshijnë, sasinë e rrezatimit, simetirinë e rrezatimit ndaj boshtit qendror, energjinë e rrezatimit, madhësinë fushës, etj. Kjo duhet të bëhet çdo mëngjes para fillimit të rrezatimit me pacient. Rezultatet kanë treguar se ndryshimet në simetri dhe energji mund të ndyshojnë disa përqindë , për një pakujdesi të vogël, madje edhe vetëm nëse sipërfaqja ku është vendosur apratura nuk është e rrafshët. [55]

Matjet dozimetrike përfshijnë.

- Energjinë e fotoneve
- Simetrinë e tufës fotonike
- Rafshtësinë e tufës fotonike
- Energjinë e elektroneve
- Simetrinë dhe rrafshhtësinë e tufës së elektroneve
- Karakteristikat e njësive monitoruese për fotone e elektrone

Për të përcjellur këto matje dhe gjendjen e akseleratorit linear gjatë punës, janë përdorur aparatat:

- Elektrometri
- PTW farmer Chmaber
- PTW Markus chamber
- PTW Pin Poin chamber
- Fantomi stacionar.

Dozimetri universal UNIDOS , përdoret në dozimetritë rutinë të radioterapisë, duke e lidhur me dhoma jonizimi, si dhe me detektorë në gjendje të ngurtë. Një faqe e kujtesës së tij elektronike shërben për të memorizuar të dhënat e kalibrimit. Korrigjimi për dendësinë e ajrit bëhet duke e lidhur atë me çelësat e trysnisë e të temperaturës së ajrit dhe temperaturën e ajrit. UNIDOS jep rezultatet e matjeve në Gy,R,Gy/min,R/min, dhe Gy.m. Vlerat në njësi elektrike jepen në C,(kulon)dhe në A(amper). Pajisja, pra dozimetri kompenson në mënyrë automatike rrjedhjet. Tensioni i lartë ndërmjet elektrodave të dhomës së jonizimit vendoset në mënyrë të vetvetishme (automatike).



Fig:7.2. Dozimetri universal UNIDOS

Është një dozimetër me referencë të lehtë për tu përdorur, i klasës dozimetër ose elektrometër, pra është dozimetër që matë si në njësi radiometrike, ashtu edhe në njësi elektrometrike. Është një dozimetër i një cilësie të lartë dhe ekonomik që përdoret si në radioterapi ashtu edhe në rontgen diagnostikë Plotëson kushtet e standarteve si më poshtë.

- Është një dozimetër i klasës së referencës,
- Është një dozimetër që mund të vlejë për matje të shkallës dytësore.
- Matë edhe doza të vogla, prandaj shërben si dozimetër edhe për diagnostikë.
- Ka saktësi të lartë, aftësi ndarëse të lartë(1fA),dhe shkallë të gjërë dinamike të matjeve.
- Pajisje fuqie HV( $0.7\pm 400$ )V, me rritje të shkallëzuar prej  $\pm 50$ V.
- Matë doza të grumbulluara(integrale,ngarkesë), dhe fuqi doze(ose intensitet rryme),në të njejtjen kohë.

#### **7.4. Dhomat e jonizimit PTW Farmer.**

Dhomat e jonizimit gishtëz janë për matje dozimetrike të fotoneve dhe të elektroneve me energji të lartë, në fantoma dhe në ajër. Volum i ndjeshëm  $0.8\text{cm}^3$ . E përshtatshme si dhomë jonizimi për terapi, për matje në fantomë të ngurt. Ka varësi lineare të rezultati nga energjia. Është e përdorshme në një numër të madh mundësishë



Fig:7.3. Dhoma e jonizimit PTW Farmer

Dhomat e jonizimit,  $0.6\text{cm}^3$ , PTW Farmer, janë përgatitur për matje dozimetrike absolute të fotoneve dhe elektroneve me dozimetra të përshtatshëm, për matje në terapi. Ka tre tipa dhomash jonizimi të përshtatshme për matje në ajër ose në fantoma me materiale të ngurta.

- Dhoma tip:30010 është për matje nga 30kV deri në 50MV.
- Dhoma tip 30011, vlen për fotone me energji nga 140kV deri në 50MV.
- Dhoma tip 30012 mund të përdoret për fotone me energji nga 60kV deri në 50MV.

Shkalla e energjisë për matje të elektroneve, për të gjithë (3) tipat e dhomave, për elektronet është nga 10MeV deri në 45MeV. Fantoma stacionare me ujë, pra përdoret për dozimetrinë e fotoneve me energji të lartë, me dhoma jonizimi PTW Farmer. Mundëson performimin e shpejtë dhe të riprodhueshme të matjeve për kalibrimin me fotone.

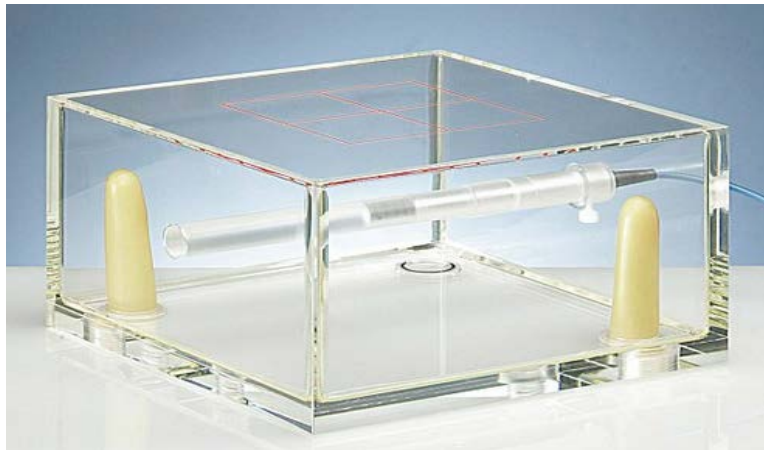


Fig: 7.4. Fantomi stacionar

Mundëson vendosjen e një dhome jonizimi PTW Farmer, në një thellësi fikse prej 50mm. Mundëson vendosjen e shenjave të fushë në pllakën e sipërme. Kompenson ndryshimet e volumit të ujit të shkaktuara nga ndryshimet e temperaturës. Fantoma T41014 është fantomë stacionare me ujë, për dozimetri absolute, dhe për matje kalibrimi në radioterapi. Ajo është e

mbuluar me pllaka akriliku (PMMA). Përmasat e jashtme janë afërsisht (20x20x10)cm<sup>3</sup>. Trashësia e murit hyrës është 3mm, ndërsa thellësia e matjeve është 50mm. Dhomat e jonizimit PTW Farmer, futen plotësisht në mbajtësin e ndërtuar posaçërisht për ta. Mbushen, afërsisht me 4 litra ujë, nëpërmjet një rubineti. Për sigurinë e cilësisë dozimetirike rezultatet e fituara duhet vazhdimisht të krahasohen me matjet për komisionimin e tufave, të cilat më vonë janë vendosur në TPS, dhe me të dhënat e tyre bëhen planet e rrezatimit. Paraprakisht edhe një herë në tabelën e mëposhtme janë parqitur të dhënat për indeksin e tufës, kualitetin e tufës fotonike, faktori i korigjimit të lagështisë  $k_{hum}$ , faktori i korigjimit të kalibrimit për polaritetin  $k_{pol}$  si dhe Korigjimi i faktorit, kalibrimit për rikombinimin e joneve  $k_s$  si dhe vlerat e dozës në centti grey për 50 dhe 100 MU, për energji 6 dhe 15MV

Tabela: 7.3. Vlerat e QI, Kq, NDw, dhe kTP për fotone me E=6MV dhe 15MV

| Primus 5472      |          |          |
|------------------|----------|----------|
|                  | E=6MV    | E=15MV   |
| QI               | 0.672    | 0.72     |
| kq               | 0.991    | 0.974    |
| NDw              | 5.363    | 5.363    |
| kTP              | 1.058432 | 1.058432 |
| PDD( Zref)       | 90       | 90       |
| Z-ref (cm)       | 10       | 10       |
| k-pol            | 1.001    | 1.001    |
| k-hum            | 1        | 1        |
| ks               | 1.002    | 1.002    |
| Kalibrimi actual |          |          |
| D(cGy) 50 MU     | 49.65    | 49.99    |
| D(cGy) 100 MU    | 99.29    | 99.99    |
| Q+(400V)         | 7.61     | 8.461    |
|                  | 7.611    | 8.459    |
|                  | 7.614    | 8.463    |
| Mesatare         | 7.612    | 8.461    |
| D1_G             | 6010     | 5617     |
| D2_G             | 5409     | 5084     |

| Tabela:7.4. Faktorët e korigjimit për elektrone |              |              |              |              |              |              |
|-------------------------------------------------|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|
|                                                 | 5MeV         | 7MeV         | 8MeV         | 10MeV        | 12MeV        | 14MeV        |
| R50 (cm)                                        | 1.914        | 2.671        | 3.126        | 4.017        | 4.585        | 5.295        |
| kq                                              | 0.926        | 0.919        | 0.915        | 0.910        | 0.906        | 0.902        |
| NDw                                             | 5.398        | 5.398        | 5.398        | 5.398        | 5.398        | 5.398        |
| kTP                                             | 1.055877     | 1.055877     | 1.055877     | 1.055877     | 1.055877     | 1.055877     |
| PDD(zref)                                       | 99.90        | 100.00       | 99.90        | 100.00       | 100.00       | 99.75        |
| <b>z-ref</b>                                    | <b>1.05</b>  | <b>1.50</b>  | <b>1.78</b>  | <b>2.31</b>  | <b>2.65</b>  | <b>3.08</b>  |
| k-pol                                           | 1.002        | 1.004        | 1.004        | 1.002        | 1.003        | 1.002        |
| k-hum                                           | 1.000        | 1.000        | 1.000        | 1.000        | 1.000        | 1.000        |
| ks                                              | 1.005        | 1.005        | 1.005        | 1.004        | 1.005        | 1.005        |
| <b>D(cGy)</b>                                   | <b>49.84</b> | <b>50.08</b> | <b>49.97</b> | <b>50.08</b> | <b>49.98</b> | <b>49.68</b> |
| Q+ (300 V)                                      | 0.941        | 0.948        | 0.948        | 0.959        | 0.960        | 0.958        |
|                                                 | 0.936        | 0.948        | 0.949        | 0.959        | 0.961        | 0.957        |
|                                                 | 0.935        | 0.9482       | 0.949        | 0.959        | 0.962        | 0.958        |
| Mesatarja                                       | 0.937        | 0.948        | 0.949        | 0.959        | 0.961        | 0.958        |
| <b>Thellësia (mm)</b>                           | <b>10.5</b>  | <b>15.0</b>  | <b>17.8</b>  | <b>23.1</b>  | <b>26.5</b>  | <b>30.8</b>  |
| <b>D1_G</b>                                     | <b>3548</b>  | <b>3800</b>  | <b>4166</b>  | <b>3763</b>  | <b>3915</b>  | <b>3656</b>  |
| <b>D2_G</b>                                     | <b>3538</b>  | <b>3700</b>  | <b>3861</b>  | <b>3746</b>  | <b>3639</b>  | <b>3780</b>  |

Për matjet me ekeltrometër dhe dhomë jonizuese PTW farmer është shfrytëzuar ekuacioni

$$D = \frac{N_{DW} \cdot K_{TP} \cdot K_q \cdot K_{pol} \cdot K_S \cdot M}{PDD}$$

$N_{DW}$  Faktori i kalibrimit për dozën e përthithur në ujë, për një dhomë jonizimi, e cila është e pozicionuar në kushte reference nën një tufë rrezatimi. Varësisht se çfare dhome jonizimi kemi vendosur ne fantomë, merret edhe vlere e saj. Ndërsa vlerat e koeficientëve merren nga protokolli i IAEA, TRS 398, ku:

$$K_{TP} = \frac{(t + 273,2) \cdot p_0}{(t_0 + 273,2) \cdot p}, \text{ korigjimi i denistetit të ajrit}$$

$K_q$  - korigjimi i elektrometrit,

$$K_{pol} = \frac{M_+ + M_-}{2M_+}, \text{ korigjimi i polaritetit}$$

$$K_S = a_0 + a_1 \left( \frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left( \frac{M_1}{M_2} \right)^2, \text{ korigjimi i rikombinimit të joneve}$$

vlerat

$a_0, a_1, a_2$  po ashtu lexohen në tabelën 4 te TRS 398, ne faqen 52,  $M_1$  dhe  $M_2$  paraqesin vlerat e polaritetit në elektrometër

Vlerat e PDD merren lexohen nga vlerat e PDD në të cilën ne bëjmë matjen. Ne rastin tonë thellësia e dhomës jonizuese është 5 cm, atëherë marrim vlerat nga tabela 5 dhe 5.1 shohim se

$$\left. \begin{array}{l} E = 6MV, \quad PDD = 86,8\% \rightarrow 0,868 \\ E = 15MV, \quad PDD = 94,3\% \rightarrow 0,943 \end{array} \right\} \text{në } z = 5cm$$

për vlerat e tyre janë:

Ndërsa raporti  $TPR = \frac{D_{20}}{D_{10}}$ , për rastin tonë me mernegji 6MV në thellësinë 20cm ,

$D_{20} = 38,77$ , kurse  $D_{10} = 67,28$ , raporti e ka vlerën 0.5761, kurse për energjin 15MV,

raporti,  $TPR = \frac{D_{20}}{D_{10}}$  e ka vlerën 0.645

Matjet janë bërë vetëm përgjatë aksit qendror të tufës, duke llogaritur pastaj devijimin e tufës në përqindje nga kalibrimet fillestare të makinës. Këto matje vendosen në tabelë, ku pastaj lexohet devijimi i tufës primare, për energji 6MV dhe 15 MV. Matjet bëhen cdo dite pune, për gjatë gjithë vitit. Rezultatet tableare për një javë janë dhënë në tabelën e mëposhtme kurse në figurën 7.2 dhe 7.3 janë paraqitur grafikisht varshmëria e daljes së fotoneve për cdo muaj, gjatë vitit 2014

**Tabela në të cilën llogaritet varshmëria e daljes së fotoneve për energjinë E=6 MV dhe E=15MV**

| Datë       | 15.12.2014 | P=941.5    | hPa   | t = 21.5 °C |
|------------|------------|------------|-------|-------------|
| M          | 6MV        | M          | 15MV  | KTP= 1.081  |
| 1          | 0.999      | 1          | 0.998 |             |
| 2          | 0.998      | 2          | 0.998 |             |
| 3          | 0.998      | 3          | 0.997 |             |
| V.Mesatare | 0.998      | V.Mesatare | 0.998 |             |
| δ (%)      | 0.17       | δ (%)      | 0.68  |             |
| Fizikani   |            |            |       |             |

| Datë       | 16.12.2012 | P=934.5    | hPa   | t = 22 °C  |
|------------|------------|------------|-------|------------|
| M          | 6MV        | M          | 15MV  | KTP= 1.091 |
| 1          | 1.002      | 1          | 0.995 |            |
| 2          | 1          | 2          | 0.995 |            |
| 3          | 1.004      | 3          | 0.995 |            |
| V.mesatare | 1.002      | V.Mesatare | 0.995 |            |
| δ (%)      | 0.20       | δ (%)      | 0.44  |            |
| Fizikani   |            |            |       |            |

|                   |                   |                   |              |                              |
|-------------------|-------------------|-------------------|--------------|------------------------------|
| <b>Datë</b>       | <b>18.12.2014</b> | <b>P=934</b>      | <b>hPa</b>   | <b>t = 22 °C</b>             |
| <b>M</b>          | <b>6MV</b>        | <b>M</b>          | <b>15MV</b>  | <b>K<sub>TP</sub>= 1.092</b> |
| <b>1</b>          | <b>0.998</b>      | <b>1</b>          | <b>0.993</b> |                              |
| <b>2</b>          | <b>0.997</b>      | <b>2</b>          | <b>0.995</b> |                              |
| <b>3</b>          | <b>0.997</b>      | <b>3</b>          | <b>0.994</b> |                              |
| <b>V.Mesatare</b> | <b>0.997</b>      | <b>V.Mesatare</b> | <b>0.993</b> |                              |
| <b>δ (%)</b>      | <b>0.22</b>       | <b>δ (%)</b>      | <b>0.62</b>  |                              |
| <b>Fizikani</b>   |                   |                   |              |                              |

|                   |                   |                   |              |                              |
|-------------------|-------------------|-------------------|--------------|------------------------------|
| <b>Datë</b>       | <b>19.12.2014</b> | <b>P=938</b>      | <b>hPa</b>   | <b>t = 23 °C</b>             |
| <b>M</b>          | <b>6MV</b>        | <b>M</b>          | <b>15MV</b>  | <b>K<sub>TP</sub>= 1.091</b> |
| <b>1</b>          | <b>0.996</b>      | <b>1</b>          | <b>0.997</b> |                              |
| <b>2</b>          | <b>0.995</b>      | <b>2</b>          | <b>0.999</b> |                              |
| <b>3</b>          | <b>0.999</b>      | <b>3</b>          | <b>0.998</b> |                              |
| <b>V.Mesatare</b> | <b>0.997</b>      | <b>V.Mesatare</b> | <b>0.998</b> |                              |
| <b>δ (%)</b>      | <b>0.33</b>       | <b>δ (%)</b>      | <b>0.20</b>  |                              |
| <b>Fizikani</b>   |                   |                   |              |                              |

|                   |                   |                   |              |                              |
|-------------------|-------------------|-------------------|--------------|------------------------------|
| <b>Datë</b>       | <b>20.12.2014</b> | <b>P=935</b>      | <b>hPa</b>   | <b>t = 22 °C</b>             |
| <b>M</b>          | <b>6MV</b>        | <b>M</b>          | <b>15MV</b>  | <b>K<sub>TP</sub>= 1.091</b> |
| <b>1</b>          | <b>0.996</b>      | <b>1</b>          | <b>0.999</b> |                              |
| <b>2</b>          | <b>0.998</b>      | <b>2</b>          | <b>0.998</b> |                              |
| <b>3</b>          | <b>0.998</b>      | <b>3</b>          | <b>0.998</b> |                              |
| <b>V.Mesatare</b> | <b>0.997</b>      | <b>V.Mesatare</b> | <b>0.998</b> |                              |
| <b>δ (%)</b>      | <b>0.27</b>       | <b>δ (%)</b>      | <b>0.17</b>  |                              |
| <b>Fizikani</b>   |                   |                   |              |                              |

Tabela: 7.4. Vlerat e varshmerisë së daljes së fotoneve, E=15MV, periudha janar- dhjetor 2014

|     | I     | II     | III   | IV     | V      | VI    | VII    | VIII  | IX    | X     | XI    | XII   |
|-----|-------|--------|-------|--------|--------|-------|--------|-------|-------|-------|-------|-------|
| Min | 0.997 | 0.997  | 0.995 | 0.995  | 0.997  | 0.995 | 0.997  | 0.995 | 0.995 | 0.995 | 0.995 | 0.994 |
| Max | 1.002 | 1.0021 | 1.003 | 1.0023 | 1.0022 | 1.003 | 1.0022 | 1.003 | 1.004 | 1.003 | 1.003 | 1.003 |
| Mes | 0.999 | 0.999  | 0.999 | 0.999  | 0.999  | 0.999 | 0.999  | 1.00  | 0.999 | 0.999 | 0.998 | 0.998 |

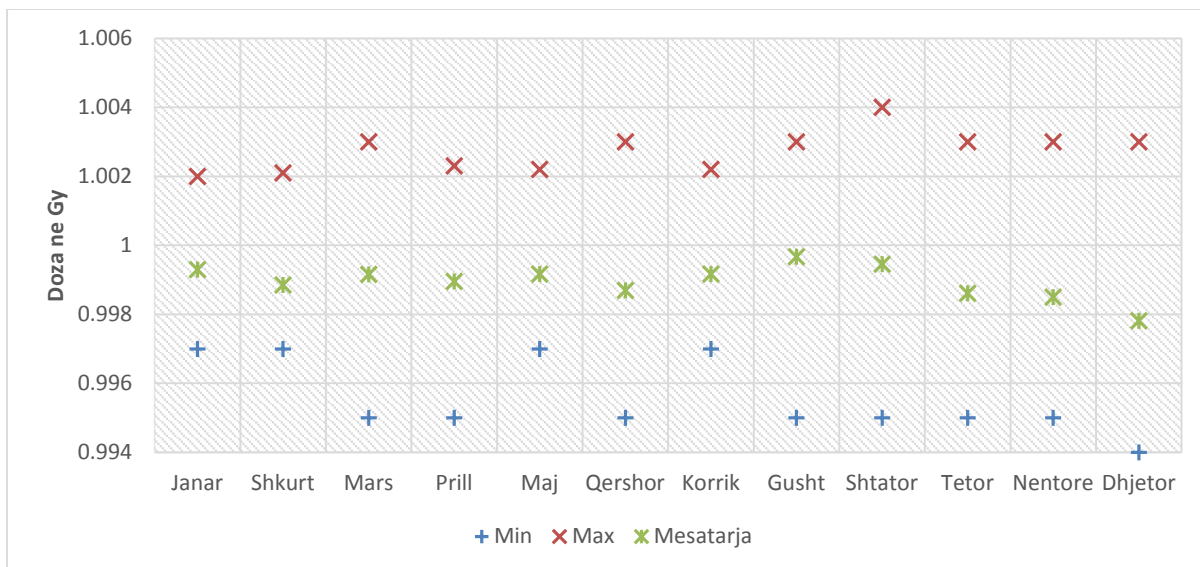


Fig. 7.2. Varshmeria e daljes së fotoneve, E=15MV, periudha janar- dhjetor 2014

Tabela: 7.5. Vlerat e varshmerisë së daljes së fotoneve, E=6MV, periudha janar- dhjetor 2014

|     | I     | II    | III   | IV    | V     | VI    | VII   | VIII  | IX    | X     | XI    | XII   |
|-----|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|
| Min | 0.995 | 0.997 | 0.996 | 0.996 | 0.995 | 0.996 | 0.995 | 0.995 | 0.995 | 0.995 | 0.995 | 0.995 |
| Max | 1.003 | 1.003 | 1.003 | 1.004 | 1.002 | 1.003 | 1.002 | 1.004 | 1.002 | 1.004 | 1.004 | 1.004 |
| Mes | 0.999 | 1.000 | 0.999 | 0.999 | 0.998 | 0.999 | 0.998 | 0.999 | 0.998 | 0.998 | 0.999 | 0.998 |

