



UNIVERSITATEA BABEȘ-BOLYAI  
BABEȘ-BOLYAI TUDOMÁNYEGYETEM  
BABEȘ-BOLYAI UNIVERSITÄT  
BABEȘ-BOLYAI UNIVERSITY  
TRADITIO ET EXCELLENTIA

FACULTATEA DE FIZICĂ  
Str. Mihail Kogălniceanu nr.1  
Cluj-Napoca, RO-400084  
Tel: +4(0)264-405300 | FAX: +4(0)264-591906  
secretariat.phys@ubbcluj.ro  
www.phys.ubbcluj.ro



UNIVERSITATEA “BABEȘ-BOLYAI” CLUJ-NAPOCA  
FACULTATEA DE FIZICĂ  
SPECIALIZAREA FIZICĂ MEDICALĂ

## LUCRARE DE LICENȚĂ

Coodornatori științifici

Conf. Dr. Lucacel Ciceo Raluca

Drd. Farcașanu Alexandru Ștefan

Absolvent

Havrici Ana Maria

2022



UNIVERSITATEA BABEȘ-BOLYAI  
BABEȘ-BOLYAI TUDOMÁNYEGYETEM  
BABEȘ-BOLYAI UNIVERSITÄT  
BABEȘ-BOLYAI UNIVERSITY  
TRADITIO ET EXCELLENTIA

FACULTATEA DE FIZICĂ  
Str. Mihail Kogălniceanu nr.1  
Cluj-Napoca, RO-400084  
Tel: +4(0)264-405300 | FAX: +4(0)264-591906  
secretariat.phys@ubbcluj.ro  
www.phys.ubbcluj.ro



UNIVERSITATEA “BABEȘ-BOLYAI” CLUJ-NAPOCA  
FACULTATEA DE FIZICĂ  
SPECIALIZAREA FIZICĂ MEDICALĂ

## LUCRARE DE LICENȚĂ

# IMPLEMENTAREA ASIGURĂRII CALITĂȚII PENTRU ACCELERATORUL LINIAR MEDICAL UTILIZAT ÎN TRATAMENTUL CANCERULUI

Coodornatori științifici

Conf. Dr. Lucacel Ciceo Raluca

Drd. Farcașanu Alexandru Ștefan

Absolvent

Havrici Ana Maria

2022

## Abstract

The purpose of this work is to verify the parameters of a medical linear accelerator used for external radiation therapy treatment, so the medical linear accelerator deliver the right amount according to prescription.

The work is divided into four chapters. The first chapter covers the theoretical aspects related to production and characterization of X-Ray. It begins with a description of the structure of matter, also with the characterization of ionized radiation and it continues with details of production of X-rays, the interaction of X-rays with matter and then the radiation detection and measurement. Above all, the chapter delves into detector types and radiation measurement methods. The chapter ends with a discussion about methods of radiation protection.

The second chapter presents the main components of the medical linear accelerator and the role of each part. In this chapter it is presented the external radiation therapy of high energies with X-ray beams or electron beams and IGRT treatment technique.

The third chapter contains information about the Elekta infinity medical accelerator used to perform quality assurance tests, which are also described in this chapter. Further to the chapter are presented the tools used in the quality assurance tests.

The fourth chapter presents the results of the tests carried out: QA mode for isocenter and MLC mode. Artiscan TM Aquilab software was used for QA Modes and Origeni Pro ® software was used for information statistics.

## Cuprins

Introducere.....	5
<b>I. Fundamentele teoretice ale producerii și caracterizării radiației X .....</b>	<b>6</b>
Structura materiei .....	7
Radiația.....	7
Caracteristicile radiațiilor ionizante .....	8
Producerea de Raze X .....	10
Interacțiunile razelor X cu materia.....	12
Efectul fotoelectric.....	13
Efectul Compton.....	14
Producția în perechi .....	15
Detectarea și măsurarea radiațiilor .....	16
Detectarea radiațiilor .....	16
Contor Geiner-Mueller.....	17
Contor proporțional .....	18
Camera de ionizare .....	19
Detectori cu scintilații .....	20
Detectori cu semiconductori.....	21
Măsurarea radiației .....	22
Mărimile dozimetrice. Kerma și doza absorbită .....	23
Expunerea .....	24
Echivalentul dozei .....	24
Radioprotecția.....	24
<b>II. Fundamentele teoretice ale radioterapiei externe (LINAC) .....</b>	<b>26</b>
Magnetronul .....	27
Gun.....	27
Ghid de undă.....	28
Bobine de focusare .....	29
Bobine de ghidare .....	29
Flight tube .....	30
Tratamente cu radiație X sau fascicol de electroni.....	30
Colimator.....	31
Colimator primar.....	32
Filtru de aplatizare secundar.....	32
Camera de ionizare .....	32

Filtru pană și obturator .....	33
MLC (Colimator Multilamelar) .....	33
Diafragmele .....	34
Sistemul optic de control al MLC .....	34
Radioterapie Ghidata Imagistic (IGRT) .....	35
<b>III. Tehnică experimentală</b> .....	<b>37</b>
Elekta Infiniy™   Linear Accelerator Radiotherapy Platform .....	37
Task Group 142 .....	37
QA zilnic/săptămânal .....	38
QA lunar .....	39
QA anual.....	40
AQUILAB .....	43
QUASAR Penta-Guide Phantom.....	43
Calibration Phantom .....	44
<b>IV. Rezultate</b> .....	<b>45</b>
Modulul QA pentru izocentru .....	45
MLC Module.....	55
Concluzii .....	62
Bibliografie .....	63

## Introducere

Cancerul este cauzat de anomalii (mutații) în ADN-ul celulelor din organism (celulele cresc necontrolat, formând tumori care se răspândesc în tot organismul). Acesta este cel mai des diagnosticat la persoane cu vârste înaintate sau medii, dar modificările celulare apar cu mult timp în urmă. Organismul dispune de mecanisme de apărare în fața acestor mutații, dar factorii externi cum ar fi substanțele chimice cancerigene din fumul de țigară, radiațiile și unele infecții le pot distruge.

În Uniunea Europeană principala cauză a bolii este fumatul. Excesul de greutate, alimentația nesănătoasă, lipsa activității fizice și consumul de alcool reprezintă cauze majore la producerea bolii. Bolile netransmisibile precum cancerul, bolile respiratorii și diabetul reprezintă principala cauză de deces (80%). În 2020, 4,8 milioane de persoane din UE au fost diagnosticați cu cancer, adică peste 13 000 de persoane zilnic, 546 în fiecare oră, 9 în fiecare minut. [1]

Radioterapia externă este o metodă tratament cu acțiune loco-regională care utilizează radiații ionizante în scopul distrugerii celulelor canceroase. Se realizează cu ajutorul unui accelerator medical liniar.

Fizicianul medical este un specialist în fizică sau tehnologia radiațiilor aplicată expunerilor medicale, care acționează sau își dă avizul în dozimetria pacientului, în dezvoltarea și utilizarea tehnicilor și echipamentelor complexe, în optimizare, în asigurarea calității, incluzând controlul de calitate.

Obiectivul acestei lucrări este de a verifica parametrii unui accelerator medical liniar, folosit pentru tratamentul de radioterapie externă, astfel încât acceleratorul medical liniar să livreze doza pacientului conform prescripției medicale, fără a afecta organele de risc.

Lucrarea este alcătuită din patru capitole. Primul capitol acoperă aspecte teoretice referitoare la producerea și caracterizarea radiației X. Începe cu o descriere a structurii materiei și a radiației, a caracteristicilor radiațiilor ionizante, continuând cu descrierea producerii de raze X, a interacțiunea razelor X cu materia și detectarea și măsurarea radiațiilor. Mai mult, capitolul aprofundează tipurile de detector și metodele de măsurare a radiațiilor. Capitolul se încheie cu o discuție referitoare la metodele de radioprotecție.

În al doilea capitol sunt prezentate principalele componente ale acceleratorului medical liniar și rolul fiecărui component. În acest capitol este prezentată și radioterapia externă de energii înalte cu fascicule de raze X sau fascicule de electroni și tehnica de tratament IGRT.

Al treilea capitol cuprinde informații acceleratorul medical Elekta Infinity folosit pentru realizarea testelor de asigurarea calității, care de altfel sunt descrise în acest capitol. În continuarea capitolului sunt prezentate instrumentele utilizate la testele de asigurarea calității.

În cel de-al patrulea capitol sunt prezentate rezultatele testelor efectuate: Modul QA pentru izocentru și Modul MLC.

## I. Fundamentele teoretice ale producerii și caracterizării radiației X

Razele X au fost descoperite în anul 1895 de către Wilhem Conrad Rontgen în timp ce studia radiația catodică într-un tub de evacuare a gazelor. Atunci el a observat un alt tip de radiație care putea fi observată în exteriorul tubului. Aceasta avea putere de penetrare a substanțelor opace, produce fluorescență și ionizează substanțele gazoase. Radiația a fost numită radiație X.

În primul capitol sunt prezentate fundamentele producerii și caracterizării radiației X, descrise de la cea mai mică unitate constitutivă a materiei comune atomul, până la măsurile de radioprotecție.

### Structura materiei

Materia este compusă din elemente care diferă între ele prin proprietățile fizice și chimice ale componentei sale de bază, *atomul*. Atomul este considerat cea mică particulă de materie, având o structură care poate fi divizată în componente mai mici. Atomii sunt alcătuiți din nucleu (alcătuit din mai mulți protoni și un număr similar de neutroni) și unul sau mai mulți electroni legați de nucleu. În nucleu se află 99,94% din masa atomului și este înconjurat de un nor de electroni care se deplasează pe orbite în jurul nucleului[2].

Atomii sunt clasificați în mai multe categorii pe baza numărului de neutroni și protoni din nucleu:

1. *Izotopi* – atomii având nuclee cu același număr de protoni, dar număr diferit de neutroni.
2. *Izotone* – atomi având același număr de neutroni, dar număr diferit de protoni.
3. *Izobari* – atomi cu același număr de nucleoni, dar număr diferit de protoni.
4. *Izomeri* – atomi care conțin același număr de protoni și neutroni[2].

### Radiația

Radiațiile electromagnetice se clasifică ca fiind ne-ionizante și ionizante, spectrul acestora se regăsește în Figura 1.1. Radiațiile **ne-ionizante** au lungimi de undă mari (o frecvență mai mică și implicit energie mică) acestea nu au suficientă energie pentru a rupe legăturile chimice dintr-o moleculă, doar pot produce daune termice.

În timp ce radiațiile ionizante au lungimi de undă mici (frecvență înaltă deci energie mai mare). Radiațiile ionizante au suficientă energie pentru a produce ionizări (ruperi de legături chimice) ceea ce înseamnă că pot produce daune la nivel molecular în cazul organismelor vii.



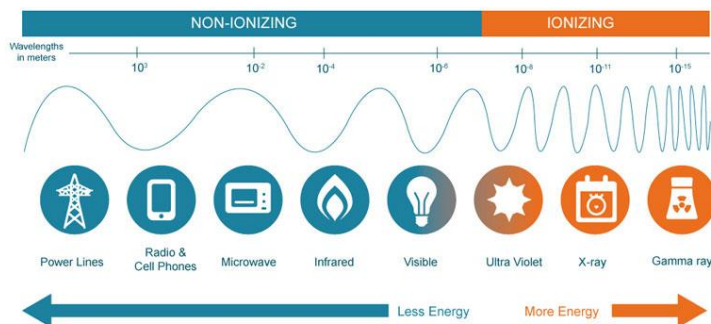


Figura 1.1. Spectrul Radiațiilor electromagnetice. [3]

### Caracteristicile radiațiilor ionizante

Unii izotopi sunt instabili și dau energie (adică dezintegrare) pentru a deveni mai stabili. În acest context, se spune că un atom instabil este "radioactiv", iar energia pe care o eliberează este denumită "radiație". Când radiația are suficientă energie pentru a ioniza alți atomi (adică pentru a elimina particulele încărcate negativ numite "electroni") din calea sa, este denumită "radiație ionizantă". Tipurile de radiații ionizante includ particule alfa, beta și neutronice; raze gamma; și raze X.

Sursele de radiații ionizante includ materiale radioactive și mașinării generatoare de radiații. Materialele radioactive pot apărea în mod natural (cum ar fi uraniul și radiul găsite în pământ) sau pot fi fabricate de om într-un accelerator sau reactor.

Mașinile generatoare de radiații, cum ar fi mașinile medicale cu raze X, produc radiații electromagnetice ionizante și nu mai produc radiații atunci când sunt oprite. Echipamentele care conțin material radioactiv, cum ar fi unele echipamente de radiografie industrială, nu pot fi oprite deoarece sursa radioactivă emite radiații ionizante permanente. Aceste surse trebuie protejate (adică înconjurate de un material care poate bloca radiațiile) pentru a preveni sau a reduce expunerea la radiații[4].

Radiațiile ionizante iau câteva forme: particule alfa, beta, neutroni și radiație electromagnetică: gamma și X. În Figura 1.2 este ilustrată puterea de penetrare a diferitelor tipuri

de radiații ionizante, variind de la particulele alfa, cel mai puțin penetrante, până la radiațiile gamma care pot penetra pereți de plumb [3].

Radiațiile ionizante sunt de mai multe tipuri:

1. *Radiația alfa* – radiație formată din particule cu sarcină pozitivă, compuse din doi protoni și doi neutroni, emisă de izotopi naturali și artificiali.

Caracteristici:

- Nu sunt penetrante, pot pătrunde doar în stratul exterior al pielii.
- Pot fi ecranate de o foaie de hârtie.
- Prezintă un risc sever la iradiere internă (prin pătrunderea radio-nuclizilor emițători alfa în organism) [5].

2. *Radiația beta* – fascicule de electroni sau pozitroni (antiparticulă asociată electronului, are masa egală cu cea a electronului dar sarcina electrică opusă electronului, adică sarcină pozitivă).

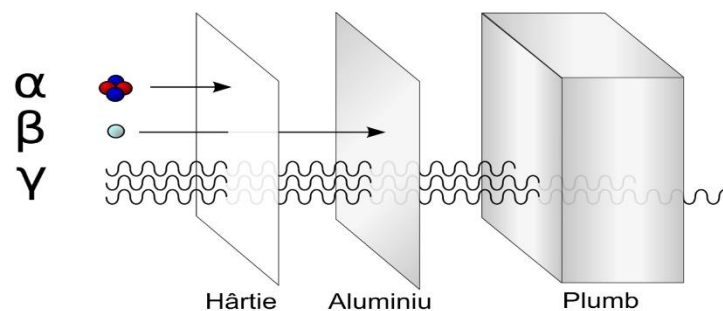
Caracteristici:

- Puterea de penetrare e mai mare, având capacitatea de a penetra pielea.
- Pot fi ecranate de plastic, foiță subțire de aluminiu.
- Prezintă un risc mediu la iradierea internă și externă [5].

3. *Radiațiile gamma* – sunt radiații electromagnetice de energii înalte sau fotoni emiși din nucleul unui atom

Caracteristici:

- Au capacitatea de a traversa complet organismul
- Pot fi ecranate de materiale cu număr atomic mare (de exemplu: plumbul (Pb)).
- Prezintă risc radiologic semnificativ la iradierea internă și externă .
- Au cea mai mare energie (mai mare de 100 keV) și cea mai mică lungime de undă. ( $3 \times 10^{-13}$ , mult mai mică decât diametrul unui atom)[5].



*Figura 1.2. Ilustrația capacităților relative ale celor trei tipuri de radiații ionizante pentru a pătrunde în materia solidă. Particulele alfa sunt oprite de o foaie de hârtie, în timp ce particulele beta sunt oprite de o placă de aluminiu iar radiația gamma este amortizată atunci când pătrunde în plumb[6].*

4. Razele X – radiații electromagnetice ionizante situate în domeniu spectral dintre radiațiile gamma și ultraviolete.

Caracteristici:

- Capacitatea de penetrare a țesuturilor mai mică.
- Sunt produse în afara nucleului( la nivelul învelișului electronic).
- Lungimea de undă este între 0.01 nm și 10 nm [2].

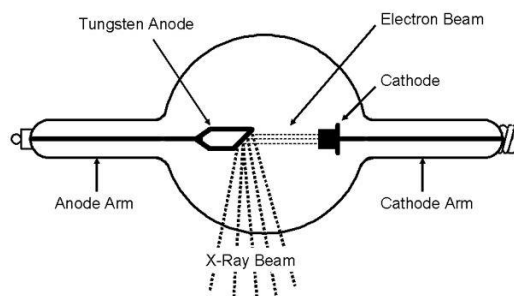
#### Producerea de Raze X

Un tub cu raze X este un tip de convertor de energie care preia energia electrică și o transformă în două tipuri diferite de energie: radiații X (1%) și căldură (99%). Deoarece căldura este un proces secundar nedorit al procesului de conversie, radiația X se formează prin extragerea energiei din electroni și transformarea acesteia în fotoni. În tubul cu raze X are loc acest transfer de energie particular[7].

Tubul de raze X este alcătuit din două componente principale:

1. Filamentul (catodul) – încălzește electronii prin emisie termoionică.
2. Ținta (anodul) – este lovit de electroni pentru a produce raze X.

Tubul conține filamentul (catodul) și ținta (anodul) și asigură vid, suport și izolație electrică. Sticla este cel mai comun material pentru tuburi, dar tuburile mai pot fi întâlnite din materiale precum ceramică sau chiar metal(Figura 1.3).



*Figura 1.3. Schema unui tub de raze X [8].*

Tuburile rotative (en: rotating envelope tubes (RET)) sunt folosite în unele aplicații solicitante, cum ar fi CT. În tuburile rotative (ilustrat în figura 1.4), spre deosebire de tuburile tradiționale cu raze X, nu doar anodul se rotește, se rotește întregul tub de vid iar anodul este în contact direct cu lichidul de răcire, ceea ce are ca rezultat îmbunătățirea conducerii căldurii și a performanței [7].

Energia pentru această operațiune provine de la un generator care este conectat la tubul cu raze X printr-un circuit electric. Generatorul trebuie să transforme curentul alternativ furnizat de rețea în curent continuu care este necesar pentru tubul de raze X. Acest lucru se face pentru a asigura că electronii se deplasează pe o singură cale de la catodul încărcat pozitiv la anodul încărcat negativ [7].

Parametrii electrici kV-tensiunea tubului (diferența de potențial aplicată peste tub), mA-curentul tubului și durata expunerii care este în mod normal o fracțiune de secundă, sunt ajustați pentru a controla calitatea și cantitatea radiațiilor X.



*Figura 1.4. Tub de radiație X utilizat în CT.[7]*

Metoda convențională pentru producerea de raze X (Figura 1.5) este de a încălzi un filament, care eliberează electroni prin emisie termoionică, accelerează electronii cu o tensiune ridicată și le permite să se ciocnească cu punctul focal de pe țintă [7]. Această metoda de generare a radiației X este utilizată în cazul acceleratoarelor liniare de electroni care se utilizează în radioterapia externă pentru tratamentul cancerului.