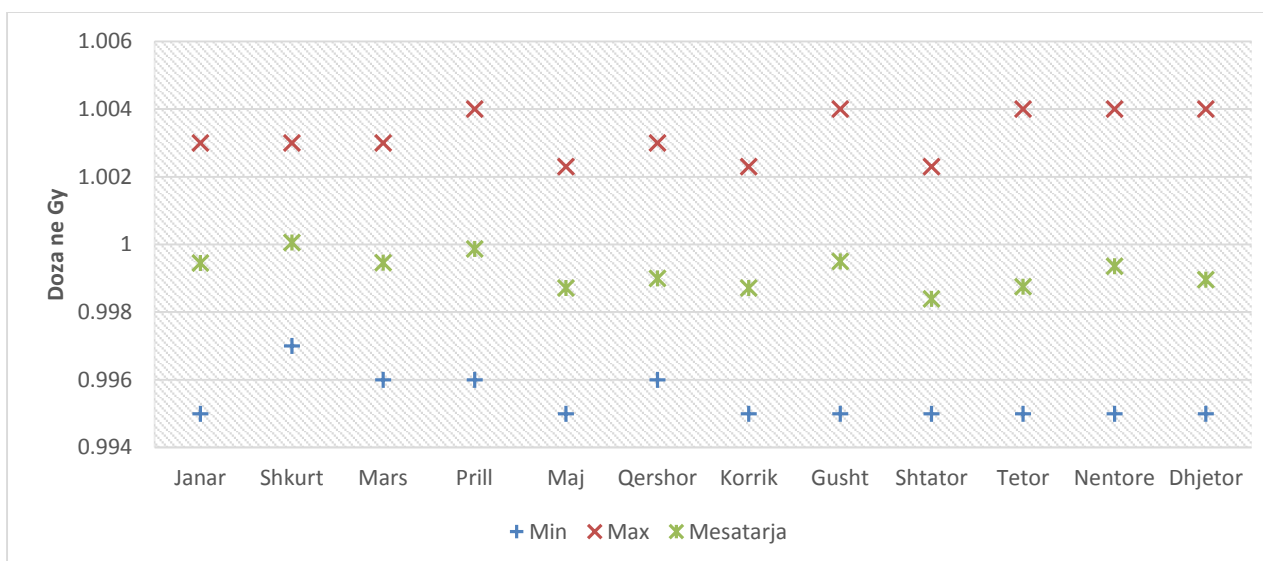


Fig.7.3. Varshmëria e daljes së fotoneve , E=6MV, periudha janar- dhjetor 2014

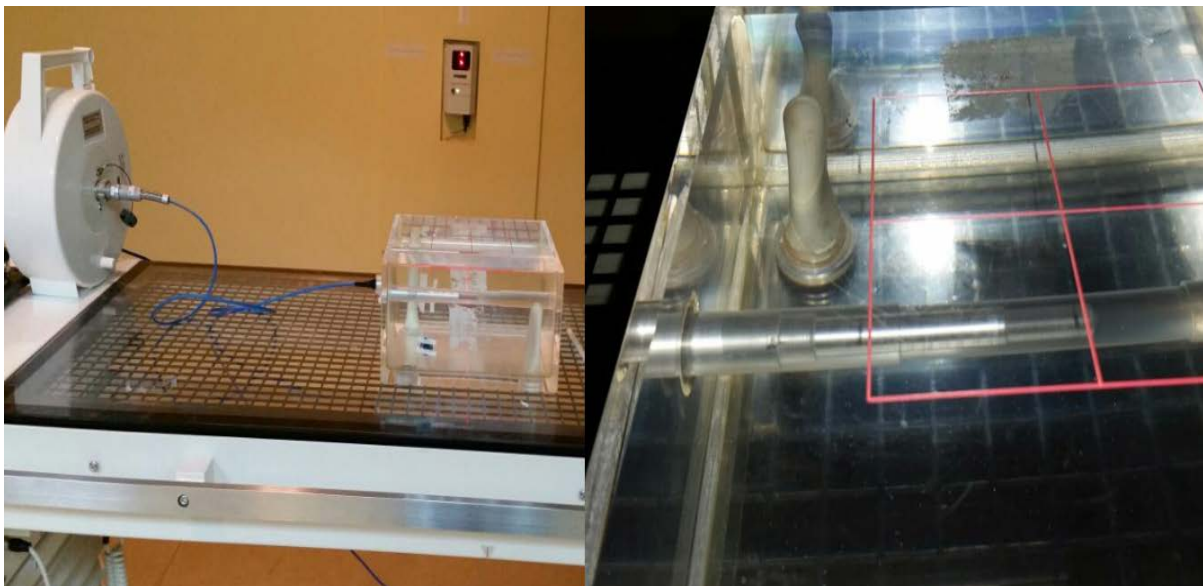


Fig. 7.4. Varshmëria e dajlës së fotoneve, e matur me dhomen jonizuese PTW farmer chamber, te vendosur ne qendër të fushës

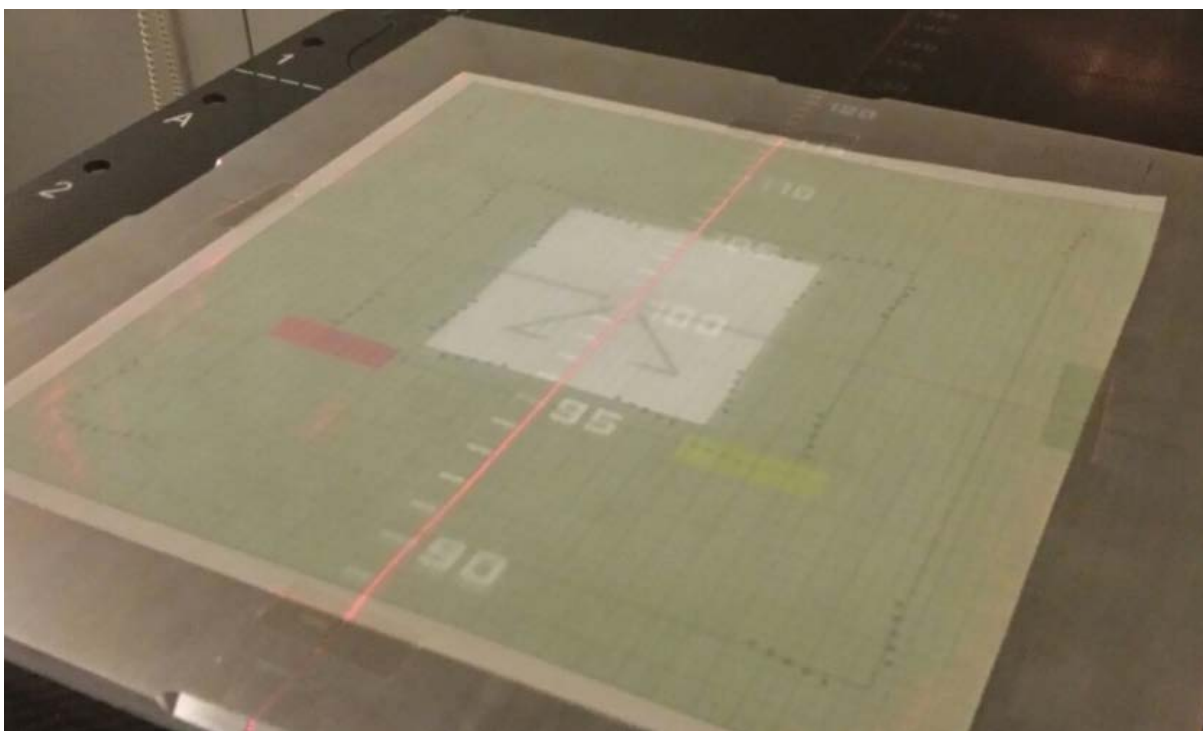


Fig:7.5. Metoda mekanike për përcaktimin e devijimi së tufës së rrezatimit

Tabela: 7.6. Devijimi i fushës së rrezatimit në milimetra në katër drejtimet e mundshme

| Drejtimet ↓ | Muajt e vitit, devijimi në milimetra |    |     |    |      |    |      |      |    |      |     |     |
|-------------|--------------------------------------|----|-----|----|------|----|------|------|----|------|-----|-----|
|             | I                                    | II | III | IV | V    | VI | VII  | VIII | IX | X    | XI  | XII |
| Djathtas    | 1                                    | 0  | 1   | 1  | 1.5  | 0  | 0    | 0.5  | 0  | -0.5 | 0.5 | 0.5 |
| Majtas      | 1                                    | 1  | 0   | 0  | -1.5 | 0  | 0    | 0    | 0  | 0.5  | 0   | 0   |
| Gentri      | 0                                    | 1  | 0   | 1  | 0    | 0  | -0.5 | 0.5  | 0  | 0.5  | 0.5 | 0.5 |
| Kembet      | 0                                    | 0  | 1   | 0  | 0    | 0  | 0.5  | 0    | 0  | -0.5 | 0   | 0   |

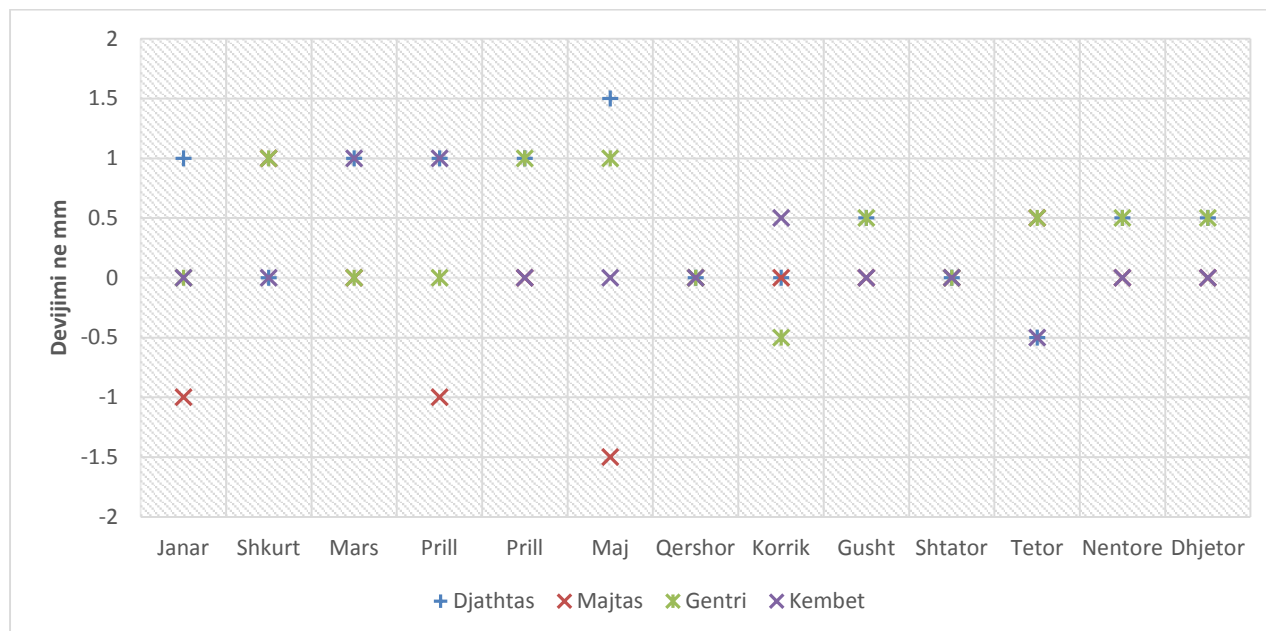


Fig.7.6. Devijimi i fushës së rrezatimit në katër drejtimet e mundshme, periudha janar-dhjetor 2014

## **8. RREZATIMI PARAZITAR**

Rrezatimi parazitar, pikë së pari është i panevojshëm, madje është pengesë për dhënjen e dozave të larta, dhe për efikasitetin e tyre, në shkatërrimin e tumorit. Ne, në këtë punim, rrezatimet parazitare, i kemi ndarë në disa grupe, sipas prejardhjes së tyre, që janë:

Një nga përparësitë më thelbësore të rrezatimit të përfutur në përsheptues, qoftë ai rrezatim fotonik apo rrezatim  $\beta$ , është ai që lidhet me procesin e ekuilibrit elektronik, në portën hyrëse të lëkurës së pacientit.

Ekuilibri elektronik, realizohet atëherë kur, rrezatimi dytësor i prodhuar nga bashkëveprimi i tufës parësore me lëndën (në këtë rast me indet e pacientit), plus vetë tufën parësore të dobësuar nga përthithja, bëhet i barabartë me rrezatimin parësor të tufës parësore, para se të nisë përthithja. E thënë ndryshe, kur realizohet ekuilibri, domethënë, që aq sa zvogëlohet intensiteti i rrezatimit për shkak të përthithjes në thellësi, po aq zmadhohet ai nga prodhimi, gjatë bashkëveprimeve, i rrezatimit dytësor. Thellësia në të cilën arrihet ekuilibri elektronik, varet në rradhë të parë nga energjia e tufës rënëse, pra nga energjia e rrezatimit parësor. Sa më e lartë të jetë ajo, aq më thellë arrihet ekuilibri elektronik. Në të njejtën kohë, pika ku arrihet ky ekuilibër, tregon se aty arrihet edhe doza maksimale e rrezatimit, pasi aty rrezatimit parësor i shtohet edhe vlera maksimale e rrezatimit dytësor, që do të thotë se doza e rrezatimit para thellësisë ku arrihet maksimumi i rrezatimit dytësor, është më e vogël, po ashtu siç është edhe pas kësaj thellësie[56]. Kështu, nëse për shembull duam të rrezatojmë një tumor në thellësinë 10cm, kufijtë e të cilit fillojnë në 8cm, e mbarojnë në 12cm, atëherë duhet të zgjedhim rrezet  $\gamma$  me energji 15MeV. Në fig. është treguar profili i ndryshimit të dozës në varësi të thellësisë, në ujë. Në figurën 5.19, është treguar doza në përqindje, kundrejt vlerës maksimale të saj, që është marrë si vlerë referimi, pra si 100%. Kurba e treguar është matur për fushën 10x10cm, dhe për energjinë 15MeV për fotone, pra për rreze  $\gamma$ . Prej saj del që: doza në thellësinë 0 cm është rreth 40% e vlerës maksimale. Pra nëse në sipërfaqe të lëkurës së pacientit japim dozën 2Gy /seancë, kjo domethënë që për fushën e dhënë, pra për fushën 10x10cm, në thellësinë 2.8cm, ku arrihet doza maksimale, doza e dhënë për seancë, do të jetë 5Gy. Nëse në tumor do japim 2Gy/ tumor, atëherë në sipërfaqe do të mjaftonte doza 0,5 Gy. Siç shihet nga grafiku, doza e çliruar nga rrezatimi në milimetrat e para, të trupit të pacientit vjen duke u rritur me shpejtësi, praktikisht sipas një vije të drejtë shumë të pjerrtë, pra me një gradient mjaft të madh të dozës. Kjo ndodh ngaqë rrezatimi rënës fotonik, duke pasur energji mjaft të lartë(15MeV), bashkëvepron fuqishëm me atomet e indeve të pacientit, duke prodhuar rreth tre herë më shumë rrezatim dytësor se sa rrezatimi i përthithur nga

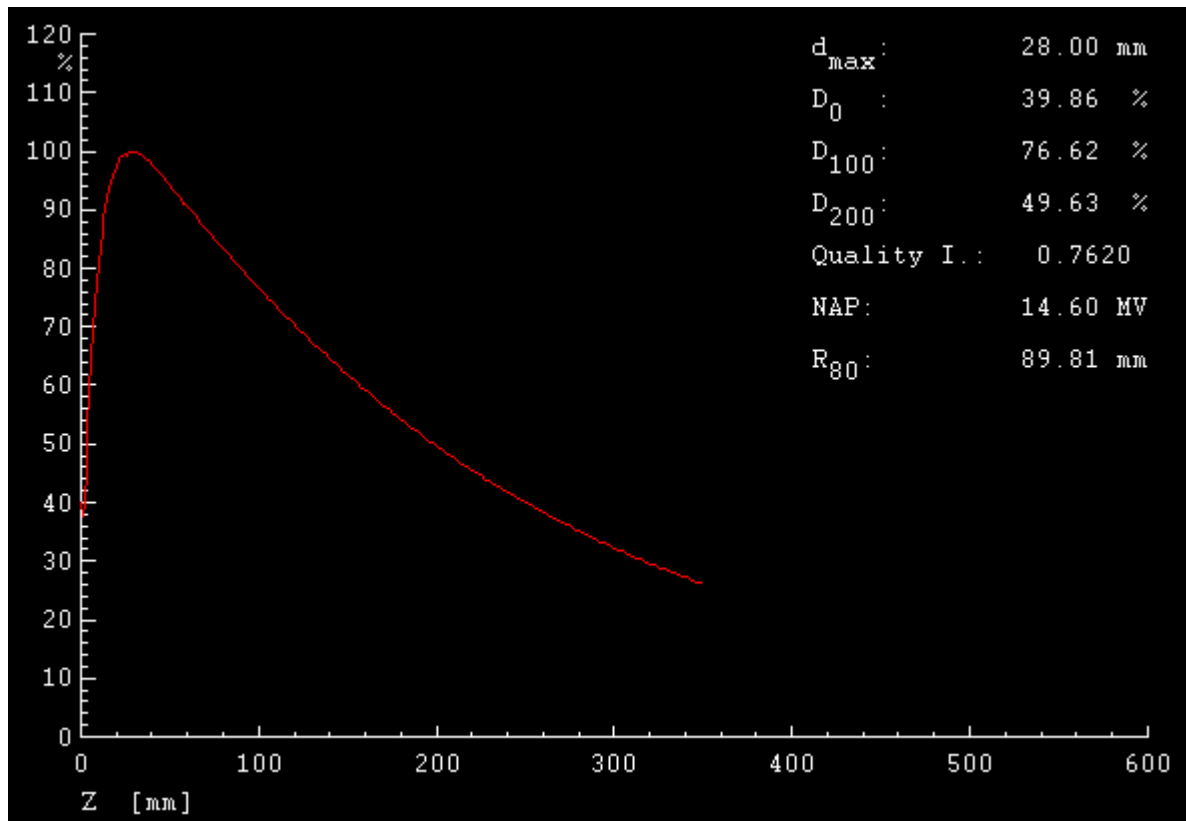


Fig.8. PDD për energjinë 15 MeV me fotone fusha 10 cm x 10 cm

tufa parësore. Meqenëse rrezatimi dytësor është më i butë se ai parësor, vjen një moment (në thellësinë rreth 2.5cm), që përthithja e rrezatimit nga tufa e punës, e cila përmbanë edhe rrezatim dytësor, mbizotëron ndaj gjasisë së prodhimit të rrezatimit dytësor. Ky moment pasqyrohet në kthesën që merr kurba, që i përgjigjet zvogëlimit mjaft të shpejtë të gradientit, për tu barazuar me zero, në pikën ku doza arrinë vlerën maksimale (në thellësinë rreth 2.8cm), për tu kthyer pastaj në një gradient me shenjë negative, pra për të filluar pastaj mbizotërimi i plotë i gjasisë së përthithjes së energjisë së tufës nga indet. Mbizotërimi, apo gradienti nuk ka madhësinë e gradientit të rritjes, pra pjerrtësia e kurbës në ngjitje është shumë më i pjerrtë se sa ajo e zbritjes. Nëse për të arritur vlerën maksimale (nga vlera 40%) që ishte në sipërfaqe të pacientit, duhen rreth 2.8 cm, me një gradient prej:

$$\frac{100\% - 40\%}{2.8\text{cm}} = 21.4 \frac{\%}{\text{cm}}$$

ndërkohë që, gradienti i pjesës zbritëse të kurbës është:

$$\frac{(40\% - 100\%)}{22.8\text{cm}} = 2.63 \frac{\%}{\text{cm}}$$

P.S. Pika që në pjesën zbritëse të kurbës, e ka dozën 40% të vlerës maksimale, gjëndet duke hequr një drejtëz paralele me boshtin e absizave, nga pika e boshtit të kordinatave, ku kurba takon boshtin e kordinatave, dhe është afërsisht rreth 22.8 cm.

Sikurse shihet gradienti i pjesës zbritëse të kurbës është rreth 8.36 herë më i vogël se ai i pjesës ngritëse. Kjo tregon që intensiteti i rrezatimit, apo fuqia e dozës në thellësi, bëhet sa fuqia e dozës në portën hyrëse të tufës rënëse, në thellësinë afërsisht 22.8 cm.

Kjo shpjegohet me faktin që, ndërsa, si pasojë e përthithjes, tufa parësore dobësohet, sipas ligjit eksponencial, kjo ligjësi “prishet” apo, të themi zbutet, ngaqë rrezatimi dytësor do të përbëjë në përqindje, pra do të përbëjë një pjesë relativisht më të madhe se sa në pjesën ngritëse të kurbës. Më poshtë, do të mundohemi të bëjmë edhe vlerësimin cilësorë të rrezatimit parazitarr, pra të rrezatimit dytësor që bëhet pjesë e tufës së punës.

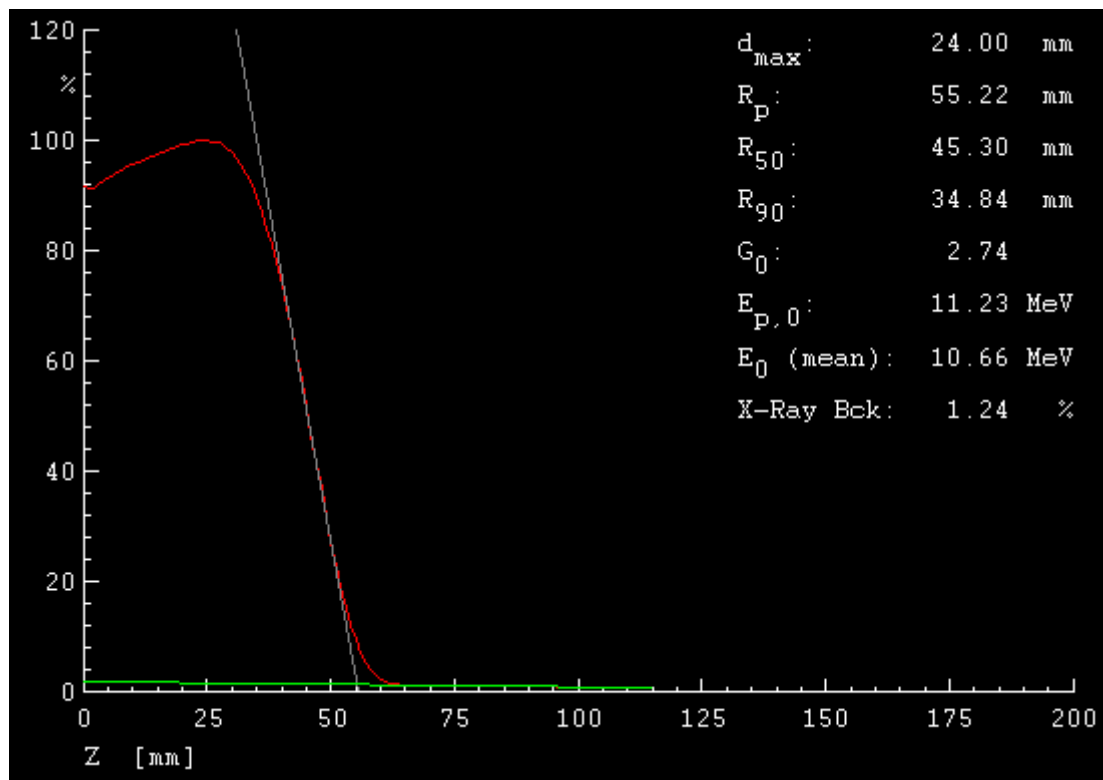


Fig.8.1. PDD për elektronet me energji 12 MeV fusha 10 cm x 10 cm

Në të dy rastet, pra si për rrezet  $\gamma$ , ashtu edhe për rrezet  $\beta$ , doza që do të marrë lëkura e pacientit në portën e hyrjes së tufës, si dhe në gjithë pjesët e indeve të shëndosha që gjenden në rrugën e rrezeve deri te tumori, do të jetë më e vogël se doza që do të ipet tumorit, dhe po kështu doza që do të marrin indet e shëndosha pas tumorit, do të jetë gjithashtu më e vogël. Po të vështrojmë figurën 8.1, pra kurbën e ndërtuar për fushën (10x10)cm, për 12 MeV, për

elektronet, do të shohim që kurbat ndryshojnë njëra nga tjetra në mënyrë të mirëfilltë. Në pjesën e hyrjes së tufës së elektroneve, këto të fundit nuk shënojnë rritje të dukshme të rrezatimit të plotë, pasi e humbasin shumë shpejt energjinë e tyre. Kjo vjen për arsye se elektronet bashkëveprojnë në mënyrë më intensive se sa rrezet  $\gamma$ , pasi bashkëveprojnë edhe nëpërmjet fushës elektrostatiske, ngaqë në ndryshim nga rrezet  $\gamma$ , ato veprojnë edhe elektrifikisht. Për të nxjerrë në pah, në mënyrë më të qartë këtë ndryshim, këtu po llogarisim vlerën e gradientit në rastin e kurbës për elektronet. Kështu, ky gradient do të jetë, nëse matematikisht ndjekim të njëjtën rrugë arsyetimi, pra dozën maksimale e marrim si dozë referimi nga kurba e figurës 8.1, del që nëse doza në thellësinë zero është 90%, vlera maksimale merret si 100%, largësia e tyre, është 3.5 cm. Kuptohet që gradienti është :

$$\frac{100\% - 90\%}{3,5\text{cm}} = 2,85 \frac{\%}{\text{cm}}$$

Në pjesën rënëse, ky ndryshim është më i theksuar, kur si rrezatim parësor “predhë” shërben rrezatimi  $\beta$ . Po nga fig. 8.1 nxjerrim:

$$\frac{90\%}{1.8\text{cm}} = 50 \frac{\%}{\text{cm}}$$

Shihet që në pjesën ngjitëse të kurbës, për elektronet, gradienti është rreth  $2,85 \frac{\%}{\text{cm}}$ , kurse në pjesën rënëse është  $50 \frac{\%}{\text{cm}}$ . Krahasuar me njëra-tjetrën, duket qartë që gradienti i rënies së dozës së rrezatimit është rreth 17.5 herë më i madh se ai i rritjes. Ky fakt shpjegon më së miri, që tufa e elektroneve qofshin ato edhe me energji të lartë, e humbet shumë më shpejt energjinë e saj se sa tufa e fotoneve  $\gamma$ , pasi bashkëvepron me indet e pacientit, edhe nëpërmjet fushës elektrike. Rënia e menjëhershme e dozës së elektroneve, qofshin ato edhe me energji të lartë, i bëen tufat e elektroneve të prodhuara në përshpejtuesit linearë më tërheqës e më të përshatshëm për ti përdorur në teleterapi. Ky fakt na ndihmon shumë për ti përdorur me sukses elektronet me energji të lartë, në formën e një “shpërthimi” që e çliron, thuajse gjithë energjinë e vet në atë vend e atë thellësi ku duam ne, duke dëmtuar pak indet para tumorit, e thuajse aspak indet që ndodhen pas tumorit. Rritja më e ngadalshme e gradientit, në rastin e elektroneve, në krahasim me atë të fotoneve, të paraqitura në figurën 8, tregon që, elektronet e humbasin energjinë e tyre më shpejt, ndërkohë që fotonet ruajnë për një kohë e për një

rrugë më të gjatë, aftësinë e tyre bashkëvepruese e jonizuese. Shkëmbimi i energjisë së elektroneve me indet, bëhet më i vullshëm në shtresat e para të nënlëkurës, në krahasim me rastin e fotoneve  $\gamma$ , rrjedhimisht energjia e humbur prej tyre në njësinë e rrugës është më e madhe, dhe kështoj, për këtë shkak gradienti do duhej të ishte i madh, por nga ana tjetër, ky bashkëveprim i vullshëm sjell në shkëputjen e një numuri të madh elektronesh të rinjë, të cilët nuk e lenë të bjerë kurba, apo të zvoglohet gradienti, e për rrjedhojë, deri sa të arrihet vlera maksimale e dozës, tufa e elektroneve parësore "mbahet" nga prurjet e reja të elektroneve dytësore. Duhet nënvizuar, se elektronet apo edhe fotonet dytësore, që krijohen nga ky bashkëveprim i vullshëm, zotërojnë energji relativisht të lartë, krijojnë kështoj mundësi të reja për të jonizuar, dhe përfundimisht trashësia e zonës së nënlëkurës në të cilën arrihet vlera maksimale e dozës, është krahasimisht më e madhe se ajo e fotoneve.

Nisur nga kjo që sapo u tha, e sidomos, nisur nga fakti që elektronet e përshpejtuar arrijnë të zotërojnë energji të larta, ata përdoren, madje, aktualisht përdoren gjërësisht në trajtimin e tumoreve sipërfaqësorë(!), gjysmë të thellë, e në mënyrë të veçantë për tumore të vegjël të thellë, apo edhe të vegjël, e që ndodhen në zona me vëllim jo të madh, e ku ka organe delikate, e të ndjeshme ndaj rrezatimit, siç janë zona dhe tumoret e kokë-qafës. Për këto të fundit, pra për tumoret e kokë-qafës, përdorimi i tyre ka zhvendosur thuajse plotësisht përdorimin e rrezatimeve të tjera. Rrjedhimisht, në këtë këndvështrim, përdorimi i përshpejtuesve shënon një hap të rëndësishëm para për trajtimin e tumoreve të thella, duke ruajtur mjaft mirë nga dëmtimi indet e shëndoshë para dhe pas tumorit, sidomos atëherë kur është fjala për të mbrojtur inde apo organe kritike e të ndjeshme ndaj rrezatimit.

Pjesë të rëndësishëm të rrezatimit parazitarr, që duhen pasur parasysh, përveç rrezatimit që emeton vetë burimi apo shenjëza, e që ne do t'i përshkruajmë më poshtë, janë:

- Rrezatimi i krijuar nga gjysmë hija gjeometrike, dhe
- Rrezatimi i krijuar nga shkapërdarja (difuzioni) fizike, apo siç quhet ndryshe, rrezatimi i krijuar nga gjysmë hija fizike.

### **8.1. Rrezatimi i krijuar nga gjysmë hija gjeometrike**

Si përmasat e burimeve të lëndëve radioaktive, ashtu dhe përmasat e shenjëzave në përshpejtuesit linearë, që përdoren në radioterapi, megjithë përmirësimet e dukshme të tyre në vite e dhjetëvjeçarë, janë të fundme. Kështu për shembull, siç është përmendur edhe më sipër, standardi evropian për burimin e Kobaltit Co-60 është një kapsulë e mbyllur në mënyrë hermetike e paoksidueshme, brenda së cilës është vendosur lënda radioaktive, e përbërë prej

15-20 disqesh të vegjël, me trashësi 1mm dhe diametër 1cm secili, duke formuar kështu një cilindër me lartësi 1.5-2 cm, dhe diametër 1-2 cm. Kapsula hermetike e paoksidueshme përveç funksionit të 'enës mbajtëse' të lëndës radioaktive, pra përveç funksionit të izolimit nga veprimi kimik gërryes i mundshëm i lëndëve të jashtme, bënë edhe një filtrim të lehtë përzgjedhës të rrezatimeve të buta.

Dihet që rrezet, në mjedise homogjene lëvizin në mënyrë drejtëvizore. Dihet gjithashtu që çdo pikë e burimit shërben si burim rrezatimi, dhe për këtë arsye, përveç zonës në të cilën arrijnë rreze nga gjithë burimi, të themi, përveç zonës qendrore, do të kemi një zonë, ku intensiteti i rrezatimit fillon nga vlera 50%, aty ku mbaron zona qendrore, pra 50% e intensitetit të saj, dhe vjen duke rënë deri në vlera të vogla, që janë vlerat e rrezatimit të shkapërdarë (të difuzuar), që janë pjesë e gjysmë hijes fizike, për të cilën do të flasim më poshtë. Nëse me  $L$  shënojmë largësinë nga burimi deri te fundi i kolimatorit (AS), me  $l$  shënojmë largësinë nga fundi i kolimatorit deri tek lëkura e pacientit (AB), dhe me  $D$  diametrin më të madh të burimit, atëherë për gjysmëhijen gjeometrike  $P$  do të kemi

$$P = \frac{L}{l} D$$

përmasat e gjysmëhijes gjeometrike do të jenë në secilën anë të fushës. Largësia e burimit nga pacienti ka një vlerë të dhënë, që varet nga disa faktorë.

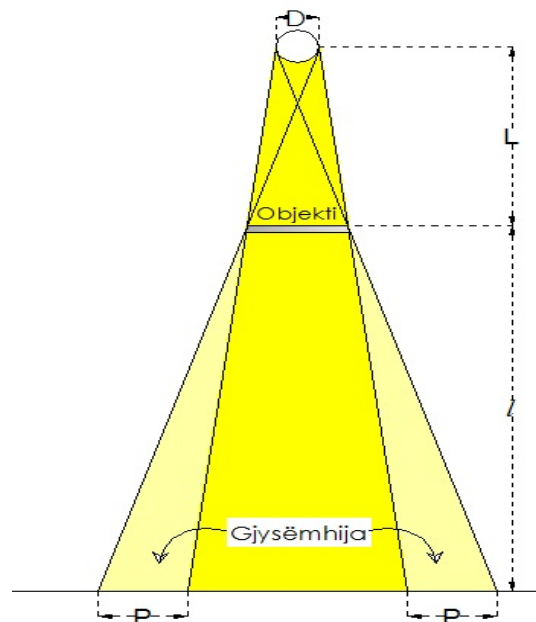


Fig.8.2. Paraqitja skematike e gjysmë hijes gjeometrike

$D$  është diametri i burimit (apo i shenjzës)  $L$ , është largësia nga burimi te objekti (kolimatori),  $l$  është largësia nga fundi i kolimatorit te pacienti

Kështu që largësia  $L+l$  është e pandryshueshme. Atëhere, për një  $L+l$  të pandryshueshme, kuptohet që sa më e madhe të jetë  $L$ , aq më e vogël bëhet  $l$ ; dhe anasjelltas, sa më e vogël të jetë  $L$  aq më e madhe do të jetë  $l$ .

$$\text{Nga formula } P = \frac{L}{l} D$$

del që kur rritet emruesi  $l$  (zvoglohet numruesi  $L$ ), e për pasojë, zvoglohet gjysmë hija në të dy anët e tufës, dhe anasjelltas. Kështu për shembull;

për  $L = 40\text{cm}$ , dhe  $l = 60\text{cm}$ , pra  $L+l = 100\text{cm}$ , gjysmë hija do të ketë vlerën

$$P = \frac{40}{60} = 0,66\text{cm} \text{ në të dy anët e tufës, që në hapësirën tredimensionale, është nga të gjitha}$$

anët, pra tufa e rrezatimit parësor ‘vishet’ nga të gjitha anët nga rrezatimi parazitar i gjysmë hijes gjeometrike.

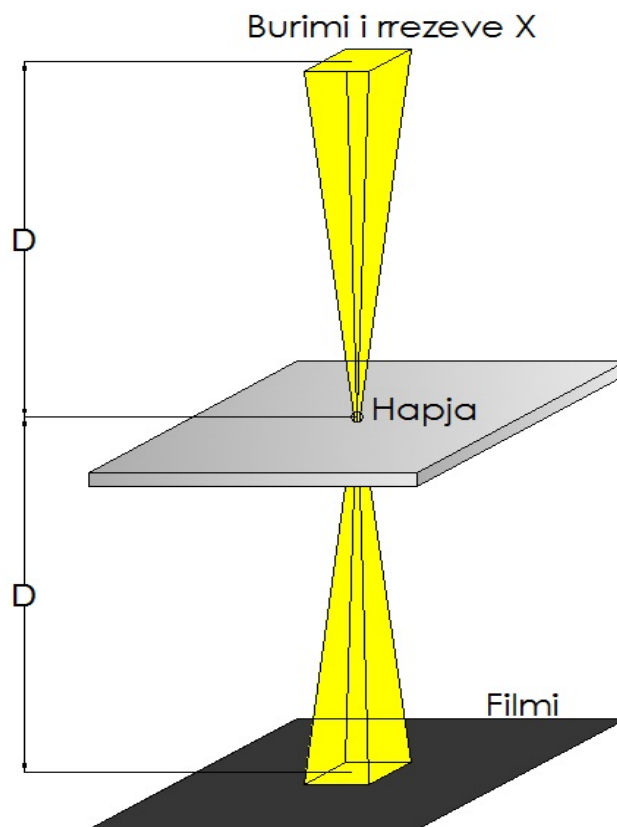


Fig. 8.3. Percaktimi i përmasve të shenjësës me anë të filimit

Nëse  $L = l$ ,  $P$  fitojmë  $P = D$ , dhe ne do të mund të llogarisim përmasat e burimit të rrezatimit nga përmasat e gjysmë hijes.

Siç shihet edhe në figurë, matja e përmasave të burimit të rrezatimit bëhet me ndihmën e një ‘hapje’ të vogël, në të cilën dërgojmë një tufë rrezesh nga një largësi  $d$ , dhe marrim shëmbëllimin e saj në një ekran jo të tejdukshëm, në anën tjetër të tij, të vendosur në të njëjtën largësi nga hapja. Do të kemi  $P = D$ , pasi  $L = l$ . Kjo matje e thjeshtë, që ne e kemi realizuar në praktikë, del në përputhje të plotë (ndryshimi prej përmasave të dhëna nga prodhuesi, që është jo më shumë se 1mm), përbën një gabim prej jo më shumë se 3% që është një përputhje më se e kënaqshme.

Në qoftë se fundi i kolimatorit do të mbështetej mbi lëkurën e pacientit (pra AS, afërsisht sa BS), atëherë gjysmëhija gjeometrike do të ishte zero.

Po kështu do të kishim nëse S, pra përmasat e burimit do të ishin zero. Të dy këto opsione janë të pamundura, pasi po të realizonim të parin, pra ta mbështesnim kolimatorin në trupin e pacientit do të kishim veç të tjerash, rrezatime dytësore që do të shkaktonin djegie. Po ta kishim larg, pra është fjala përsëri për fundin e kolimatorit, do të paksohej rrezatimi dytësor, për të cilin do të flasim më poshtë, por nga ana tjetër do rritej rrezatimi nga gjysmëhija gjeometrike, i cili, ka intensitet më të vogël se tufa parësore, madje më të vogël se 50% të saj, pra, që po të mbetej jashtë volumit target do të dëmtonte shumë indet që nuk kanë nevojë për të pasi nuk janë prekur, ose po të përfshiheshin, do të ishin të pamjaftueshme për të luftuar tumorin. Kështu duke qenë midis dy opsioneve, duhet zgjedhur e mesmja, si: “dozë sa më të lartë mjekuese tumorale, duke mbrojtur sa më mirë indet e shëndoshë rreth tij”.

## **8.2. Rrezatimi nga gjysmëhija fizike.**

Rrezet e tufës parësore, që dalin nga burimi, në rrugën e tyre, deri sa të arrijnë te pacienti, ndeshen me:

- Paretet e kolimatorit;
- Me atomet e ajrit,
- Me atomet e sipërfaqes së trupit të pacientit, si dhe,
- Me atomet e lëndëve mbrojtëse apo modifikuese, si mbrojtëset prej plumbi, boluset etj.

**Paretet e kolimatorit**, zakonisht përgatiten prej materialesh të rëndë, me numur atomik të madh, pra me shumë elektrone orbitalë, e për rrje-dhojë me mundësi të larta bashkëveprimi, sipër rastin kur përsheptuesin e përdorim në rregjimin e fotoneve  $\gamma$ , ashtu edhe në rregjimin e rrezeve  $\beta$ , Ky bashkëveprim shoqërohet me një prodhim jo të vogël rrezatimesh dytësorë, kryesisht elektronik në rastin e përdorimit të fotoneve, dhe rreze X apo/edhe  $\gamma$ , në rastin e

përdorimit të elektroneve. Ka rëndësi të theksohet që, rrezatimet dytësore, qofshin ato rreze X,  $\beta$ , apo  $\gamma$ , janë të pranishme në të dy rregjimet e punës, pra si në rregjimin fotonik ashtu edhe në ate elektronik, por në sasi të ndryshme. Cilësia e këtyre rrezatimeve, është padyshim me energji më të vogël se rrezatimi parësor. Kështu që, prania e tyre ,përfaqson një lloj 'ndotje',apo kontaminimi [57] të tufës së punës, si nga ana sasiore ashtu edhe sidomos nga ana cilësore.

Në rastin e përsheptuesve, për energji të larta, duhet pasur parasysh edhe lindja e rrezatimit neutronik,që në këtë punim,nuk do të shqyrtohet.

Shkalla e 'ndotjes' së tufës parësore, në gjysmën e parë të shtrirjes së kolimatorit, nuk ndikon ose ndikon fare pak në tufën parësore që arrin te pacienti, pasi falë energjisë së tyre të vogël, përthithet pa arritur te ai. I njejtë arsyetim vlen edhe për pjesën tjetër të kolimatorit, duke qenë më pranë pacientit, një pjesë e 'ndotjes',arrin edhe te ai.

Nëse kolimatori do të merrej deri në kontakt me trupin e pacientit, rrezatimi dytësor në fjalë, do të ishte padyshim më i lartë.

**Me atomet e ajrit.** Shtresa e ajrit, që tejshkojnë rrezet parësore, deri te pacienti zakonisht luhetet nga 80 deri në 100 cm, dhe në te marin pjesë më shumë grimca apo rreze,pasi tufa kalon e tëra nëpër ajër. Me që numuri mesatar atomik i ajrit është shumë më i vogël se ai i pareteve të kolima-torit, jo vetëm intensiteti i rrezatimit dytësor, do të jetë më i vogël, por edhe energjia mesatare e tij do të jetë shumë më e vogël. Megjithate, ky lloj rrezatimi që lind në shtresat pranë lëkurës së pacientit,nuk duhet nënvlerësuar.

c. Me atomet e sipërfaqes së trupit të pacientit. Për energji të ulta të rrezatimit, nga sipërfaqja e trupit të pacientit kemi rrezatim dytësor të kthyer mbrapsh (back scattering irradiation), i cili nuk ndikon ose ndikon vetëm në shtresën fare sipërfaqësore, duke rritur dozën, e duke shkaktuar kështu skuqjen apo/edhe djegien e lëkurës. Nëse rrezatimi dytësor përmban shumë elektrone djegia do të jetë e theksuar, nëse do të përmbajë kryesisht rreze X dhe  $\gamma$ , efektet e përmendur më sipër do të jenë më pak të theksuar. Përdorimi i rrezatimeve të këtyra, X me energji të ulta deri në 200-250 kV, është përdorun dhe vazhdon të përdoret në mjaft vende për të rrezatuar, tumoret e lëkurës dhe të nënshtresave të saj të para. Me rritjen e energjisë së tufës parësore, goditja e rrezatimeve të saj me sipërfaqen e lëkurës, prodhon, gjithnjë e më shumë rrezatime dytësore me energji më të lartë, të cilët, bëjnë që një pjesë e mirë e tyre, në vend që të kthehen mbrapsh të vazhdojnë të lëvizin përpara, bashkë me tufën parësore, duke rritur kështu dozën e rrezatimit nën lëkurë, deri sa në një thellësi të caktuar, që varet nga energjia, zvoglimi i dozës së tufës parësore nuk kompensohet më nga rrezatimi dytësor. Në këtë thellësi, themi se është arritur doza maksimale, e përbërë nga rrezatimi parësor, plus

rrezatimin dytësor. Kështu, ndërsa për rrezatimin X dhe  $\gamma$ , me energji nën 300 KeV, doza më e madhe arrihet në sipërfaqe, për rrezatimin e kobaltit, arrihet në 5mm thellësi, për rrezatimin fotonik të përshpejtuesit me energji 8 MeV, është rreth 2 cm, për ate me energji 15 MeV është 3 cm -4 cm,etj. Për rrezatimin elektronik të përshpejtuesit, me energji 8 MeV, vlera më e madhe e dozës arrihet në 3.5 cm, kurse për 16 MeV, arrihet në rreth 7 cm. Në të gjithë rastet e përmendura këtu, kuptohet që në tufën e punës, pra në tufën parësore që tashma përhapet brenda trupit të pacientit,tufa e rrezatimit është gjithashtu e 'ndotur' me rrezatim dytësor. Megjithate, fakti që vlera më e madhe e dozës arrihet në thellësi, tregon që fuqia e dozës, pra doza e lëvruar në njësinë e kohës, që në 'portën' e hyrjes, pra në lëkurë, ka një vlerë të caktuar, sëpari vjen duke u rritur deri sa arrin një vlerë maksikale e pastaj për shkak të përthithjes tufa parësore mbetet më dobët se prodhimi i rrezatimeve dytësore,dhe intensiteti,në tërësi vjen duke u zvogluar. Ky fakt shfrytzohe për qëllime terapie, për të cilin do të flasim më poshtë.

**Me atomet e lëndëve mbrojtëse apo modifikuese, si mbrojtëset prej plumbi, filtrat pykë etj.** Këto paisje, që shërbejnë për të mbrojtur apo/edhe për të përshtatur formën e tufës sipas formës së tumorit, e që vendosen, ose janë të mbër-thyera në fundin e kolimatorit, duke qenë prej metalesh të rëndë si plumb, çelik i pandryshkshëm, apo dhe uranium i varfër, si dhe duke qenë në rrugën e tufës parësore, prodhon rrezatim dytësor jo më pak se paretet e kolimatorit. Duhet theksuar këtu se për këtë arsye për te, pra për rrezatimin dytësor të prodhuar aty vlejné të gjithë arsyetimet për përetet e kolimatorit. Duhet shtuar këtu se nuk duhet,dhe nuk mund të vendosen në asnjë mënyrë\*, këto materiale mbi trupin e pacientit,pasi rrezatimet dytësore japin djegie të pariparueshme.

Duke përmbledhur të gjitha mundësitë e 'ndotjes' së tufës parë-sore të punës,mund të themi se:

- Falë faktit që rrezatimet që përdoren për terapi, përhapen në mjedise materialë, e jo në boshllik, është e pamundur, që në rrugën e tyre nga burimi te pacienti,të shmanget bashkëveprimi i tyre me lëndën.
- Kështu që, meqenëse gjatë bashkëveprimit prodhohet rrezatim dytësor, sado 'e pastër' apo monokromatike të jetë tufa parësore, te pacienti ajo do të arrijë e 'ndotur';e kontaminuar..
- 'Ndotja' do të përbëhet nga rrezatime elektronike( $e,\beta$ ) apo dhe rrezatime elektromagnetike ( $X,\gamma$ ), si dhe ndonjë rrezatim tjetër grimcor si neutrone\*\*.

(\*Vetë aparatet, nuk e mundësojnë këtë vendosje, pra nuk e kanë opsionin e vendosjes së mbrojtjes mbi trupin e pacientit. Ajo vendoset në fundin e kolimatorit.

\*\*Rrezatimi neutronik,tashti e tutje nuk do të trajtohet.)

- Nëse gjysmë hijen gjeometrike mund ta ndryshojmë duke shfrytëzuar gjeometrinë e aparatit,si dhe mund ta zvoglojmë duke marrë masa mbrojtëse për ta shmangur jashtë tufës parësore, gjysmë hijen fizike nuk mund ta shmangim; ajo prodhohet si rezultat i difuzionit të rrezatimit primar.
- Të gjithë rrezatimet parazitare, apo ‘ndotës’, kanë energji disa herë më të vogël se rrezatimi parësor, kështu që në përgjithësi ulin shkallën e pastërtisë së tufës parësore, dhe duhen detektuar, e kur mundet, duhen shmangur për të pasur rrezatim sa më efikas të pacientit.

### **8.3. Konsiderata teorike për ndotjen e tufës parësore të punës**

Prania e rrezatimeve parazitare në tufën e punës, përbën një problem ,sa të rëndësishëm, aq edhe të vështirë për tu vënë re apo për tu zbuluar e sidomos për tu matur.