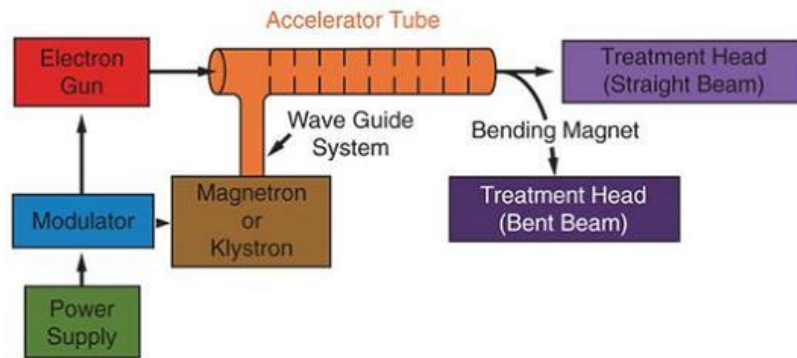


Figura 1.5. Schema producerii radiației X în accelerator liniar de electroni [9].

### Interacțiunile razelor X cu materia

Majoritatea interacțiunilor razelor X cu materia se produc cu norul electronic din jurul nucleului (excepție în cazul producerii de perechi, când interacțiunea se produce cu nucleul atomului). Sunt cunoscute patru tipuri de interacțiune a fotonilor cu materia :

- împrăștierea coerentă,
- efectul fotoelectric,
- efectul de împrăștiere Compton,
- producerea de perechi.

Apariția lor este determinată de numărul atomic  $Z$  al obiectului și energia fotonului incident. La energii mici ale fotonilor incidenți și numere atomice mici predomină efectul fotoelectric, iar la energii mari predomină formarea de perechi [10].

La energii mai mici este prezent efectul fotoelectric, în timp ce formarea perechilor are loc la energii mai mari, peste 1022 MeV. Deoarece materialele cu număr atomic mare au o densitate de electroni mai mare, aceste două fenomene sunt mai frecvente. Între cele două fenomene, la energii intermediare este prezent efectul Compton (Figura 1.6)[11]

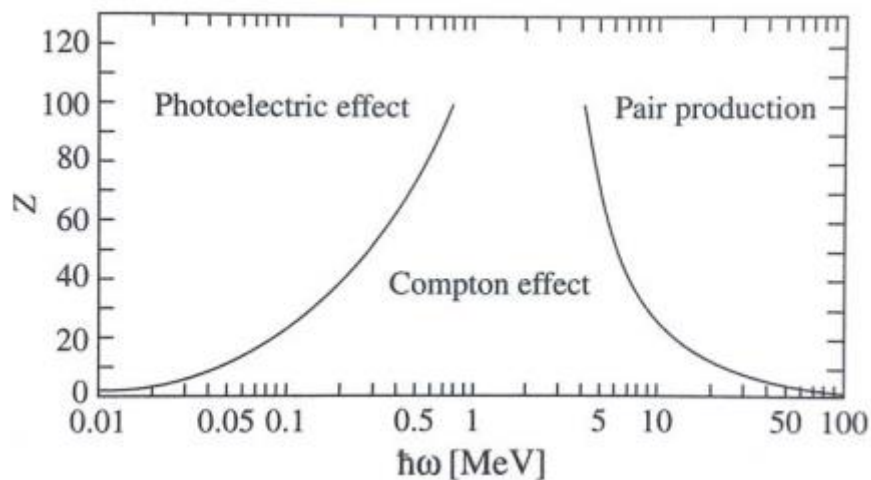


Figura 1.6. Graficul celor 3 fenomene (energie în funcție de numărul atomic)[11]

La energia fotonilor utilizați în *diagnosticul medical* apar două tipuri de interacțiuni: *absorbția* radiației (efect fotoelectric) sau *împrăștierea* ei (efect Compton) și în cazul tratamentului radioterapiei externe este predominant efectul Compton deoarece se folosesc energii mai mari de 1022 meV.

#### Efectul fotoelectric

Prin *absorbție* toată energia razei X este preluată de atom fiind transferată unui electron care este eliminat din atom. Energia cinetică a electronului va fi egală cu energia în exces față de energia de legătură a electronului cu nucleul atomului. Acest proces este numit *absorbție fotoelectrică*.

Efectul fotoelectric apare când un foton incident este absorbit total de un electron de pe un nivel interior. Ca urmare a energiei primite electronul este scos de pe orbită, cu emisie de fotoelectron – atomul rămâne ion pozitiv. Electronul aflat de un nivel exterior ocupă locul rămas pe nivelul interior, iar excesul de energie este emis sub formă de radiație X caracteristică sau electroni *Auger*. Electronul *Auger* este un electron care absoarbe energia unui atom excitat și care poartă energia absorbită de la fotonul incident minus energia de legătură sub formă de energie cinetică.

Astfel efectul fotoelectric datorat fotonilor produce la interacțiunea cu materia: radiații caracteristice, electroni Auger, fotoelectroni și ioni pozitivi [10].

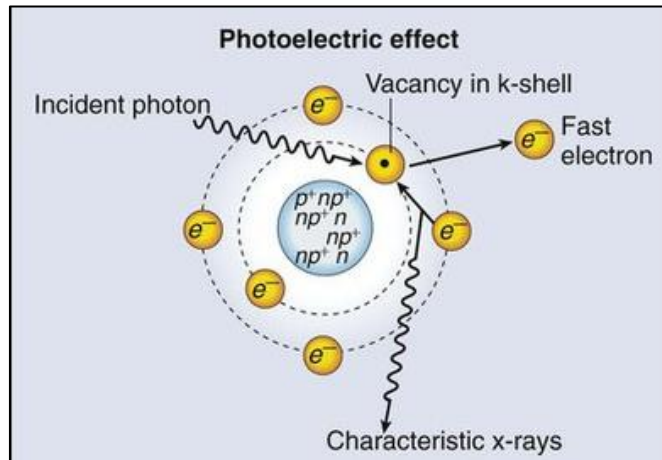


Figura 1.7. Efect Fotoelectric [12]

### Efectul Compton

Prin *împrăștiere* raza X interacționează cu atomul dar apoi continuă propagarea pe o direcție modificată față de cea incidentă (Figura 1.8). Există două tipuri de împrăștiere: coerentă și Compton.

Împrăștierea Compton apare la interacțiunea fotonului cu electronii slabi legați de pe nivelul periferic al atomului. O parte din energia fotonului incident este utilizată pentru eliberarea unui electron de pe straturile periferice iar fotonul rămas (cu energie mai mică decât a celui incident) este emis (împrăștiat) pe o direcție diferită de a radiației incidente. Prin pierdea electronului atomul devine ionizat pozitiv.

Deoarece energia la momentul coliziunii între fotonul incident și electronul periferic se conservă, energia și direcția fotonului împrăștiat depinde de energia transferată electronului de recul (electron inițial slab legat). Dacă fotonul incident are energie mare, cantitatea de energie pierdută este mică iar unghiul sub care fotonul emis este împrăștiat este mic comparativ cu direcția fotonul incident. Dacă energia fotonului incident este mică, fotonul emis este împrăștiat aproape în toate cele trei direcții ortogonale ale spațiului. La energii ale radiației X de 1MeV (energii utilizate în radioterapie) împrăștierea fotonilor emiși este aproximativ pe direcția fotonului incident. La energii ale radiației X de 100keV (energii utilizate în radiodiagnosticul imagistic) împrăștierea este izotropică. Probabilitatea împrăștierii Compton este proporțională cu densitatea electronică (numărul de electroni de valență). Direcția de deplasare a fotonul emis va forma un

unghi cu atât mai mic așă de direcția de mișcare a fotonului incident cu cât energia fotonului incident este mai mare [10].

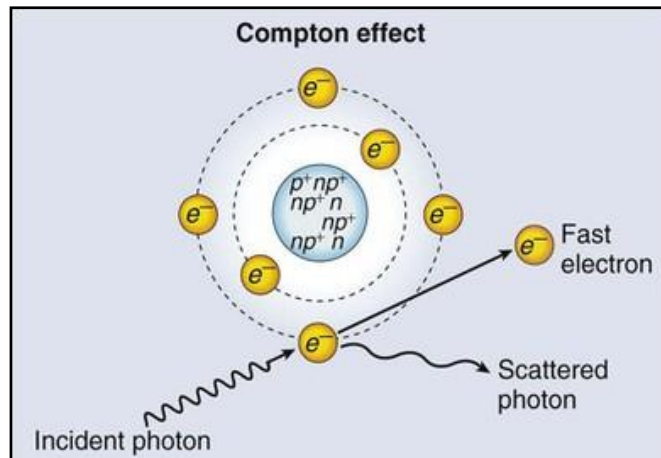


Figura 1.8. Efectul Compton[12]

#### Producția în perechi

Producția în perechi este procesul prin care un foton cu energie foarte mare este complet transformat într-un electron și un pozitron. Fenomenul apare când un foton incident interacționează cu nucleul atomului. Fotonul se transformă într-o pereche electron-pozitron cu energia de repaus a fiecăruia egală cu 0.511 MeV. Energia de prag a acestei interacțiuni este de 1.022 MeV (suma energiilor de repaus a celor două particule). Această interacțiune contează doar la energii foarte mari ale fotonilor produși de *acceleratoare de particule*. Producerea de perechi este un proces în care energia este transformată în materie și se produce în vecinătatea nucleului [10].

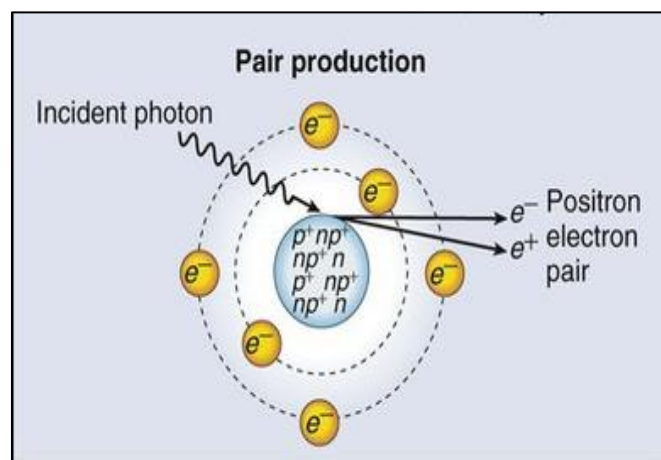


Figura 1.9. Producția în perechi [12].



## Detectarea și măsurarea radiațiilor

Instrumentele de măsurare a particulelor încărcate, prin înregistrarea sau măsurarea ionizării provocate de acestea într-un mediu sensibil, prin efecte electrice, luminoase sau chimice se numesc detectori de radiații. Cu ajutorul detectorilor se pot măsura numărul de particule, energia particulelor sau energia transmisă mediului. Detectorii pot fi clasificați în funcție de interacțiunea pe care o au cu radiația ionizantă, particule detectate și caracteristica semnalului obținut în urma interacțiunii (Tabel 1.1). Cei mai folosiți detectori sunt cei care măsoară semnalele electrice. Semnalele obținute de detectori pot fi sub formă de pulsuri ( fiecare particulă are un răspuns individual), curent (semnal proporțional cu numărul de particule care intră în detector în unitatea de timp) sau semnal integral (semnal proporțional cu numărul colectat într-un interval de timp dat) [13].

Interacțiunea	Detectorul	Particule detectate	Semnalul
<b>Ionizarea gazului</b>	Cameră de ionizare	$\alpha, \beta, \gamma(e), X(e)$	Puls, curent, integral
	Contorul proporțional		Puls
	Contorul Geiner-Mueller		Puls
<b>Ionizarea solidului</b>	Detector semiconductor	cu $\alpha, \beta, \gamma(e), X(e)$	Puls, curent
<b>Fluorescență</b>	Detector cu scintilație	$\beta, \gamma(e), \text{ioni}$	Puls

*Tabel 1.1 Clasificarea tipurilor de detectori în funcție de interacțiunea, particulele detectate și semnal[13]*

## Detectarea radiațiilor

Pentru a putea detecta radiații electromagnetice ionizante, trebuie mai întâi ca ele să interacționeze cu mediul de detecție sau cu un alt convertor potrivit, în scopul producerii de particule încărcate care să ionizeze apoi mediul.

În general, metodele de detecție se bazează pe procesele de ionizare sau excitare ale atomilor (moleculelor) la trecerea unei particule încărcate prin substanța din interiorul detectorului.

Caracteristicile generale ale unui detector:

1. *Sensibilitatea*: capacitatea detectorului de a detecta și măsura radiațiile de interes în prezența zgomotelor electronice;
2. *Rezoluția energetică*: precizia cu care detectorul poate măsura energia radiației de interes, precum și capacitatea lui de a distinge diferite tipuri de radiații;
3. *Funcția de răspuns*: relația între semnalul de ieșire a detectorului și energia cuantei/particulei detectate;
4. *Eficiența detectorului*: fracțiunea de cuante/particule detectate din totalul particulelor emise de o sursă de radiație;
  - eficiența intrinsecă: fracțiunea particulelor ce este detectate din totalul cuantelor/particulelor ce intră în volumul detectorului;
  - eficiența geometrică: unghiul solid sub care este observată sursa;
5. *Timpul de răspuns*: timpul după care un detector oferă un semnal de ieșire în urma unei interacțiuni în volumul acestuia;
6. *Timpul mort*: intervalul de timp între înregistrarea a două cuante (timpul în care detectorul nu înregistrează);

#### Contor Geiner-Mueller

Contorul Geiner-Mueller (Figura 1.10) este un instrument folosit pentru detectarea și măsurarea radiațiilor. Folosind efectul de ionizare produs într-un tub Geiner-Mueller (elementul de detectare a radiațiilor ionizante), contorul poate detecta particule  $\alpha$ ,  $\beta$  și raze  $\gamma$ . Tubul Geiner-Mueller este umplut cu un gaz (helium, neon, argon) la presiune joasă și asupra lui se aplică o tensiune înaltă. Tubul conduce pentru scurt timp sarcina electrică atunci când o particulă sau un foton de radiație incidentă face ca gazul să fie conductiv prin ionizare. Ionizarea este amplificată în interiorul tubului prin efectul de descărcare Townsend (este un fenomen fizic care implică împrăștierea electronilor cu energie scăzută de către atomii unui gaz nobile [14]) pentru a produce un impuls de detecție ușor de măsurat.

Un tub Geiger-Müller poate detecta prezența radiațiilor, dar nu și energia acesteia, care influențează efectul ionizant al radiațiilor. În consecință, instrumentele care măsoară debitul de doză necesită utilizarea unui tub Geiger-Müller compensat cu energie, astfel încât doza afișată să

se raporteze la numărările detectate. Electronica va aplica factori cunoscuți pentru a face această conversie, care este specifică fiecărui instrument și este determinată de proiectare și calibrare [15].

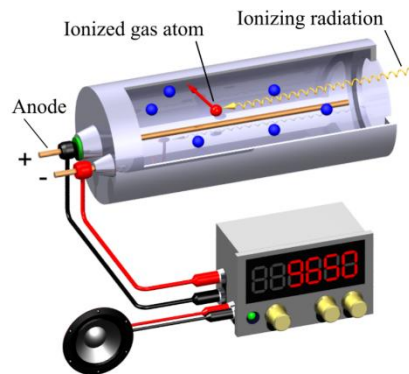


Figura 1.10. Contor Geiner-Mueller[15]

### Contor proporțional

Contorul proporțional este un detector de ionizare gazoasă, care este utilizat pentru măsurarea particulelor de radiații ionizante. Contorul proporțional are capacitatea de a măsura energia radiației incidente. Contorul produce un impuls de ieșire al detectorului care este proporțional cu energia radiației absorbită de detector prin ionizare. Contorul proporțional folosește o combinație a mecanismelor unui tub Geiner-Mueller și a unei camere de ionizare și funcționează într-o regiune de tensiune intermediară între acestea.

Într-un contor proporțional, gazul de umplere al camerei de ionizare este un gaz inert care este ionizat de radiația incidentă și un gaz de stingere pentru a se asigura că fiecare descărcare a impulsului se termină. Particula ionizantă care intră în gaz se ciocnește cu un atom al gazului inert și ionizează pentru a produce un electron și un ion încărcat pozitiv. În timp ce particula călătorește prin camera de ionizare, ea lasă în urmă o pereche de ioni pe traiectoria sa, al căror număr este proporțional cu energia particulei dacă este complet oprită de gaz. Geometria camerei și tensiunea aplicată determină o intensitate scăzută a curentului electric, iar camera de ionizare acționează ca o cameră ionică. Cu toate acestea, câmpul este suficient de puternic pentru a preveni recombinarea perechilor de ioni, iar ionii pozitivi se îndreaptă către catod și electronii către anod. În jurul firului de anod intensitatea câmpului devine suficient de mare pentru a produce avalanșe Townsend care apare la câteva fracțiuni de milimetru de firul anodului. [16]

## Camera de ionizare

Camera de ionizare este o incintă închisă, de formă cilindrică (Figura 1.11), în care se găsesc doi electrozi plan-paraleli și un gaz sau aer în condiții normale. Se introduce sursa radioactivă care va determina ionizarea gazului iar schema electronică atașată permite măsurarea curentului electric ce se stabilește între cei doi electrozi. În urma interacțiunii radiațiilor cu moleculele gazului care umple camera de ionizare, se produc ioni pozitivi și electroni. Numărul perechilor de sarcini care se produc depinde de natura radiației care a interacționat cu moleculele gazului și de energia lor cinetică. În urma ionizării produse, ionii pozitivi și electronii pot interacționa cu atomii gazului din interiorul camerei. Prin transfer de sarcină pot apărea noi ioni pozitivi, ioni negativi iar prin recombinare atomi neutri. Atunci când nu se aplică o diferență de potențial între electrozii camerei, ionii pozitivi și negativi au o mișcare dezordonată. Un număr de ioni produși se pot recombina.

Dacă între electrozii camerei de ionizare se aplică un câmp electric, ionii pozitivi produși sunt deviați spre catod, iar electronii spre anod. Prin colectarea acestor sarcini, în circuitul atașat camerei apare un curent electric (curent de ionizare). Dacă ne referim la trecerea prin camera a unei singure particule ionizante, atunci producerea și dispariția sarcinilor generate are o variație în timp ce determină la bornele unei rezistențe  $R$  (de sarcină) un puls de tensiune. În funcție de circuitul auxiliar folosit, informația furnizată de camera de ionizare poate fi sub forma unui curent de ionizare sau sub forma unor pulsuri succesive create de o succesiune de particule care au interacționat cu gazul din camera de ionizare[17].

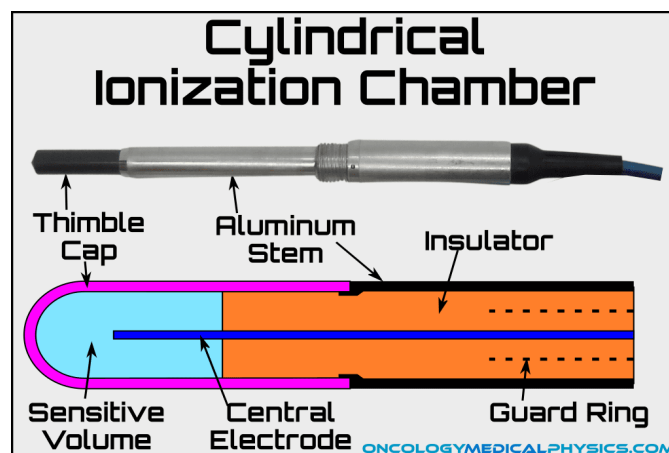


Figura 1.11. Cameră de ionizare.[18]

### Detectori cu scintilații

Scintilatori sunt substanțe care sub acțiunea radiațiilor nucleare emit scintilații (fotoni) în spectrul vizibil sau ultraviolet. Această metoda de detecție a cunoscut o mare dezvoltare odată cu realizarea fotomultiplicatorului care transformă scintilația luminoasă produsă de radiația nucleară în scintilator într-un semnal electric măsurabil și numărabil de către o aparatură electronică adecvată. Ansamblu format din scintilator (substanțe fluorescente) și fotomultiplicator, constituie un *detector de scintilație*. [19] Substanțele scintilatoare pot fi solide, lichide sau gaze cu atomi sau molecule excitabile de către radiația absorbită. Dezexcitarea acestora are loc după un timp foarte scurt (ns) prin emisia unei lumini vizibile sau ultraviolete, caracterizată scintilatorului, numită fluorescență. Excitarea poate fi produsă numai de particulele încărcate. În cazul neutronilor sau radiațiilor gamma și X scintilațiile sunt generate de ionizările și excitările produse în scintilator de particule încărcate ce rezultă în urma interacțiunii neutronilor sau fotonilor gamma cu substanța scintilatoare.

Materialul scintilator ideal are următoarele proprietăți:

1. Are capacitatea de a converti energia cinetică a particulelor incidente în fotoni, cu o eficiență mare de conversie
2. Conversia este liniară – emisia luminoasă trebuie să fie proporțională cu energia depozitată, într-un interval larg de energii
3. Mediu scintilator este transparent față de propria lumină emisă
4. Timpul de emisie a luminiscentei este scurt, pentru a putea fi colectate pulsuri scurte cu o cadență ridicată
5. Materialul are calități optice bune și poate fi produs cu dimensiuni adecvate folosirii lui în scopul detecției radiațiilor
6. Indexul de refracție trebuie să fie apropiat de cel al sticle pentru a permite cuplarea eficientă cu un fotomultiplicator. [19]

Caracteristicile principale ale unui detector scintilator sunt:

1. Eficacitatea de conversie – raportul între energia emisă de scintilator și energia particulei incidente
2. Spectrul de fluorescență- depinde de natura scintilatorului și poate avea maximul de intensitate la diferite lungimi de undă

3. Constanta de timp- reprezintă intervalul în care intensitatea fluorescenței scade de câteva ori față de intensitatea maximă
4. Temperatura de lucru – influențează emisia de fotoni de către scintilatorul excitat.  
Într-un detector cu scintilație au loc o succesiune de procese care produc conversia energiei radiației nucleare în semnal electric.

Energia radiației incidente este cedată prin absorbție și astfel se produce excitarea și ionizarea atomilor din detector. O parte din această energie absorbită se emite sub formă de radiații luminoase (scintilații) [19].

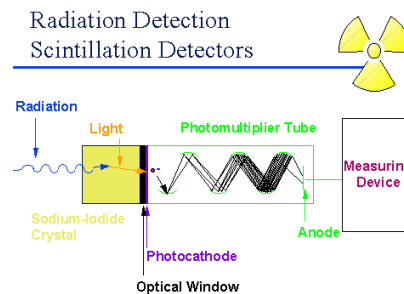


Figura 1.12. Detector cu scintilații[20]

#### Detectori cu semiconductori

Un detector de semiconductori este un detector de particule sau raze X care utilizează tehnologia semiconductoarelor. O particulă cu suficientă energie, întâlnește un semiconductor și va rupe un electron dintr-un atom al cristalului și îi oferă o parte sau toată energia sau sub formă de energie potențială și cinetică.

Semiconductorul are particularitatea de a comporta ca un conductor atunci când există interacțiuni cu radiația și ca un izolator atunci când nu există interacțiuni. Decalajul este energia minimă care trebuie furnizată cristalului pentru ca un electron din banda de valență să fie eliberat în banda de conducție.

Semiconductorul este potrivit pentru măsurarea radiațiilor gamma deoarece face posibilă diferențierea curentului cauzat de particule de curentul cauzat de zgomotul termic. Electronul eliminat în timpul interacțiunii poate declanșa la rândul său alte ionizări dacă regimul de tensiune la care funcționează detectorul îi permite să dobândească suficientă energie cinetică.

Semiconductorul fiind polarizat de o tensiune înaltă, purtătorii liberi (care se obțin din creșterea temperaturii cristalului) vor fi atrași spre electrozi și vor genera astfel un curent măsurabil într-un circuit conectat la detector.

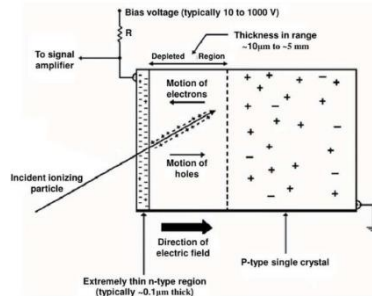


Figura 1.13. Detector cu semiconductor [21]

Caracteristicile unui detector cu semiconductori sunt:

1. Eficiența – detectorii cu semiconductori fiind mai solizi și mai denși sunt mult mai eficienți decât detectoarele de gaze.
2. Rezoluția energiei – câțiva eV sunt suficienți pentru a crea o pereche electron-gol, care este de aproximativ de 10 ori mai mică decât un gaz și de 100 de ori mai mică decât cu un scintilator.
3. Liniaritatea – deoarece pragul pentru pierdea de energie este scăzut, detectorii cu semiconductori au o liniaritate bună.
4. Timpul de creștere – pot fi foarte rapizi, pot varia de la nanosecundă la secundă în funcție de geometria detectorului și de puterea câmpului electric [19].

#### Măsurarea radiației

Energia cedată substanței iradiate de către fascicolul de radiații într-un volum de interes este dată de relația:

$$\varepsilon = R_{in} - R_{ex} + \sum Q \quad [19]$$

$R_{in}$  – energia radiantă incidentă în volumul considerat,

$R_{ex}$  - energia radiantă care iese din volumul considerat,

$Q$  – suma tuturor variațiilor în energiile de repaus ale nucleelor sau particulelor elementare.[19]

Energia cedată substanței se regăsește ca energie de excitare și de ionizare a atomilor mediului sau ca o modificare a energiilor de legătură a compușilor chimici sau a rețelei cristaline. Mărimea de bază a dozimetriei este doza absorbită, definită ca:

$$D = \frac{1}{\rho} \frac{d\varepsilon}{dv} \quad [19]$$

Pe baza interpretării date fluentei vectoriale a energiei, se poate scrie:

$$\varepsilon = \int_V D \rho dV = - \oint_S \vec{G} d\vec{S} = - \int_V \text{div} \vec{G} dV \quad [19]$$

Din cele două ecuații rezultă *ecuația fundamentală a dozimetriei*:

$$D = - \frac{1}{\rho} \text{div} \vec{G} \quad [19]$$

Ecuația fundamentală a dozimetriei exprimă faptul că doza absorbită într-un volum elementar de material iradiat de densitate  $\rho$  este cedată de fluența energiei radiante a unui fascicol care îl străbate. [19]

Mărimile dozimetrice. Kerma și doza absorbită

Kerma se referă la energia cedată de fascicul în elementul de masă considerat în care  $dE_{tr}$  este energia cinetică transferată prin interacțiunea de către fotonii, particulelor încărcate secundare. [19]

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} = \frac{1}{\rho} \frac{dE_{tr}}{dV} \quad [19]$$

Interacțiunea fotonilor și eliberarea electronilor secundari au loc în elementul  $dm$  dar energia preluată de electronii secundari nu este cedată în  $dm$  decât parțial. Se definesc și unitățile de măsură a debitului kermei exprimată în  $Gy/s$  și debitul dozei exprimată în  $W/kg$ :

$$\dot{K} = \frac{dK}{dt} \quad \dot{D} = \frac{dD}{dt} \quad [19]$$

Doza absorbită se referă la orice tip de radiație ionizantă, pe când  $K$  se referă la radiații indirect ionizante ( fotonii și neutronii).

Expunerea

O alta metodă de măsurare a radiațiilor gamma este metoda ionometrică, în care se măsoară sarcina sau curentul electric produs prin ionizarea unei mase cunoscute de aer. Expunerea se definește ca fiind raportul:



$$X = \frac{dQ}{dm} \quad [19]$$

dQ – valoarea absolută a sarcinii electrice totale a ionilor de un singur semn, produși în aer

Unitatea de măsura a expunerii este *C/kg*. Se definește și debitul expunerii (*A/kg*).

$$X = \frac{X}{dt} \quad [19]$$

#### Echivalentul dozei

Echivalentul dozei, sau doza biologică  $H_i$  este produsul dintre doza absorbită  $D$  și factorul de calitate  $Q_i$  al radiației cu care se operează. Factorul de calitate  $Q_i$  al unei radiații este definit ca factorul de pondere al dozei absorbite și reprezintă eficacitatea biologică relativă a radiației. [19]

$$H = DQ_i \quad [19]$$

Unitatea de măsura pentru echivalentul dozei este *J/kg* și poartă denumirea de *Sievert (Sv)*.

#### Radioprotecția

Radiațiile ionizate sunt utilizate pe scară largă în industrie și medicină și pot prezenta un pericol semnificativ pentru sănătate prin cauzarea de leziuni microscopice a țesutului viu.

Fundamental pentru protecția împotriva radiațiilor este evitarea sau reducerea dozei folosind măsurile simple de protecție de timp, distanță și ecranare. Durata expunerii ar trebui să fie limitată la cea necesară, distanța de la sursa de radiație ar trebuie să fie maximizată și sursa protejată ori de câte ori este posibil. Pentru a măsura absorbția personală a dozei în expunerea profesională pentru radiații externe se folosesc dozimetre personale, iar pentru doza internă ca urmare a ingerării contaminării radioactive se aplică tehnici de biotestare.

*Reglarea absorbției dozei:*

1. *Justificare:* Nu este permisă utilizarea inutilă a radiațiilor
2. *Limitarea:* Fiecare individ trebuie protejat împotriva riscurilor prea mari, prin aplicarea limitelor individuale ale dozei de radiații.

3. *Optimizare*: Acest proces este destinat aplicării acelor situații care au fost considerate a fi justificate *Factori în absorbția externă a dozei*:

1. *Timp*: Reducerea timpului de expunere reduce doza efectivă în mod proporțional
2. *Distanța*: Creșterea distanței reduce doza
3. *Ecranare*: Sursele de radiații pot fi ecranate cu material solid sau lichid care absoarbe energia radiației

*Absorbția internă a dozei*:

Aportul de material radioactiv poate avea loc prin patru căi:

1. Inhalarea contaminărilor din aer, cum ar fi gazul radon și particulele radioactive.
2. Ingerarea contaminării radioactive în alimente sau lichide.
3. Absorbția vaporilor precum oxidul de tritiu prin piele.
4. Injectarea de radioizotopi medicali, cum ar fi tehneciul-99m. Limita de expunere profesională a dozei efective este de 20mSv pe an, în medie pe perioade definite de 5 ani iar limita de expunere publică este de 1mSv pe an [22][23].

## II. Fundamentele teoretice ale radioterapiei externe (LINAC)

*Radioterapia externă* este o metodă de tratament care utilizează radiații ionizante în scopul distrugerii celulelor canceroase, cu efecte secundare minime asupra țesuturilor sănătoase din jurul celulei canceroase. Acest tip de radioterapie se realizează cu ajutorul unui accelerator liniar medical [19].

Acceleratoarele medicale liniare (LINAC) folosesc câmpuri RF (radiofrecvență) neconservative cu microunde în intervalul de frecvență de la 103 MHz (banda L) la 104 MHz (banda X) pentru a accelera electronii la energii cinetice de 4 până la 25 MeV. Într-un linac electronii sunt accelerați în structuri numite ghiduri de undă, urmând traiectorii drepte. Electronii (generați de către gun-filament termoemițător) urmează o cale liniară prin aceeași diferență de potențial relativ mică de mai multe ori [19].

La capătul ghidului de undă electronii accelerați se ciocnesc de o țintă de tungsten și se produce radiație X. Radiația X este colimată pentru a se ajusta după forma zonei de iradiere cu ajutorul unei componente numite colimator.

În ultimii 40 de ani, acceleratoarele medicale au trecut prin schimbări pentru a ajunge la cele mai performante echipamente. Au fost introduse mai multe caracteristici pentru a fi mai avansate:

1. Fascicul direct; filtru de aplatizare fix; filtru cu pană exterior; diafragme simetrice; cameră de ionizare cu o singură transmisie; montaj izocentric – Acestea au fost introduse pentru fotoni de joasă energie (4-8 MV)
2. Țintă mobilă și filtru de aplatizare; cameră de ionizare cu dublă transmisie; conuri de electroni – Acestea au fost introduse pentru fotoni și electroni cu energie medie (10-15 MV)
3. Diafragme colimatoare asimetrice sau independente; filtru cu pană motorizat – Acestea au fost introduse pentru fotoni și electroni de înaltă energie (18-25 MV)

## Magnetronul

Magnetronul este un dispozitiv care produce microunde. Funcționează ca un oscilator de mare putere care generează impulsuri de microunde cu o durată de câteva microsecunde și cu o rata de repetiție de câteva impulsuri pe secundă. Frecvența microundelor în fiecare impuls este de aproximativ 3000 MHz. Magnetronul are o construcție cilindrică (Figura 2.1), având un catod central și un anod exterior cu cavități rezonante prelucrate dintr-o bucată solidă de cupru. Catodul este încălzit de un filament interior, iar electronii sunt generați prin emisie termoionică. Se aplică un câmp magnetic static perpendicular pe planul secțiunii transversale a cavităților și se aplică un câmp electric pulsat între anod și catod. Electronii emiși de catod sunt accelerați spre anod prin secțiunea câmpului electric pulsat. Sub influența simultană a câmpului magnetic, electronii se deplasează în spirale spre cavitățile rezonante, radiind energie sub formă de microunde. Impulsurile de microunde generate sunt conduse către structura acceleratorului prin intermediul ghidului de undă [24].

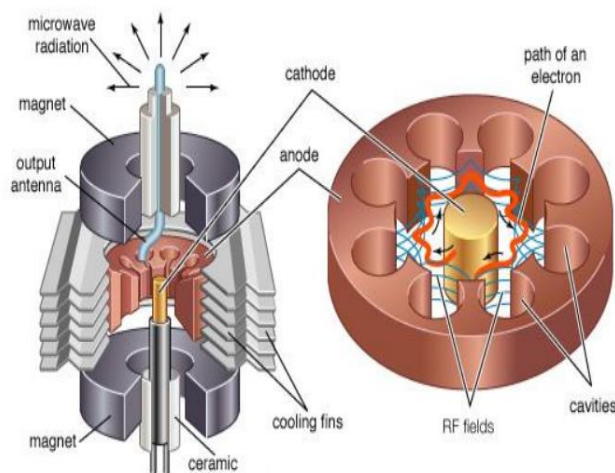


Figura 2.1. Schemă magnetron [25].

## Gun

Gun-ul (Figura 2.2) produce electroni pentru a fi accelerați prin ghidul de undă. Este alcătuit dintr-un filament încălzit (800°C-1100°C) care elimină un nor de electroni. Acești electroni sunt imediat accelerați de un câmp electric scăzut (aproximativ 40kV) [26].

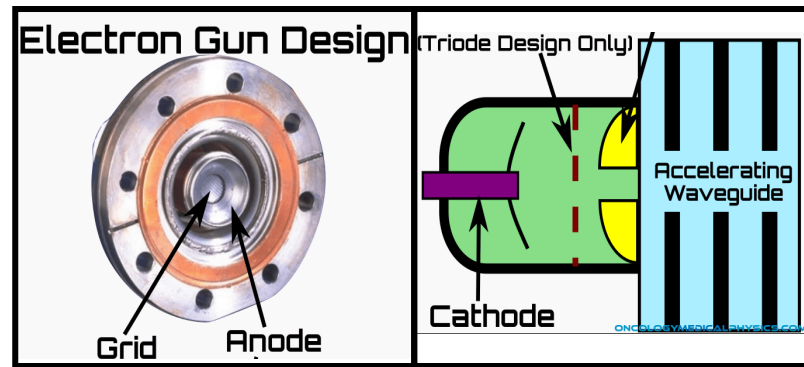


Figura 2.2. Gun [26].

### Ghid de undă

Ghidul de undă (Figura 2.3) este un tub metallic de cupru cu interiorul împărțit prin discuri sau diafragme de cupru cu deschidere și distanță variabilă. Ghidul de undă este vidat (utilizând două pompe de vid-Figura 2.4) pentru ca electronii să nu interacționeze cu alte particule ca să nu-și piardă din energie. Electronii primesc energie mai mare în timpul accelerării și pe măsură ce ies din accelerator, ei sunt sub forma unui fascicul de aproximativ 3 mm diametru. În acceleratoarele liniare cu o energie scăzută (până la 6 MV) cu tub accelerator scurt, electronilor au o traiectorie dreaptă și lovesc o țintă pentru a produce raze X. În acceleratoarele liniare cu o energie mai mare, structura acceleratorului este mai lungă și este așezată orizontal sau în unghi față de orizontal. Traiectoria fascicului de electroni este deviată într-un unghi de  $90^\circ$  sau  $270^\circ$  între ghidul de undă al acceleratorului și țintă de tungsten. Acest efect este realizat cu ajutorul următoarelor: magneți de îndoire, bobine de focalizare și bobine de ghidare[2].

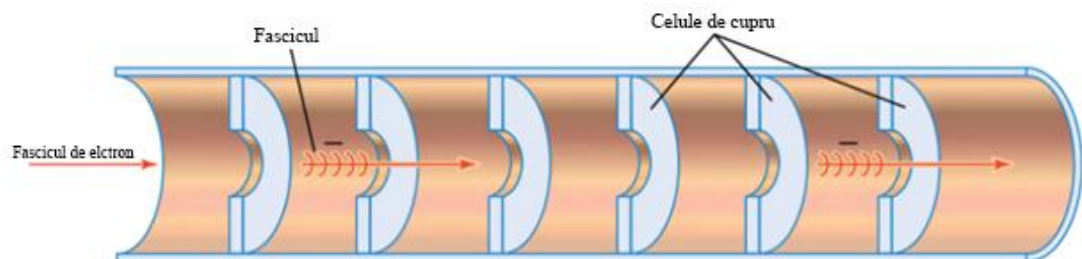
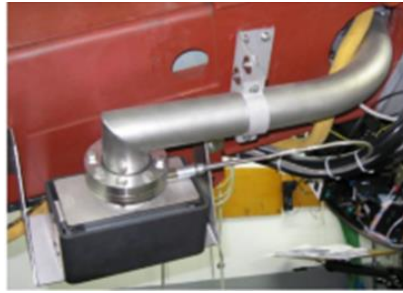


Figura 2.3. Secțiune ghid de undă [27].