Kur ne flasim për rrezatimin parazitare që prodhon vetë burimi radioaktiv, apo kur si burim shërbejnë shenjzat e përsheptuesit, rrezatimet parazitare prodhohen sipas ligjeve të caktuar të fizikës, gjatë akteve elementare të ndërveprimeve në atomet apo edhe në bërthamat e atomeve, kështu që, ne nuk jemi në gjendje të ndryshojmë ecurinë e ligjësitë e prodhimit të tyre, me asnjë lloj ndërhyrje nga jashtë. Kështu për shembull, gjatë akteve elementare të zbërthimit të kobaltit radioaktiv Co-60, prodhohen, apo lindin dy rreze  $\gamma$  ( $\gamma_1$  , $\gamma_2$ ), dhe një grimcë  $\beta$ , dhe kjo ecuri nuk mund të ndryshohet me asnjë lloj ndërhyrje nga ne. Në morinë e panumrueshme të rrezeve  $\gamma$ , bashkëgjenden edhe rrezet  $\beta$ . Ne jo vetëm nuk mund ta ndërpresim prodhimin e tyre nga bërthamat e atomeve, për shkak se forcat bërthamore që “drejtojnë” ngjasitë radioaktive, janë tejet të mëdha e të paarritshme, të paktën deri në ditët tona, por edhe nuk mund ti veçojmë njera nga tjetra, të paktën për ti ‘numruar’ ato, drejt për së drejti, pra të paktën për matur shkallën e ndotjes. E njehta gjë mund të thuhet edhe për rrezatimet e tjera parazitare, që lidhen me praninë e pareteve të kolimatorit, të paisjeve të mbrojtjes, e të ajrit. Pra ndotja e tufës së punës, është një problem i vështirë për tu detektuar, e në shumë raste edhe për tu eliminuar, madje edhe për tu zvogluar. Tufën parësore, jo rrallë e kemi quajtur dhe mund ta quajmë edhe ‘tufë pune’, pavarësisht se kjo e fundit mund të jetë, dhe më shpesh është, vetëm pjesë e saj.

Për këtë qëllim duhen përdorun metoda indirekte, prej të cilave do të parapëlqehen metodat që mund të realizohen në rutinën e përditshme të radioterapisë, pa qenë nevoja për matje të sofistikuar, që kërkojnë praninë në kushtet e spitalit të laboratorëve parësorë e dytësorë të

dozimetrisë, gjë që është e vështirë për tu realizuar në kushtet e një spitali. Në këto kushte, realizimi i matjeve të kësaj natyre, bëhet me humbje të saktësisë, të cilën e kemi pranuar, nëse është në kufijt e gabimeve të lejuara, që krijohen nga procese të këtilla të pashmangshme bio-logjike, si frymëmarrja etj.

Kur flasim për tufa monokromatike të rrezeve të prodhuara në përshej-tuesit linearë, pra kur flasim për pastërtinë e tufave të rreza-timeve parësore të punës, që përdoren në radioterapi e përditshme, nuk duhet të besojmë se tufat, janë të pastra, pra nuk duhet të besojmë se ato janë me të vërtetë monokromatike, apo bikromatike pa përzierje të rrezatimeve dytësore parazitare. Praktikisht është e pamundur të mund të kemi tufa absolutisht të pastra, ashtu si në shumë raste të tjerë, fenomenesh e gjasishë të tjera ku gjithashtu, fjala absolutisht, apo absolute, duhet marrë me rezerva. Në rastin e tufave të rrezatimit që përdoren në radioterapi, këto dy terma mund të përdoren për të mohuar faktin e të qenit absolut. Pra pa bërë gabim mund të themi se në parim e në praktikë, fjala absolutisht, mund të përdoret, vetëm për të pohuar që, është absolutisht e pamundur të kemi tufa të pastra e pa kurrfarë ndotje, pasi është e pamundur të shmangim plotsisht bashkë-veprimin e rrezatimeve me mjedisin rrethues nëpër të cilin ato, pra rrezatimet kalojnë, në përgjithsi, e me pjesët përbërëse të mjedisit që rrethon pacientin, si dhe vetë pacientin në veçanti, Duke marrë si shembull kobaltin radioaktiv artificial Co-60, që është përdorun më shumë e vazhdon të përdoret, ende, në radioterapi, i cili çliron gjatë akteve elementare të zbërthimit, gjithsej dy  $\gamma$ -kuante, me energji plotsisht të përcaktuar, pra edhe kobalti që meret si më i pastërti, apo më pak i ndoturi, qysh “në burim” le të themi, në mënyrë figurative, nuk e nxjerr rrezatimin plotsisht të pastër. Përveç dy  $\gamma$ -kuanteve, që përdoren për rrezatimin e mjekimit të tumoreve në radioterapi, ai çliron edhe rreze  $\beta$ , të cilat në rastin e dhënë, nuk kanë energji të mjaftueshme, për tu përdorun për terapi, e për rrjedhojë për një ndotje, por ndotje parësore, pra ndotje që buron nga vetë burimi radioaktiv, apo le ta quajmë ‘ndotje vetiake’, për tufën e rrezeve. Veç kësaj tufa do të bashkëveprojë sapo të dalë në mjedis, me pjesët përbërëse të tij, ashtu siç është përshkruar më lart. Rrjedhimisht tufa e rrezeve që do të përdoret për rrezatimin mjekues, do të jetë e ndotur, në përbërjen e saj do të bëjnë pjesë jo vetëm elektrone dytësore e të tretë, por edhe rreze  $\gamma$  apo edhe rreze X dytësore. Të gjitha këto rrezatime dytësore e më shumë, kanë energji që ndryshon shumë nga energjia e rrezatimit parësor, kanë energji shumë më të vogël se ai. Për pasojë, nëse duhet të kemi terapi të rregullt, duhet të shmangim këto rrezatime dytësore e më tej, ose, të paktën duhet të performojmë dozimetrinë për tufë jo të pastër, por për tufën reale, për tufën faktike.

Sipas këndvështrimit të mjaft autorëve, të cilin ne jemi munduar ta përdorim e ta kemi si udhërrëfyes në këtë punim, 'ndotjet' pra rrezatimet parazitare të përzier me tufën parësore, për qëllime praktike, mund të ndahen në dy grupe.

a) në grupin e parë ku bëjnë pjesë rrezatimet parazitare që bashkëlëvizin e që ndërthuren bashkë me tufën primare; dhe

b) në grupin e dytë ku përfshihen ato rrezatime që mund të veçohen, e për pasojë, mund të eliminohen apo që prania e tyre mund të zvoglohet, në tufën e punës, pra në tufën që shërben për terapi. Paraprakisht duhet të themi se, si në rastin e grupit a, ashtu edhe në atë të grupit b, vështirësitë e matjeve dozimetrike, për vlerësimin sasior e cilësor të rrezatimeve "ndo-tëse" në tufën e punës, janë tejet të mëdha, madje edhe në ato raste kur veçimi dhe matjet e pjesës së veçuar janë në parim të mundshme, janë të pamjaftueshme mjetet matëse, pasi lipset që matjet të bëhen me saktësi që nuk i kanë klinikat e trajtimit mjeksor, ngaqë shpesh gabimi i bërë i kalon vlerat absolute të parametrave të matur. Analizatori që do të nevojitej në këtë rast duhet të ishte i tipit të spektrometrit, me aftësi ndarëse tejet të lartë, gjë që jo vetëm është e pamundur, si nga ana organizative ashtu edhe ajo financiare, por sepse edhe në ato raste kur mund të realizohej një gjë e këtillë rritja e saktësisë do të ishte e kufizuar, nga proceset biologjike, të pacientit. Për këto arsye, kemi shfrytëzuar mundësitë për matje relative, si dhe mundësitë për matje e llogaritje indirekte, pra të tilla që shfrytëzojnë gjasi më vlera numerike më të mëdha, që prodhojnë efekte më të kapshme, të paktën me matje rrelative, për të arritur në përfundime të besueshme e të vërteta.

Në rastet kur asnjë nga afrimet e mësipërme nuk është i mundur, bëhet vetëm vlerësimi i "ndotjes", nëpërmjet ndryshimeve të parametrave të tillë dozimetrikë si ndryshimi i energjisë së tufës nga ajo që pritej, pra nga ajo që duhej të ishte pa "ndotje", me ndihmën e matjeve të shtresës gjysmë dobsuese, apo matet shitesa e dozës në një largësi standarte, krahasuar me atë që pritej, pa praninë e rrezatimeve ndotës parazitare.

Prania e rrezatimeve parazitare të vështirë për tu ndarë nga rrezatimet parësore, do të shihet në dy drejtime:

- sa i madh është ndryshimi sasior e cilësor i tyre nga rrezatimet parësore, dhe cilët janë pengesat kryesore që ata paraqesin, për radioterapinë, dhe
- cilët pjesë të rrezatimit dytësor, mund të shmangen me ndërhyrje e masa mbrojtëse që mund të realizohen.

Për këtë qëllim në pamundësi për të folur për matje të drejt për drejta të përbërësve të ndryshëm, me sasi e cilësi të ndryshme, të rrezatimeve që mbart tufa e punës drejt pacientit,

aty ku mundet, dhe këto mundësi bëhen edhe më të pakta për arsye objektive të mungesës së matsave dozimetrikë të posaçëm, siç është rasti i përmendur pak më lart, për përmasat e shenjzës, pra të burimit të rrezatimit, në përshpejtuesit lineare, në raste të tjerë kemi shqyrtuar të dhënat e prodhuesit, në kënd-vështrimin e bashkëveprimit të rrezatimit me pacientin e më gjërë, parë ky shqyrtim në mënyrë kritike pra i parë në këndvështrimin e gabimeve të mundshme që mund të bëhen pra gjatë trajtimit, dhe sidomos të atyre gabimeve që mund të ndikojnë shumë dukshëm në shprishjen e trajtimit, e më pas duke kërkuar gjithmonë, aty ku ekzistojnë, mundësitë e shmangijes apo të zvoglimit të tyre, brenda kufijsh të arsyeshëm.

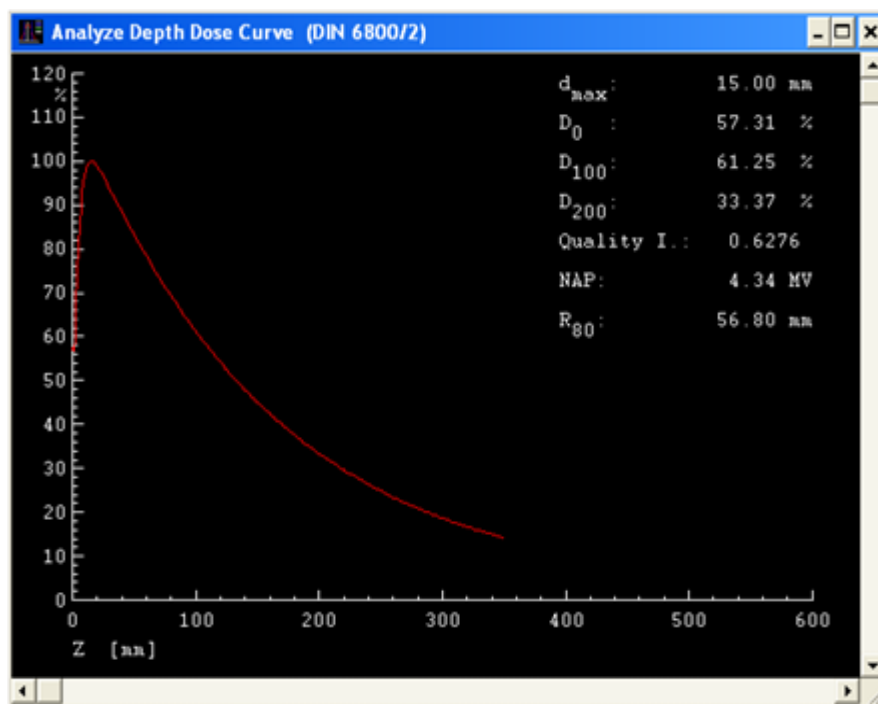


Fig.5.9. PDD për fushën me dimensione: 3 cm x 3 cm, energjia 6 MV

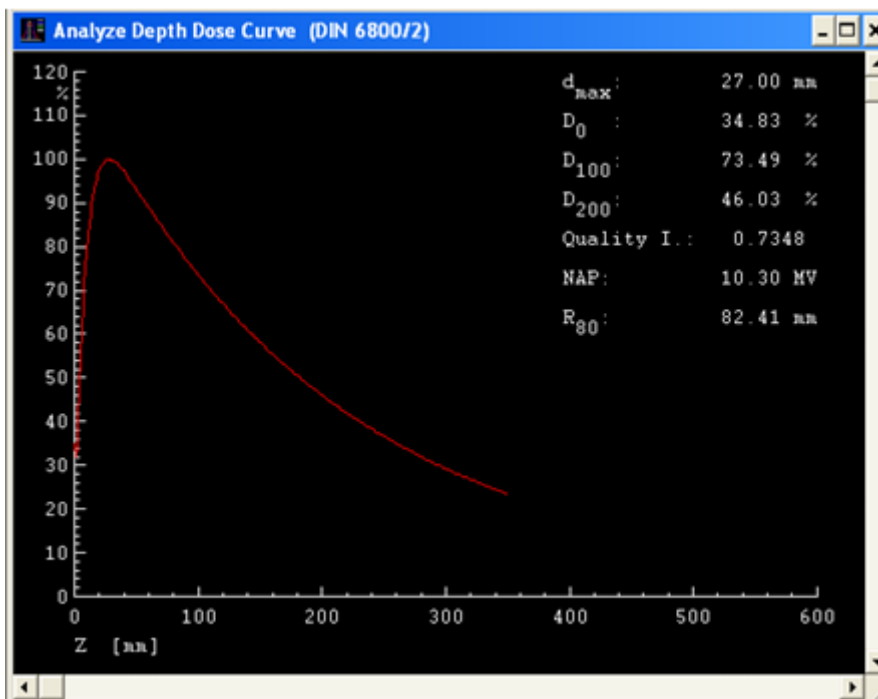


Fig:5.10. PDD për fushën me dimensione: 3 cm x3 cm, energjia 15 MV

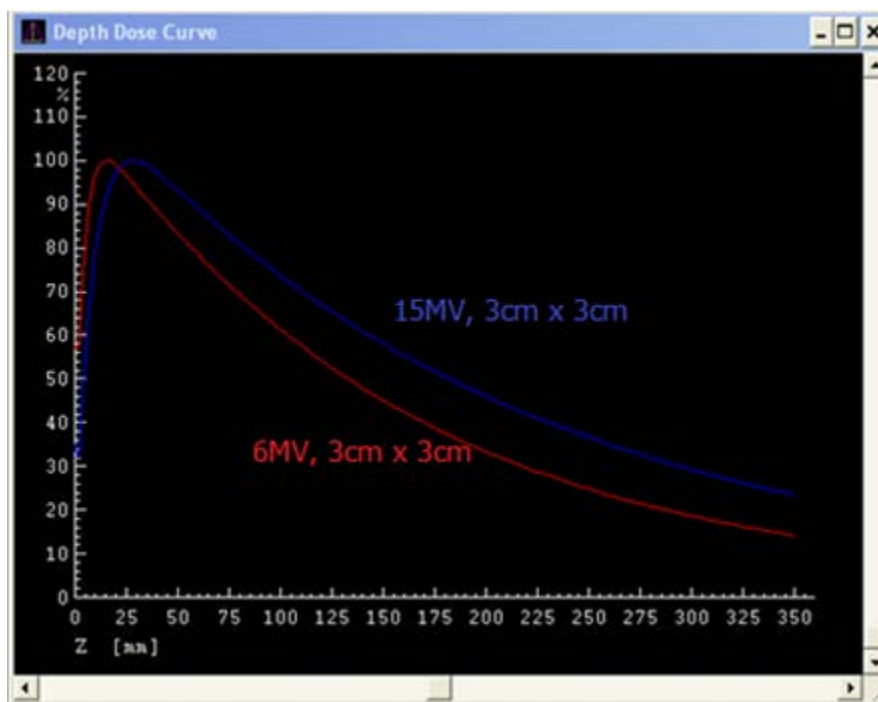


Fig:5.11. Krahاسimi i PDD për fushën 3 cm x 3 cm , energjia 6 MV  
E=6 MV & 15 MV