*Figura 2.4. Pompă de vid*

### Bobine de focusare

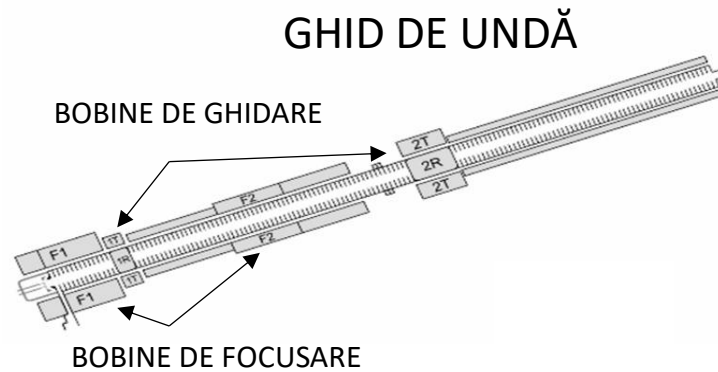
Bobinele de focusare fac parte din sistemul de transport al fasciculului de electroni. Sunt 2 perechi de magneți (Figura 2.5) aflați în jurul ghidului de undă care produc un câmp magnetic cu liniile de forță care rulează longitudinal de-a lungul ghidului de undă împiedicând electronii să se îndepărtează pe măsură ce sunt accelerați. Bobinele de focusare au o formă circulară și se află la mijlocul ghidului de undă. (Figura 2.6) [28] .



*Figura 2.5. Bobinele de focusare și distribuția liniilor de câmp magnetic produs de acestea. [29]*

### Bobine de ghidare

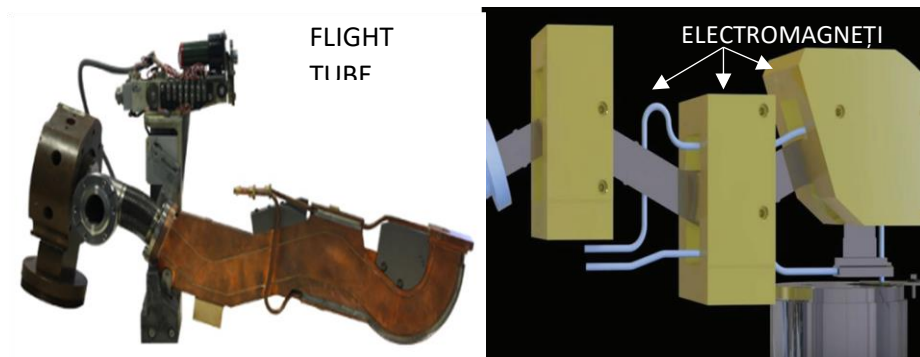
Alt element din sistemul de transport al fasciculului de electroni sunt bobinele de ghidare. Bobinele de ghidare sunt 2 perechi de magneți cu 4 poli care au rolul de a exercita o forță electromagnetică asupra fasciculului de electroni, menținându-l în centrul ghidului de undă, deoarece electronii pot fi influențați de orice câmp magnetic extern, cum ar fi câmpul magnetic al Pământului. O pereche de bobine de ghidare se află la începutul ghidului de undă, iar a doua pereche se află la capătul ghidului de undă. (Figura 2.6) [28]



*Figura 2.6. Schema ghidului de undă, bobinelor de focusare și bobinelor de ghidare [29].*

### Flight tube

Atunci când electronii părăsesc structura de accelerare, ei intră în flight tube (Figura 2.7.a), care este un tub în care nu mai are loc nicio accelerație, transferând electronii în cavitatea de îndoire. Magneții de îndoire (Figura 2.7.b) poziționați de fiecare parte a cavității pot fi utilizați pentru a schimba direcția fasciculului de electroni [28].



*Figura 2.7.a Flight Tube. Figura 2.7.b Poziționarea electromagneților pe flight tube*

### Tratamente cu radiație X sau fascicol de electroni

În modul cu raze X, fasciculul de electroni accelerat lovește centrul țintei de tungsten cu grosimea de 1 mm în unghi drept pentru a produce câmp fonic simetric. Când electronii accelerați se ciocnesc cu atomii de tungsten, energia este eliberată în principal sub formă de căldură, dar și ca fotoni. Acest proces este cunoscut sub numele de radiație de frânare.

În modul de electroni, fasciculul trece central printr-o fereastră subțire de nichel, ilustrat în Figura 2.8 [29].

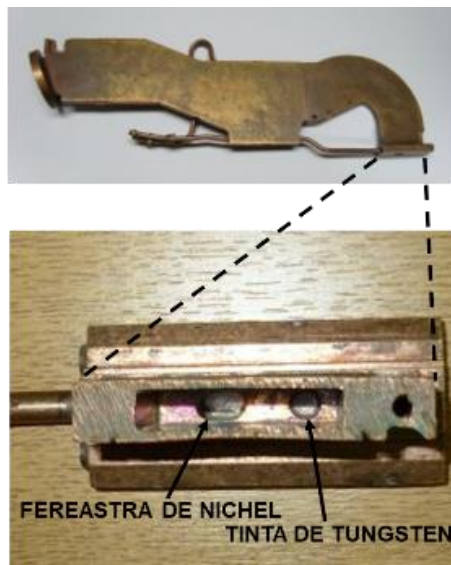


Figura 2.8. Fereaștra de nichel și ținta de tungsten [29].

## Colimator

Scopul de bază al tratamentului cu radioterapie este iradierea unui volum țintă, reducând în același timp cantitatea de radiații absorbită în țesutul sănătos. Formarea fasciculului este o modalitate importantă de minimizare dozei absorbite în țesuturile sănătoase și structurile critice.

Principalele componente ale colimatorului sunt:

1. Colimator primar
2. Filtru de aplatizare secundar
3. Cameră de ionizare
4. Filtru pană și obturator
5. MLC
6. Diafragme
7. Sistem optic al MLC

Schema bloc a colimatorului este ilustrată în Figura 2.9.



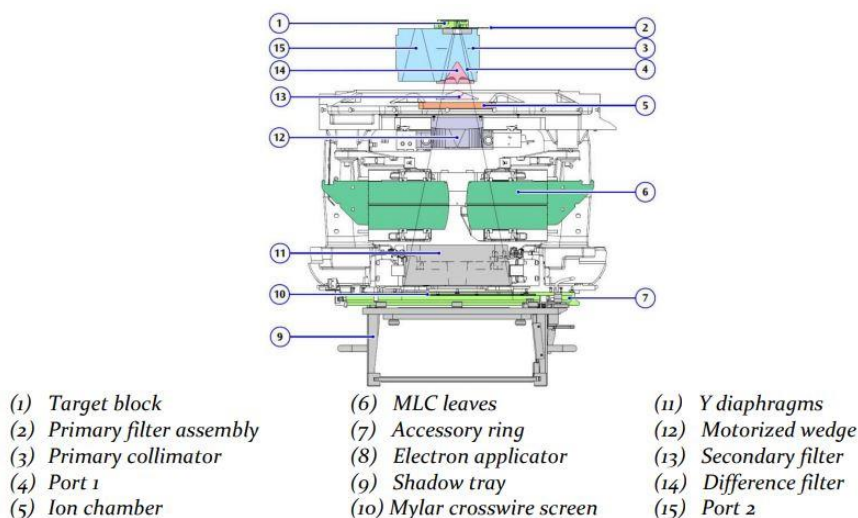


Figura 2.9. Schema bloc a colimatorului [30]

#### Colimator primar

Colimatorul primar definește un câmp circular maxim, care este fragmentat mai departe într-un colimator dreptunghiular reglabil format din două diafragme superioare și două inferioare independente care produc câmpuri pătrate și dreptunghiulare cu dimensiunea maximă de 40x40 cm<sup>2</sup>[19].

#### Filtru de aplatizare secundar

Filtrul de aplatizare într-un accelerator medical standard este situat între colimatorul principal și acționează ca un atenuator de fascicol sau pentru a crea câmpuri uniforme în terapia cu radiații conformă și cu intensitate modulată (IMRT). Materialele din care poate fi făcut sunt aluminiu, fier, cupru, sau un amestec al acestor componente, care sunt toate caracterizate printr-un număr atomic mare. Eliminarea filtrului de aplatizare are ca rezultat creșterea dozei[31].

#### Camera de ionizare

Fascicolul de raze X aplatizat sau fasciculul de electroni este incident pe camerele de monitorizare a dozei. Sistemul de monitorizare constă în mai multe camere de ionizare sau o singură cameră cu mai multe plăci. Funcția camerei de ionizare este de a monitoriza rata dozei, doza integrală și simetria câmpului. Deoarece camerele se află într-un câmp de radiație de mare

intensitate și fasciculul este pulsat, este important asigurarea că eficiența de colectare a ionilor a camerelor rămâne neschimbată odată cu modificarea ratei dozei. După trecerea prin camerele de ionizare, fasciculul este colimat în continuare de către un continuu colimator mobil cu raze X[2].

#### Filtru pană și obturator

Cea mai comună formă de compensator este filtrul pană. Acestea sunt construite din alamă, oțel sau plumb. Când sunt plasate în fascicul, filtrul pană determină curbele de izodoză (suprafețe care unesc toate punctele la nivelul cărora are loc absorbția unor doze egale de energie radiantă) să fie înclinate în raport cu axa centrală. Unghiul filtrului pană este definit ca unghiul dintre curba izodozei și o perpendiculară pe axa centrală la o anumită adâncime de referință, adesea de 10 cm [32].

#### MLC (Colimator Multilamelar)

Acceleratoarele moderne sunt echipate cu colimatoare cu mai multe lamele pentru a asigura un câmp cu o formă neregulată (Figura 2.10) și modularea intensității pentru terapia Un colimator constă într-un număr mare de lamele care pot fi deplasate independent unele de altele pentru un câmp de o formă oarecare (Figura 2.11). Sistemele tipice MLC constau în 60-80 de perechi. O lamelă are o lățime de 1 cm sau mai puțin, așa cum este proiectată la izocentru (punctul imaginar în jurul căruia se învâрте gantry-ul) . Lamela este făcută dintr-un aliaj de wolfram și au grosimea de-a lungul direcției fasciculului de la 6 cm la 7,5 cm, în funcție de acceleratorul liniar. Unele sisteme MLC au lamele dublu focalizate, adică lamele formează un con neregulat pe o secțiune transversală care se abate de la poziția sursei și se deplasează pe o carcasă sferică centrată pe sursă [2].

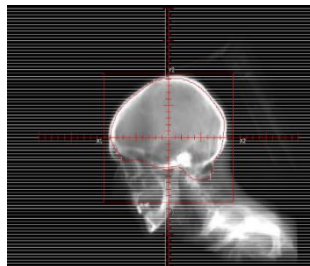
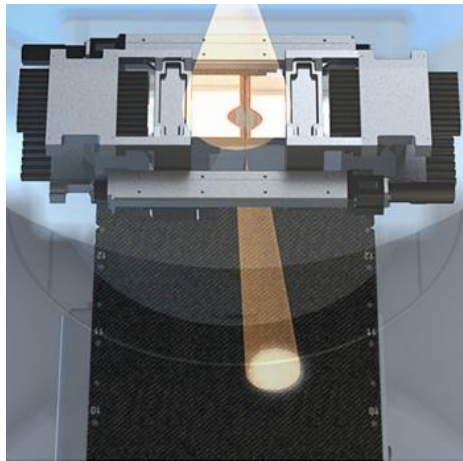


Figura 2.10. Forma unui câmp de iradiere neregulat realizat de MLC



*Figura 2.11. Mișcarea lamelor de a forma un câmp cu o formă neregulată[33]*

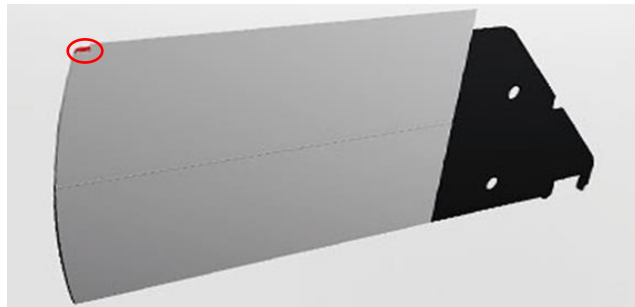
#### Diafragmele

Diafragmele sunt situate sub sistemul MLC. Pe axa  $Oy$  diafragmele sunt perpendiculare pe mișcarea lamelei și definesc deschiderea longitudinală. Pe axa  $Ox$ , diafragmele sunt paralele cu mișcarea lamelei și sunt situate în capătul ultimei lamele. Laturile lamelor urmează divergența și în majoritatea cazurilor coincid cu diafragmele pe direcția  $Oy$  [34].

#### Sistemul optic de control al MLC

Sistemul folosește o sursă de lumina în ultraviolete pentru recunoașterea poziției lamelor. Un reflector (un rubin) este poziționat aproape de capătul fiecărei lamele (Figura 2.12). Lumina proiectată pe capătul lamelei este reflectată înapoi de-a lungul aceluiași drum ca și lumina incidentă. Un sistem de separare a fasciculului și oglindă direcționează lumina reflectată către o cameră optică. Se formează o imagine care arată pozițiile reflectorilor. Deoarece toate reflectoarele au aceeași formă și dimensiune, poate fi folosită o tehnică simplă de recunoaștere a caracteristicilor pentru a deduce pozițiile pentru toate reflectoarelor.

Avantajele sistemului optic sunt afișarea în timp real al lamelei și rezoluție spațială mare.[35].



*Figura 2.12. Poziționarea rubinului pe lamelă*

#### Radioterapie Ghidata Imagistic (IGRT)

Este procesul de achiziție de imagini (2D sau 3D) înainte sau în timpul tratamentului de radioterapie pentru acuratețe și precizie ridicată. Scopul tehnicii IGRT este de a obține precizie în tratamentul tumorilor și de a evita țesutul sănătos. În cazul LINAC-urilor există două sisteme de IGRT cu radiație X: un sistem de imagistică portala (fascicolul are energie de megavoltaj) și un sistem de imagistică cu fascicol de radiație X ce are energie de kilo-voltaj). În cazul imagisticii MeV (EPID) se realizează imagistica 2D cu ajutorul unui detector (panel) se sunt poziționat pe direcția sursei de MeV. Se compune dintr-un panou imagistic opus colimatorului. Radiația X produsă de LINAC cad pe un scintilator din panel care emite lumină ce este detectată de o serie de fotodiode. Imaginile obținute pot fi utilizate pentru asigurarea de rutină a calității prin furnizarea unei înregistrări a tratamentului, pentru a verifica mișcarea pacientului în timpul tratamentului, pentru a verifica mișcarea organelor (cum ar fi cea care are loc în plămâni). În cazul imagisticii cu sursa de keV (CB-CT) se realizează imagistica 3D, algoritmul de reconstrucție volumetrică permite obținerea de imagini 3D a volumului țintă și a organelor la risc ceea ce duce la o precizie ridicată a tratamentului. Contrastul în cazul imagisticii de keV este mai mare comparativ cu cel de MeV mai ales în cazul țesuturilor moi. LINAC are adăugat unui tub de radiație X de diagnosticare și a unui panel de imagistică montat la 90 de grade pe direcția fascicolului MV. Sistemul XVI poate realiza imagini plane, secvențe de filme și poate reconstrui un set de imagini realizate în timp ce gantry-ul este rotit într-o vedere de volum 3D. Acest tip de reconstrucție este cunoscut sub numele de CT cu fascicul de con, deoarece a fost creat dintr-un câmp de raze X deschis (în formă de con). [29]



*Figura 2.13. Sistemele de imagistica utilizate pentru tratamentele de radioterapie  
externa*

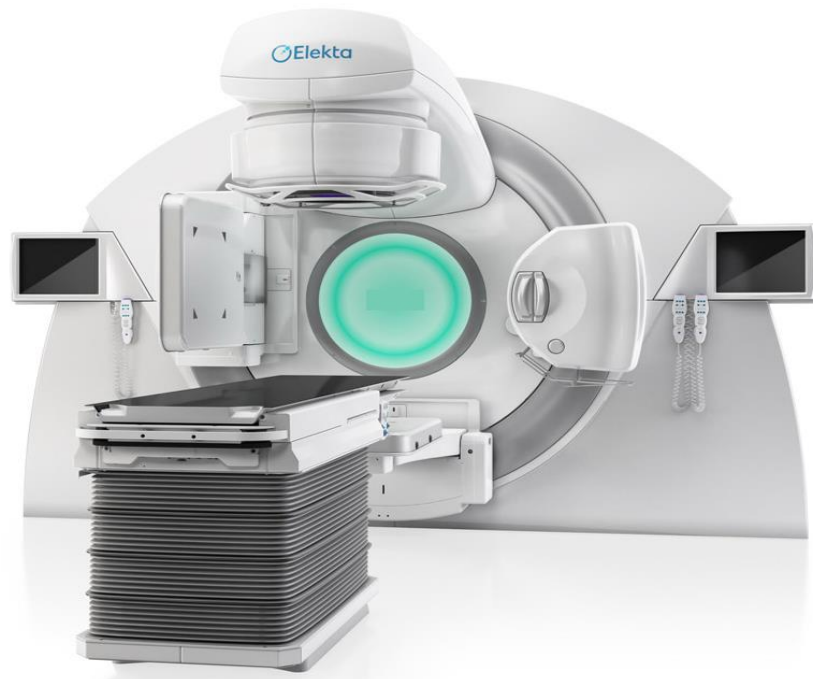
### III. Tehnică experimentală

#### Elekta Infiniy™ | Linear Accelerator Radiotherapy Platform

Acceleratorul liniar de electroni Elekta Infinity oferă flexibilitatea clinică pentru a servi o gamă largă de pacienți oncologici. Elekta Infinity permite în cadrul tratamentelor de radioterapie externă reducerea dozei la țesutul sănătos și o livrare eficientă a dozelor de tratament în țesutul tumoral, doza corporală neterapeutică este redusă cu până la 70%.

Poziționarea și monitorizarea lamelelor în timp real asigură o precizie de înaltă performanță. Tratamentele sunt cu 40% mai rapide astfel se reduce disconfortul pacientului.

Elekta IntelliMax monitorizează continuu starea de performanță a sistemului și oferă întreținere proactivă iar în acest fel peste 30% dintre probleme pot fi rezolvate de la distanță [29].



*Figura 3.1. Accelerator liniar Elekta Infiniy [29].*

#### Task Group 142

The American Association of Physicists in Medicine (AAPM) a înființat un grup de lucru (TG) pentru asigurarea calității acceleratorului medical sub supravegherea Radiation Therapy Committee și Quality Assurance and Outcome Improvement Subcommittee.

TG 142 oferă noi teste și toleranțe, precum și recomandări nu doar pentru noi metode suplimentare de livrare, ci și pentru echipamentele de imagistică utilizate în acceleratoarele liniare. Printre echipamentele de imagistică utilizate se numără imagistica cu raze X, imagistica portal de fotoni și CT cu fascicul conic.