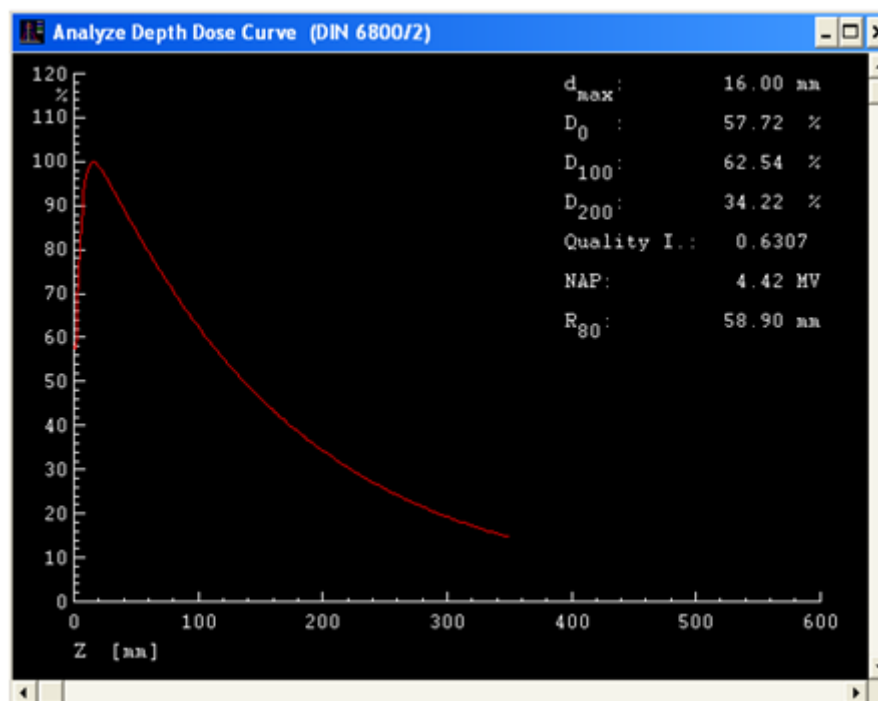


Fig:5.12. PDD për fushën me dimensione: 4cm x 4 cm, E=6MV

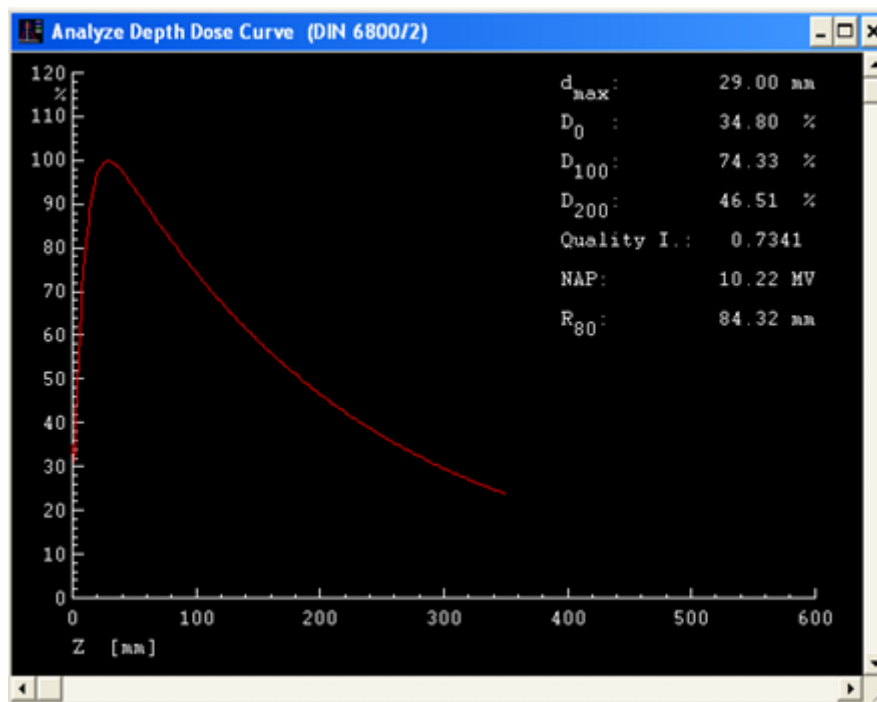


Fig:5.13. PDD për fushën me dimensione: 4 cm x 4 cm, E=15 MV

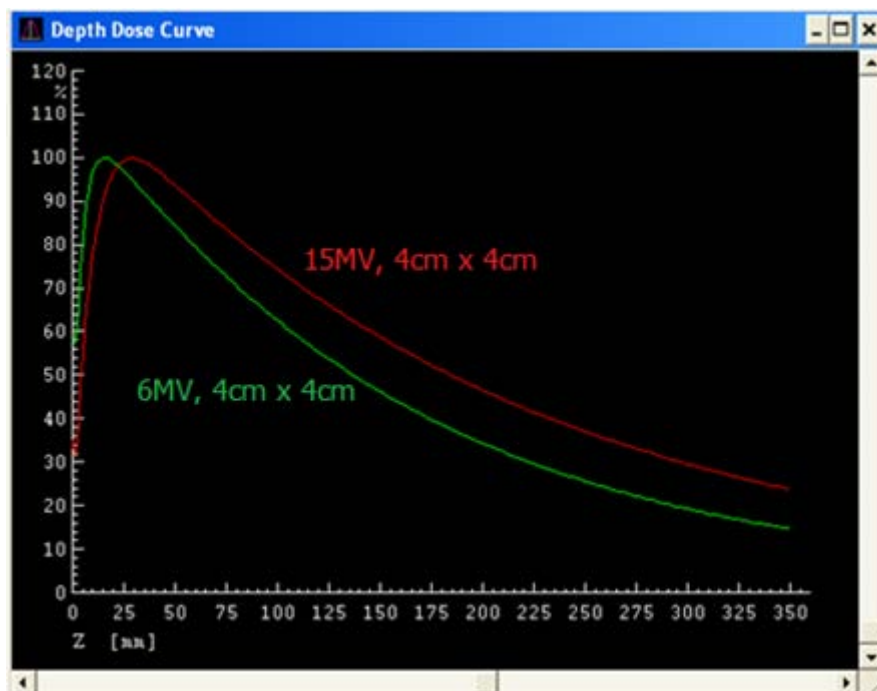


Fig:5.14. Krahasimi i PDD-ve për fushën 4 cm x 4 cm, E=6 & 15 MV

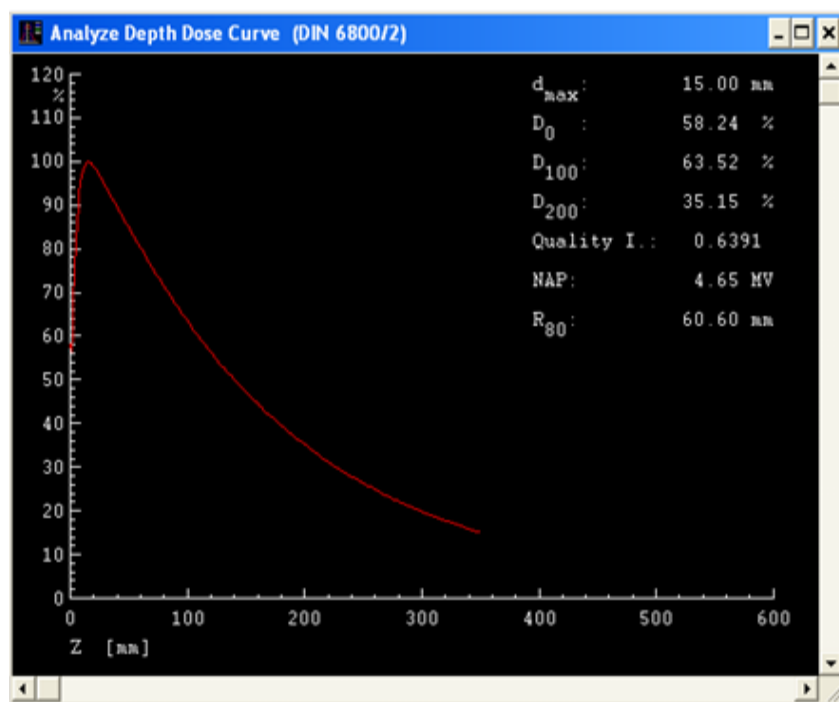


Fig:5.15. PDD për fushën me dimensione: 5 cm x 5 cm, E= 6 MV

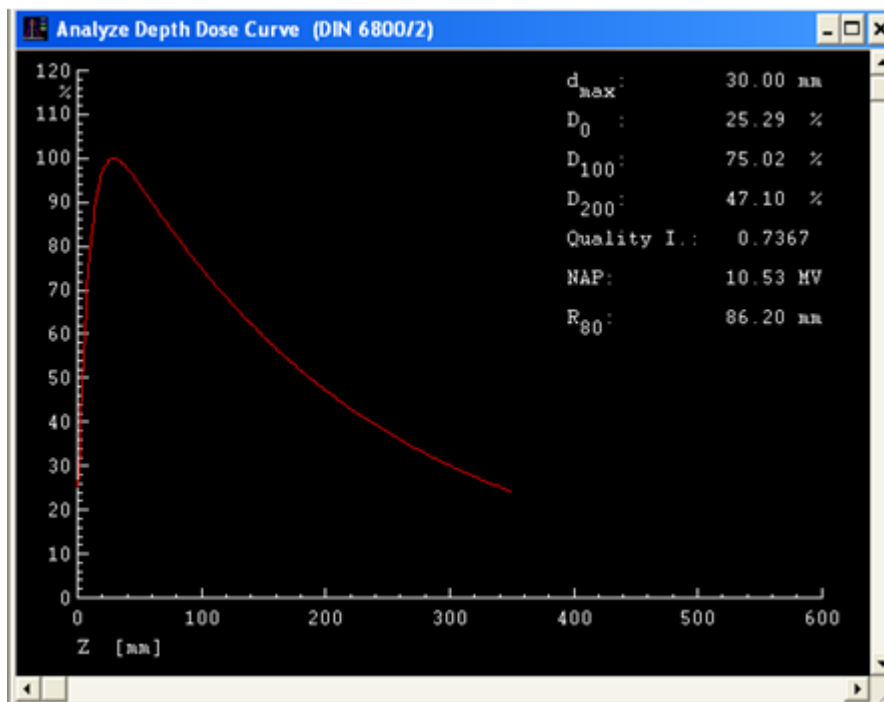


Fig:5.16. PDD për fushën me dimensione: 5 cm x 5 cm, E= 15 MV

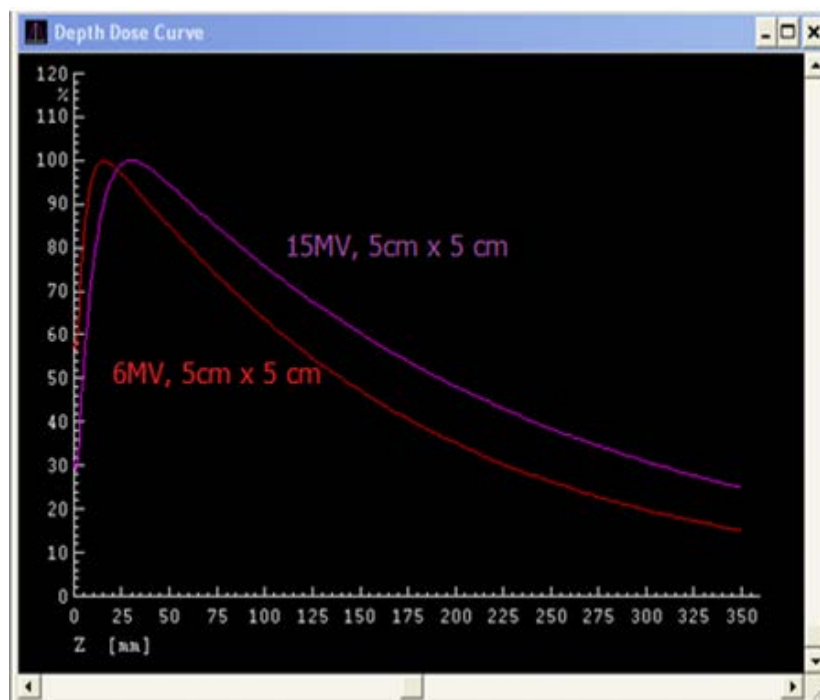


Fig:5.17. Krahاسimi i PDD-ve për fushën, 5 cm x 5 cm, E= 6 MV & 15 MV

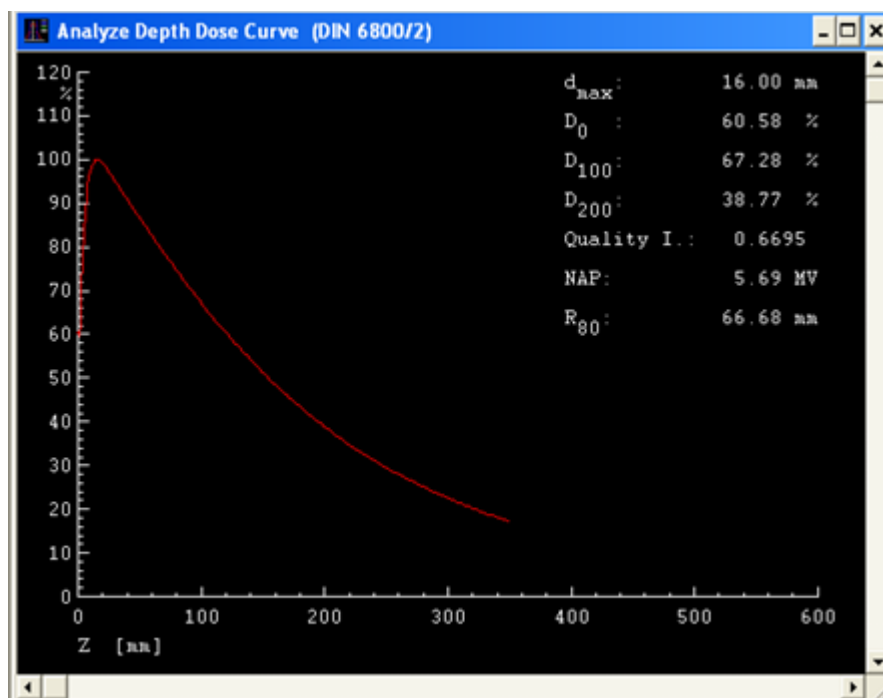


Fig:5.18. PDD për fushën me dimensione: 10 cm x 10 cm, E=6 MV

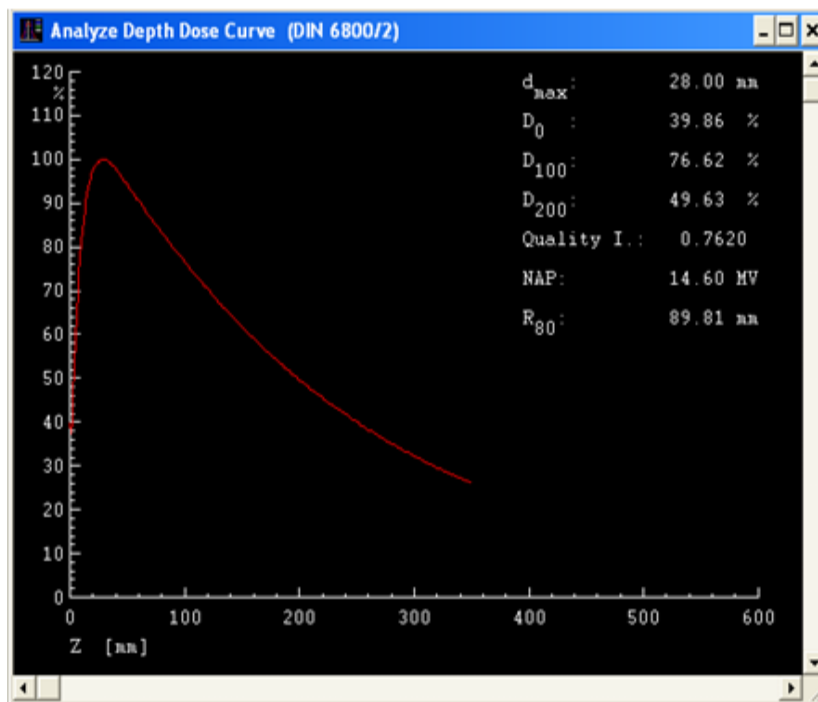


Fig:5.19. PDD për fushën me dimensione:10 cm x 10 cm, E=15 MV

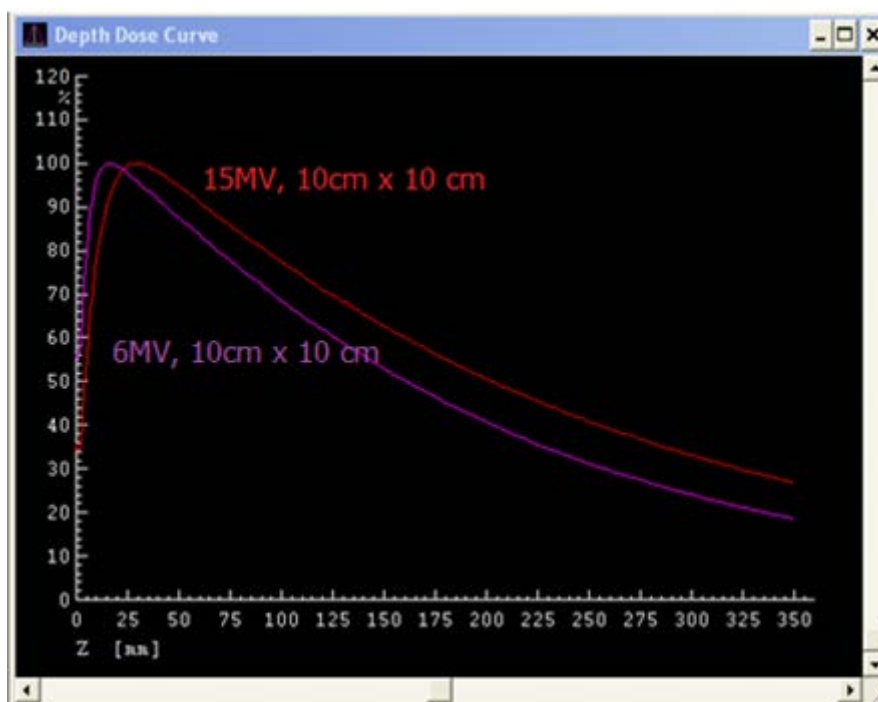


Fig:5.20. Krahاسimi i PDD-ve për fushën,10 cm x 10 cm,  
E =6 MV dhe 15 MV

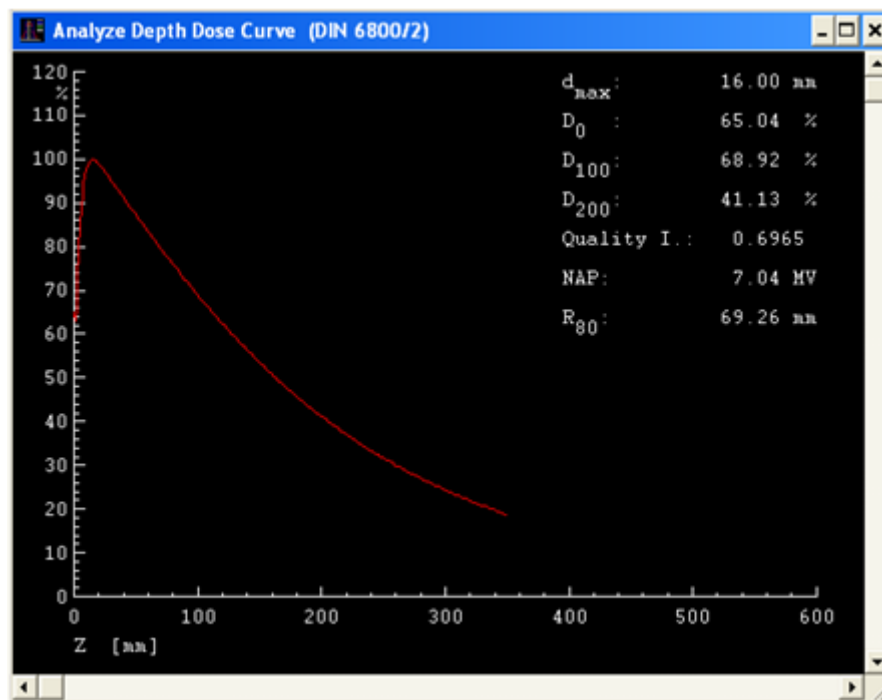


Fig:5.21. PDD për fushën me dimensione: 15 cm x 15 cm, E= 6 MV

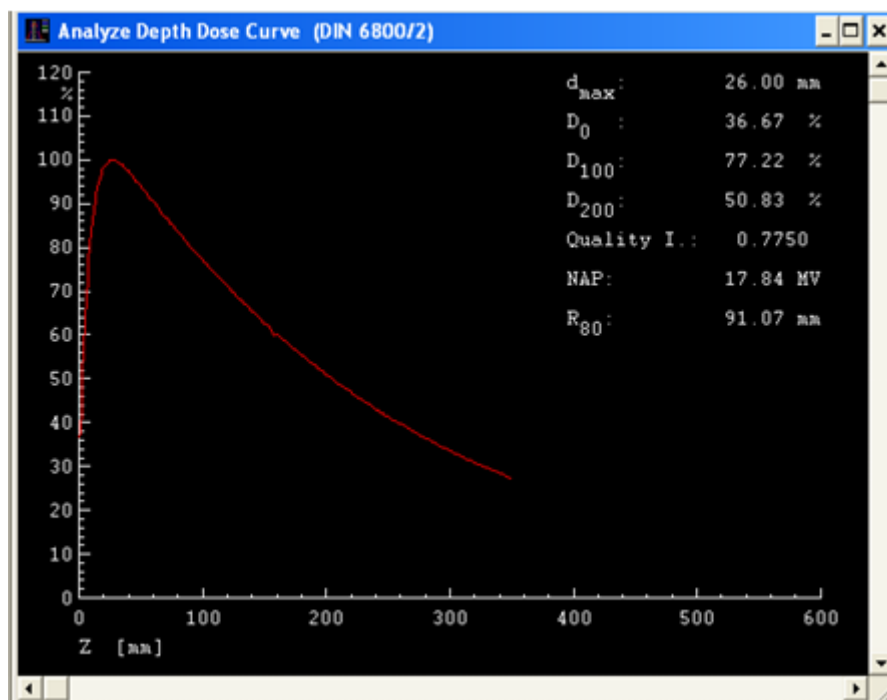


Fig:5.22. PDD për fushën me dimensione: 15 cm x 15 cm, E=15 MV

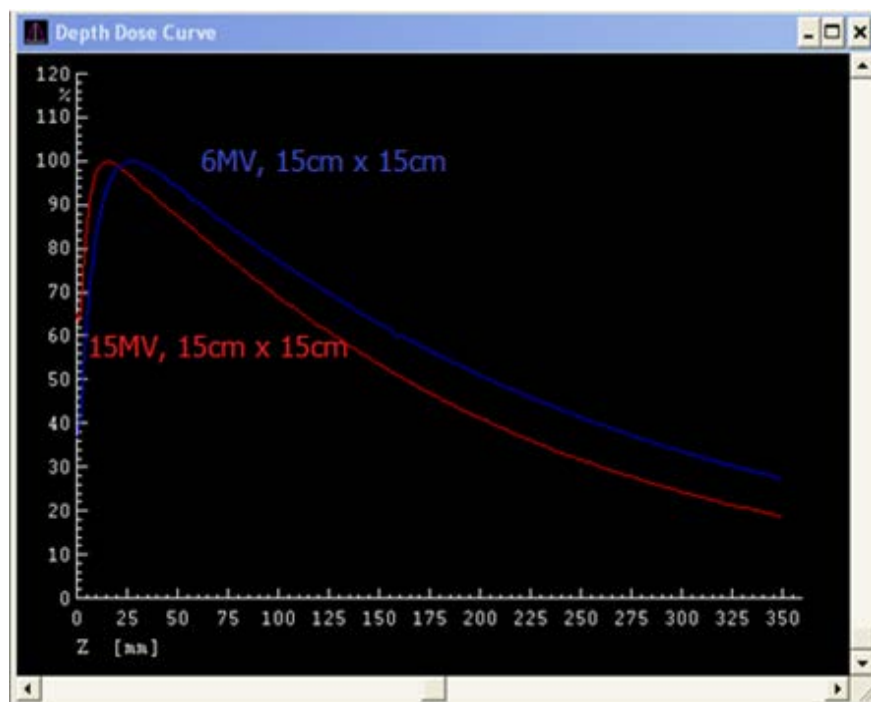


Fig:5.23. Krahasimi i PDD-ve për fushën, 15 cm x 15 cm, E= 6 &15 MV

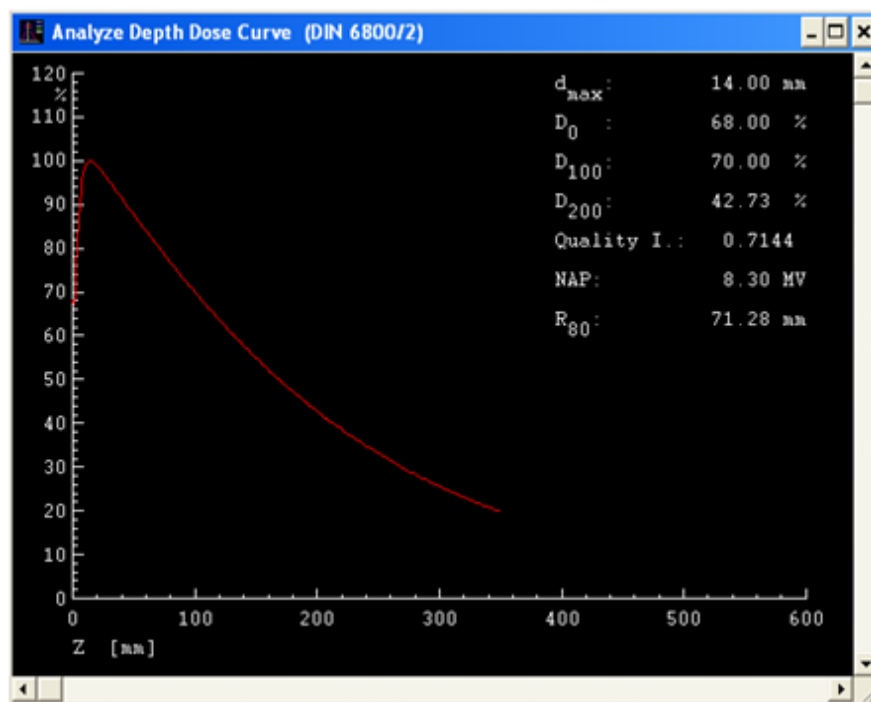


Fig:5.24. PDD për fushën me dimensione: 20 cm x 20 cm, E=6 MV

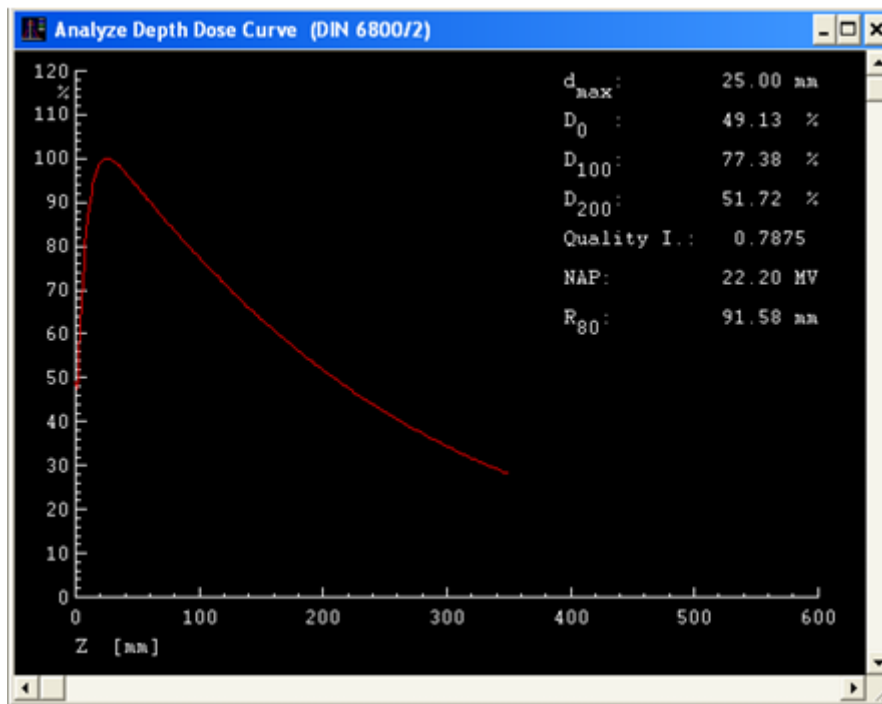


Fig:5.25. PDD për fushën me dimensione: 20 cm x 20 cm, E=15 MV

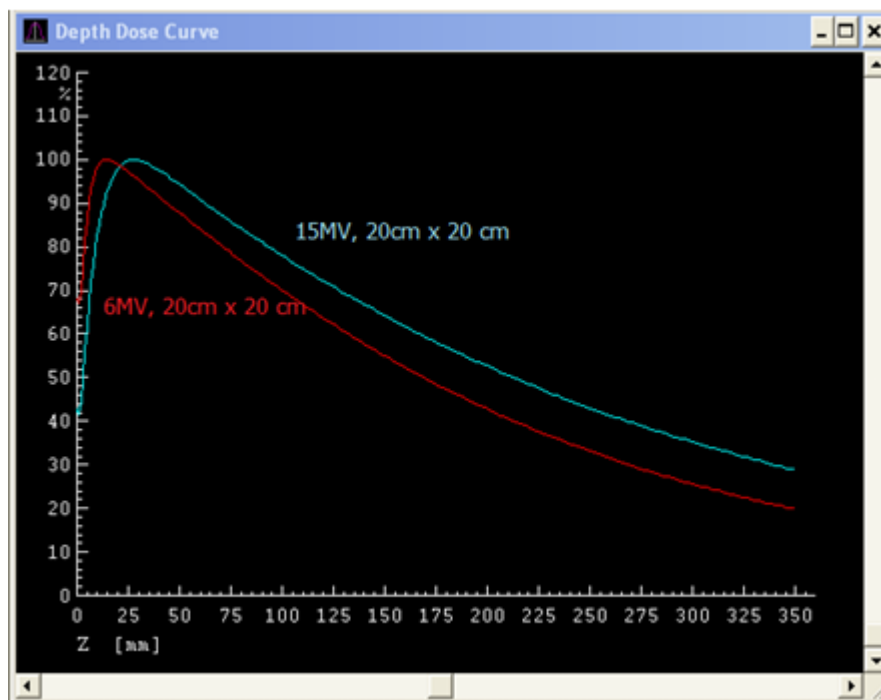


Fig:5.26. Krahاسimi i PDD për fushën 20 cm x 20 cm, E=6 MV&15 MV

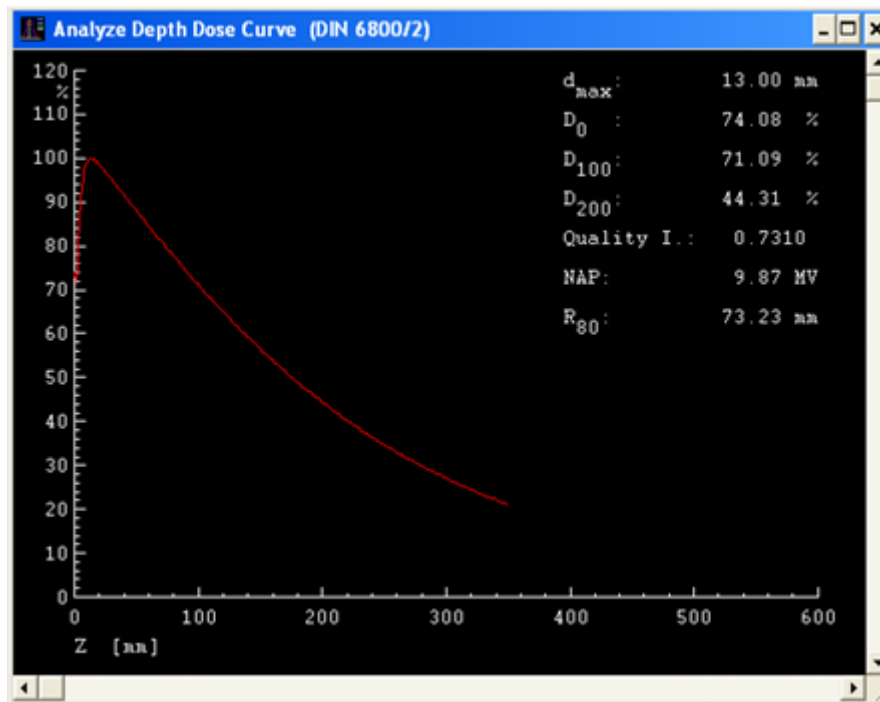


Fig:5.27. PDD për fushën me dimensione: 30 cm x 30 cm, E=6 MV

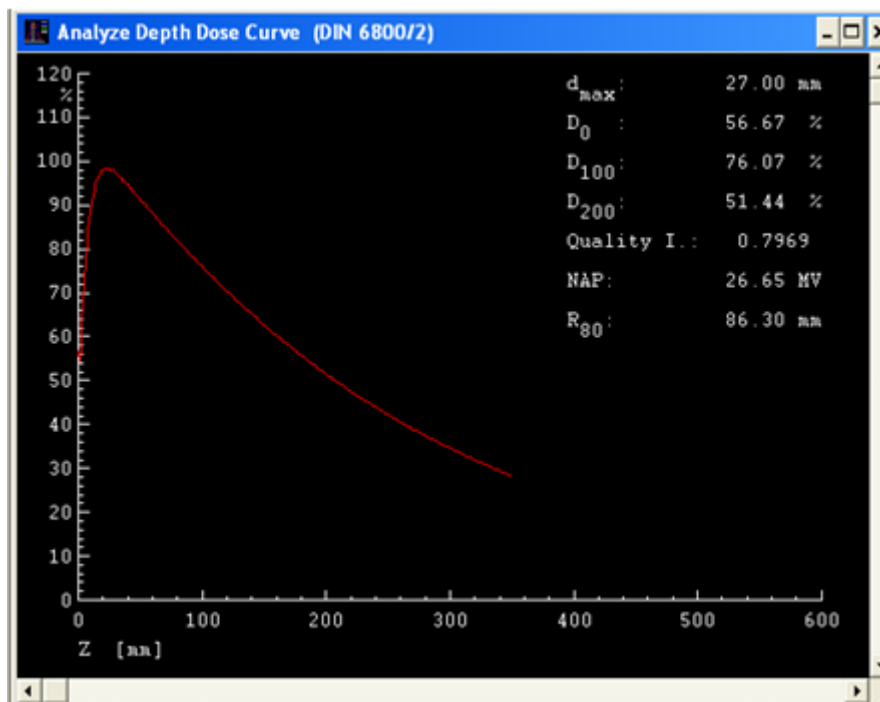


Fig:5.28. PDD për fushën me dimensione: 30 cm x 30 cm, E=15 MV

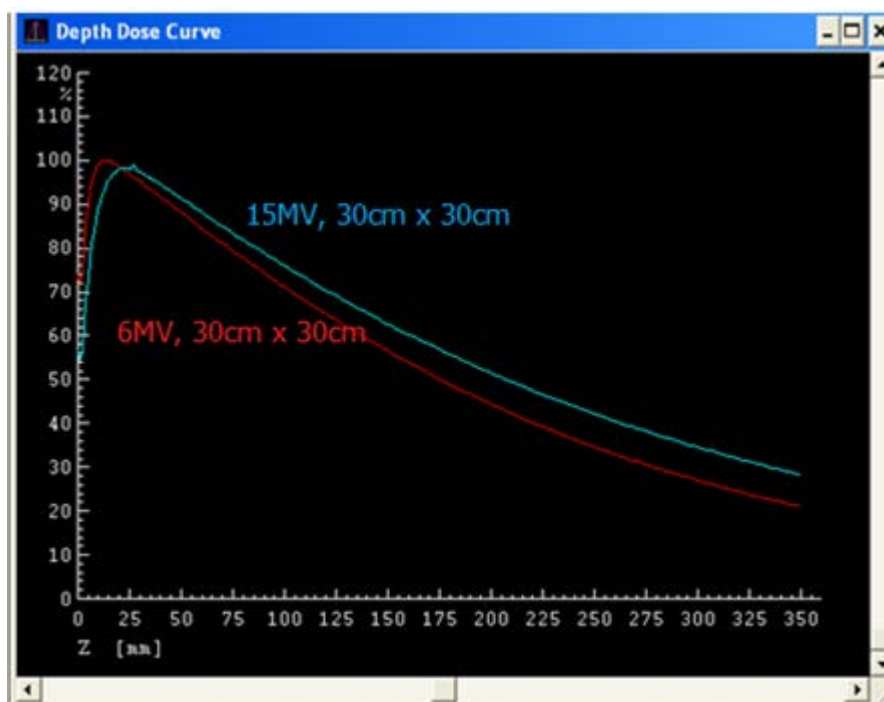


Fig:5.29. Krahasoni i PDD-ve për fushë, 30 cm x 30 cm, E=6 MV&15 MV

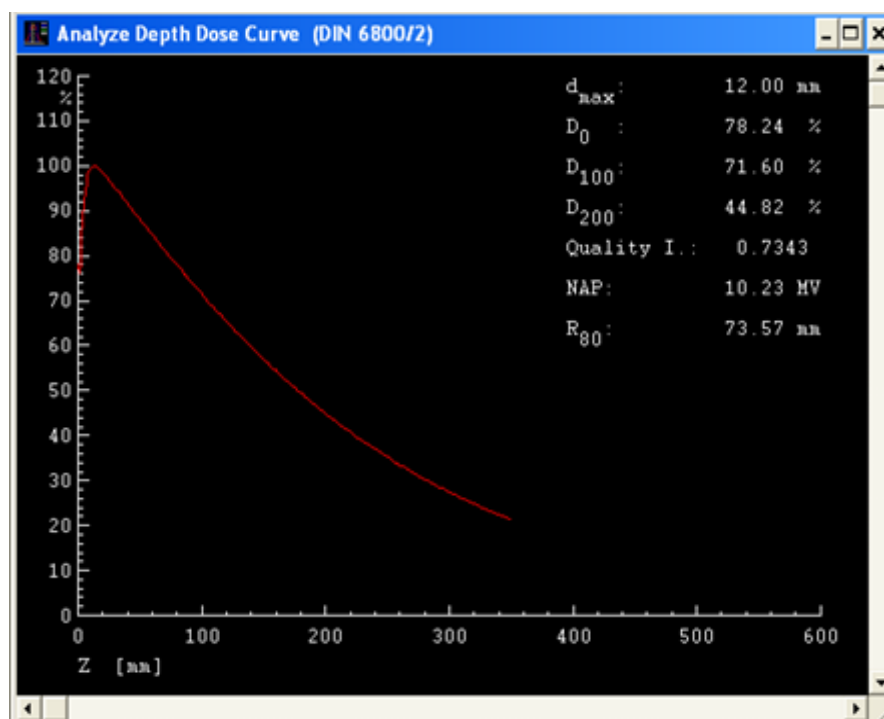


Fig:5.30. PDD për fushën me dimensione: 40 cm x 40 cm, E= 6 MV

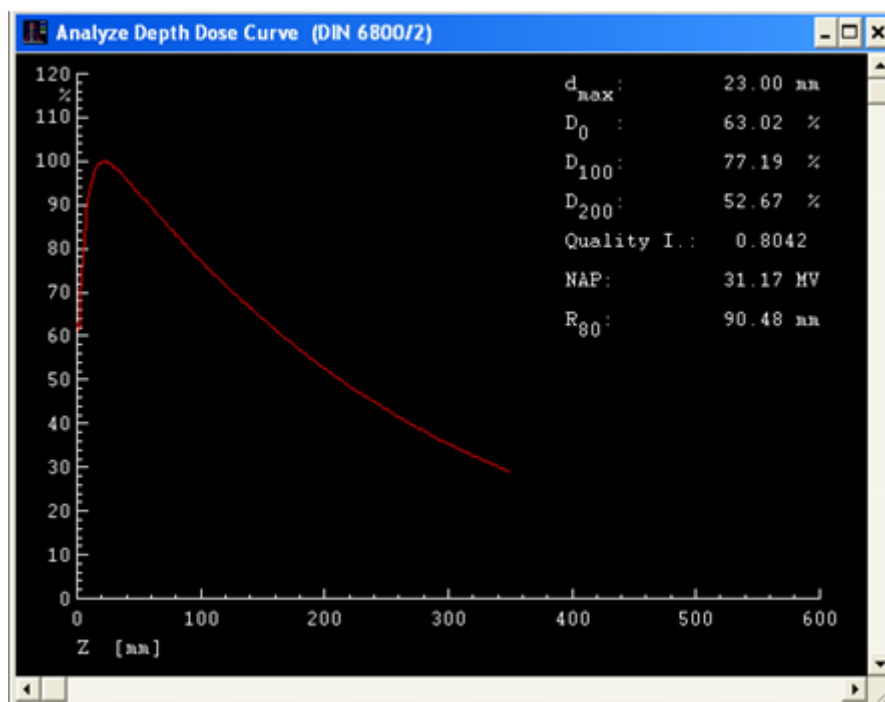


Fig:5.31. PDD për fushën me dimensione: 40 cm x 40 cm, E=15 MV

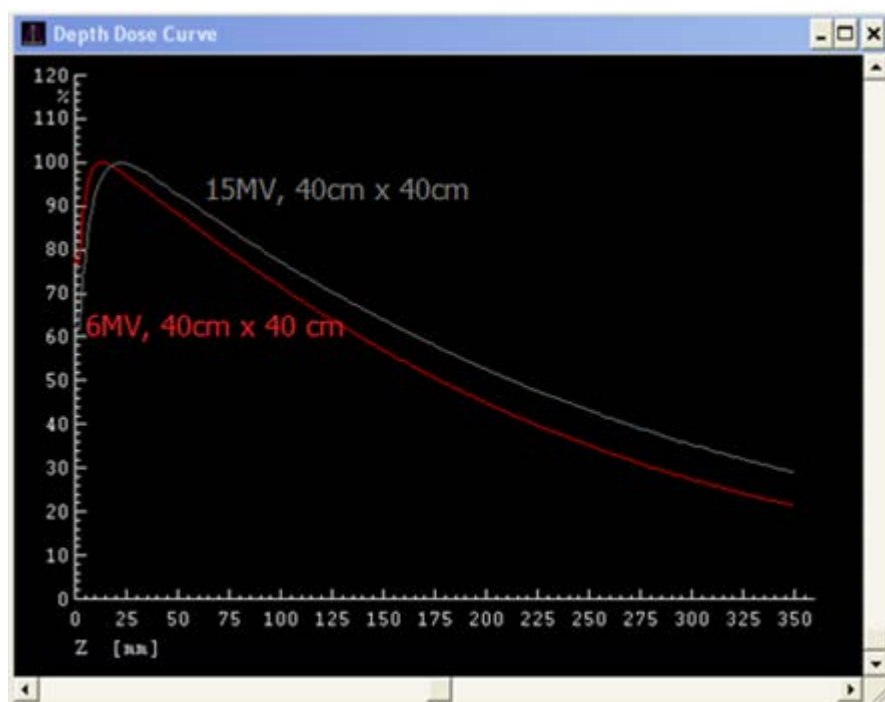


Fig:5.32. Krahاسimi i PDD-ve për fushën 40 cm x 40 cm,  
E=6 MV & 15 MV

Tabela:5. Karakteristikat e tufës me energji 6 MV, për dimensione të ndryshme

| Dimensionet e fushës | Dmax     | D <sub>0</sub> | D <sub>100</sub> | D <sub>200</sub> | QI     | NAP      | R80      |
|----------------------|----------|----------------|------------------|------------------|--------|----------|----------|
| 3 cm x 3 cm          | 17.00 mm | 57.31 %        | 61.25 %          | 33.37 %          | 0.6276 | 4.34 MV  | 56.80 mm |
| 4 cm x 4 cm          | 17.00 mm | 57.72 %        | 62.54 %          | 34.22 %          | 0.6307 | 4.42 MV  | 58,90 mm |
| 5 cm x 5 cm          | 16.00 mm | 58.24 %        | 63.52 %          | 35.15 %          | 0.6391 | 4.65 MV  | 60.60 mm |
| 7 cm x 7 cm          | 16.00 mm | 59.66 %        | 65.32 %          | 36.81 %          | 0.6526 | 5.07 MV  | 63,62 mm |
| 10 cm x 10 cm        | 16.00 mm | 60.58 %        | 67.28 %          | 37.77 %          | 0.6695 | 5.69 MV  | 66.68 mm |
| 12 cm x 12 cm        | 15.00 mm | 62.59 %        | 68.02 %          | 39.79 %          | 0.6781 | 6.20 MV  | 67.56 mm |
| 15 cm x 15 cm        | 15.00 mm | 65.04 %        | 68.92 %          | 41.13 %          | 0.6965 | 7.04 MV  | 69,26 mm |
| 20 cm x 20 cm        | 14.00 mm | 68.00 %        | 70.00 %          | 42.73 %          | 0.7144 | 8.30 MV  | 71.28 mm |
| 25 cm x 25 cm        | 14.00 mm | 70.38 %        | 70.57 %          | 43.80 %          | 0.7275 | 9.50 MV  | 72.54 mm |
| 30 cm x 30 cm        | 13.00 mm | 74.08 %        | 71.09 %          | 44.31 %          | 0.7321 | 9.87 MV  | 73.23 mm |
| 35 cm x 35 cm        | 13.00 mm | 76.51 %        | 71.38 %          | 44.69 %          | 0.7346 | 10.27 MV | 73.55 mm |
| 40 cm x 40 cm        | 12.00 mm | 78.24 %        | 71.60 %          | 44.82 %          | 0.7343 | 10.23 MV | 73.57 mm |

Tabela:5.1. Karakteristikat e tufës me energji 15 MV, për dimensione të ndryshme

| Dimensionet e fushës | Dmax     | D0      | D100    | D200    | QI     | NAP      | R80      |
|----------------------|----------|---------|---------|---------|--------|----------|----------|
| 3 cm x 3 cm          | 29.00 mm | 34.83 % | 73.49 % | 46.03 % | 0.7348 | 10.3 MV  | 82.41 mm |
| 4 cm x 4 cm          | 29.00 mm | 34.80 % | 74.33 % | 46.51 % | 0.7341 | 10.22 MV | 84.32 mm |
| 5 cm x 5 cm          | 29.00 mm | 35.29 % | 75.02 % | 47.10 % | 0.7367 | 10.53 MV | 86.20 mm |
| 7 cm x 7 cm          | 28.00 mm | 36.64 % | 75.56 % | 48.11 % | 0.7467 | 12.09 MV | 87.00 mm |
| 10 cm x 10 cm        | 28.00 mm | 39.86 % | 76.62 % | 49.63 % | 0.762  | 14.60 MV | 89.81 mm |
| 12 cm x 12 cm        | 28.00 mm | 42.01 % | 76.87 % | 50.20 % | 0.7687 | 16.09 MV | 90.21 mm |
| 15 cm x 15 cm        | 26.00 mm | 46.67 % | 77.22 % | 50.83 % | 0.775  | 17.84 MV | 91.07 mm |
| 20 cm x 20 cm        | 25.00 mm | 49.13 % | 77.38 % | 51.72 % | 0.7875 | 22.20 MV | 91.58 mm |
| 25 cm x 25 cm        | 24.00 mm | 53.97 % | 77.44 % | 52.19 % | 0.7942 | 25.23 MV | 90.98 mm |
| 30 cm x 30 cm        | 27.00 mm | 56.67 % | 76.07 % | 51.44 % | 0.7969 | 26.65 MV | 86.30 mm |
| 35 cm x 35 cm        | 22.00 mm | 60.95 % | 77.30 % | 52.60 % | 0.802  | 29.69 MV | 91.05 mm |
| 40 cm x 40 cm        | 23.00 mm | 63.02 % | 77.19 % | 52.67 % | 0.8042 | 31.17 MV | 90.48 mm |

**Tabela: 5.2. Karakteristikat e profileve të tufave fotonike me dimensione të ndryshme, në thellësinë: 15 mm, 50 mm, 100 mm, 200 mm dhe 300 mm, Energjia 6 MV**

| Dimensionet e fushës në cm | Thellesia në mm | CAX dev (mm) | Penumbra (gjysëmhija) majtas në mm | Penumbra (gjysëmhija) djathtas në mm | Dimensionet e fushës të 50% e dozës në milimetra | Dmax në % | Dmin në % | Homogjeniteti në % | Simentria në % |
|----------------------------|-----------------|--------------|------------------------------------|--------------------------------------|--------------------------------------------------|-----------|-----------|--------------------|----------------|
| 5 cm x 5 cm                | 15              | -1           | 6.02                               | 6.11                                 | 4.83                                             | 100.05    | 98.54     | 1.06               | 100.00         |
| 5 cm x 5 cm                | 50              | -1           | 6.75                               | 6.8                                  | 5.01                                             | 100.12    | 97.65     | 1.25               | 101.64         |
| 5 cm x 5 cm                | 100             | -1           | 7.26                               | 7.33                                 | 5.26                                             | 100.17    | 96.96     | 1.63               | 101.47         |
| 5 cm x 5 cm                | 200             | -1.1         | 7.97                               | 8.16                                 | 5.75                                             | 100.05    | 96.38     | 1.87               | 100.24         |
| 5 cm x 5 cm                | 300             | -1           | 8.91                               | 9.09                                 | 6.25                                             | 100       | 95.67     | 2.22               | 100.65         |
| 10 cm x 10 cm              | 15              | -1.1         | 6.31                               | 6.37                                 | 9.89                                             | 101.67    | 99.67     | 0.99               | 101.19         |
| 10 cm x 10 cm              | 50              | -1.1         | 7.11                               | 7.11                                 | 10.23                                            | 100.78    | 97.72     | 1.54               | 101.08         |
| 10 cm x 10 cm              | 100             | -1.1         | 8.27                               | 8.29                                 | 10.73                                            | 100.01    | 95.98     | 2.1                | 100.83         |
| 10 cm x 10 cm              | 200             | -1.1         | 10.25                              | 10.26                                | 11.72                                            | 100.19    | 94.13     | 3.12               | 100.62         |
| 10 cm x 10 cm              | 300             | -1.1         | 12.08                              | 12.06                                | 12.72                                            | 100.09    | 93.5      | 3.4                | 100.58         |
| 15 cm x 15 cm              | 15              | -1.2         | 6.66                               | 6.66                                 | 14.97                                            | 103.02    | 99.8      | 1.59               | 101.23         |
| 15 cm x 15 cm              | 50              | -1.2         | 7.65                               | 7.56                                 | 15.49                                            | 102.21    | 99.19     | 1.5                | 101.03         |
| 15 cm x 15 cm              | 100             | -1.2         | 9.08                               | 8.96                                 | 16.22                                            | 101.09    | 96.58     | 2.28               | 100.86         |
| 15 cm x 15 cm              | 200             | -1.2         | 12.3                               | 12.18                                | 17.71                                            | 100.2     | 93.22     | 3.61               | 100.77         |
| 15cm x 15 cm               | 300             | -1.2         | 16.21                              | 15.94                                | 19.19                                            | 100.13    | 91.52     | 4.49               | 100.72         |
| 20 cm x 20 cm              | 15              | -1           | 6.73                               | 6.77                                 | 20.03                                            | 103.63    | 99.83     | 1.86               | 100.72         |
| 20 cm x 20 cm              | 50              | -1           | 7.89                               | 7.96                                 | 20.71                                            | 102.79    | 99.87     | 1.44               | 100.72         |
| 20 cm x 20 cm              | 100             | -1           | 9.71                               | 9.73                                 | 21.68                                            | 102.04    | 97.04     | 2.51               | 100.83         |
| 20 cm x 20 cm              | 200             | -1           | 14.23                              | 13.98                                | 23.64                                            | 100.79    | 92.53     | 4.27               | 100.7          |
| 20 cm x 20 cm              | 300             | -1           | 20.72                              | 19.56                                | 25.6                                             | 100.2     | 89.82     | 5.46               | 100.73         |
| 25 cm x 25 cm              | 15              | -0.8         | 6.76                               | 6.88                                 | 25.09                                            | 104.02    | 99.87     | 2.04               | 100.78         |
| 25 cm x 25 cm              | 50              | -0.8         | 8.1                                | 8.16                                 | 25.93                                            | 103.02    | 99.79     | 1.59               | 100.8          |
| 25 cm x 25 cm              | 100             | -0.8         | 9.96                               | 10.15                                | 27.15                                            | 102.31    | 97.77     | 2.27               | 100.61         |
| 25 cm x 25 cm              | 200             | -0.9         | 15.89                              | 15.55                                | 29.58                                            | 101.02    | 92.09     | 4.63               | 100.65         |
| 25 cm x 25 cm              | 300             | -0.8         | 24.24                              | 23.3                                 | 32.01                                            | 100.37    | 88.02     | 6.55               | 100.69         |
| 30 cm x 30 cm              | 15              | -0.7         | 6.88                               | 6.87                                 | 30.17                                            | 104.8     | 99.9      | 2.39               | 100.85         |
| 30 cm x 30 cm              | 50              | -0.7         | 8.21                               | 8.11                                 | 31.19                                            | 103.3     | 99.82     | 1.71               | 100.79         |
| 30 cm x 30 cm              | 100             | -0.7         | 10.52                              | 10.4                                 | 32.65                                            | 102.36    | 97.93     | 2.22               | 100.68         |
| 30 cm x 30 cm              | 200             | -0.7         | 17.36                              | 16.68                                | 35.36                                            | 101.29    | 90.68     | 5.53               | 100.63         |
| 30 cm x 30 cm              | 300             | -0.7         | -                                  | -                                    | 38.44                                            | 100.57    | 85.56     | 8.01               | 100.67         |