Raportul TG a fost creat pentru a ține cont de mai multe tipuri de tratamente pe care le poate furniza aparatul. TG recomandă niveluri de acțiune pe care să le ia fizicienii pentru a îndeplini sarcini specifice, cum ar fi inspecții, acțiuni programate sau acțiuni imediate și corective. Raportul este conceput pentru a permite fizicianului să adapteze programul QA (asigurarea calității) la propriile nevoi clinice. Există tabele specializate pentru sistemele cu pană, MLC și inspecții imagistice, precum și tabele specifice pentru evaluări zilnice, lunare și anuale[36].

LINAC-urile pot funcționa într-o varietate de moduri. Multe dintre sarcinile de asigurare a calității recomandate de TG-142 pot fi îndeplinite în orice mod. Dacă oricare dintre teste este efectuat în modul de service, fizicianul medical calificat trebuie să verifice dacă rezultatul oricărei testări în modul service este compatibil cu rezultatul oricărei testări în modul de tratament [36].

#### QA zilnic/săptămânal

Pentru testele de QA zilnice, Task Group recomanda un protocol detaliat pentru a fi folosit de către fizician. Protocolul indică cum trebuie efectuate testele, toleranțele pentru fiecare test și ce trebuie îndeplinit dacă testele nu ies conform protocolului. [36].

<i>Procedură</i>	<i>Toleranțe</i>	<i>Aparat măsurare</i>	<i>Timp</i>
<b>Constanta de ieșire a fotonilor și electronilor</b>	$\pm 3\%$	Cameră de ionizare/sistem Mosfet	10-20 min
<b>Locație laser</b>	$\pm 2\text{mm}/\pm 1.5\text{mm}/\pm 1\text{mm}$	Indicator frontal	2 min
<b>Distanța indicatorului</b>	$\pm 2\text{mm}$	Indicator frontal	2 min
<b>Mărimea indicatorului al colimatorului</b>	$\pm 2\text{mm}/\pm 1\text{mm}$		3 min

<b>Blocarea ușii</b>	Funcțional	1 min
<b>Siguranța închiderii ușii</b>	Funcțional	1 min
<b>Monitoare pentru zona de radiații</b>	Funcțional	1 min
<b>Indicator de fascicul aprins</b>	Funcțional	1 min

Tabel 3.1. Testele zilnice QA[36]

## QA lunar

Testele de QA lunare sunt făcute de către un fizician medical, de către un asistent fizician medical sub supravegherea unui fizician medical specialist sau de o persoană competentă în caz de corectare a testului. Pentru acest lucru, protocolul pentru QA lunar ar trebui să fie disponibil pentru toate persoanele competente. În caz de trecere pentru toleranță, trebuie anunțat fizicianul medical competent cât mai repede pentru refacerea testului [36].

<b>Procedură</b>	<b>Toleranță</b>	<b>Aparat măsurare</b>	<b>Timp</b>
<b>Constanta ieșirii de fotoni și electroni pe fascicul</b>	$\pm 2\%$	Fantom solid/cu apă/ Cameră ionizare calibrată	45-60 min
<b>Constanta camerei monitorului de rezervă</b>	$\pm 2\%$	Fantom solid/cu apă/ Cameră ionizare calibrată	
<b>Constanta de ieșire tipică a ratei dozei</b>	$\pm 2\%$	Fantom solid/cu apă/ Cameră ionizare calibrată	10-15 min
<b>Constanta profilului fasciculului de fotoni și electroni</b>	$\pm 1\%$	Film	10-60 min
<b>Câmpul de radiație(simetric/asimetric)</b>	$\pm 2\text{mm}$ per diafragmă	Film/EPID	15-30 min



<b>Lasere</b>	$\pm 2\text{mm}/\pm 1\text{mm}$	Indicator frontal	5 min
<b>Unghiul colimatorului/gantry-ului</b>	$\pm 1^\circ$		5 min
<b>Poziția diafragmelor (simetric)</b>	$\pm 2\text{mm}$ per diafragmă	Hârtie milimetrică	15 min
<b>Poziția diafragmelor (asimetric)</b>	$\pm 2$ mm per diafragmă	Hârtie milimetrică	15 min
	$\leq 1$ mm	Hârtie milimetrică	15 min
<b>Poziția mesei de tratament</b>	$\pm 2\text{mm}$	Hârtie milimetrică/riglă	15 min
<b>Constanta de ieșire a fasciculului</b>	$\pm 2\%$	Fantom solid/cu apă/ Cameră ionizare calibrată	15 min
	Funcțional		1 min
	Funcțional		1-2 min
<b>VMAT QA specific pacientului</b>		Fantom VMAT QA	20-30 min

Tabel 3.2 Teste QA lunare[36]

## QA anual

Testele de QA anuale sunt îndeplinite de către un fizician medical deoarece testele anuale sunt mult mai complexe și necesită o înțelegerea tuturor testelor, echipamentului și componentelor acceleratorului medical. Raportul anual ar trebui să includă un rezumat al detaliilor QA anual. Raportul trebuie verificat, semnal de către fizicianul medical și trebuie păstrat pentru inspecții. [36]

Procedură	Toleranța	Aparat Măsurare	Timp
<b>Modificarea planeității</b>	$\pm 1\%$	Rezervor cu apă	60-120 min

<b>câmpului de radiație</b>			
<b>Modificarea simetriei fotonului față de bază</b>	$\pm 1\%$	Rezervor mare cu apă	60-120 min
<b>Calibrarea output factor</b>	$\pm 1\%$	Rezervor mare/mic cu apă/ Cameră de ionizare/ Electrometru	120-180 min
<b>Output factor dependent de dimensiunea câmpului</b>	$\pm 1\%$	Rezervor cu apă	30-60 min
<b>Calitatea fasciculului</b>	$\pm 1\%$	Rezervor cu apă	60-90 min
<b>Constanta factorului de transmisie</b>	$\pm 2\%$	Cameră ionizare/ Electrometru/ Fantom solid/ Fantom cu apă	30-60 min
<b>Output factor al fotonului vs debitul dozei</b>	$\pm 2\%$ din debitul dozei clinice	Cameră ionizare/ Electrometru/ Fantom solid/ Fantom cu apă	30-60 min
<b>Output factor al fotonului vs unghiul gantry-ului</b>	$\pm 1\%$ din valoarea dobândită la gantry 0	Cameră ionizare/ Electrometru/ Fantom solid/ Fantom cu apă	30-90 min
<b>Modul Arc</b>	$\pm 1\%$		15 min
<b>Calibrare TBI/TSET</b>	$\pm 3\%$	Cameră ionizare/ Electrometru	90-120 min

<b>Accesorii TBI/TSET</b>	$\pm 2\%$		90-120 min
<b>Rotația la izocentru a colimatorului</b>	$\pm 1$ mm de la linia de bază	Set de indicatori frontali	10-15 min
<b>Rotația la izocentru a gantry-ului</b>	$\pm 1$ mm de la linia de bază	Set de indicatori frontali	15-30 min
<b>Rotația la izocentru a mesei</b>	$\pm 1$ mm de la linia de bază	Set de indicatori frontali	10-15 min
<b>Coincidența dintre radiații și izocentru mecanic</b>	$\pm 2$ mm / $\pm 1$ mm	Film/EPID	30-60 min
<b>Unghiul mesei</b>	$\pm 1^\circ$	Hârtie Milimetrică	10-15 min
<b>Deplasare masă în toate direcțiile</b>	$\pm 2$ mm	Hârtie Milimetrică	10-15 min
<b>Accesorii stereotactice</b>	Funcțional		10-15 min

Tabel 3.3. Testele QA anuale[36]

## AQUILAB

Aquilab este o companie care dezvoltă și comercializează soluții software avansate pentru îmbunătățirea asigurării calității echipamentelor de imagistică medicală (CT, RMN, Medicină Nucleară, Radiologie), precum și pentru îmbunătățirea calității tratamentului cu radioterapie. Aquilab acordă o atenție deosebită aplicării Politicii de Asigurare a calității, deoarece produsele lor sunt dedicate îmbunătățirii calității în cabinete medicale[37].

Printre produsele lor se numără și Artiscan. Aceasta este o platformă software utilizată în oncologia radiațiilor, imagistică medicală și medicina nucleară pentru imagistică completă și automată și asigurarea calității aparatelor. Designul modular al aplicației face simplă efectuarea și centralizarea tuturor controalelor de calitate pentru fiecare echipament.

Poate fi utilizat pentru asigurarea calității aparatelor de radiologie (CT, RMN, radiografie), asigurarea calității în medicină nucleară (SPECT, PET) sau asigurarea calității în radioterapie externă (EPID, MLC, IGRT)[38].

### QUASAR Penta-Guide Phantom

Fantomul Quasar Penta-Guide este instrumentul ales pentru punerea în funcțiune și testarea zilnică a sistemelor de radioterapie ghidată de imagine (IGRT). Fantomul menține precizia sistemelor de ghidare montate pe LINAC, cum ar fi sursa KV (kilovoltaj), sursa MV (megavoltaj) și X-ray Volumetric Imaging (XVI) utilizând Cone Beam CT (CBCT). Verificarea intuitivă a alinierii spațiale și a coincidenței izocentrului pe sistemele IGRT și radioterapia ghidată de suprafață (SGRT) este posibilă prin arhitectura sa simplă și creativă. Designul simplu al fantomului încurajează testarea zilnică pentru a asigura acuratețea imaginilor. Pe suprafețele cubului se găsesc sfere goale care permite o inspecție intuitivă a calității și un sistem unic de inele de joasă densitate. Este garantată o precizie de 0,25 mm care asigură un instrument de calibru pentru testările de asigurare a calității zilnice[39].

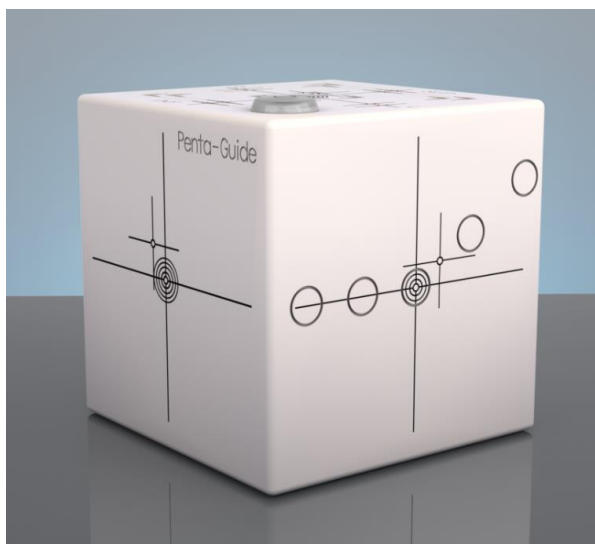
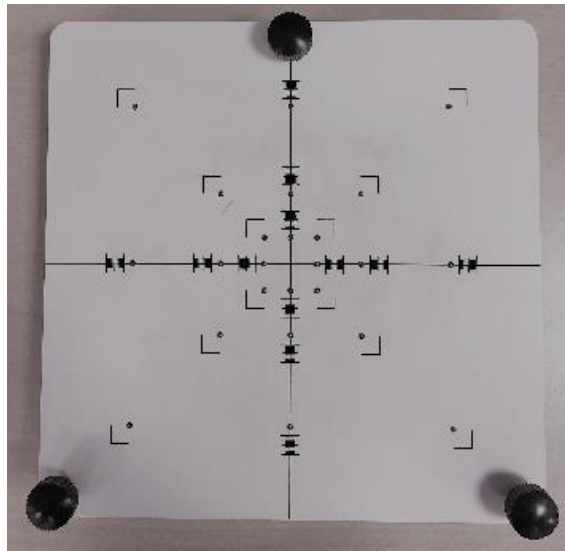


Figura 3.2. Fantomul Quasar[39]

### Calibration Phantom

Un fantom de calibrare are forma unui cilindru sau este de forma unei plăci cu densitățile deja determinate. Sunt utilizate în controlul calității pentru a garanta că fantomul scanat este reconstruit la valorile corecte de densitate. O abatere de la aceste valori poate indica faptul că este necesară întreținerea echipamentelor de imagistică. [40]



*Figura 3.3. Fantomul de calibrare*

## IV. Rezultate

Scopul acestui studiu este a efectuare procedurile de asigurare a calității (QA) și analiză a rezultatelor la acceleratorul liniar de electroni utilizat pentru tratamentele oncologice de radioterapie externă din cadrul departamentului de radioterapie al clinicii Amethyst Cluj.

Procedura de asigurare a calității utilizată în cadrul acestei lucrări pentru funcționarea optimă a mașinii de tratament (LINAC) este împărțită în două module distincte.

Utilizând modulul QA pentru izocentru au fost verificați parametrii de dimensiune a pixelilor atât pentru detectorul de MV cât și pentru detectorul de KV-CBCT (acest parametru este important pentru imagistica de verificare înaintea efectuării tratamentului de radioterapie externă) și parametrii care permit identificarea izocentrului sursei de MV și a celei de KV raportate la poziția teoretică a acestuia.

Modulul MLC permite verificarea funcționării mișcării lamelelor ce colimează fascicolul de raze X utilizat în tratamentul de radioterapie. Importanța funcționării corespunzătoare acestor lamele este dată de rolul acestora în calitatea tratamentului deoarece au un rol important în efectuarea planificării personalizată a tratamentului de către fizicianul medical prin intermediul sistemului de planificare a tratamentului (TPS).

Informările necesare pentru obținerea și analiza de date pentru verificarea parametrilor celor două module au fost realizate prin diferite achiziții specifice la LINAC utilizând probele standard (fantome), iar toleranțele utilizate sunt cele recomandate de TG-142.

### Modulul QA pentru izocentru

Setarea modului și configurarea parametrilor trebuie efectuată înainte de a începe achiziționarea imaginilor. Pentru a deschide fereastra de configurare a modului, se apasă pe numele modului Isocenter QA (Figura 4.1).

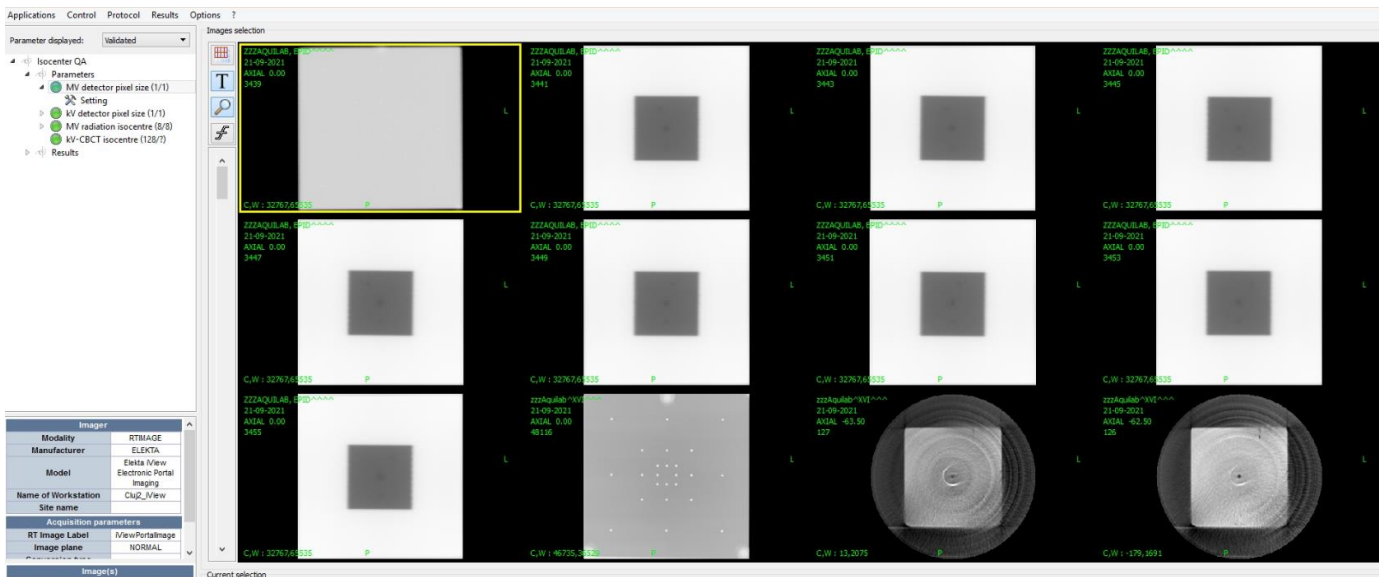


Figura 4.1. Deschiderea ferestre pentru modul CQ Isocentres

Fereastra pentru configurare este împărțită în mai multe elemente (Figura 31):

1. General:

Toleranță MV SDD (mm)

Toleranță kV SDD (mm)

Criterii de legătură imagini-parametri

Zone iradiate din imagini: nivelul de gri al zonelor iradiate din imagini

2. Pixel size: definirea informațiilor necesare pentru a calcula dimensiunea pixelilor pentru detectoarele MV și kV

3. Izocentru sursă MV: selectarea secvenței de achiziție pentru imaginile utilizate în calculul „izocentru sursă MV”

4. Izocentru sursă KV-CBCT

Fantomele folosite la achiziția imaginilor:

1. Calibration Phantom

2. QUASAR Penta-Guide Phantom

### 1. Pixel Size

Mărimea pixelului este determinată din achiziția de imagine afișată în Figura 4.2. Se obține această imagine folosind fantomul de calibrare AQUILAB poziționat la izocentrul echipamentului între sursa de raze X și detector.

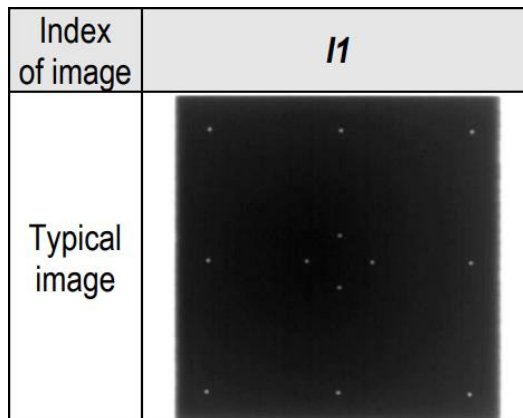


Figura 4.2. Imagine pentru pixel size

#### 1.1 Pixel Size al detectorului de MV

Cunoscând distanța dintre BB-uri (marcări metalici din fantom), se determină din numărul de pixeli dintre BB-uri externe pentru fiecare direcție.

Mărimea pixelului, dată de ecuația (1), este exprimată în milimetri.

$$\begin{aligned}
 PS_X &= \frac{T_X}{N_X} \\
 PS_Y &= \frac{T_Y}{N_Y}
 \end{aligned}
 \quad (1)$$

$T_X, T_Y$  - distanțele teoretice dintre BBs în X și Y

$N_X, N_Y$  - numărul de pixeli dintre BBs în X și Y

Rezultatul analizei imaginii pentru dimensiunea pixelului în cazul detectorului de MV este ilustrat în Figura 4.3.



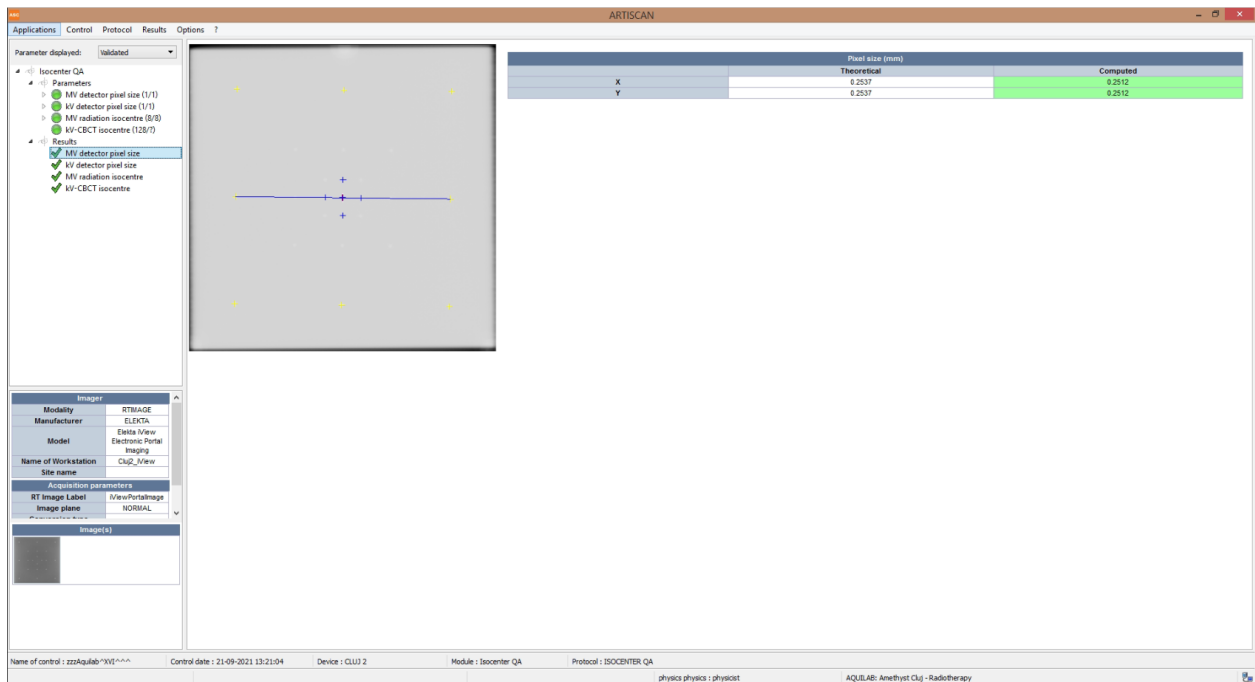


Figura 4.3. Analiza parametru dimensiune pixel pentru detectorul de MV

### 1.2 Pixel Size al detectorului de kV

Dimensiunea reală a pixelului în u și v este calculată cu ajutorul fantomului de calibrare AQUILAB situat la izocentrul între fascicul și detector.

$$PS_u = \frac{T_u}{N_u}$$

$$PS_v = \frac{T_v}{N_v} \quad (2)$$

$T_u, T_v$  - distanțele teoretice dintre BBs în u și v

$N_u, N_v$  - numărul de pixeli dintre BBs în u și v

Rezultatul analizei imaginii pentru dimensiunea pixelului în cazul detectorului de KV este ilustrat în Figura 4.4, iar datele obținute raportate la timp sunt prezentate în Figura 4.5. Statistica acestor informații se regăsește în Tabelul 4.1 și a fost realizată folosind softul OriginPro® (Origin: Data Analysis and Graphing Software) [41].

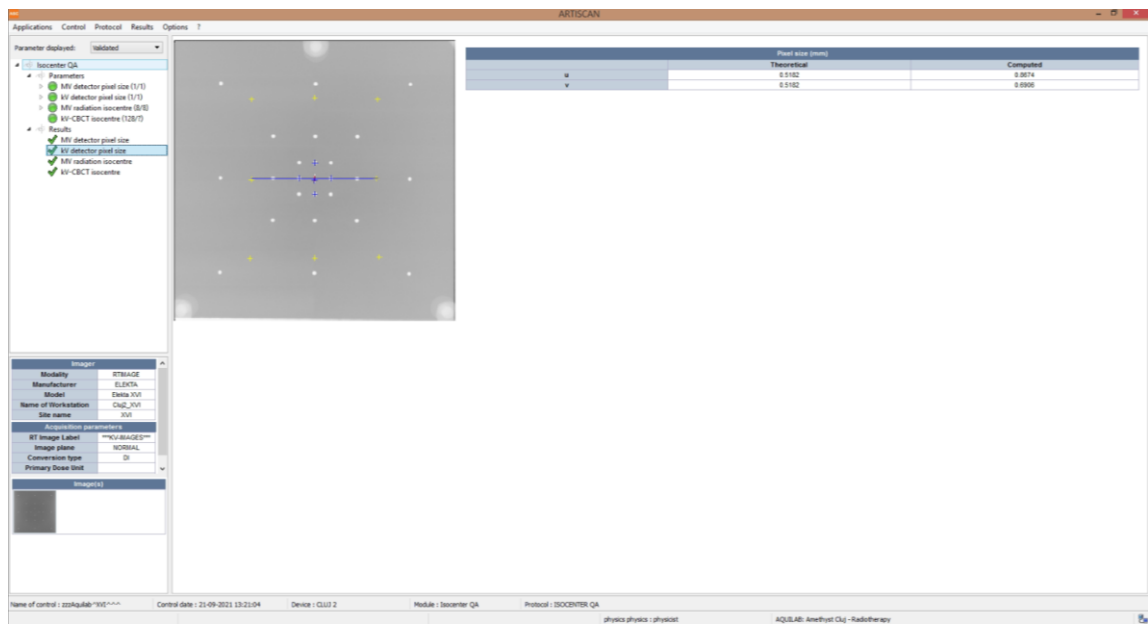


Figura 4.4. Analiza parametrului dimensiune pixel pentru detectorul de KV

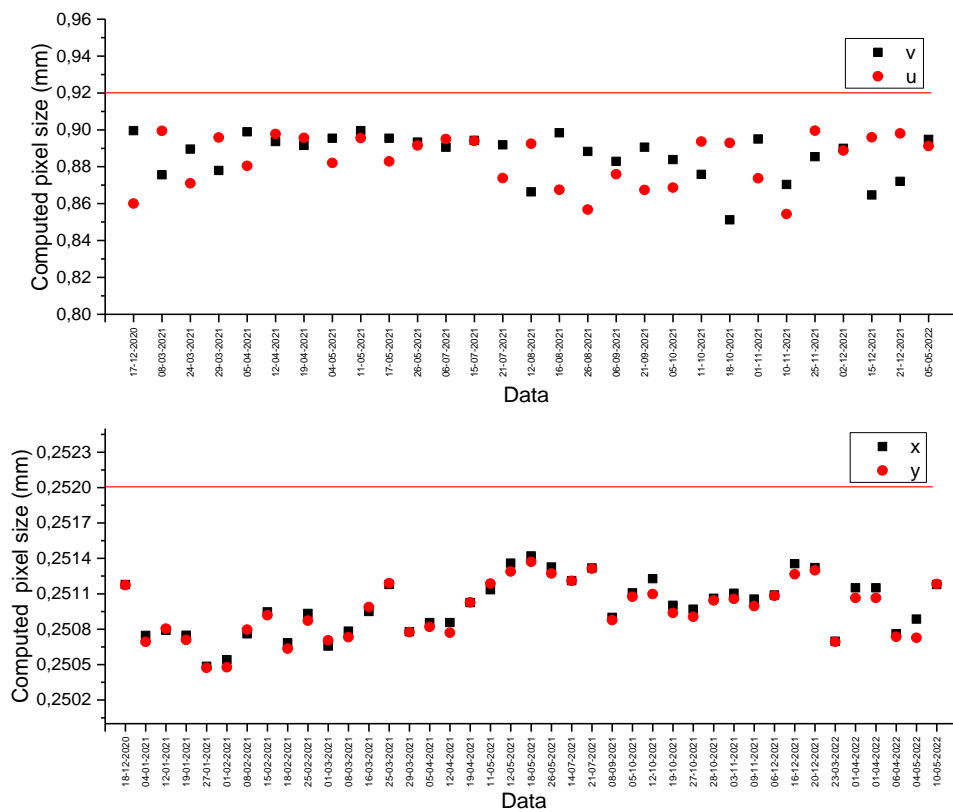


Figura 4.5. Datele rezultate în urma efectuării măsurătorilor de verificare a dimensiunii pixelilor raportate la timp

#	No. total	Mean	Standard Deviation	Sum	Minimum	Median	Maximum
Computed X pixel size	41	0,25099	2,38E-04	10,29069	0,25049	0,251	0,25142
Computed Y pixel size	41	2,51E-01	2,36E-04	10,28931	0,25047	0,25099	0,25137
Computed V pixel size	29	0,88609	0,01214	25,6967	0,85117	0,89057	0,89959
Computed U pixel size	29	0,88386	0,01395	25,63199	0,85434	0,89126	0,8995

Tabel. 4.1 Datele statistice obținute în urma măsurătorilor raportate la timp

## 2. Izocentrul sursei de MV

Poziția izocentrului de tratament MV și variația acestuia sunt evaluate din 8 imagini (Figura 4.6) achiziționate în condițiile menționate în protocolul de achiziție (4 poziții cardinale gantry și pentru fiecare poziție a gantry-ului, 2 poziții colimator cu masa de tratament orientată la 0°)

Poziția centrului câmpului de iradiere față de centrul BBCB radioopac este calculată pentru fiecare imagine, dând astfel 4 poziții pentru CF(X,Y) în planul (X,Y) și 4 poziții CF(Y,Z) în planul (Y,Z) al sistemului fix al standardului internațional IEC 61217.

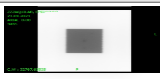







Index of image	Gantry	Collimator	Table	Typical image AQUILAB Isocenter phantom
11	0°	0°	0°	
12	0°	180°	0°	
13	90°	0°	0°	
14	90°	180°	0°	
15	180°	0°	0°	
16	180°	180°	0°	
17	270°	0°	0°	
18	270°	180°	0°	

Figura 4.6. Imagini pentru izocentrul sursei de MV

Poziția izocentrului sursei de MV față de izocentru teoretic dat de ecuația (3), este exprimată în milimetri în marcajul de referință (X, Y, Z) al sistemului fix. Poziția optimă este (X=0, Y=0, Z=0).

$$\begin{aligned}
 X_{MV} &= \frac{\sum_{i=0^\circ, 180^\circ} (X_{CF}(0^\circ, i) + X_{CF}(180^\circ, i))}{4} \\
 Y_{MV} &= \frac{\sum_{i=0^\circ, 180^\circ} (Y_{CF}(0^\circ, i) + Y_{CF}(90^\circ, i) + Y_{CF}(180^\circ, i) + Y_{CF}(270^\circ, i))}{8} \\
 Z_{MV} &= \frac{\sum_{i=0^\circ, 180^\circ} (Z_{CF}(90^\circ, i) + Z_{CF}(270^\circ, i))}{4}
 \end{aligned} \tag{3}$$

$X_{CF}(0^\circ, i)$  - poziția X a centrului câmpului de iradiere în raport cu centrul BB radioopac, cu gantry-ul la  $0^\circ$  și colimatorul în poziția i

$X_{CF}(180^\circ, i)$  - poziția X a centrului câmpului de iradiere în raport cu centrul BB radioopac, cu gantry-ul la  $180^\circ$  și colimatorul în poziția i

$Y_{CF}(0^\circ, i)$  - poziția Y a centrului câmpului de iradiere în raport cu centrul BB radioopac, cu gantry-ul la  $0^\circ$  și colimatorul în poziția i

$Y_{CF}(90^\circ, i)$  - poziția Y a centrului câmpului de iradiere în raport cu centrul BB radioopac, cu gantry-ul la  $90^\circ$  și colimatorul în poziția i

$Y_{CF}(180^\circ, i)$  - poziția Y a centrului câmpului de iradiere în raport cu centrul BB radioopac, cu gantry-ul la  $180^\circ$  și colimatorul în poziția i

$Y_{CF}(270^\circ, i)$  - poziția Y a centrului câmpului de iradiere în raport cu centrul BB radioopac, cu gantry-ul la  $270^\circ$  și colimatorul în poziția i

$Z_{CF}(90^\circ, i)$  - poziția Z a centrului câmpului de iradiere în raport cu centrul BB radioopac, cu gantry-ul la  $90^\circ$  și colimatorul în poziția i

$Z_{CF}(270^\circ, i)$  - poziția Z a centrului câmpului de iradiere în raport cu centrul BB radioopac, cu gantry-ul la  $270^\circ$  și colimatorul în poziția i

Distanța izocentrului MV față de izocentru teoretic este dată de ecuația 4. Este exprimată în milimetri în sistemul IEC și valoarea sa optimă este 0 mm.

$$d = \sqrt{X_{MV}^2 + Y_{MV}^2 + Z_{MV}^2} \tag{4}$$

$X_{MV}$  - Poziția X a izocentrului MV față de izocentrul teoretic.

$Y_{MV}$  - Poziția Y a izocentrului MV față de izocentrul teoretic.

$Z_{MV}$  - Poziția Z a izocentrului MV față de izocentrul teoretic.

Diametrul sferei (Figura.4.7) de variație a izocentrului de tratament MV este definit ca de două ori distanța cea mai mare dintre centrul ISA MV și centrele câmpurilor de iradiere CF în marcajul de referință (X,Y,Z). Acest diametru este exprimat în milimetri, iar valoarea sa optimă este de 0 mm.

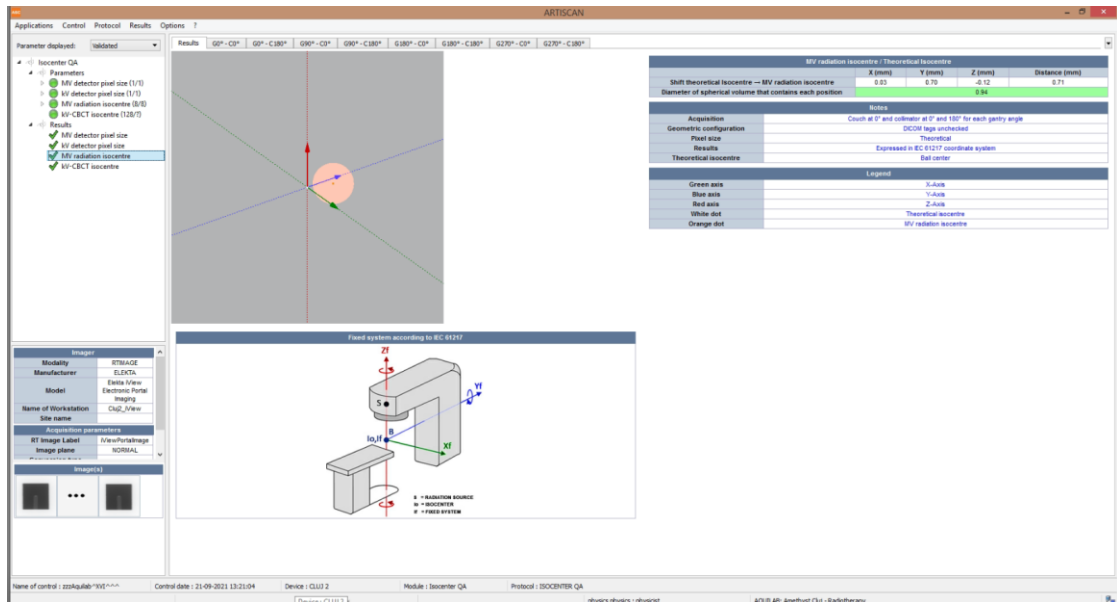


Figura 4.7. Rezultatul verificării distanței izocentrului MV față de izocentrul teoretic și al diametrul sferei de variație a izocentrului de tratament MV.

### 3. kV-CBCT Izocentru

Poziția izocentrului kV-CBCT și variația acestuia sunt evaluate dintr-o achiziție în modul CBCT. Centrul referinței este determinat din unele secțiuni de scanare și comparat cu referința DICOM. Distanța izocentrului kV-CBCT față de referință este dată de ecuația (5). Se exprimă în milimetri în referențialul IEC și valoarea sa optimă este 0 mm.

$$d = \sqrt{X_{kV-CBCT}^2 + Y_{kV-CBCT}^2 + Z_{kV-CBCT}^2} \tag{5}$$

Poziția și distanța izocentrului kV-CBCT față de izocentrul MV (Figura 4.8) sunt date de ecuația (6) și este exprimată în milimetri în referențialul IEC. Poziția optimă este (X=0, Y=0, Z=0).

$$X_{3DkV / MV} = X_{3DkV} - X_{MV}$$

$$Y_{3DkV / MV} = Y_{3DkV} - Y_{MV}$$

$$Z_{3DkV / MV} = Z_{3DkV} - Z_{MV}$$

$$d = \sqrt{X_{3DkV / MV}^2 + Y_{3DkV / MV}^2 + Z_{3DkV / MV}^2} \tag{6}$$

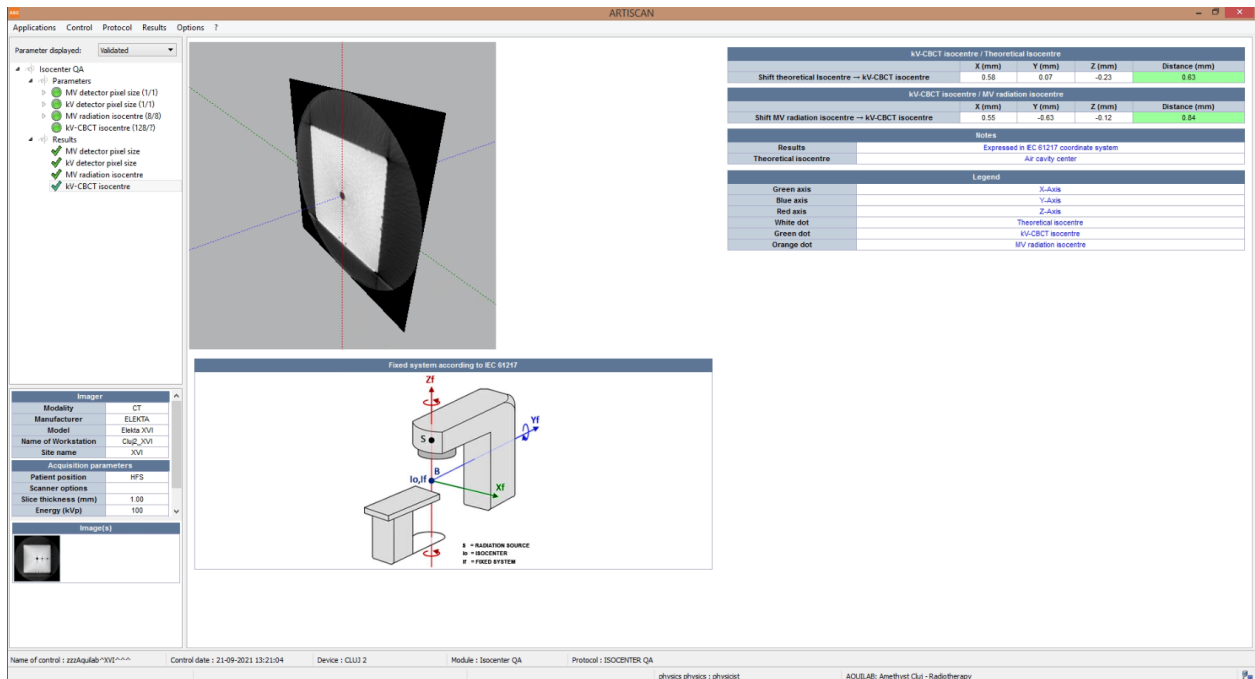


Figura 4.8. Rezultatul verificării distanței izocentrului KV față de izocentrul teoretic și deplasarea dintre izocentru de MV comparativ cu cel de KV.