**Tabela: 5.3. Karakteristikat e profileve të tufave fotonike me dimensione të ndryshme, në thellësinë: 30 mm, 50 mm, 100 mm, 200 mm dhe 300 mm, Energjia 15 MV**

| Dimensionet e fushës në cm | Thellesia në mm | CAX dev (mm) | Penumbra (gjysëmhija) majtas në mm | Penumbra (gjysëmhija) djathtas në mm | Dimensionet e fushës te 50% i dozës në mm | Dmax në % | Dmin në % | Homogjeniteti në % | Simentria në % |
|----------------------------|-----------------|--------------|------------------------------------|--------------------------------------|-------------------------------------------|-----------|-----------|--------------------|----------------|
| 5 cm x 5 cm                | 30              | -1.1         | 7.08                               | 7.08                                 | 4.91                                      | 100.10    | 96.67     | 1.74               | 100.28         |
| 5 cm x 5 cm                | 50              | -1.1         | 7.41                               | 7.4                                  | 5.01                                      | 100.09    | 96.2      | 1.98               | 100.73         |
| 5 cm x 5 cm                | 100             | -1.1         | 7.97                               | 7.99                                 | 5.26                                      | 100.1     | 95.45     | 2.38               | 100.65         |
| 5 cm x 5 cm                | 200             | -1.2         | 8.6                                | 8.66                                 | 5.74                                      | 100.04    | 94.54     | 2.82               | 100.75         |
| 6 cm x 5 cm                | 300             | -1.1         | 9.33                               | 9.33                                 | 6.23                                      | 100.06    | 93.62     | 3.33               | 102.08         |
| 10 cm x 10 cm              | 30              | -1.1         | 7.16                               | 7.16                                 | 10.06                                     | 102.16    | 99.31     | 1.42               | 101.3          |
| 10 cm x 10 cm              | 50              | -1.1         | 7.6                                | 7.61                                 | 10.25                                     | 101.78    | 98.53     | 1.62               | 101.19         |
| 10 cm x 10 cm              | 100             | -1.1         | 8.5                                | 8.47                                 | 10.74                                     | 100.9     | 96.99     | 1.98               | 101.34         |
| 10 cm x 10 cm              | 200             | -1.1         | 9.94                               | 9.92                                 | 11.72                                     | 100.12    | 95.49     | 2.37               | 101.21         |
| 10 cm x 10 cm              | 300             | -1.1         | 11.07                              | 11.13                                | 12.69                                     | 100.07    | 94.53     | 2.84               | 100.85         |
| 15 cm x 15 cm              | 30              | -1           | 7.63                               | 7.6                                  | 15.21                                     | 103.71    | 99.37     | 2.14               | 100.83         |
| 15 cm x 15 cm              | 50              | -1           | 8.09                               | 8.07                                 | 15.5                                      | 103.53    | 99.3      | 2.09               | 101.16         |
| 15 cm x 15 cm              | 100             | -1.1         | 9.04                               | 9.01                                 | 16.22                                     | 102.59    | 98.23     | 2.17               | 100.99         |
| 15 cm x 15 cm              | 200             | -1.1         | 11.21                              | 11.09                                | 17.69                                     | 101.09    | 95.59     | 2.8                | 100.84         |
| 15 cm x 15 cm              | 300             | -1.1         | 13.1                               | 12.98                                | 19.98                                     | 100.47    | 93.94     | 3.36               | 100.7          |
| 20 cm x 20 cm              | 30              | -1           | 7.72                               | 7.79                                 | 20.37                                     | 104.34    | 99.59     | 2.33               | 100.58         |
| 20 cm x 20 cm              | 50              | -1           | 8.19                               | 8.21                                 | 20.75                                     | 103.99    | 99.65     | 2.13               | 100.61         |
| 20 cm x 20 cm              | 100             | -1           | 9.42                               | 9.4                                  | 21.72                                     | 104.41    | 98.93     | 2.69               | 102.01         |
| 20 cm x 20 cm              | 200             | -1.1         | 11.83                              | 11.86                                | 23.68                                     | 101.85    | 95.37     | 3.29               | 100.81         |
| 20 cm x 20 cm              | 300             | -1           | 14.68                              | 14.45                                | 25.64                                     | 101.61    | 92.55     | 4.67               | 101.67         |
| 25 cm x 25 cm              | 30              | -0.9         | 7.85                               | 8.01                                 | 25.5                                      | 104.36    | 99.59     | 2.34               | 100.57         |
| 25 cm x 25 cm              | 50              | -0.9         | 8.37                               | 8.37                                 | 25.98                                     | 104.16    | 99.62     | 2.23               | 100.68         |
| 25 cm x 25 cm              | 100             | -0.9         | 9.67                               | 9.83                                 | 27.19                                     | 103.95    | 99.5      | 2.19               | 101.27         |
| 25 cm x 25 cm              | 200             | -0.9         | 12.94                              | 12.83                                | 29.63                                     | 29.63     | 95.56     | 3.38               | 100.59         |
| 25 cm x 25 cm              | 300             | -0.9         | 16.49                              | 16.14                                | 32.06                                     | 101.51    | 91.85     | 3.5                | 100.68         |
| 30 cm x 30 cm              | 30              | -0.9         | 7.73                               | 8.08                                 | 30.64                                     | 104.74    | 99.62     | 2.51               | 100.65         |
| 30 cm x 30 cm              | 50              | -0.8         | 8.32                               | 8.3                                  | 31.22                                     | 104.37    | 99.42     | 2.43               | 100.77         |
| 30 cm x 30 cm              | 100             | -0.8         | 9.78                               | 9.93                                 | 32.68                                     | 103.47    | 99.06     | 2.18               | 100.66         |
| 30 cm x 30 cm              | 200             | -0.8         | 13.48                              | 13.51                                | 35.6                                      | 102.38    | 93.36     | 4.61               | 101.59         |
| 30 cm x 30 cm              | 300             | -0.8         | -                                  | -                                    | 38.6                                      | 101       | 88.88     | 6.71               | 100.82         |

Tabela: 5.4. Karakteristikat e profileve të tufave fotonike me dimensione të ndryshme, në thellësinë 15 mm, 30 mm, 50 mm, 100 mm, 200 mm dhe 300 mm. Këndi i pykës 15° ,Energjia 6 MV dhe 15 MV

| Dimensionet e fushës në cm | Thellesia në mm | Këndi i pykes (në shkallë) | Penumbra (gjysëmhija) majtas në mm | Penumbra (gjysëmhija) djathtas në mm | Dimensionet e fushës te 50% i dozës në mm | Dmax në % | Dmin në % | Homogjeniteti në % | Simentria në % | Energjia në MV |
|----------------------------|-----------------|----------------------------|------------------------------------|--------------------------------------|-------------------------------------------|-----------|-----------|--------------------|----------------|----------------|
| 10 cm x 10 cm              | 15              | 15                         | 6.28                               | 7.32                                 | 9.86                                      | 103.46    | 92.02     | 5.86               | 111.65         | 6              |
| 10 cm x 10 cm              | 50              | 15                         | 6.94                               | 8.18                                 | 10.2                                      | 102.61    | 90.82     | 6.1                | 111.18         | 6              |
| 10 cm x 10 cm              | 100             | 15                         | 7.77                               | 9.19                                 | 10.69                                     | 101.56    | 89.64     | 6.23               | 110.76         | 6              |
| 10 cm x 10 cm              | 200             | 15                         | 9.64                               | 11.14                                | 11.69                                     | 100.65    | 88.41     | 6.47               | 109.67         | 6              |
| 20 cm x 20 cm              | 15              | 15                         | 6.1                                | 8.7                                  | 20.01                                     | 111.41    | 88.95     | 11.21              | 124.73         | 6              |
| 20 cm x 20 cm              | 50              | 15                         | 7.17                               | 10.2                                 | 20.69                                     | 109.47    | 87.73     | 11.02              | 124.76         | 6              |
| 20 cm x 20 cm              | 100             | 15                         | 8.96                               | 13                                   | 21.67                                     | 106.54    | 85.84     | 10.76              | 123.65         | 6              |
| 20 cm x 20 cm              | 200             | 15                         | 13.75                              | 22.28                                | 23.62                                     | 103.46    | 83.03     | 10.96              | 120.82         | 6              |
| 25 cm x 25 cm              | 15              | 15                         | 6.05                               | 8.9                                  | 25.1                                      | 120.36    | 89.14     | 14.9               | 133.64         | 6              |
| 25 cm x 25 cm              | 50              | 15                         | 7.41                               | 10.77                                | 25.95                                     | 117.78    | 87.68     | 14.65              | 133.3          | 6              |
| 25 cm x 25 cm              | 100             | 15                         | 9.97                               | 15.01                                | 27.17                                     | 113.16    | 85.28     | 14.05              | 131.31         | 6              |
| 25 cm x 25 cm              | 200             | 15                         | 17.78                              | 30.09                                | 29.6                                      | 106.29    | 82.16     | 12.8               | 129.13         | 6              |
| 10 cm x 10 cm              | 30              | 15                         | 7.05                               | 7.78                                 | 10.02                                     | 103.49    | 93.4      | 5.13               | 108.47         | 15             |
| 10 cm x 10 cm              | 50              | 15                         | 7.47                               | 8.47                                 | 10.21                                     | 103       | 92.59     | 5.33               | 108.74         | 15             |
| 10 cm x 10 cm              | 100             | 15                         | 8.13                               | 9.22                                 | 10.7                                      | 102.17    | 91.58     | 5.45               | 108.56         | 15             |
| 10 cm x 10 cm              | 200             | 15                         | 9.56                               | 10.79                                | 11.67                                     | 101.05    | 90.43     | 5.55               | 107.71         | 15             |
| 20 cm x 20 cm              | 30              | 15                         | 7.34                               | 9.24                                 | 20.35                                     | 109.37    | 91.21     | 9.06               | 119.1          | 15             |
| 20 cm x 20 cm              | 50              | 15                         | 7.75                               | 9.79                                 | 20.73                                     | 108.57    | 90.74     | 8.95               | 119.38         | 15             |
| 20 cm x 20 cm              | 100             | 15                         | 8.89                               | 11.43                                | 21.71                                     | 106.55    | 89.06     | 8.94               | 119.31         | 15             |
| 20 cm x 20 cm              | 200             | 15                         | 11.21                              | 15.37                                | 23.66                                     | 104.23    | 86.74     | 9.16               | 118            | 15             |
| 25 cm x 25 cm              | 30              | 15                         | 7.41                               | 9.61                                 | 25.52                                     | 116.96    | 91.77     | 12.07              | 126.33         | 15             |
| 25 cm x 25 cm              | 50              | 15                         | 7.74                               | 10.41                                | 25.99                                     | 115.71    | 90.79     | 12.006             | 126.41         | 15             |
| 25 cm x 25 cm              | 100             | 15                         | 9.22                               | 12.59                                | 27.21                                     | 112.7     | 89.43     | 11.51              | 125.9          | 15             |
| 25 cm x 25 cm              | 200             | 15                         | 12.06                              | 18.5                                 | 29.65                                     | 107.45    | 86.19     | 10.98              | 124.1          | 15             |

Tabela: 5.5. Karakteristikat e profileve të tufave fotonike me dimensione të ndryshme, në thellësinë 15 mm, 30 mm, 50 mm, 100 mm, 200 mm dhe 300 mm. Këndi i pykës 30° ,Energjia 6 MV dhe 15 MV

| Dimensionet e fushës në cm | Thellesia në mm | Këndi i pykes (në shkallë) | Penumbra (gjysëmhija) majtas në mm | Penumbra (gjysëmhija) djathtas në mm | Dimensionet e fushës te 50% i dozës në mm | Dmax në % | Dmin në % | Homogjeniteti në % | Simentria në % | Energjia në MV |
|----------------------------|-----------------|----------------------------|------------------------------------|--------------------------------------|-------------------------------------------|-----------|-----------|--------------------|----------------|----------------|
| 10 cm x 10 cm              | 15              | 30                         | 5.81                               | 8.05                                 | 9.88                                      | 112.85    | 8.69      | 11.9               | 126.5          | 6              |
| 10 cm x 10 cm              | 50              | 30                         | 6.52                               | 8.96                                 | 10.22                                     | 110.85    | 87.69     | 11.65              | 125.81         | 6              |
| 10 cm x 10 cm              | 100             | 30                         | 7.38                               | 10.09                                | 10.71                                     | 108.95    | 86.93     | 11.24              | 124.77         | 6              |
| 10 cm x 10 cm              | 200             | 30                         | 9.26                               | 12.11                                | 11.71                                     | 106.26    | 85.94     | 10.57              | 122.38         | 6              |
| 20 cm x 20 cm              | 15              | 30                         | 6.04                               | 21.6                                 | 20.02                                     | 132.28    | 80.75     | 24.19              | 161.46         | 6              |
| 20 cm x 20 cm              | 50              | 30                         | 7.1                                | 26.62                                | 20.7                                      | 128.96    | 79.77     | 23.57              | 159.19         | 6              |
| 20 cm x 20 cm              | 100             | 30                         | 9.69                               | 32.76                                | 21.67                                     | 123.99    | 78.35     | 22.56              | 156.69         | 6              |
| 20 cm x 20 cm              | 200             | 30                         | 17.37                              | 41.93                                | 23.63                                     | 116.49    | 76.46     | 20.74              | 151.31         | 6              |
| 25 cm x 25 cm              | 15              | 30                         | 6.49                               | 42.65                                | 25.07                                     | 146.24    | 77.24     | 30.87              | 185.45         | 6              |
| 25 cm x 25 cm              | 50              | 30                         | 8.47                               | 47.75                                | 25.91                                     | 142.11    | 76.15     | 30.22              | 181.84         | 6              |
| 25 cm x 25 cm              | 100             | 30                         | 13.92                              | 53.99                                | 27.12                                     | 136.16    | 74.72     | 29.13              | 179.71         | 6              |
| 25 cm x 25 cm              | 200             | 30                         | 25.27                              | 64.92                                | 29.55                                     | 125.99    | 72.39     | 27.02              | 171.75         | 6              |
| 10 cm x 10 cm              | 30              | 30                         | 6.71                               | 8.55                                 | 10.05                                     | 110.43    | 9.85      | 9.85               | 120.06         | 15             |
| 10 cm x 10 cm              | 50              | 30                         | 7.05                               | 9.02                                 | 10.23                                     | 109.45    | 89.74     | 9.89               | 120.57         | 15             |
| 10 cm x 10 cm              | 100             | 30                         | 7.86                               | 9.76                                 | 10.72                                     | 108.36    | 89.17     | 9.71               | 119.47         | 15             |
| 10 cm x 10 cm              | 200             | 30                         | 9.14                               | 11.47                                | 11.7                                      | 106.4     | 88.05     | 9.44               | 118.52         | 15             |
| 20 cm x 20 cm              | 30              | 30                         | 6.04                               | 21.6                                 | 20.02                                     | 132.28    | 80.75     | 24.19              | 161.46         | 15             |
| 20 cm x 20 cm              | 50              | 30                         | 7.1                                | 26.62                                | 20.7                                      | 128.96    | 79.77     | 23.57              | 159.19         | 15             |
| 20 cm x 20 cm              | 100             | 30                         | 9.69                               | 32.76                                | 21.67                                     | 123.99    | 78.35     | 22.56              | 156.69         | 15             |
| 20 cm x 20 cm              | 200             | 30                         | 17.37                              | 41.93                                | 23.63                                     | 116.46    | 76.46     | 20.74              | 151.31         | 15             |

Tabela: 5.6. Karakteristikat e profileve të tufave fotonike me dimensione të ndryshme, në thellësinë 15 mm, 30 mm, 50 mm, 100 mm, 200 mm dhe 300 mm. Këndi i pykës 45° , Energjia 6 MV dhe 15 MV

| Dimensionet e fushës në cm | Thellesia në mm | Këndi i pykes (në shkallë) | Penumbra (gjysëmhija) majtas në mm | Penumbra (gjysëmhija) djathtas në mm | Dimensionet e fushës te 50% i dozës në mm | Dmax në % | Dmin në % | Homogjeniteti në % | Simentria në % | Energjia në MV |
|----------------------------|-----------------|----------------------------|------------------------------------|--------------------------------------|-------------------------------------------|-----------|-----------|--------------------|----------------|----------------|
| 10 cm x 10 cm              | 15              | 45                         | 5.33                               | 11.93                                | 9.86                                      | 121.7     | 81.7      | 19.7               | 148.01         | 6              |
| 10 cm x 10 cm              | 50              | 45                         | 6.2                                | 13.51                                | 10.2                                      | 119.48    | 80.97     | 19.21              | 145.3          | 6              |
| 10 cm x 10 cm              | 100             | 45                         | 7.2                                | 15.08                                | 10.7                                      | 117       | 80.46     | 18.51              | 143.73         | 6              |
| 10 cm x 10 cm              | 200             | 45                         | 9.15                               | 18.53                                | 11.67                                     | 113.27    | 79.57     | 17.47              | 140.51         | 6              |
| 20 cm x 20 cm              | 15              | 45                         | 7                                  | 54.59                                | 19.93                                     | 166.9     | 67.82     | 42.21              | 231.7          | 6              |
| 20 cm x 20 cm              | 50              | 45                         | 9.42                               | 57.04                                | 20.59                                     | 163.06    | 67.52     | 41.43              | 226.99         | 6              |
| 20 cm x 20 cm              | 100             | 45                         | 16.08                              | 60.59                                | 21.57                                     | 156.27    | 66.92     | 40.03              | 222.2          | 6              |
| 20 cm x 20 cm              | 200             | 45                         | 27.55                              | 69.32                                | 23.48                                     | 144.55    | 65.67     | 37.52              | 214.18         | 6              |
| 25 cm x 25 cm              | 15              | 45                         | 15.15                              | 78.71                                | 24.84                                     | 203.66    | 62.16     | 53.26              | 298.53         | 6              |
| 25 cm x 25 cm              | 50              | 45                         | 19.87                              | 81.88                                | 26.62                                     | 198.34    | 61.96     | 52.39              | 289.9          | 6              |
| 25 cm x 25 cm              | 100             | 45                         | 29.09                              | 87.81                                | 26.74                                     | 188.59    | 61.57     | 50.77              | 279.93         | 6              |
| 25 cm x 25 cm              | 200             | 45                         | 41.45                              | 96.53                                | 28.92                                     | 172.11    | 61.11     | 47.6               | 257.93         | 6              |
| 10 cm x 10 cm              | 30              | 45                         | 6.65                               | 11.02                                | 10.03                                     | 117.36    | 84.23     | 16.43              | 137.75         | 15             |
| 10 cm x 10 cm              | 50              | 45                         | 6.92                               | 11.82                                | 10.22                                     | 116.48    | 83.68     | 16.38              | 136.58         | 15             |
| 10 cm x 10 cm              | 100             | 45                         | 7.77                               | 13.11                                | 10.7                                      | 114.59    | 82.85     | 16.08              | 135.58         | 15             |
| 10 cm x 10 cm              | 200             | 45                         | 9.04                               | 15.26                                | 11.68                                     | 112.48    | 82.28     | 15.51              | 134.45         | 15             |
| 20 cm x 20 cm              | 30              | 45                         | 8.88                               | 47.36                                | 20.29                                     | 152.76    | 71.86     | 36.02              | 203.95         | 15             |
| 20 cm x 20 cm              | 50              | 45                         | 9.14                               | 48.84                                | 20.66                                     | 151.39    | 71.41     | 35.89              | 205.77         | 15             |
| 20 cm x 20 cm              | 100             | 45                         | 11.07                              | 51.99                                | 21.64                                     | 147.31    | 70.98     | 34.97              | 198.6          | 15             |
| 20 cm x 20 cm              | 200             | 45                         | 15.52                              | 59.27                                | 23.58                                     | 140.34    | 69.65     | 33.66              | 194.74         | 15             |
| 25 cm x 25 cm              | 30              | 45                         | 12.62                              | 70.3                                 | 25.36                                     | 179.69    | 66.58     | 45.92              | 251.12         | 15             |
| 25 cm x 25 cm              | 50              | 45                         | 12.52                              | 73.57                                | 25.82                                     | 177.72    | 66.07     | 45.8               | 251.7          | 15             |
| 25 cm x 25 cm              | 100             | 45                         | 16.4                               | 77.56                                | 27.01                                     | 172.94    | 65.74     | 44.92              | 246.61         | 15             |
| 25 cm x 25 cm              | 200             | 45                         | 23.78                              | 87.05                                | 29.36                                     | 162.89    | 64.52     | 43.26              | 241.67         | 15             |

Tabela: 5.7. Karakteristikat e profileve të tufave fotonike me dimensione të ndryshme, në thellësinë 15 mm, 30 mm, 50 mm, 100 mm, 200 mm dhe 300 mm. Këndi i pykës 60° , Energjia 6 MV dhe 15 MV

| Dimensionet e fushës në cm | Thellesia në mm | Këndi i pykes (në shkallë) | Penumbra (gjysëmhija) majtas në mm | Penumbra (gjysëmhija) djathtas në mm | Dimensionet e fushës te 50% i dozës në mm | Dmax në % | Dmin në % | Homogjeniteti në % | Simentria në % | Energjia në MV |
|----------------------------|-----------------|----------------------------|------------------------------------|--------------------------------------|-------------------------------------------|-----------|-----------|--------------------|----------------|----------------|
| 10 cm x 10 cm              | 15              | 60                         | 4.99                               | 26.26                                | 9.79                                      | 139.89    | 71.90     | 32.13              | 189.34         | 6              |
| 10 cm x 10 cm              | 50              | 60                         | 5.77                               | 27.39                                | 10.13                                     | 136.16    | 71.51     | 31.13              | 187.69         | 6              |
| 10 cm x 10 cm              | 100             | 60                         | 6.93                               | 28.83                                | 10.62                                     | 132.39    | 71.25     | 30.02              | 184.14         | 6              |
| 10 cm x 10 cm              | 200             | 60                         | 9.43                               | 31.44                                | 11.62                                     | 127.04    | 71.38     | 28.05              | 177.45         | 6              |
| 20 cm x 20 cm              | 15              | 60                         | 8.19                               | 74.25                                | 18.24                                     | 203.2     | 59.77     | 54.54              | 277.19         | 6              |
| 20 cm x 20 cm              | 50              | 60                         | 12.05                              | 76.79                                | 18.82                                     | 196.16    | 59.94     | 53.19              | 273.59         | 6              |
| 20 cm x 20 cm              | 100             | 60                         | 20.53                              | 80.26                                | 19.7                                      | 185.68    | 60.09     | 51.1               | 262.57         | 6              |
| 20 cm x 20 cm              | 200             | 60                         | 32.96                              | 86.61                                | 21.48                                     | 169.58    | 60.48     | 47.42              | 248.63         | 6              |
| 10 cm x 10 cm              | 30              | 60                         | 6.27                               | 20.98                                | 9.99                                      | 130.49    | 75.53     | 26.68              | 172.14         | 15             |
| 10 cm x 10 cm              | 50              | 60                         | 6.66                               | 21.73                                | 10.18                                     | 129.15    | 75.17     | 26.42              | 169.69         | 15             |
| 10 cm x 10 cm              | 100             | 60                         | 7.35                               | 23.49                                | 10.67                                     | 126.98    | 74.98     | 25.75              | 167.81         | 15             |
| 10 cm x 10 cm              | 200             | 60                         | 8.83                               | 26.15                                | 11.64                                     | 124.08    | 74.51     | 24.96              | 165.31         | 15             |
| 20 cm x 20 cm              | 30              | 60                         | 9.36                               | 68.64                                | 19.66                                     | 177.18    | 59.71     | 49.59              | 274.63         | 15             |
| 20 cm x 20 cm              | 50              | 60                         | 9.72                               | 70.33                                | 19.93                                     | 175.11    | 59.84     | 49.06              | 269.61         | 15             |
| 20 cm x 20 cm              | 100             | 60                         | 12.4                               | 73.96                                | 20.77                                     | 169.67    | 59.99     | 47.76              | 260.49         | 15             |
| 20 cm x 20 cm              | 200             | 60                         | 18.02                              | 80.74                                | 22.5                                      | 160.6     | 60.08     | 45.48              | 249.97         | 15             |

## **PËRFUNDIME DHE REKOMANDIME**

Përfundimi i këtij punimit të disertacionit është një pjesë e përvojës, e kandidatit, të punës nga fizika në mjekësi, veqanarisht në radioterapi, në Qendren Klinike Universitare të Kosovës, në Azienda Ospedaliera Universitaria Pisana, në Pisa të Italisë, dhe disa Qenda Spitalore në Gjermani si Barmherzige Brüder Regensburg dhe Heinrich Braum Klinikum në Zëicaku, Gjermani

Rezultatet e punimit janë pjesë e përgjithshme e punës së përditëshme e cila kryhet në Institutin e Onkologjisë në QKUK, në Kosovë. Ky punim dhe shumë pjesë të tjera të punës të cilat nuk janë paraqitur janë pjesë e matjeve me rastin e funksionalizimit të qendres së parë të radioterapisë në Kosovë. Deri në hapjen e Institutit të Onkologjisë pacientët nga Kosova krejsisht janë trajtuar në qendrat e Radioterapisë në Tiranë, e Shkup. Tani në Institutin e Onkologjisë ku janë të instauruar dy akseleratorë linearë Siemens, trajtohen afërsisht 80 pacient në ditë.