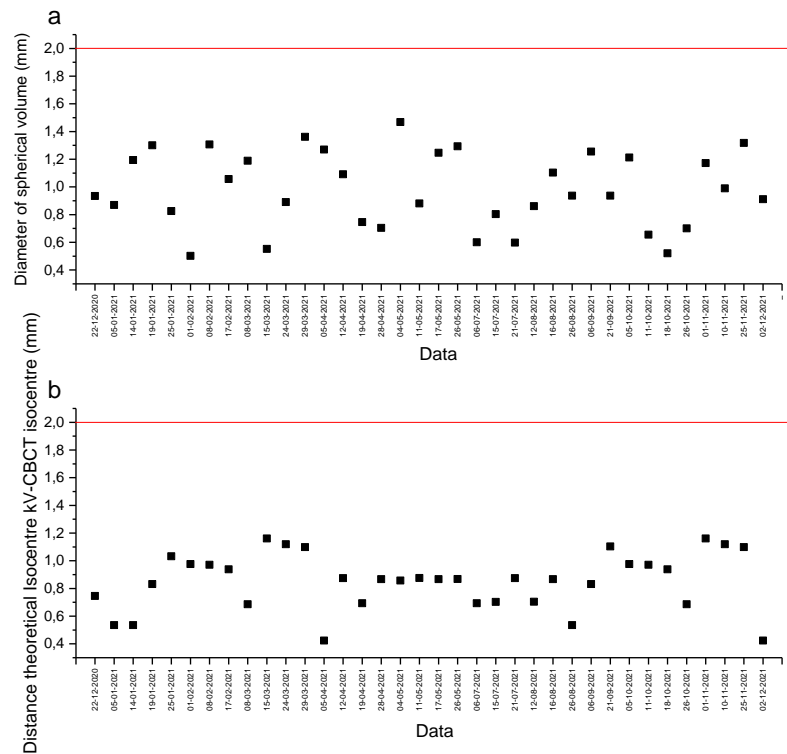


Figura 4.9. Rezultatele analizelor raportate la timp

#	No. total	Mean	Standard Deviation	Sum	Minimum	Median	Maximum
Diameter of spherical volume	36	0,97918	0,27194	35,25042	0,50171	0,93656	1,46871
Distance theoretical Isocentre kV-CBCT isocentre	36	0,85105	0,20407	30,63769	0,42372	0,86807	1,16024

Tabelul 4.2 Datele statistice ale măsurătorilor

Datele statistice (Tabelul 4.2) obținute, raportate la timp (Figura 4.9), au arătat stabilitatea și fezabilitatea metodelor de analiza a acestor parametrii de funcționare a componentelor acceleratorului liniar de electroni. Deviația standard a setului de date a permis estimarea uniformității valorilor acestuia, ceea ce a pus în evidență faptul că valoarea datelor obținute sunt grupate în jurul valorii medii.

## MLC Module

Pentru începerea modului MLC se deschide fereastra cu numele MLC Elekta (Figura 4.10)

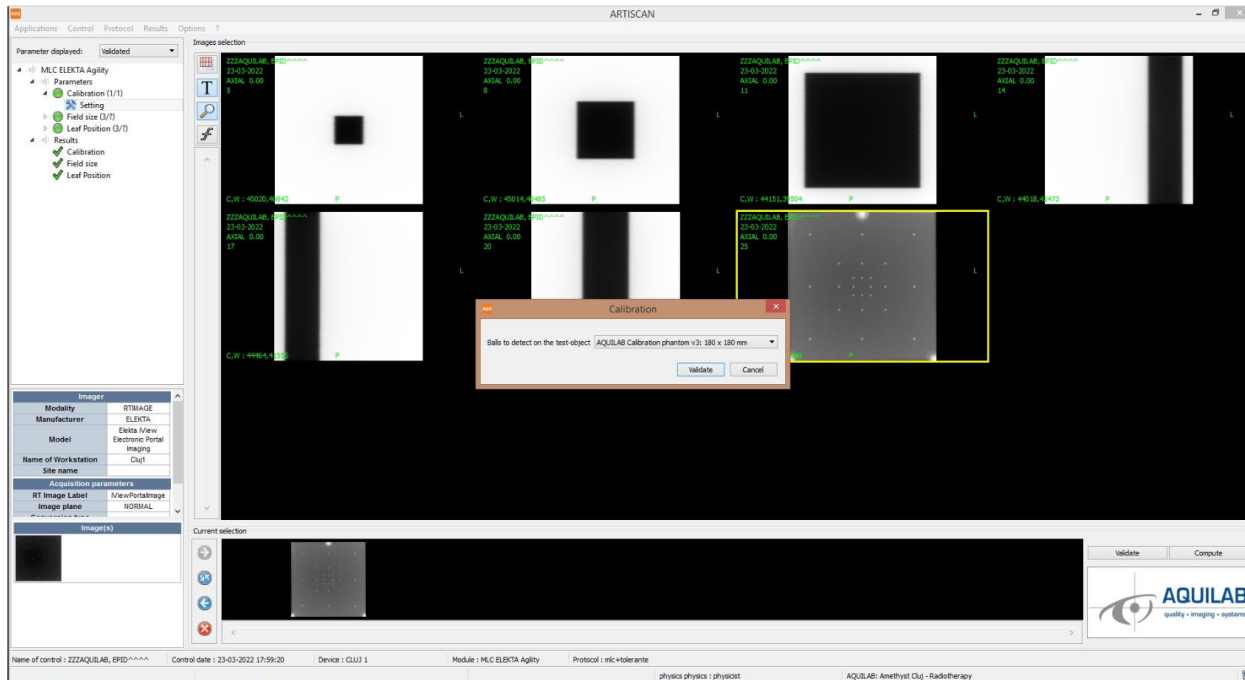


Figura 4.10. Deschiderea ferestrei de configurare a modului MLC

Fereastra de configurare conține mai multe elemente (Figura 4.10):

1. General:
  1. Dimensiunea pixelilor folosită pentru calcul
  2. Dimensiunea câmpului
  3. Poziția lamelelor

#### 1. Dimensiunea câmpului

Acest parametru este utilizat pentru a verifica corectitudinea potrivirii dintre dimensiunea câmpului măsurat din imagine și dimensiunea reală a câmpului de iradiere.

Dimensiunea câmpului (FS) este determinată prin calculul FWHM pentru un profil de nivel de gri dobândit pe imagine, așa cum este ilustrat în Figura 4.11. Această măsurare se face pe patru profile în X și în Y situate în centrul și marginea câmpului la mijlocul lamelelor. În funcție de fiecare direcție X și Y, se determină valoarea medie a câmpului, rata de distorsiune și factorul de scalare.



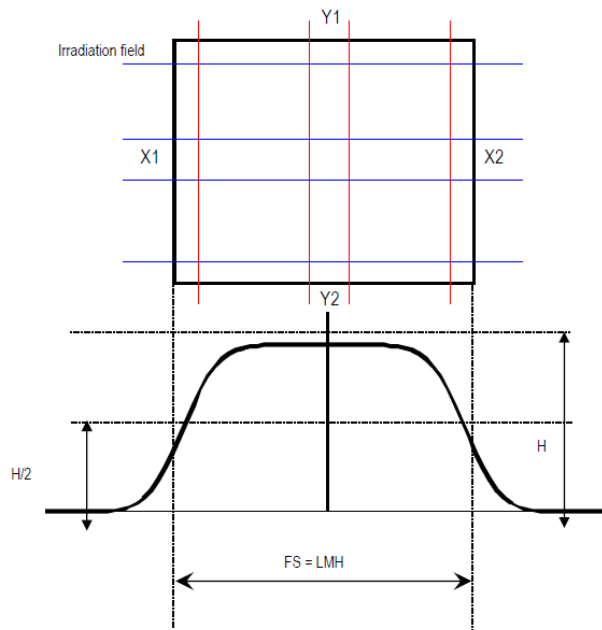


Figura 4.11. Metoda de măsurare a câmpului de iradiat

Mărimea medie a câmpului este calculată în X și Y prin ecuația (7) și exprimată în milimetri.

$$FSx = \frac{\sum FSx_i}{3} \quad Mean FSy = \frac{\sum FSy_i}{3} \quad (7)$$

$FSx_i, FSy_i$  : Dimensiunile câmpului măsurate pe profilul i în X și respectiv în Y.

Rata de distorsiune a câmpului de radiație în X și Y dată de ecuația (8) este exprimată în %. Valoarea sa optimă este 0%.

$$FSx \text{ Disto} = \frac{FSx_{max} - FSx_{min}}{FSx_{moy}} \times 100$$

$$FSy \text{ Disto} = \frac{FSy_{max} - FSy_{min}}{FSy_{moy}} \times 100 \quad (8)$$

$FS_{min}, FS_{max}, FS_{mean}$  : Valorile minime, maxime și medii ale mărimii câmpului de radiație.

Verificarea dimensiunii câmpului necesită între una și trei imagini afișate în Figura 4.12. Câmpurile trebuie să fie pătrate și dimensiunea lor complet configurabilă inclusă între 5x5cm și 22x22cm.

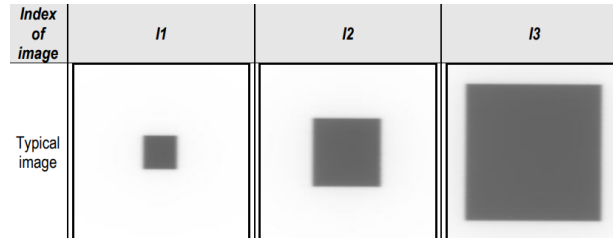


Figura 4.12. Imagini pentru dimensiunea câmpului

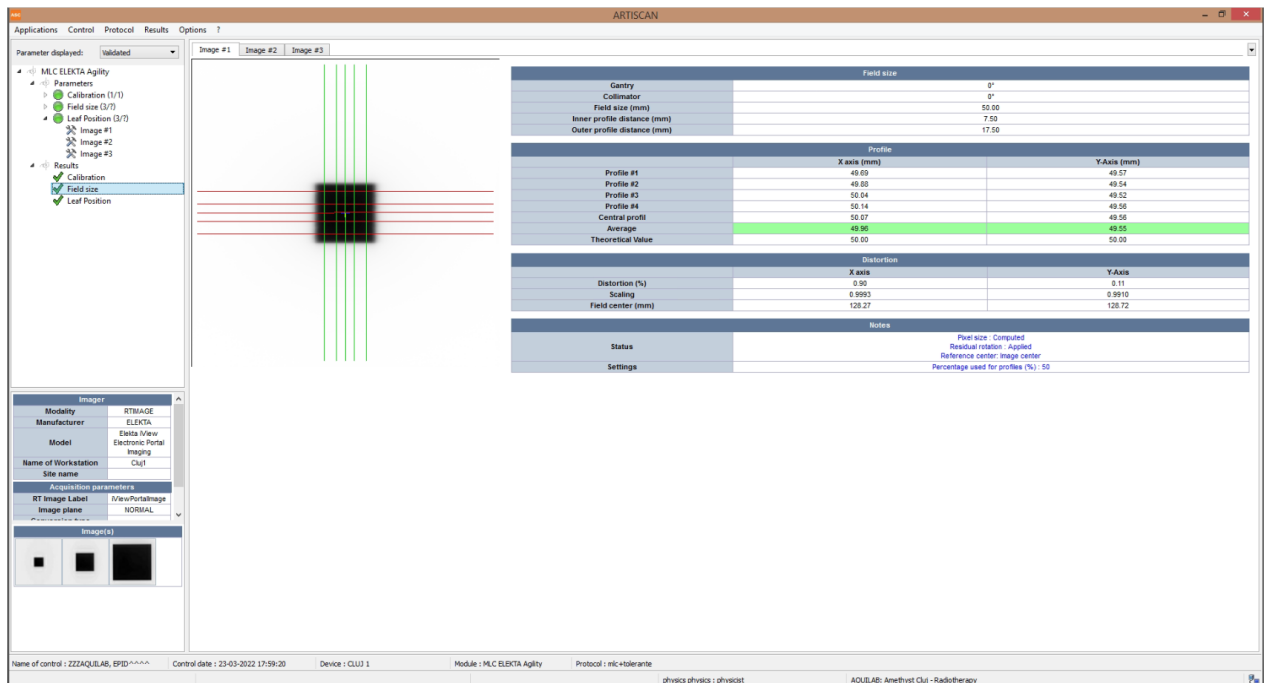


Figura 4.13. Rezultatul verificării dimensiunii de câmp de radiație 10x10 cm.

#	No. total	Mean	Standard Deviation	Sum	Minimum	Median	Maximum
Average field size of field 5x5 for X axis	42	50,11074	0,11554	2104,651	49,81003	50,10603	50,37668
Average field size of field #1 for Y axis	42	49,76604	0,30419	2090,174	49,20277	49,75673	50,47582
Average field size of field 10x10 for X axis	42	100,0079	0,12163	4200,332	99,7069	100,04	100,1971
Average field size of field 10X10 for Y axis	42	99,54475	0,20146	4180,879	98,97647	99,57035	99,93243

<b>Average field size of field 20x20 for X axis</b>	42	200,0927	0,21947	8403,895	199,49	200,1887	200,4961
<b>Average field size of field 20x20 for Y axis</b>	42	199,4861	0,24229	8378,417	199,0266	199,5017	200,0311

Tabeul 4.3 Datele statistice a măsurătorilor

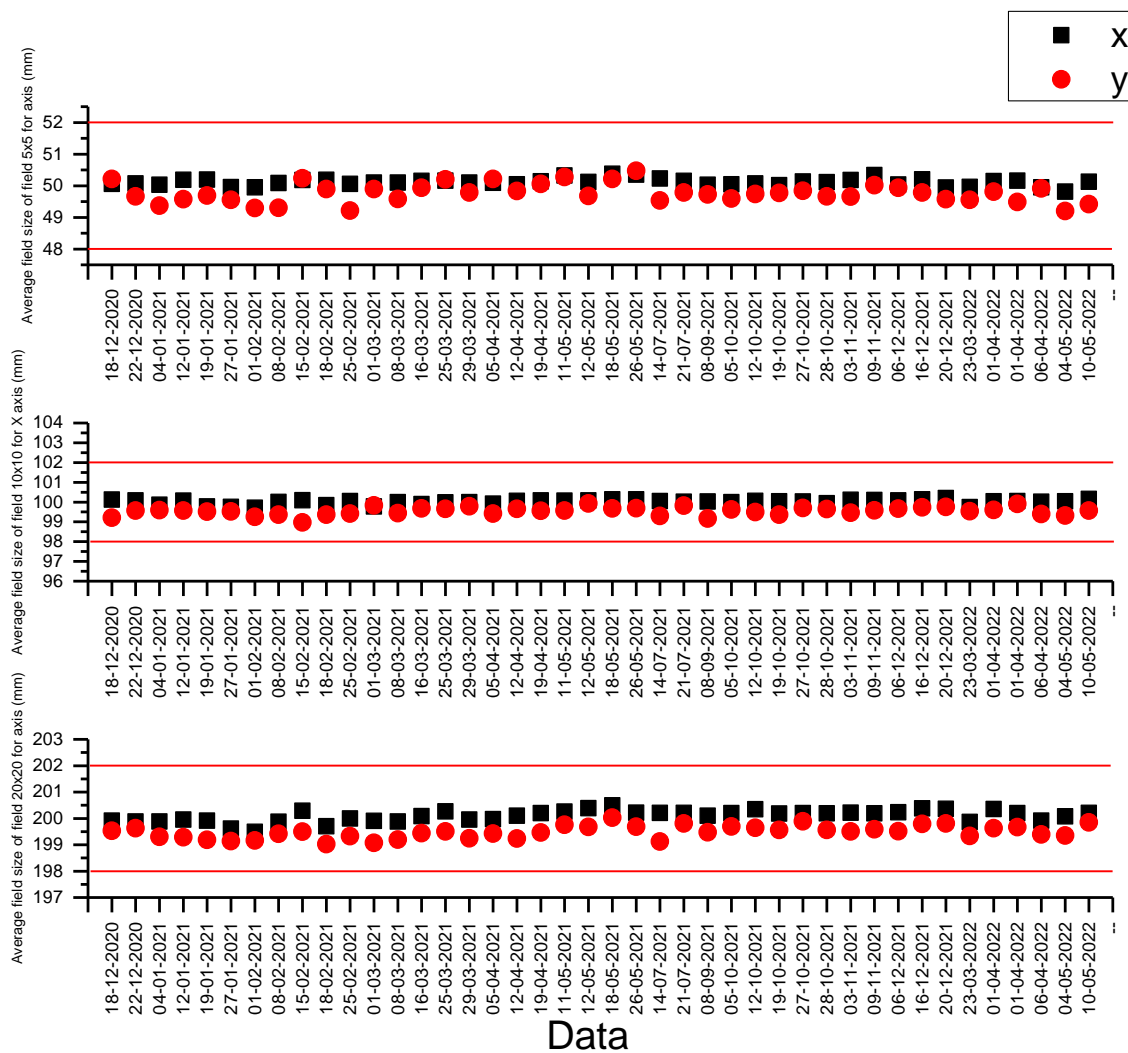


Figura 4.14. Valoarea medie a diferitelor geometrii de câmpuri de radiație în raport cu data de achiziție.

## 2. Poziția lamelelor

Pentru fiecare imagine studiată, calculul poziției lamelelor se realizează prin determinarea distanței la jumătatea înălțimii dintre axa de referință Y și marginea bancului de lamele la mijlocul fiecărei lamele, așa cum este ilustrat în Figura 4.15.

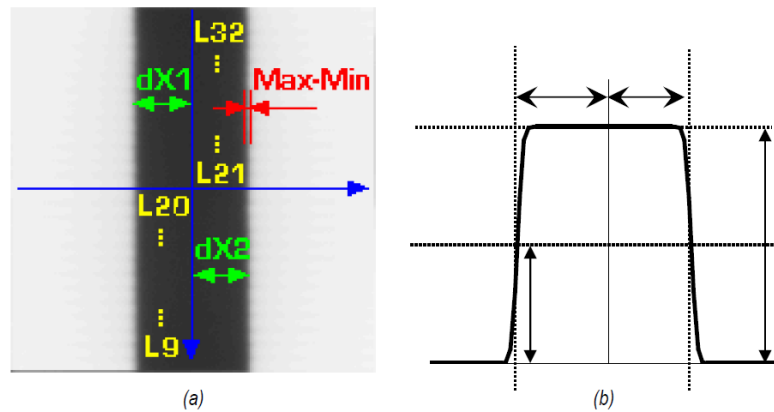


Figura 4.15 Configurația pentru poziția lamelei (a) Identificarea mărimilor (b) Valoare la jumătate de înălțime pe o lamelă.