Nga rezultatet e fituara mund të nxjerren disa përfundime kryesore:

- Matjet për përcaktimin e dozës së absorbuar kryhen në thellësinë 10 cm nën sipërfaqen e ujit. Matjet kryhen në këtë thellësi sepse mbi thellësinë 10cm ndotja elektronik nga burime dytësore i shtohet tufës fotonike e cila ndikon në shpërndarjen e dozës së fituar, të cilën ne duhte të instalojmë në planin e Trajtimit XiO, prej ku ne bëjmë planet e trajtimit. Në rast se matjet do kryheshin në thellësi më të vogla apo afë sipërfaqes ne do të fitonim vlera të gabuara të PDD-ve, dhe gabimet të do paraqiteshin te secili pacient, gjatë llogaritjes së dozave në TPS.
- Për fushën fotonike me dimensione 10cm x 10 cm , me energjinë 6 MV, thellësia maksimale në të cilën kemi 100% të dozës është 16 mm dhe për energjinë 15 MV kjo thellësi është në 28 mm.
- Për fushën me elektrone me aksesroë me dimensione 10cm x 10 cm , në SSD=100cm, 100% të dozës kemi në këto thellësi

5 MeV=10 mm

7 MeV=15 mm

8 MeV=17 mm

10 MeV=21 mm

12 MeV=24 mm

14 MeV=25 mm

- Në vlerat e fituara të homogjenitetit dhe simetrisë së fushave fotonike për dimensione të ndryshme, arrijmë në përfundim se simetria e fushës për energjinë 6 MV është më e mirë sesa simetria e fushës për energjinë 15 MV, që nga komisionimi i tufave, por edhe nga majtete dozimetirke të përditshme. I njëjti vlerësim është edhe për sa i përket devijimit nga aksi qendror të tufës. Devijimi më i mirë i përket fushave fotonike me energji 6 MV se sa asaj me energji 15 MV. Gjatë analizës të lakoreve të dozës së thellësisë PDD-ve arrijmë në përfundim se tensioni i përshpejtimit të elektroneve në akselerator është një funksion i madhësisë së fushës. Kështu, sa më e madhe të jetë madhësia e fushës aq më e lartë është tensioni i përshpejtimit të elektroneve. Kjo vjen për faktin se për të njëjtën energji fotonesh duhet i njëjti fluks fotonesh për madhësi fushe të ndryshme. Kështu, për të arritur këtë fluks duhet që të rritet në mënyrë lineare tensioni i përshpejtimit të elektroneve të cilat godasin shenjzën për prodhimin e fotoneve. Varshmëria e daljës së fotoneve për fotone me energji  $E=6$  MV është më stabile se sa ajo për energji  $E=15$  MV
- Në punim, po ashtu është bërë matja dhe vlerësimi i rrezatimit të shpërhapjes nga kolimatori, dhe fantoma për të dyja energjitë 6 MV dhe 15 MV. Rezulton se sa më e madhe të jetë madhësia e fushës aq më i madhë është edhe shpërhapja e rrezatimit. Por nga ana tjetër, kemi se sa më e madhe të jetë energjia aq më e vogël është shpërhapja e rrezatimit nga kolimatori, fantoma si dhe shpërhapja e plotë.
- Pas vlerësimit të dozës në 10 cm arrijmë të përlogarisim dhe të marrim faktorin e kalibrimit të akseleratorit në bazë të së cilës ai kalibrohet për të dhënë dozës 1cGy/1MU. Kështu faktori i akseleratorit për energjinë 6 MV është 0.9929 cGy / MU dhe për energjinë 15 MV ky faktor është 0.999 cGy / MU.
- Nën këto kushte reference arrijmë të modelojmë dy tufa fotonike për energji 6 MV dhe 15 MV me karakteristikat e më sipërme. Këto të dhëna janë vendosur në planin e trajtimit XiO. Të gjitha planet e trajtimit për pacientët e radioterapisë ndërtohen në bazë të të dhënave fillestare dozimetrike.

- Procedurat për sigurimin e cilësisë ditore (daily quality assurance) janë pjesa më thelbësore e fizikës në radioterapi. Analizat per dozimetri ditore përfshirë, sasinë e rrezatimit, simetirinë e rrezatimit ndaj boshtit qendrorë, energjinë e rrezatimit, madhësinë fushës, etj, duhet të bëhet cdo mëngjes para fillimit të rrezatimit me pacient.
- Rezultatet kanë treguar se ndryshimet në simetri dhe energji mund të ndyshojnë disa përqindë , për një pakujdesi të vogël, madje edhe vetëm nëse sipërfaqja ku është vendos apratura nuk është e rrafshët
- Kontrollat mekanike të Linacut janë po ashtu obligime ditore, javore e kështu me rrdhë për të siguruar një cilësi sa më të lartë të punës, dhe për të ju ikur apo edhe detektuar gabimet e mundshme sa më parë.
- Kur flasim për tufa monokromatike të rrezeve të prodhuara në përsheptuesit linearë, pra kur flasim për pastërtinë e tufave të rreza-timeve parësorë të punës, që përdoren në radioterapinë e përditshme, nuk duhet të besojmë se tufat, janë të pastra, pra nuk duhet të besojmë se ato janë me të vërtetë monokromatike, apo bikromatike pa përzierje të rrezatimeve dytësorë parazitare
- Gjatë bashkëveprimit prodhohet rrezatim dytë-sor, sado ‘e pastër’ apo monokromatike të jetë tufa parësore, te pacienti ajo do të arrijë e ‘ndotur’;e kontaminuar. ‘Ndotja’ do të përbëhet nga rrezatime elektronikë( $e,\beta$ ) apo dhe rrezatime elektromagnetike ( $X,\gamma$ ), si dhe ndonjë rrezatim tjetër grimcor si neutrone.
- Të gjithë rrezatimet parazitare,apo ‘ndotës’,kanë energji disa herë më të vogël se rrezatimi parësor, kështu që në përgjithësi ulin shkallën e pastërtisë së tufës parësore, dhe duhen detektuar, e kur mundet, duhen shmangur për të pasur rrezatim sa më efikas të pacientit.

LITERARURA

1. Lombardi H.M: Radiation Safety in Nuclear Medicine, 2007 Second Edition, London, ISBN 0-8493-8168-1
2. Rachel A. P, Edward R. P: Essential Nuclear Medicine Physics, 2006, Second Edition. USA ISBN-10: 1-4051-0484-8
3. Tavernier.S , *Experimental Techniques in Nuclear and Particle Physics*, 2010. DOI 10.1007/978-3-642-00829-0\_2, C \_ Springer-Verlag Berlin Heidelberg
4. Bekteshi. S: Metodologjia e Detektimit Radioaktiv, Dispensë, Prishtine 2013
5. Leon J. Erratum: Interaction of radiation with matter: Integrable problems. Phys Rev A 1993;48:2509.
6. Khan M.F. (2010): The Physics of Radiation Therapy. Fourth edition, Minnesota, USA, 2010, ISBN-10: 0- 7817 – 8856 – 0
7. Podgorsac E.B. (2006):Radiation Physics for Medical Physicists, Heidelberg, 2006, ISBN 978-3-642-00874-0
8. Tehlaj.E (2013), Aplikime të Metrologjisë së Rrezatimit Jonizues në Mjekësinë Diagnostikueso Terapeutike të Onkologjisë.Vlersimi dhe Përcaktimi i Dozave të Rrezatimit për Tumore Specifike, Tiranë 2013. Punimi i Doktoratës.
9. Smith. A. Th: A Premier in Applied in Radiation Physics, 2000, Copyright © 2000 by World Scientific Publishing Co. Re. Ltd. ISBN 981-02-3712-X
10. Martin.J: Physics for Radiation Protection. Michigan, USA, 2004, ISBN 0 – 471 – 35373 – 6
11. Medical accelerator safety considerations, Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 35, Med. Phys. 20
12. Stablin. G. M: Fundamentals of Nuclear Medicine Dosimetry, 2008, Library of Congress Control Number: 2007937210 USA; ISBN: 978-0-387-74578-7
13. Podgorsac E.B. (2006):Radiation Physics for Medical Physicists, Heidelberg, 2006, ISBN 978-3-642-00874-0
14. Gupta SK, Cunningham JR. Measurement of tissue-air ratios and scatter functions for large field sizes for cobalt 60 gamma radiation. Br J Radiol. 1966;39:7
15. Karzmark CJ, Dewbert A, Loevinger R. Tissue-phantom ratios—an aid to treatment planning. Br J Radiol. 1965;38:158
16. Palmans H. et al: Absorbed Dose to Water Based Dosimetry versus Air Kerma Based Dosimetry for High-Energy Photon Beams: an Experimental Study, Phys. Med. Biol. Nr. 47: 421–40.
17. Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy, IAEA, Vienna, 23 April 2004.
18. International Atomic Energy Agency (2000): Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy. An International Code of Practice for Dosimetry Based Standards of Absorbed Dose to Water, Technical Report Series No. 398, Vienna, Austria, 2000,

19. Kato H, Fujii S, Suzuki S. Method of calculating percentage depth dose for diagnostic X-rays. Nippon Hoshasen GijutsuGakkai Zasshi 2004;60:1107–15.
20. Klein, E.E, Jacqueline E, Zuofeng L.: Surface and buildup dose characteristics for 6, 10, and 18 MV photons from an Elekta Precise linear accelerator. Journal of applied Clinical Medical Physics, Number 1, Ëinter 2003
21. American College of Radiology. Physical Aspects of Quality Assurance. Reston, VA: American College of Radiology; 1990
22. Podgorsac E.B. (2006): Radiation Physics for Medical Physicists, Heidelberg, 2006, ISBN 978-3-642-00874-0
23. Hendde. R.W, Ibbott.S.G., Hendee.G.Eric. (2004): Radiation Therapy Physics, Third edition, 2004, ISBN: 978-0-471-39493-
24. Karzmark CJ, Deubert A, Loevinger R. Tissue-phantom ratios—an aid to treatment planning. Br J Radiol. 1965;38:158.
25. Khan FM, Sewchand W, Lee J, et al. Revision of tissue-maximum ratio and scatter-maximum ratio concepts for cobalt 60 and higher energy x-ray beams. Med Phys. 1980;7:230
26. Mohan R, Chui C. Validity of the concept of separating primary and scatter dose. Med Phys. 1985;12:726
27. International Commission on Radiation Units and Measurements. Measurement of Absorbed Dose in a Phantom Irradiated by a Single Beam of X or Gamma Rays. Report No. 23. Washington, DC: National Bureau of Standards; 1973
28. Physical Aspects of Quality Assurance in Radiation Therapy No. 13, Published for the American Association of Physicists in Medicine by the American Institute of Physics May 1993
29. International Atomic Energy Agency (1997): Absorbed Dose Determination in photon and Electron Beams. An International Code of Practice. Technical Reports Series No. 277, Vienna, Austria, 1997, ISBN 92 – 0 – 100597 –0
30. Cohen M, Burns JE, Sears R. Physical aspects of cobalt 60 teletherapy using ëedge filters. I. Physical investigation. Acta Radiol. 1960;53:401. II. Dosimetric considerations. Acta Radiol. 1960;53:486
31. International Commission on Radiation Units and Measurements (1992): Measurement of Dose Equivalents for External Photon and Electron Radiations. ICRU Report 47. Maryland, USA, 1992
32. Cherry P., Duxbury A.( 2009): Partical Radiotetherapy, Physics and Equipment, London, 2006, ISBN 978-1-4051-8426-7
33. American Association of Physicist in Medicine (1994): Code of Practice for Radiotherapym Accelerators. AAPM Report No. 47, Medical Physics, Vol.21, Neë York, USA, 1994 (TPS)
34. Storchi, P R M , Battum L J and Woudstra E: Calculation of a pencil beam kernel from measured photon beam data: Phys. Med. Biol. 44 (1999) 2917–2928. Printed in the UK.
35. Commissiining and Qualit Assurance Of Computerized Planing System For Radiation Treatment of Cancer, IAEA, October 1993.

36. Sewchand W, Khan FM, Williamson J. Variation in depth dose data between open and wedge fields for 4 MV X-rays. *Radiology*. 1978;127:789
37. Kutcher GJ, Jackson A. Treatment plan evaluation. In: Khan FM, Potish RA, eds. *Treatment Planning in Radiation Oncology*. Baltimore: Williams & Wilkins; 1998
38. Mackie TR, Helen HL, McCullough EC. Treatment planning algorithms. In: Khan FM, Potish RA, eds. *Treatment Planning in Radiation Oncology*. Baltimore: Williams & wilkins; 1998.
39. Parker W., Patrocinio H: *Clinical Treatment Planning In External Photon Beam Radiotherapy*. Department of Medical Physics, McGill University Health Centre, Montreal, Quebec, Canada
40. Cherry P., Duxbury A.( 2009): *Partical Radiotetherapy, Physics and Equipment*, London, 2006, ISBN 978-1-4051-8426-7
41. Convery DJ, Rosenbloom ME. The generation of intensity-modulated fields for conformal radiotherapy by dynamic collimation. *Phys Med Biol*. 1992;37:1359–1374
42. Hendee, Ę.R., Ibbott, G.S. *Radiation Therapy Physics*, Mosby, St. Louis, MI (1996).H
43. Jayaraman. S, Lawrence H, Lanzl, E, Lanzl, F. *Clinical Radiotherapy Physics*. 1996. Chigao Illionis USA. ISBN 3-540-40284-5
44. Gunilla B.C. (1992). *Radiation Therapy Planning*, Second edition1992, New York.
45. International Commission on Radiation Units and Measurements (1993): *Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy*. ICRU Report 50, Maryland, USA, 1993
46. *Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy An International Code of Practice for Dosimetry Based on Standards of Absorbed Dose to Water*. Technical Reports Series No. 393.
47. American Association of Physicist in Medicine (1999): *Protocol for Clinical Reference Dosimetry of High-Energy Photon and Electron Beams*. Task Group Report No. 51, Medical Physics Nr. 26, Neë York, USA, 1999
48. IAEA Training Material on Radiation Protection in Radiotherapy, Part 3
49. Voyant C., Julian D., Roustit R., Biffi,K and Lantieri C., *Biological effects and equivalent doses in radiotherapy*.
50. Radiation Therapy Oncology Group (RTOG) and the European Organization for Research and Treatment of Cancer (EORTC). *nt J Radiat Oncol Biol Phys*. 1995 Mar 30;31(5):1341-6.
51. Hunter R. *Radiotherapy Dose Fraction*, 2006. The Royal College of Radiologist
52. *Quality assurance in radiotherapy; A-1400*. May 1995,Vienna.
53. International Atomic Energy Agency:, *Quality Assurance in Radiotherapy*, IAEA-TECDOC-1040, IAEA, Vienna (2000).

54. Swiss Society of Radiobiology and Medical Physics: Quality Control of Medical Electron Accelerators, Recommendations No. 11, 2003
55. American Association of Physicist in Medicine (1994): Code of Practice for Radiotherapym Accelerators. AAPM Report No. 47, Medical Physics, Vol.21, Neë York, USA,1994
56. Kim S, Min BJ, Yoon M, Kim J, Shin DH, Lee SB, Park SY, Cho S, Kim DH. Secondary radiation doses of intensity-modulated radiotherapy and proton beam therapy in patients with lung and liver cancer. Radiother Oncol. 2011 Mar;98(3):335-9
57. Mayles P., Nahum A., Rosenwald C.J., Handbook of Radiotherapy Physics: Theory and Practice. 2007 by Taylor & Franic Group. ISMB 13:978-1-4200-1020-6

## **Shkurtesat-Nomenklatura**

**QA**- Siguria e Cilësisë.

**QC**- Kontrolli i cilësisë.

**Gy**-Grei.

**cGy**-Centigrei.

**cGy/min**-Centigrei për minutë.

**cGy/MU** Centigrei për njësi monitori.

**MU**-Njësi monitorimi.

**OAR**- Raporti me boshtin.

**D**-Doza.

**D<sub>max</sub>** -Doza maksimale.

**d<sub>max</sub>** -Thellësia në të cilën arrihet doza maksimale.

**ψ**- Fluksi i energjisë.

**Φ**- Fluksi i grimcave.

**Kajër** -Kerma në ajër.

**Kg** - Kerma e goditjes.

**N<sub>D,e</sub>** - Faktori i kalibrimit për dozën e absorbar në ujë.

**N<sub>D, ajer</sub>** -Faktori i kalibrimit të dhomes për dozën e absorbuar në ajër.

**k<sub>hum</sub>**- Faktori i korrigjimit të një dhome jonizimi për efektin e lagështisë.

**k<sub>pol</sub>**- Faktori i korrigjimit të një dhome jonizimi për efektin e ndryshimit të polaritetit.

**k<sub>s</sub>**- Faktori i korrigjimit të dhomës së jonizimit në mungesë të mbledhjes së ngarkesës elektrike.

**K<sub>T,P</sub>**- Faktori i korrigjimit të temperaturës dhe shtypjes në raport me vlerat standarte dhe temperaturës dhe shtypjes të një dhome jonizimi të përdorur në laborator nën kushte të ndryshme mjedisore.

**BSF**- Faktori i shpërhapjes prapa.

**eq.sq.**- Katrorët ekuivalent.

**HVL**- Vlera e gjysmështresës.

**HVT**- Vlera e gjysmëtrashësisë.

**ISF**- Faktori i katrorit invers.

**TPR<sub>20/10</sub>** Raporti ind – fantomë në ujë në thellësinë 20 dhe 10 g/cm<sup>2</sup>, për një madhësi fushe 10 x 10 cm dhe një SSD 100 cm.

**eV**- Energjia që fiton elektroni gjatë përshpejtimit të tij, midis dy pikave, me diferencë potenciale prej 1volt.

**keV**-Kilo elektron volt.

**kVp**-Piku i tensionit në kilovolt.

**MeV**-Milion elektron volt.

**Mg Ra eq**- Ekuivalenti i miligramit të radiumit.

**CT**-Tomografi e Kompjuterizuar.

**MRI**-Imazhet e rezonancës magnetike.

**MV**-Mega Volt, ose milion volt.

**ref.** –Referente.

**SAD**- Distanca nga burimi deri në bosht.

**SAR**-Raporti i boshtit me shpërhapjen.

**SSD**- Distanca nga burimi deri në sipërfaqe.

$T_{avg}$  -Jeta mesatare.

**TAR**-Raporti ajër-ind.

**TLD**-Dozimetrat termoluminishent.

**TPR**-Raporti fantom-ind.

**PDD**-Përqindja e dozës në thellësi.

**MLC**-Kolimatori shumështrësorë.

**TPS**-Sistemi i planit të trajtimit.

**GTV**- Volumi i përgjithshëm i tumorit.

**PTV**- Volumi shenjës i planizuar.

**CTV**- Volumi klinik shenjës.

**OR**- Organet që mund të dëmtohen.

**DVH**- Paraqitja Grafike e varësisë së dozës nga volumet.

**IMRT**-Radioterapia me intensitet të moduluar (ose të rregulluar).

**DICOM**- Imazhet Digitale dhe Komunikimi në Mjekësi.

**3D-CRT**- Radioterapia Conformale tre dimensionale.

**ICRU**- Komisioni Ndërkombëtar për Njësitë Radiologjike.

**AAPM**- Shoqata Amerikane e Fizikës në Mjekësi.

**IAEA**- Agjencia Ndërkombëtare për Energji Atomike.

## BIOGRAFIA

Kandidati Besim Xhafa është lindur më 02 tetor 1980 në Kosovë. Shkollimin fillor dhe të mesëm e kreu në Vushtrri. Në vitin akademik 1999/2000 është regjistruar në Fakultetin e Shkencave Matematike-Natyrore në Prishtinë, Departamenti i Fizikës, dhe diplomoi në qershor të vitit 2004, ku merr titullin Injnier i Fizikës. Në shkurt të vitit 2013 mbaron studimet Master në UP, FSHMN, departamenti i Fizikës. Prej vitit 2005 e tutje punon si fizikan mjekësorë në Qendrën Klinike Universitare të Kosoves, në repartet e Mjekësisë Nukleare dhe Radioterapisë. Në tetor të 2006, zgjedhet asistent i Fizikës në Fakultetin e Mjekësisë, ku punon edhe tani. Gjatë viteve 2007, 2008 dhe 2010 ka qëndruar disa herë, në departamentin e fizikës në mjekësi, në Qendren Universitare Spitalor në Pisa të Italsië, për kërkime shkencore nga fusha e fizikës në mjekësi. Specializimin nga fusha e fizikes në mjekësi e ka mbaruar në Gjermani, dhe tani mban titullin ekspert i fizikes në mjekësi. Flet dhe shkruan gjuhën Angleze, Gjermane dhe Italiane. Është autorë dhe bashkëautorë i disa punimeve shkencore, në revistat jashtë vendit.

1. B. Xhafa, T. Mulaj, G. Hodolli and G. Nafezi, "**Dose Distribution of Photon Beam by Siemens Linear Accelerator**," International Journal of Medical Physics, Clinical Engineering and Radiation Oncology, Vol. 3 No. 1, 2014, pp. 67-70. doi: [10.4236/ijmpcero.2014.31011](https://doi.org/10.4236/ijmpcero.2014.31011).
2. B. Xhafa, T. Mulaj "**Variacionet në sigurimin e cilësisë të dozimetrisë ditore të akceleratori linear**" *Kërkime Universitare* i Universitetit "Eqrem Çabej" të Gjirokastrës, 2016
3. C. Traion, B.Xhafa. **Accuracy of tëo simple methods for estimation of thyroidal <sup>131I</sup> kinetics for dosimetry-based treatment of Graves' disease.** Journal of Medical Physics. 36, 1212 (2009). Cited 2 times.
4. B.Xhafa, S.Bekteshi, S.Ahmetaj, S.Kabashi, A.Jonuzaj. **Indoor radon concentration in Vushtrri Kosova.** Journal IL Nuovo Cimento Vol.124 B, N.9. Pg 1003-1007. September 2009.
5. B.Xhafa, T.Karaja, S.Bekteshi, S.Kabashi, G.Hodolli. **Analysis of Seasonal Variation of Indoor Radon Concentration in Dwellings in Mitrovica, Kosova.** Universal Journal of Environmental Research and Technology. (2012). Volume 1, Issue 2: 212-215
6. Y.Halimi, A.Jonuzaj, B.Xhafa. **Volume determination with waves scattered from surface.** Journal of Engineering and Applied Science (4), Madwell Journals 2009. Pg 277-281. (2009)