Deviația standard de măsurare a distanței este de asemenea calculată pentru a cuantifica răspândirea în raport cu valoarea prescrisă. Se citește diferența dintre distanțele maxime și minime obținute pentru fiecare banc de lamele.

Pentru fiecare numărul de lamele a căror poziție calculată este mai mică de 1 mm, inclus între 1 mm și 2 mm și mai mult de 2 mm față de poziția prescrisă, este dat folosind un cod de culoare:

- mai puțin de 1 mm (verde),
- mai mare de 1 mm și mai mică de 2 mm (galben),
- mai mare de 2 mm (roșu).

Calculul poziției lamelelor necesită între una și trei imagini afișate în Figura 4.16. Pozițiile lamelelor sunt complet configurabile de utilizator, dar trebuie incluse între -11 cm și +11 cm.

Măsurătorile sunt utilizate pentru determinarea pozițiilor medii ale diferitelor lamele, asociate abaterilor de poziție, eroarea de poziție pe fiecare lamelă și compararea acestora cu valorile prescrise.

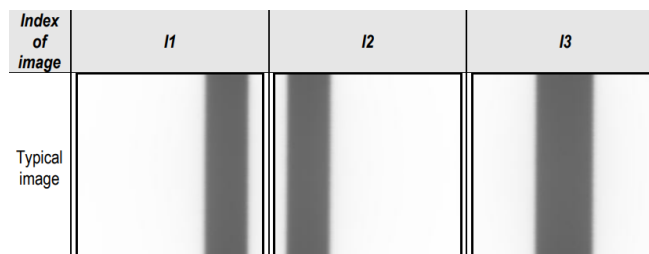


Figura 4.16. Imagini pentru poziția lamelelor

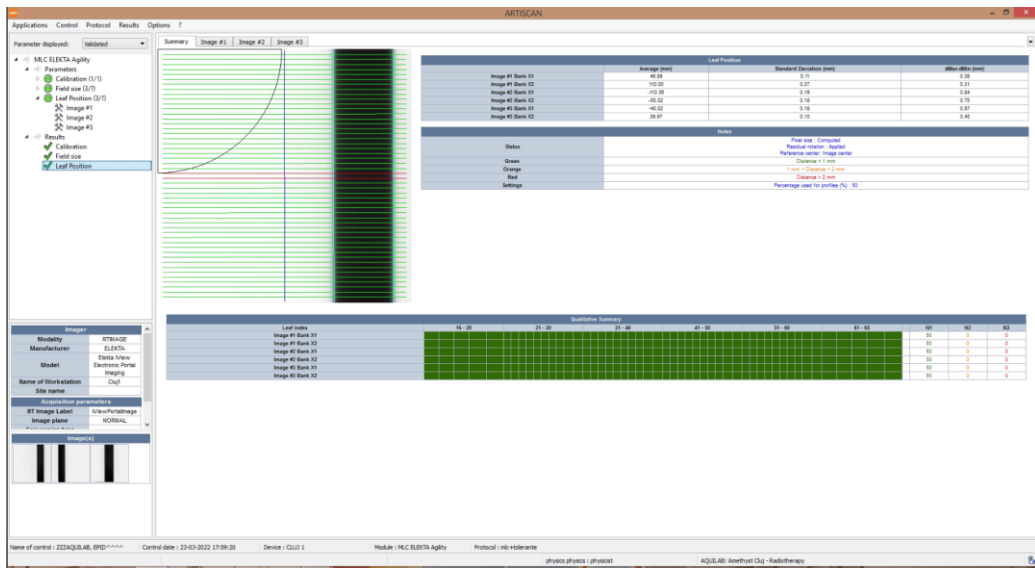


Figura 4.17. Rezultatul verificării poziției lamelelor.

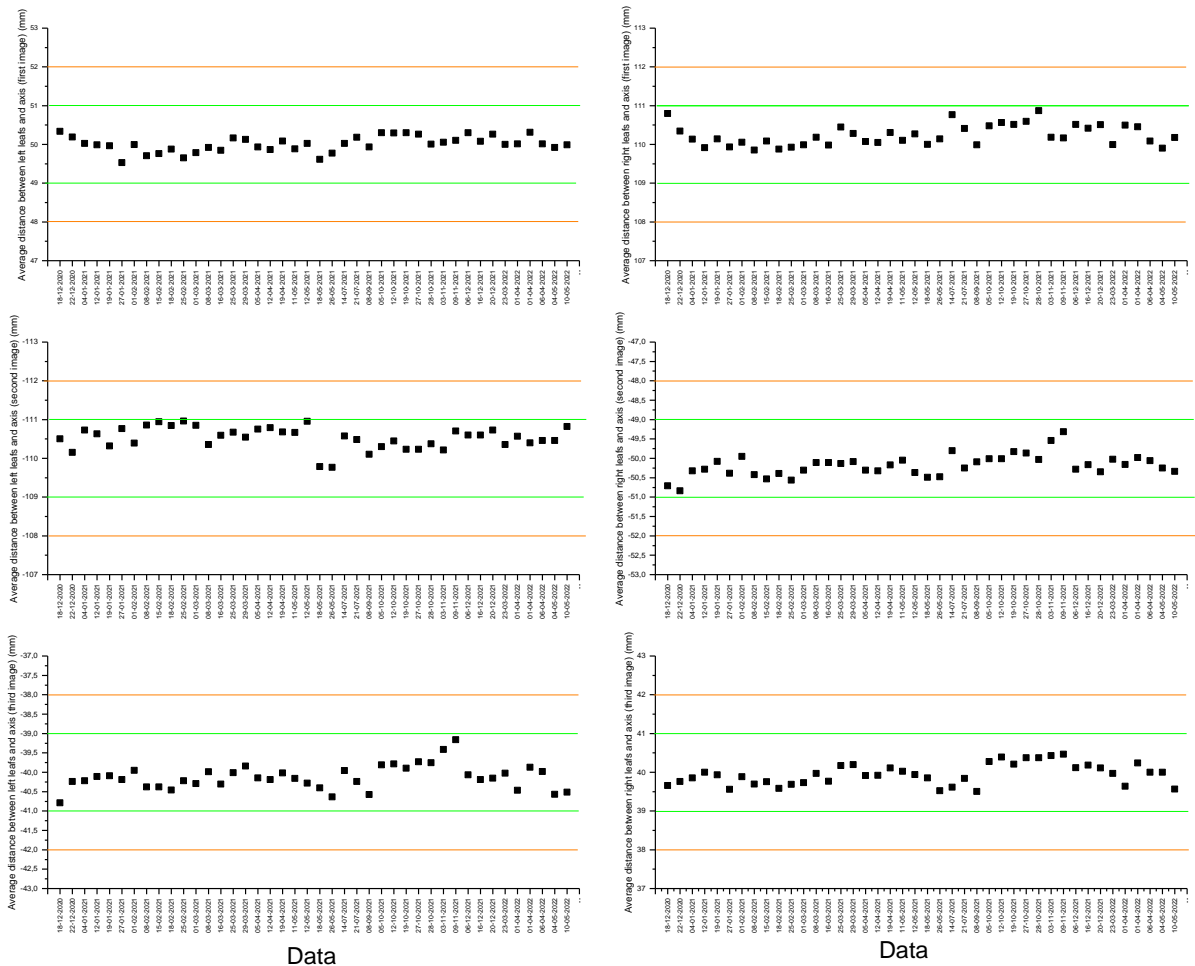


Figura 4.18. Rezultatul verificării poziției lamelelor raportate la timp

#	No. total	Mean	Standard Deviatio n	Sum	Minimu m	Median	Maximu m
Average distance between left leafs and axis (first image)	42	50,0097 3	0,20185	2100,40 9	49,52922	50,0111 1	50,33643
Average distance between right leafs and axis (first image)	42	110,237	0,26751	4629,95 3	109,8532	110,171 6	110,8676
Average distance between left leafs and axis (second image)	42	-110,528	0,28226	-4642,16	-110,959	-110,571	-109,77
Average distance between right leafs and axis (second image)	42	-50,185	0,28387	-2107,77	-50,8372	-50,1668	-49,3114
Average distance between left leafs and axis (third image)	42	-40,1296	0,31666	-1685,44	-40,7911	-40,1547	-39,1605
Average distance between right leafs and axis (third image)	42	39,9471	0,27075	1677,77 8	39,50279	39,9355 6	40,46697

*Tabelul 4.4. Datele statistice ale măsurătorilor*

## IV. Concluzii

În prezenta lucrare s-a abordat procedura de asigurare a calității pe acceleratorul liniar de electroni utilizat pentru tratamentele de radioterapie externă oncologie.

Utilizând două module de QA pe mașina de tratament s-au putut determina parametrii de funcționare a diferitelor componente ale acceleratorului. Aceste două module au permis verificarea atât a sistemului de imagistică al LINAC-ului cât și funcționarea corectă a lamelor care au rolul de a colima fascicolul de raze X.

Rezultatele statistice ale acestor măsurători au pus în evidență capacitatea de repetabilitate și fezabilitate în funcționarea acestor componente esențiale pentru livrarea tratamentului de radioterapie externă corect și specific fiecărui pacient.

## Bibliografie

- [2] T. Reatment, *The Use of Radiation Therapy*. 1896.
- [3] “Types of Ionizing Radiation.” <https://www.mirion.com/learning-center/radiation-safety-basics/types-of-ionizing-radiation> (accessed Jun. 09, 2022).
- [4] “Ionizing Radiation - Standards | Occupational Safety and Health Administration.” <https://www.osha.gov/ionizing-radiation/standards> (accessed Jun. 09, 2022).
- [5] R. Burkhardt, F. Teodora, and D. F. Loredana Bogdan, “MINISTERUL SĂNĂTĂȚII INSTITUTUL NAȚIONAL DE SĂNĂTATE PUBLICĂ CE ESTE NECESAR SĂ ȘTIM DESPRE RADIAȚIILE IONIZANTE ȘI EFECTELE LOR ASUPRA OMULUI GHID DE EDUCAȚIE PENTRU SĂNĂTATEA POPULAȚIEI EDIȚIA 1-2016 Elaborat de.”
- [6] “Radiation protection - Wikipedia.” [https://en.m.wikipedia.org/wiki/Radiation\\_protection](https://en.m.wikipedia.org/wiki/Radiation_protection) (accessed Jun. 09, 2022).
- [7] “X-ray tube | Radiology Reference Article | Radiopaedia.org.” <https://radiopaedia.org/articles/x-ray-tube-1> (accessed Jun. 09, 2022).
- [8] “History of X-rays - 125 years in the making (pt 2) - Excillum.” <https://www.excillum.com/history-of-x-rays-x-ray-tubes/> (accessed Jun. 09, 2022).
- [9] “linear accelerator.” [https://www.radiation-therapy-review.com/Linear\\_Accelarator.html](https://www.radiation-therapy-review.com/Linear_Accelarator.html) (accessed Jun. 09, 2022).
- [10] “Interactiunea Razelor X Cu Materia | PDF.” <https://ro.scribd.com/document/55869717/Interactiunea-Razelor-X-Cu-Materia> (accessed Jun. 09, 2022).
- [11] C. Questions, “22.01 Fall 2015, Problem Set 5 (Analytical Version),” vol. 5, no. 1, pp. 1–11, 2015.
- [12] “Basics of Radiation Therapy | Clinical Gate.” <https://clinicalgate.com/basics-of-radiation-therapy-2/> (accessed Jun. 10, 2022).
- [13] “Detectarea Si Masurarea Radiatiilor | PDF.” [https://ro.scribd.com/doc/305313487/Detectarea-Si-Masurarea-Radiatiilor?fbclid=IwAR20UAHTDm0CTKJM2cWMI4BOMB6OlPvUSjth6vgDjm-I\\_xC\\_X-pljWHjB6M](https://ro.scribd.com/doc/305313487/Detectarea-Si-Masurarea-Radiatiilor?fbclid=IwAR20UAHTDm0CTKJM2cWMI4BOMB6OlPvUSjth6vgDjm-I_xC_X-pljWHjB6M) (accessed Jun. 10, 2022).
- [14] “Ramsauer–Townsend effect - Wikipedia.” [https://en.wikipedia.org/wiki/Ramsauer–Townsend\\_effect](https://en.wikipedia.org/wiki/Ramsauer–Townsend_effect) (accessed Jun. 14, 2022).



- [15] “Contor Geiger.” [https://hmn.wiki/ro/Geiger\\_counter](https://hmn.wiki/ro/Geiger_counter) (accessed Jun. 10, 2022).
- [16] “Contor proporțional.” [https://hmn.wiki/ro/Proportional\\_counter](https://hmn.wiki/ro/Proportional_counter) (accessed Jun. 10, 2022).
- [17] “STUDIUL PROCESULUI DE IONIZARE Obiectul lucrării.”
- [18] “Ion Chamber Design and Operation | Oncology Medical Physics.”  
<https://oncologymedicalphysics.com/ionization-chamber-design-and-operation/> (accessed Jun. 10, 2022).
- [19] L. S. M. Ooi, S. S. M. Sun, H. Wang, and V. E. C. Ooi, “New mannose-binding lectin from the rhizome of sarsaparilla *Smilax glabra* Roxb. (Liliaceae),” *J. Agric. Food Chem.*, vol. 52, no. 20, pp. 6091–6095, 2004, doi: 10.1021/jf030837o.
- [20] “How Do Sodium Iodide (Scintillation) Detectors Work?” <https://www.ntanet.net/how-do-sodium-iodide-scintillation-detectors-work> (accessed Jun. 10, 2022).
- [21] S. Ghithan *et al.*, “Development of a PET cyclotron based irradiation setup for proton radiobiology,” *J. Instrum.*, vol. 10, no. 02, pp. P02010–P02010, 2015, doi: 10.1088/1748-0221/10/02/p02010.
- [22] R. Direc, S. Radioprotec, C. De, C. Transport, and M. Radioactive, “urgen ță,” pp. 90–105.
- [23] O. Romaniei and I. Partea, “NSR-10 NORMELE DE RADIOPROTECTIE OPERATIONALA PRIVIND DESFASURAREA PRACTICII DE CONTROL NEDISTRUCTIV CU RADIATII IONIZANTE au fost aprobate prin Ordinul CNCAN nr . 155 / 02 . 10 . 2003 si au fost publicate in Monitorul,” vol. 2003, no. 155, pp. 1–30, 2003.
- [24] “Linear Accelerator.” [https://www.radiation-therapy-review.com/Linear\\_Accelerator.html](https://www.radiation-therapy-review.com/Linear_Accelerator.html) (accessed Jun. 09, 2022).
- [25] R. F. P. Sources and I. Konoplev, “RT Operations Introduction & Goals.”
- [26] “Linac Subsystem Design | Oncology Medical Physics.”  
<https://oncologymedicalphysics.com/linac-subsystem-design/> (accessed Jun. 14, 2022).
- [27] “traveling-wave linear accelerator | Britannica.”  
<https://www.britannica.com/technology/traveling-wave-linear-accelerator> (accessed Jun. 09, 2022).
- [28] “Medical linear accelerator(Linac) - HandyPhysics.”  
<https://www.handyphysics.com/medical-linear-acceleratorlinac/> (accessed Jun. 09, 2022).
- [29] “Elekta Infinity | Radiation Therapy | Cancer Care | Elekta.”

- <https://www.elekta.com/products/radiation-therapy/infinity/#slide1> (accessed Jun. 09, 2022).
- [30] P. Weber, J. Vuilleumier, and G. Guibert, “PO-1647 linac activation of radioisotopes and underground gammaspectroscopic analyses,” *Radiother. Oncol.*, vol. 161, pp. S1367–S1368, 2021, doi: 10.1016/s0167-8140(21)08098-1.
- [31] A. Arslan and B. Sengul, “Comparison of radiotherapy techniques with flattening filter and flattening filter-free in lung radiotherapy according to the treatment volume size,” *Sci. Rep.*, vol. 10, no. 1, pp. 1–8, 2020, doi: 10.1038/s41598-020-66079-6.
- [32] L. J. Verhey and P. L. Petti, “Principles of Radiation Physics,” *Leibel Phillips Textb. Radiat. Oncol.*, pp. 95–119, 2010, doi: 10.1016/B978-1-4160-5897-7.00007-X.
- [33] “Multileaf collimator - Wikipedia.”  
[https://en.wikipedia.org/wiki/Multileaf\\_collimator#/media/File:MLCShape.svg](https://en.wikipedia.org/wiki/Multileaf_collimator#/media/File:MLCShape.svg) (accessed Jun. 09, 2022).
- [34] E. E. Klein, M. Vicic, C. M. Ma, D. A. Low, and R. E. Drzymala, “Validation of calculations for electrons modulated with conventional photon multileaf collimators,” *Phys. Med. Biol.*, vol. 53, no. 5, pp. 1183–1208, 2008, doi: 10.1088/0031-9155/53/5/003.
- [35] E. E. Klein *et al.*, “Task group 142 report: Quality assurance of medical accelerators,” *Med. Phys.*, vol. 36, no. 9, pp. 4197–4212, 2009, doi: 10.1118/1.3190392.
- [36] J. Hanley *et al.*, “AAPM Task Group 198 Report: An implementation guide for TG 142 quality assurance of medical accelerators,” *Med. Phys.*, vol. 48, no. 10, pp. e830–e885, 2021, doi: 10.1002/mp.14992.
- [37] “About Us - AQUILAB.” <https://www.aquilab.com/about-us/> (accessed Jun. 09, 2022).
- [38] “ARTISCAN Imaging and Machine QA software - AQUILAB.”  
<https://www.aquilab.com/products-services/quality-assurance/> (accessed Jun. 09, 2022).
- [39] “QUASAR™ Penta-Guide Phantom - Modus Medical Devices.”  
<https://modusqa.com/products/quasar-penta-guide-phantom/> (accessed Jun. 09, 2022).
- [40] “Phantom | Radiology Reference Article | Radiopaedia.org.”  
<https://radiopaedia.org/articles/phantom?lang=us> (accessed Jun. 09, 2022).
- [41] “Origin: Data Analysis and Graphing Software.” .

**DECLARAȚIE PE PROPRIE RĂSPUNDERE**

Subsemnata Havrici Ana Maria, declar că Lucrarea de licență intitulată “Implementarea asigurării calității pentru acceleratorul medical liniar utilizat în tratamentul cancerului” pe care o voi prezenta în cadrul examenului de finalizare a studiilor la Facultatea de Fizică, din cadrul Universității Babeș-Bolyai, în sesiunea iunie 2022, sub îndrumarea Conf. Dr. Lucacel Ciceo Raluca, reprezintă o operă personală. Menționez că nu am plagiat o altă lucrare publicată, prezentată public sau un fișier postat pe Internet. Pentru realizarea lucrării am folosit exclusiv bibliografia prezentată și nu am ascuns nici o altă sursă bibliografică sau fișier electronic pe care să le fi folosit la redactarea lucrării.

Prezenta declarație este parte a lucrării și se anexează la aceasta.

Data,

22.06.2022

Havrici Ana Maria,

Semnătură

